

# VNIVERSITAT Đ VALÈNCIA

VNIVERSITAT Đ VALÈNCIA  Facultat de Ciències de l'Activitat Física i de l'Esport



## **TESIS DOCTORAL**

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA  
ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

**“EFECTOS DE UN PROGRAMA DE  
ENTRENAMIENTO FUNCIONAL SOBRE LA  
VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA,  
LA FUNCIÓN EJECUTIVA Y LA CAPACIDAD  
CONDICIONAL EN ADULTOS MAYORES”**

**Presentada por:**

**D. IGNACIO MARTÍNEZ NAVARRO**

**Dirigida por:**

**Dra. D<sup>a</sup> CRISTINA BLASCO LAFARGA**

**Valencia, 2014**



Esta tesis ha sido depositada en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia, por D. Ignacio Martínez Navarro con NIF 20479838-V.

Valencia, 29 de abril de 2014



La Dra. Cristina Blasco Lafarga, en su condición de directora de la Tesis Doctoral presentada por el doctorando D. Ignacio Martínez Navarro, con NIF 20479838-V, titulada:

***Efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la variabilidad de la frecuencia cardiaca, la función ejecutiva y la capacidad condicional en adultos mayores.***

por la presente emite su opinión favorable para el depósito e inicio de la tramitación y posterior defensa de la citada Tesis Doctoral.

Datos del doctorando:

*D. Ignacio Martínez Navarro*

*NIF 20479838-V*

*Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*

*Tesis depositada en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*

*(Departamento de Educación Física y Deportiva).*

Valencia, 29 de abril de 2014.

Dra. Cristina Blasco Lafarga



A mis padres, por vuestro amor y vuestro cariño. Por haberme inculcado la importancia de ser constante y responsable. Gracias por valorar mi trabajo y por apoyarme y ayudarme siempre en todo. Gracias por ser los mejores padres del mundo.

A Sara, por tu comprensión con los madrugones de los últimos meses y las jornadas interminables encerrado delante del ordenador. Gracias por tu paciencia y tus ánimos en los momentos críticos. Gracias por alegrarme cada mañana con tu sonrisa y hacer que cada momento juntos sea especial.

A mis hermanos, por hacerme sentir querido y valorado, especialmente a mi hermana Inma. Gracias por todo lo que te has preocupado estos últimos meses, por compartir mi entusiasmo con los resultados obtenidos y por tus aportaciones en el apartado de sociodemografía del envejecimiento.





## AGRADECIMIENTOS

A Cristina, por el camino que hemos recorrido juntos durante los últimos casi 4 años. Por tu cercanía desde el primer momento y por todas las horas que dedicaste a que consiguiera entender que era aquello de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca. Por todo lo que has compartido conmigo y todo lo que he aprendido y sigo aprendiendo de ti. Pero sobre todo, gracias por dejar que hayamos tenido una relación casi de compañeros, por haberte volcado en este proyecto pero al mismo tiempo no haberme cortado las alas en ningún momento. Y gracias por todo lo que te has preocupado y has luchado para que esta Tesis Doctoral llegara finalmente a puerto. Sabes que es tan tuya como mía.

A mis compañeros de GIEFAM Ana, Ainoa, Gema y Jordi. Por vuestra ayuda y vuestras aportaciones en tantos días de test y clases que hemos compartido estos dos últimos años. Especialmente a Ana, gracias por querer estar desde el primer día hasta el último, siempre dispuesta a echar una mano y siempre preocupada de que todo saliese lo mejor posible. Un pedacito de esta Tesis es vuestra, sin vosotros no habría sido posible.

A Toni, por tus valiosas aportaciones en el proceso de corrección de la Tesis, por el esfuerzo de leértela punto por punto y coma por coma; y por tu ayuda en todas y cada una de las sesiones de evaluación.

A Mayte, por ayudarnos con el registro de la tensión arterial de forma totalmente desinteresada.

A Rosa Soriano, directora del CEAM EL Cabañal, por su colaboración e implicación en este proyecto, por haber creído en él desde el primer momento.

A Carlos, por tu ayuda en los primeros pasos de esta investigación.

Y por supuesto a todos y cada uno de los “jóvenes” que han participado en los dos años de intervención. Por su entusiasmo, su vitalidad y sus ganas de seguir mejorando y progresando día a día. Por todo lo que he aprendido con ellos y de ellos.

# PUBLICACIONES Y DIVULGACIÓN DE RESULTADOS

## CONTRIBUCIONES EN CONGRESOS

Blasco-Lafarga C, Martínez-Navarro I, Valencia-Peris A, Roldan A, Sanchis G, Cordellat A. ***Lower-limb strength is related to response inhibition among older women, independently of aerobic fitness and age.*** World Congress on Active Ageing. Glasgow, Escocia, 2012. Journal of Aging and Physical Activity (20): supplement august; S289: pág. 293.

Blasco-Lafarga C, Martínez-Navarro I, Pablos C. ***Six weeks of functional training enhances balance, strength and cardiovascular endurance among postmenopausal women.*** World Congress on Active Ageing. Glasgow, Escocia, 2012. Journal of Aging and Physical Activity (20): supplement august; S254: pág. 258.

Martínez-Navarro I, Blasco-Lafarga C, Cordellat A, Roldan A, Sanchis G, Valencia-Peris A. ***A greater reduction in heart rate complexity during 6-min walk test is related to a better performance among elderly women.*** World Congress on Active Ageing. Glasgow, Escocia, 2012. Journal of Aging and Physical Activity (20): supplement august; S270: pág. 273.

Martínez-Navarro I, Blasco-Lafarga C, Montoya-Vieco A, Gil J. ***Relación entre función ejecutiva, rendimiento motriz y salud percibida en una muestra de adultos mayores.*** VII Congreso de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Granada, 2012.

Martínez-Navarro I, Blasco-Lafarga C, Montoya-Vieco A, Gil J. ***Variabilidad de la frecuencia cardíaca en adultos mayores durante el test de 6 minutos marcha.*** VII Congreso de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Granada, 2012.

Martínez-Navarro I, Blasco-Lafarga C, Sanchis G, Cordellat A, Roldan A, Gil J, Valencia-Peris A. ***Executive function is improved following a multicomponent motor-control training in older people.*** 18th Annual Congress of the European College Sport Science. Barcelona, 2013.

Martínez-Navarro I, Blasco-Lafarga C, Sanchis G, Cordellat A, Roldan A, Gil J, Valencia-Peris A. ***Are gains in physical and cognitive executive performance following a functional training in older adults related?*** 18th Annual Congress of the European College Sport Science. Barcelona, 2013.



# ÍNDICE

ÍNDICE GENERAL .....	IX
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	XV
ÍNDICE DE TABLAS .....	XIX
ÍNDICE DE FIGURAS .....	XXIII



# ÍNDICE GENERAL

<b>CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN GENERAL .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Sociodemografía del envejecimiento .....</b>	<b>3</b>
<b>1.2. Envejecimiento y función cognitiva .....</b>	<b>12</b>
1.2.1. Inteligencia cristalizada e inteligencia fluida .....	13
1.2.2. Funciones ejecutivas: componentes integrantes y sustratos cerebrales.....	15
1.2.3. Cambios en el rendimiento cognitivo asociados al envejecimiento .....	22
1.2.4. Modelos explicativos del envejecimiento cognitivo .....	24
1.2.5. Cambios en la estructura y la función cerebral asociados al envejecimiento.....	28
1.2.6. Plasticidad cerebral en respuesta a los cambios estructurales y funcionales asociados al envejecimiento .....	30
1.2.7. Teorías sobre la reorganización hemisférica durante el envejecimiento .....	32
1.2.8. Teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento de Park y Reuter-Lorenz .....	37
1.2.9. Modelo conceptual de relación entre ejercicio físico y función cognitiva en el adulto mayor.....	41
1.2.10. Efectos directos del ejercicio físico sobre el rendimiento cognitivo. Revisión de la literatura.....	43
1.2.11. Efectos del ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral y relación con los cambios en el rendimiento cognitivo .....	49
<b>1.3. Envejecimiento y regulación del ritmo cardiaco .....</b>	<b>58</b>
1.3.1. Concepto de Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca: función regulatoria del Sistema Nervioso Autónomo .....	58
1.3.2. Interpretación de la variabilidad y dinámica del ritmo cardiaco: metodología lineal y metodología no-lineal .....	61

1.3.3. Relación entre la respiración y el ritmo cardiaco: el mecanismo de arritmia sino-respiratoria .....	68
1.3.4. Relación entre la presión arterial y el ritmo cardiaco: el circuito barorreflejo.....	69
1.3.5. El modelo de integración neurovisceral: regulación cortical del ritmo cardiaco .....	71
1.3.6. Factores moduladores de la variabilidad de la frecuencia cardiaca: género y factores genéticos.....	75
1.3.7. Influencia de los factores de riesgo cardiovascular en la regulación del ritmo cardiaco: tabaquismo y síndrome metabólico .....	77
1.3.8. Utilización de la variabilidad de la frecuencia cardiaca como predictor de morbi-mortalidad y herramienta de diagnóstico ..	82
1.3.9. Regulación del ritmo cardiaco, envejecimiento y mortalidad: metodología lineal vs. no-lineal .....	83
1.3.10. Regulación del ritmo cardiaco, envejecimiento y ejercicio físico .....	89
<b>1.4. Regulación del ritmo cardiaco y función cognitiva .....</b>	<b>95</b>
1.4.1. Relación entre Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca y función cognitiva .....	95
1.4.2. Efectos del ejercicio físico sobre la función cognitiva y la VFC evaluadas conjuntamente.....	97
<b>1.5. Programas de entrenamiento para adultos mayores .....</b>	<b>99</b>
1.5.1. Evolución de las recomendaciones de consenso en relación al ejercicio físico con adultos mayores .....	99
1.5.2. El entrenamiento del componente cardiovascular: la emergencia del ejercicio interválico de alta intensidad.....	103
1.5.3. El entrenamiento del equilibrio: propuestas y recomendaciones para su mejora.....	106
1.5.4. El entrenamiento de la fuerza para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio .....	109
1.5.5. Entrenamiento concurrente, entrenamiento funcional y entrenamiento multicomponente para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio.....	111



1.5.6. Entrenamiento basado en el paradigma de la doble tarea para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio.....	114
<b>1.6. Objetivos e hipótesis .....</b>	<b>117</b>
1.6.1. Objetivos generales.....	117
1.6.2. Objetivos específicos.....	118
1.6.3. Hipótesis .....	119

## **CAPÍTULO 2: METODOLOGÍA..... 121**

<b>2.1. Diseño del estudio .....</b>	<b>123</b>
2.1.1. Población de estudio y análisis de la muestra .....	123
2.1.2. Criterios de selección de la muestra .....	124
<b>2.2. Instrumentos de evaluación .....</b>	<b>125</b>
2.2.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca.....	125
2.2.2. Función ejecutiva .....	130
2.2.3. Fuerza muscular .....	131
2.2.4. Resistencia cardiovascular .....	132
2.2.5. Equilibrio y movilidad dinámica .....	134
2.2.6. Estatura y composición corporal.....	136
2.2.7. Tensión arterial .....	137
2.2.8. Autopercepción del estado de salud.....	137
<b>2.3. Temporización del estudio.....</b>	<b>139</b>
<b>2.4. Descripción de la intervención.....</b>	<b>141</b>
<b>2.5. Tratamiento estadístico .....</b>	<b>153</b>

## **CAPÍTULO 3: RESULTADOS Y DISCUSIÓN..... 157**

<b>3.1. Caracterización de la muestra.....</b>	<b>159</b>
<b>3.2. Efecto de la intervención .....</b>	<b>163</b>
3.2.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca.....	163
3.2.2. Función ejecutiva .....	166
3.2.3. Capacidad condicional .....	168

3.2.4. Tensión arterial y carga de trabajo cardiaco .....	170
3.2.5. Composición corporal.....	173
3.2.6. Salud autopercebida.....	175
<b>3.3. Relación entre variables .....</b>	<b>176</b>
3.3.1. Relación entre los cambios mostrados por las variables dependientes .....	177
3.3.2. Relación entre los valores iniciales y el cambio experimentado tras la intervención .....	182
<b>3.4. Discusión de los resultados obtenidos .....</b>	<b>188</b>
3.4.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca.....	189
3.4.2. Función ejecutiva .....	193
3.4.3. Capacidad condicional .....	197
3.4.4. Composición corporal.....	204
3.4.5. Tensión arterial .....	206
3.4.6. Salud autopercebida.....	207
<b><u>CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES.....</u></b>	<b>211</b>
4.1. Conclusiones .....	213
4.2. Limitaciones del estudio .....	217
4.3. Futuras líneas de investigación .....	219
<b><u>CAPÍTULO 5: BIBLIOGRAFÍA .....</u></b>	<b>221</b>
<b><u>CAPÍTULO 6: ANEXOS .....</u></b>	<b>265</b>
<b>Anexo 1.</b> Certificado del Comité de Ética de la Universidad de Valencia.....	<b>269</b>
<b>Anexo 2.</b> Hoja de consentimiento informado.....	<b>273</b>
<b>Anexo 3.</b> Hoja de consentimiento para la cesión de los derechos de imagen .....	<b>277</b>

<b>Anexo 4. Test de Stroop.....</b>	<b>281</b>
<b>Anexo 5. Test de Equilibrio Avanzado de Fullerton .....</b>	<b>287</b>
<b>Anexo 6. Cuestionario SF-12 .....</b>	<b>291</b>
<b>Anexo 7. Informe individualizado .....</b>	<b>295</b>



# ÍNDICE DE ABREVIATURAS

<b>1RM</b>	1 Repetición máxima
<b>6MWT</b>	Test de 6 minutos marcha
<b>ACSM</b>	Colegio americano de medicina del deporte
<b>ASR</b>	Arritmia sino-respiratoria
<b>AV</b>	Auriculoventricular
<b>AVD</b>	Actividades de la vida diaria
<b>BDNF</b>	Factor neurotrófico derivado del cerebro
<b>BRS</b>	Sensibilidad barorrefleja
<b>CAN</b>	Circuito autonómico central
<b>CEAM</b>	Centro especializado de atención al mayor
<b>CMJ</b>	Salto contramovimiento
<b>CPF</b>	Cortex prefrontal
<b>CRUNCH</b>	Hipótesis de la utilización de circuitos neurales compensatorios
<b>CST</b>	Test de sentarse y levantarse en una silla durante 30 s
<b>DFA</b>	Análisis de fluctuaciones sin tendencias
<b>DM</b>	Diabetes mellitus
<b>DMN</b>	Red neuronal por defecto
<b>DXA</b>	Absorciometría de rayos X de doble energía
<b>EceV</b>	Enfermedad cerebrovascular
<b>EMTr</b>	Estimulación magnética transcraneal repetitiva
<b>EPOC</b>	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
<b>EV65</b>	Esperanza de vida en el umbral de los 65 años
<b>ECV</b>	Enfermedad cardiovascular
<b>EVLI</b>	Esperanza de vida libre de discapacidad
<b>FAB</b>	Test de equilibrio avanzado de Fullerton
<b>FC</b>	Frecuencia cardiaca
<b>FCmax</b>	Frecuencia cardiaca máxima
<b>RFE</b>	Red fronto-ejecutiva
<b>RFP</b>	Red fronto-parietal
<b>GC</b>	Porcentaje de grasa corporal
<b>GC-GIM</b>	Grupo control de gimnasia de mantenimiento
<b>GC-MEM</b>	Grupo control de memorización
<b>GE</b>	Grupo experimental

<b>GiEFAM</b>	Grupo de investigación en entrenamiento funcional con adultos mayores
<b>GLU</b>	Glucemia
<b>GRIP</b>	Test de presión manual
<b>HAROLD</b>	Teoría de la reducción de la asimetría hemisférica en los adultos mayores
<b>HF</b>	Potencia espectral en la banda de alta frecuencia (0.15 – 0.4 Hz)
<b>HFnu</b>	Potencia espectral en la banda de alta frecuencia normalizada, $HF/(LF+HF)$
<b>HIIT</b>	Entrenamiento interválico de alta intensidad
<b>HSB</b>	Hiperintensidades de sustancia blanca
<b>HTA</b>	Hipertensión arterial
<b>IAM</b>	Infarto agudo de miocardio
<b>IC</b>	Insuficiencia cardiaca
<b>IGF-1</b>	Factor de crecimiento insulínico tipo I
<b>IMC</b>	Índice de masa corporal
<b>IMSERSO</b>	Instituto de mayores y servicios sociales
<b>INE</b>	Instituto nacional de estadística
<b>IRMf</b>	Imagen por resonancia magnética funcional
<b>LF</b>	Potencia espectral en la banda de baja frecuencia (0.04 – 0.15 Hz)
<b>LF/HF</b>	Ratio entre la baja y la alta frecuencia
<b>LFnu</b>	Potencia espectral de baja frecuencia normalizada, $LF/(LF+HF)$
<b>MM</b>	Porcentaje de masa muscular
<b>MSE</b>	Entropía multiescalar
<b>NTS</b>	Núcleo del tracto solitario
<b>OMS</b>	Organización mundial de la salud
<b>PASA</b>	Teoría del cambio antero-posterior asociado al envejecimiento
<b>PC</b>	Perímetro de cintura
<b>PET</b>	Tomografía por emisión de positrones
<b>pNN50</b>	Porcentaje de intervalos RR que difieren más de 50 ms respecto al intervalo RR inmediatamente anterior
<b>PWS</b>	Velocidad preferida de paso
<b>RM</b>	Resonancia magnética
<b>RMSSD</b>	Raíz media cuadrática de las diferencias entre intervalos RR adyacentes
<b>RPP</b>	Producto de la frecuencia cardiaca por la tensión arterial sistólica
<b>RRi</b>	Duración media de los intervalos RR
<b>SaEn</b>	Entropía muestral
<b>SD1</b>	Eje transversal o diámetro menor de la elipse representada en el Diagrama de Poincaré
<b>SD1/SD2</b>	Ratio SD1/SD2

<b>SD2</b>	Eje longitudinal o diámetro mayor de la elipse representada en el Diagrama de Poincaré
<b>SDNN</b>	Desviación estándar de los intervalos RR
<b>SF12-FIS</b>	Puntuación del subcomponente físico del cuestionario SF-12
<b>SF12-GLOB</b>	Puntuación global del cuestionario SF-12
<b>SF12-MEN</b>	Puntuación del subcomponente mental del cuestionario SF-12
<b>SM</b>	Síndrome metabólico
<b>SNA</b>	Sistema nervioso autónomo
<b>SNC</b>	Sistema nervioso central
<b>SNP</b>	Rama parasimpática del sistema nervioso autónomo
<b>SNS</b>	Rama simpática del sistema nervioso autónomo
<b>STR-A</b>	Resultado en la parte A del test de Stroop
<b>STR-B</b>	Resultado en la parte B del test de Stroop
<b>STR-C</b>	Resultado en la parte C del test de Stroop
<b>STR-I</b>	Puntuación de interferencia del test de Stroop
<b>TA</b>	Tensión arterial
<b>TAD</b>	Tensión arterial diastólica
<b>TAS</b>	Tensión arterial sistólica
<b>TGC</b>	Nivel de triglicéridos en sangre
<b>TP</b>	Potencia espectral total (0.04 – 0.4 Hz)
<b>TUGT</b>	Timed up&go test
<b>UCI</b>	Unidad de cuidados intensivos
<b>VFC</b>	Variabilidad de la frecuencia cardiaca
<b>VLF</b>	Potencia espectral en la banda de muy baja frecuencia (<0.04 Hz)
<b>vmPFC</b>	Cortex prefrontal ventromedial
<b>VO<sub>2</sub>max</b>	Consumo máximo de oxígeno
<b>VSC</b>	Volumen sanguíneo cerebral
<b><math>\alpha_1</math></b>	Exponente de correlación fractal de corta duración
<b><math>\alpha_{1SCORE}</math></b>	Distancia al valor óptimo de $\alpha_1=1$
<b><math>\Delta</math></b>	Valor post-intervención expresado en forma relativa respecto al valor inicial





# ÍNDICE DE TABLAS

## CAPÍTULO 1

<b>Tabla 1.2.1</b>	Componentes que conforman las funciones ejecutivas, sus bases cerebrales y principales instrumentos neuropsicológicos de evaluación .....	19
<b>Tabla 1.2.2</b>	Efectos del entrenamiento aeróbico sobre diferentes dominios cognitivo .....	46
<b>Tabla 1.3.1</b>	Índices de dominio tiempo y frecuencia más habitualmente utilizados en la literatura científica para analizar la VFC.....	64
<b>Tabla 1.3.2</b>	Interpretación fisiológica de los índices lineales de VFC.....	66
<b>Tabla 1.5.1</b>	Ejemplo de programa de entrenamiento interválico para el adulto mayor.....	105

## CAPÍTULO 2

<b>Tabla 2.4.1</b>	Distribución temporal de objetivos y contenidos del Programa de Entrenamiento Funcional llevado a cabo con el GE .....	142
<b>Tabla 2.4.2</b>	Evolución de los parámetros de carga en el entrenamiento Fraccionado de Alta Intensidad durante las 2 últimas fases del programa de Entrenamiento Funcional.....	145
<b>Tabla 2.4.3</b>	Evolución de los parámetros de carga en las propuestas de carácter neuromuscular durante las tres fases del programa de Entrenamiento Funcional .....	146
<b>Tabla 2.5.1</b>	Variables utilizadas en el análisis estadístico.....	153

## CAPÍTULO 3

<b>Tabla 3.1.1</b>	Distribución por género. Descriptivos media y desviación estándar y resultados del test ANOVA para la variable Edad .....	160
--------------------	---	-----

<b>Tabla 3.1.2</b>	Descriptivos media y desviación estándar y resultados del test MANCOVA para los índices de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca .....	160
<b>Tabla 3.1.3</b>	Descriptivos media y desviación estándar y resultados del test MANCOVA para las variables de Función Ejecutiva .....	161
<b>Tabla 3.1.4</b>	Descriptivos media y desviación estándar y resultados del test MANCOVA para los índices de Capacidad Condicional .....	161
<b>Tabla 3.1.5</b>	Descriptivos media y desviación estándar y resultados del test MANCOVA para las variables complementarias .....	162
<b>Tabla 3.2.1</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para los índices de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca .....	164
<b>Tabla 3.2.2</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para las variables de Función Ejecutiva .....	166
<b>Tabla 3.2.3</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para las variables de Capacidad Condicional .....	169
<b>Tabla 3.2.4</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para las variables de tensión arterial y carga de trabajo cardíaco .....	171
<b>Tabla 3.2.5</b>	Resultados y tabla de frecuencias de las pruebas de signos para la variable TAS_TAD .....	172
<b>Tabla 3.2.6</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para las variables de composición corporal .....	173
<b>Tabla 3.2.7</b>	Resultados y tabla de frecuencias de las pruebas de signos para la variable GC_OBES .....	174
<b>Tabla 3.2.8</b>	Resultados del test MANCOVA de medidas repetidas para las variables de salud autopercebida .....	175
<b>Tabla 3.3.1</b>	Resultados del análisis de correlación de Pearson entre los valores delta de las variables dependientes que en los análisis de Varianza habían mostrado cambios significativos tras la intervención .....	180
<b>Tabla 3.3.2</b>	Resultados del análisis de correlación parcial entre los valores delta de las variables dependientes que en los análisis de varianza habían mostrado cambios significativos tras la intervención .....	181

<b>Tabla 3.3.3</b>	Resultados del análisis de correlación parcial entre los valores basales de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y el cambio experimentado por las variables dependientes .....	183
<b>Tabla 3.3.4</b>	Resultados del análisis de correlación parcial entre los valores basales de Función Ejecutiva y el cambio experimentado por las variables dependientes .....	185
<b>Tabla 3.3.5</b>	Resultados del análisis de correlación parcial entre los valores basales de Capacidad Condicional y el cambio experimentado por las variables dependientes .....	186



# ÍNDICE DE FIGURAS

## CAPÍTULO 1

<b>Figura 1.1.1</b>	Proyecciones de población según sexo y edad .....	5
<b>Figura 1.1.2</b>	Evolución de la tasa de morbilidad hospitalaria (por mil), 1991-2009.....	9
<b>Figura 1.1.3</b>	Tasas de discapacidad por edad y sexo .....	10
<b>Figura 1.1.4</b>	Porcentajes de discapacidad y dependencia en personas de 65 y más años.....	11
<b>Figura 1.2.1</b>	Subregiones del cortex prefrontal .....	21
<b>Figura 1.2.2</b>	Datos observacionales sobre rendimiento en tareas de velocidad de procesamiento, memoria operativa, memoria a largo plazo y vocabulario, agrupados en dos grandes grupos: inteligencia fluida e inteligencia cristalizada.....	23
<b>Figura 1.2.3</b>	Predicción de los patrones de activación y los niveles de rendimiento en función de la dificultad de la tarea de acuerdo al modelo CRUNCH .....	36
<b>Figura 1.2.4</b>	Modelo conceptual de la teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento.....	38
<b>Figura 1.2.5</b>	Modelo conceptual de las vías (directa e indirecta) a través de las cuales puede incidir positivamente el ejercicio físico sobre el rendimiento cognitivo .....	41
<b>Figura 1.2.6</b>	Efectos del entrenamiento aeróbico sobre la función ejecutiva .....	47
<b>Figura 1.2.7</b>	Línea temporal de los cambios estructurales asociados al ejercicio aeróbico y al ejercicio aeróbico combinado con ambientes estimulantes de entrenamiento .....	57
<b>Figura 1.3.1</b>	Evolución de las publicaciones por año sobre VFC comparativamente con la venta de ordenadores personales .....	62
<b>Figura 1.3.2</b>	Línea temporal en la que se representan los principales eventos sucedidos en la investigación sobre la VFC.....	63

<b>Figura 1.3.3</b>	Diagrama del análisis de la VFC mediante técnicas lineales de dominio tiempo y frecuencia.....	65
<b>Figura 1.3.4</b>	Representación esquemática de la autosimilaridad de estructuras y fluctuaciones.....	68
<b>Figura 1.3.5</b>	Circuito barorreflejo de regulación de la tensión arterial .....	70
<b>Figura 1.3.6</b>	Zonas de control autónomo en el tronco del encéfalo y el hipotálamo .....	71
<b>Figura 1.3.7</b>	Vías a través de las cuales el cortex prefrontal puede influenciar la regulación de la FC .....	74
<b>Figura 1.3.8</b>	Efectos de la sobreactivación del SNS derivada del Síndrome Metabólico .....	79
<b>Figura 1.3.9</b>	Representación esquemática de las dos aproximaciones conceptuales dominantes en relación a la interpretación del significado pronóstico de la VFC .....	86
<b>Figura 1.5.1</b>	Ejemplo de progresión en las tareas de equilibrio reactivo y equilibrio estático empleando el paradigma de la doble tarea.....	106
<b>Figura 1.5.2</b>	Ejemplos de ejercicios para nivel 1, nivel 2, nivel 3 y nivel 4 del programa de entrenamiento del equilibrio diseñado por Oddsson y cols. (2007).....	108
<b>Figura 1.5.3</b>	Ejemplos de ejercicios para nivel 5 del programa de entrenamiento del equilibrio diseñado por Oddsson y cols. (2007).....	109
<b>Figura 1.5.4</b>	Representación gráfica y esquemática de los programas de entrenamiento <i>Rhythmic stepping exercise</i> y <i>Complex obstacle negotiation exercise</i> .....	116

## **CAPÍTULO 2**

<b>Figura 2.2.1</b>	Registro de los intervalos RR .....	125
<b>Figura 2.2.2</b>	Diagrama de Poincaré .....	127
<b>Figura 2.2.3</b>	Análisis de fluctuaciones sin tendencias .....	129
<b>Figura 2.2.4</b>	Representación esquemática del procedimiento para analizar la entropía muestral.....	129
<b>Figura 2.2.5</b>	Test de sentarse y levantarse en una silla durante 30 s (CST) .....	131

<b>Figura 2.2.6</b>	Test de presión manual (GRIP).....	132
<b>Figura 2.2.7</b>	Test de 6 minutos marcha (6MWT).....	133
<b>Figura 2.2.8</b>	Evaluación del timed up&go test (TUGT) .....	134
<b>Figura 2.2.9</b>	Escala de equilibrio avanzado de Fullerton (versión reducida) .....	135
<b>Figura 2.2.10</b>	Evaluación de la composición corporal .....	136
<b>Figura 2.2.11</b>	Medición de la tensión arterial .....	137
<b>Figura 2.3.1</b>	Temporalización del estudio principal (curso 2012 – 2013).....	139
<b>Figura 2.3.2</b>	Diagrama de flujo del estudio principal (curso 2012 – 2013) .....	140
<b>Figura 2.4.1</b>	Programa GiEFAM (Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional con Adultos Mayores) 2012 – 2013.....	141
<b>Figura 2.4.2</b>	Ejercicios de habilidad motriz con fitball y balones de foam (panel superior) y secuencia rítmica con picas (panel inferior).....	143
<b>Figura 2.4.3</b>	Ejemplo de progresión para la mejora del patrón de la marcha .....	144
<b>Figura 2.4.4</b>	Propuestas de ejercicios con predominio del componente cardiovascular .....	145
<b>Figura 2.4.5</b>	Criterios de progresión utilizados en los ejercicios con mancuernas en sedestación sobre fitball.....	147
<b>Figura 2.4.6</b>	Criterios de progresión utilizados en los ejercicios poliarticulares con tensores elásticos .....	148
<b>Figura 2.4.7</b>	Criterios de progresión utilizados en los ejercicios monoarticulares con tensores elásticos .....	148
<b>Figura 2.4.8</b>	Ejemplo de progresión para el ejercicio de tracción dorsal con tensor elástico.....	149
<b>Figura 2.4.9</b>	Ejemplo de progresión para el ejercicio de elevación lateral con mancuernas en sedestación sobre fitball .....	150
<b>Figura 2.4.10</b>	Ejercicio para el refuerzo de la función inhibitoria .....	152
<b>Figura 2.4.11</b>	Entorno de juego con un recorrido en zig-zag entre conos, superación de obstaculines y tarea de memoria operativa con conos de colores .....	152

## **CAPÍTULO 3**

<b>Figura 3.2.1</b>	Efecto de la intervención sobre las variables RRi y $\alpha_1$ SCORE.....	165
<b>Figura 3.3.2</b>	Efecto de la intervención sobre las variables lnSDNN y lnRMSSD .....	165
<b>Figura 3.2.3</b>	Efecto de la intervención sobre las variables STR-B, STR-C y STR-I.....	167
<b>Figura 3.2.4</b>	Efecto de la intervención sobre las variables 6MWT y FAB.....	168
<b>Figura 3.2.5</b>	Efecto de la intervención sobre las variables TUGT y CST .....	170
<b>Figura 3.2.6</b>	Efecto de la intervención sobre las variables TAS y TAD.....	171
<b>Figura 3.2.7</b>	Efecto de la intervención sobre la variable RPP.....	172
<b>Figura 3.2.8</b>	Efecto de la intervención sobre las variables GC y MM .....	174
<b>Figura 3.2.9</b>	Efecto de la intervención sobre las variables SF12-FIS y SF12-GLOB .....	176
<b>Figura 3.3.1</b>	Relación entre los cambios experimentados por las variables IMC y STR-I .....	177
<b>Figura 3.3.2</b>	Relación entre los cambios experimentados por las variables TUGT y SF12-GLOB.....	178
<b>Figura 3.3.3</b>	Relación entre los cambios experimentados por las variables CST y STR-I.....	179
<b>Figura 3.3.4</b>	Relación entre el valor inicial de lnLF y el cambio experimentado en SF-12 tras la intervención .....	184
<b>Figura 3.3.5</b>	Relación entre el valor inicial de STR-B y el cambio experimentado en CST tras la intervención .....	185
<b>Figura 3.3.6</b>	Relación entre el valor inicial de CST y el cambio experimentado en IMC tras la intervención .....	187
<b>Figura 3.4.1</b>	Esquema conceptual del <i>Central Benefit Model</i> .....	203



# **CAPÍTULO 1.**

# **INTRODUCCIÓN**

# **GENERAL**

---



## **1.1. SOCIODEMOGRAFÍA DEL ENVEJECIMIENTO**

El envejecimiento poblacional mundial es un triunfo, pero al mismo tiempo un reto, tal y como señala la Organización de las Naciones Unidas en su informe *World Population Ageing 1950-2050* (UN, 2002). Un triunfo porque jamás se había alcanzado una esperanza de vida como la que disfrutamos en la actualidad, pero también un reto que los sistemas sociales, económicos y políticos tienen que afrontar en los ámbitos de la salud y el bienestar. Dicho informe aporta cuatro conclusiones fundamentales:

- El envejecimiento actual de la población no tiene parangón en la historia de la humanidad. Los descensos de la fecundidad, reforzados por una creciente longevidad, han producido, y continúan produciendo, cambios sin precedentes en la estructura de la sociedad. Se calcula que en 2050, por primera vez en la historia, las personas mayores de 60 años superarán en número a las menores de 15 años.
- Se trata de un proceso de alcance mundial, que afecta tanto a los países desarrollados como a los países en vías de desarrollo. Sin embargo, mientras en las regiones más desarrolladas casi una quinta parte de la población tenía 60 o más años en 2000 y para 2050 se espera que esta proporción sea de un tercio; en las regiones menos desarrolladas, sólo el 8% de la población tiene actualmente más de 60 años y en 2050 se calcula que ese grupo etario constituya casi el 20% de la población.
- El envejecimiento de la población es profundo y tiene importantes consecuencias a nivel económico, social y político.
- La tendencia al envejecimiento se considera un proceso duradero y casi irreversible. Al inicio del siglo XXI, la población mundial contaba con aproximadamente 600 millones de personas mayores de 60 años, tres veces la cifra registrada 50 años antes. En 2050 se calcula que habrá alrededor de 2000 millones en este segmento de edad, lo que supondrá que, una vez más, este grupo etario se habrá triplicado en un lapso de tan solo 50 años.

Por lo que se refiere a la población española, se obtienen similares conclusiones de los datos contenidos en los informes anuales editados por el Instituto de Mayores y Servicios Sociales

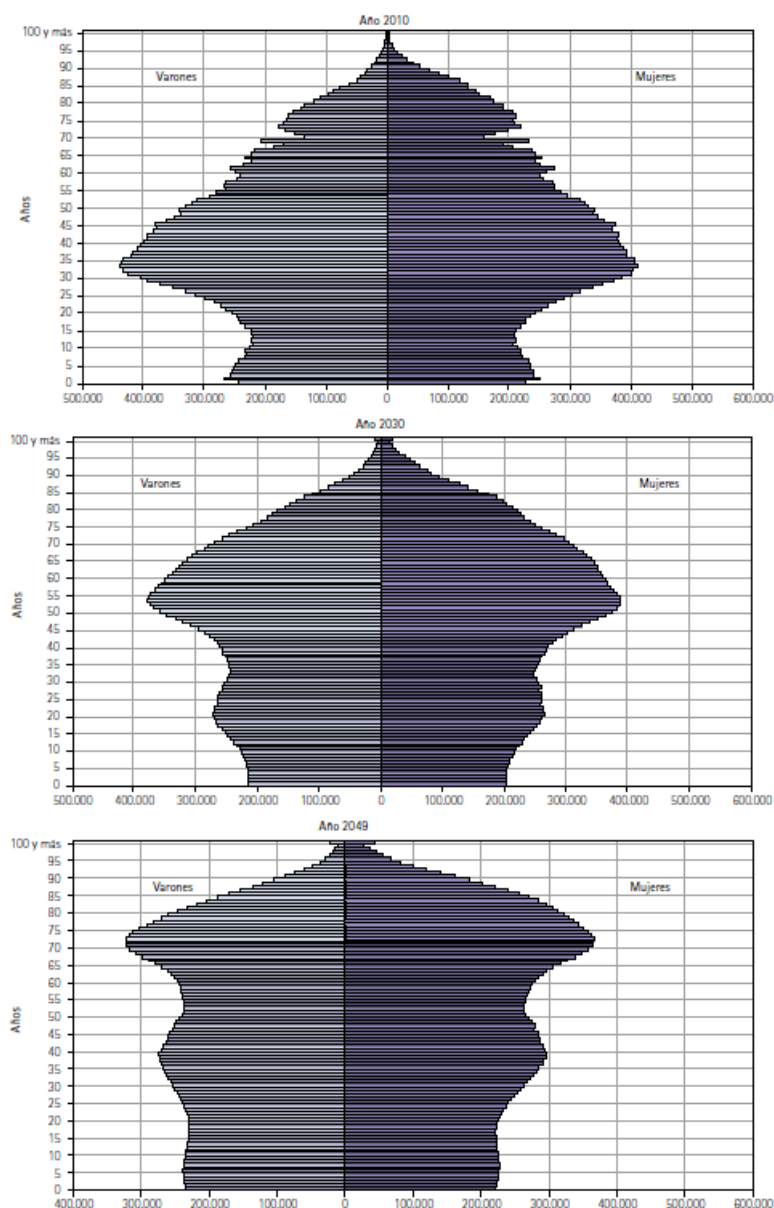


(IMSERSO). De hecho, según los últimos datos oficiales del Padrón Municipal de Habitantes de 2013, el colectivo de personas mayores de 65 años representa en nuestro país el 17.3% del total (INE, 2013). Esta cifra nos sitúa entre los países con una mayor proporción de población mayor del planeta, en un ranking que encabeza Japón (22.6%), seguido de Alemania (20.5%) e Italia (20.4%). Si analizamos la evolución durante el último siglo, mientras que desde 1900 hasta la actualidad la población española se ha multiplicado por dos y medio, el grupo de edad de 65 años se ha multiplicado por ocho. Porcentualmente, mientras en 1975 este grupo etario suponía el 11% de la población española, las proyecciones demográficas apuntan a que en 2049 representará casi un tercio del total (31.9%) (IMSERSO, 2012).

Los datos indican, por tanto, que la estructura de nuestra población va a envejecer de forma acelerada e intensa. Si a nivel mundial decíamos que se espera que en 2050 las personas mayores de 60 años superen en número por primera vez en la historia a las menores de 15 años, esta inversión demográfica ya sucedió en España en 2001 y para el año 2049 se prevé que este colectivo doble a la población en edad infantil (IMSERSO, 2012). Además, las tendencias demográficas apuntan a un envejecimiento dentro de este propio grupo etario. A nivel mundial, el grupo de edad que crece más rápidamente es el de las personas de 80 años o más, que aumenta actualmente a una tasa anual del 3.8% y que se calcula que en 2050 representará una quinta parte de las personas mayores de 65 años (UN, 2002). Para entonces, en España se prevé que la población octogenaria represente un 36.8% sobre el total de la población mayor de 65 años; mientras que en 1960 apenas constituía el 14.7% de este colectivo (IMSERSO, 2012).

Otro de los indicadores demográficos que conviene manejar en el análisis del fenómeno del envejecimiento poblacional es el concepto de **edad mediana**, que divide a la población en dos partes iguales por debajo o encima de una edad concreta. Actualmente, la edad mediana en el mundo es de 26 años. En España, se ha pasado de los 24 años en las primeras décadas del siglo XX a los 39 años en 2009 (IMSERSO, 2012). Y de acuerdo con las proyecciones de la ONU, en el año 2050 la mitad de la población estará por encima de los 55 años, convirtiendo a España en uno de los países con mayor edad mediana del mundo (UN, 2002).

En la actualidad, el grueso de población lo forman las personas de los grupos de edad centrales: la entrada en la edad adulta de las generaciones del *Baby-boom* (personas nacidas entre 1957 y 1977), junto con la llegada de población extranjera en edad de trabajar, hacen que la pirámide de la población se haya ensanchado en su parte central. Sin embargo, a partir del año 2020, cuando las generaciones del *Baby-boom* empiecen a alcanzar los 65 años, una porción significativa de la población se desplazará hacia la cúspide de la pirámide poblacional (ver figura 1.1.1).



**Figura 1.1.1.** Proyecciones de población según sexo y edad (Tomada de IMSERSO, 2012).



Esta transformación de la pirámide poblacional hay que ponerla en relación con el denominado **cociente de dependencia potencial**, que es el número de personas entre 15 y 64 años de edad por cada persona de 65 años o más, y que indica por tanto la carga de dependencia que afrontan los trabajadores potenciales. A nivel mundial, entre 1950 y 2000, el cociente de dependencia potencial disminuyó de 12 a 9 personas en edad de trabajar por cada persona de 65 años o más; y a mediados del siglo XXI, se calcula que disminuirá a 4 personas en edad de trabajar por cada persona de 65 años o más (UN, 2002). En España, ya teníamos esta cifra en 2009; en 2020 se prevé que disminuya a poco más de 3 personas en edad de trabajar por cada persona de 65 años o más y en 2049 se estima que este cociente caiga por debajo de 2:1. (IMSERSO, 2012).

A estos cambios demográficos contribuye, como hemos dicho, el alargamiento en la esperanza de vida y un notable descenso en las tasas de fecundidad, inferiores al nivel de reemplazo (IMSERSO, 2012). La fecundidad se ha reducido de forma drástica pasando de 2.8 hijos por mujer en 1975 a 1.36 en el año 2011 (INE, 2013). Al mismo tiempo, la esperanza de vida al nacer ha pasado de 34.8 años en la primera década del siglo XX a 81.6 años en la actualidad (78.5 en el caso de los hombres y 84.6 para las mujeres). Esta espectacular progresión responde, sobre todo, a la acusada caída de la mortalidad infantil en los dos primeros tercios del siglo XX, así como a un descenso de la mortalidad y una ganancia en años de vida a edades más avanzadas, que se constata en el último tercio de siglo (IMSERSO, 2012).

Otro aspecto que caracteriza el proceso de envejecimiento es la **feminización de la población mayor**. De acuerdo a los datos del informe IMSERSO 2010 sobre las personas mayores en España, mientras a principios del siglo XX el número de mujeres mayores superaba al de varones en un 10.3%, en el año 2009 esta cifra había ascendido hasta el 35.6%. El descenso de la fecundidad y los progresos en las condiciones de maternidad han contribuido, sin duda, a este patrón. Este fenómeno se ha visto acompañado, además, por una sobremortalidad masculina que afecta a todas las cohortes ya que, a cualquier edad, los hombres presentan mayor probabilidad de muerte que las mujeres.

Previsiblemente, sin embargo, en las próximas décadas se acortará esta distancia en la esperanza de vida entre hombres y mujeres. En los últimos años del siglo XX y principios del XXI, la difusión de hábitos de vida nocivos entre las mujeres -como el estrés y el consumo de tabaco y alcohol, entre otros-, junto con las características propias del proceso de envejecimiento -discapacidad y enfermedades degenerativas fundamentalmente- harán que las diferencias de sexo en la mortalidad disminuyan en los grupos de edad superiores. Por otro lado, el desequilibrio provocado por las pérdidas de hombres ocasionadas por la Guerra Civil se irá suavizando a medida que las generaciones que participaron en ella vayan desapareciendo (IMSERSO, 2012).

No obstante, esta mayor presencia femenina en los grupos etarios más avanzados tiene significativas implicaciones para su calidad de vida. Para considerar estas implicaciones, podemos servirnos de un parámetro demográfico que se denomina ***Esperanza de vida en el umbral de los 65 años*** (EV65) y que hace referencia al número de años que puede esperar vivir de promedio una persona en el momento de cumplir 65 años, si se mantienen las actuales tasas específicas de mortalidad por edad. Este indicador es especialmente relevante si consideramos que en España, en las condiciones de mortalidad actuales, de cada 100 nacimientos más de 89 llegarán a celebrar su 65 cumpleaños (93 de cada 100 mujeres y 85 de cada 100 hombres). Pues bien, la EV65 actual en España se sitúa en 20.2 años (22 años en el caso de las mujeres y 18.1 para los hombres); a una persona le queda por tanto un 23.7% de su vida por vivir (22% si es varón; 24.9% si es mujer) después de cumplir los 65 años, casi una cuarta parte de su vida total.

El aumento de la esperanza de vida y de la EV65 se prestan, en una primera lectura, a interpretaciones absolutamente positivas, sin matices. Sin embargo, desde el punto de vista de la salud, indicadores como la ***esperanza de vida libre de incapacidad (EVLI)*** aconsejan un análisis más profundo. La EVLI es un indicador que mide el número de años que una persona puede vivir en buena salud o libre de incapacidad. Esta medida del estado de salud de la población complementa los indicadores clásicos basados en la mortalidad ofreciendo una visión más cualitativa; ya que existen determinadas enfermedades que, aunque no producen la muerte de manera inmediata, ocasionan una pérdida importante de la calidad de vida.

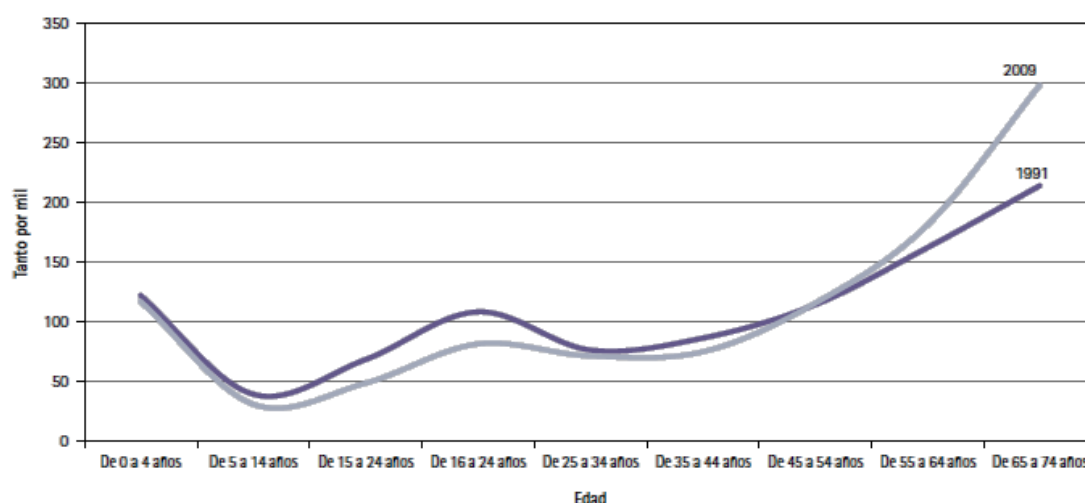


La EVLI es mayor en las mujeres; sin embargo, no refleja las marcadas diferencias entre sexos comentadas en relación a la esperanza de vida al nacer o a los 65 años. De hecho, a los 65 años las EVLI de hombres y mujeres prácticamente se equipara. Así, a pesar de tener una expectativa de vida cuatro años mayor, su expectativa de incapacidad a los 65 años casi dobla a la masculina (8.2 años frente a 4.6). Por tanto, la ganancia de años de vida de las mujeres respecto a los hombres se produce a expensas de años vividos en incapacidad (IMSERSO, 2012). Además, se observa una importante diferencia en el estado civil de la población mayor por género y grupo de edad que agrava esta situación. Un 43.6% de las mujeres mayores de 65 años son viudas frente a solo un 12.6% de los hombres en ese mismo tramo de edad. La mayor esperanza de vida de las mujeres con respecto a los hombres, junto con una edad media al matrimonio inferior, hacen que la proporción de viudas sea significativamente más elevada. En este sentido, la mayor supervivencia de las mujeres supone de nuevo una importante desventaja. En la mayor parte de los casos, cuando los hombres llegan a mayores y se generalizan las enfermedades y/o discapacidades cuentan con el apoyo de su mujer, mientras que éstas tienen que afrontar en muchos casos estas mismas adversidades sin el respaldo de su cónyuge (IMSERSO, 2012).

Dado este contexto, una de las principales cuestiones que se plantean ante el envejecimiento progresivo de la población es si, en el futuro, el aumento de la esperanza de vida se acompañará de un incremento de la morbilidad, con una mayor prevalencia de enfermedades crónicas y trastornos mentales; o por contrario, la mayor duración de la vida transcurrirá en buena salud, gracias a los progresos médicos y a la prevención de las enfermedades (Codorniu, 2007; IMSERSO, 2012). Ya en 1977, Ernest Gruenberg iniciaba la discusión de su famoso artículo *The Failures of Success* con la siguiente pregunta retórica “¿Por qué estamos previniendo la muerte en presencia de enfermedad y discapacidad?” (Gruenberg, 1977, p. 12); y sostenía que la disminución de la mortalidad crearía, sin embargo, una población que arrastraría cada vez más enfermedades crónicas. Esta hipótesis se catalogó posteriormente como Teoría de la expansión de la morbilidad (Codorniu, 2007). Más de 30 años después, los datos de los que disponemos no son especialmente esperanzadores en este sentido; de hecho la Organización Mundial de la Salud ha acuñado el término “pandemia de las enfermedades crónicas” para referirse a esta situación (Saiz, 2010).



En nuestro país, la Encuesta Europea de Salud registró en 2009 un 51.3% de personas con alguna enfermedad o problema de salud crónico o de larga evolución, aunque este porcentaje se eleva hasta un 82.8% en el grupo etario de 65 o más años. Otro dato muy significativo es el aumento de casi un 40% en la morbilidad hospitalaria que se ha producido desde 1991 a 2009 en este mismo tramo de edad (**ver figura 1.1.2**) (IMSERSO, 2012). Al mismo tiempo, la **tasa de discapacidad** -entendiendo como tal las limitaciones para realizar actividades de la vida diaria (AVD) que hayan durado o se prevea que vayan a durar más de un año y tengan su origen en alguna deficiencia- aumenta también con la edad. A partir de los 55 años la curva que resulta al representar estas cifras asciende de manera abrupta; y a partir de los 80, se aproxima a la verticalidad (**ver figura 1.1.3**) (IMSERSO, 2012).



**Figura 1.1.2.** Evolución de la tasa de morbilidad hospitalaria (por mil), 1991-2009 (Tomada de IMSERSO, 2012).

Para observar con mayor detalle este escenario, podemos servirnos de la Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia realizada por el Instituto Nacional de Estadística en 2008, que categorizó ocho grandes grupos de discapacidad: discapacidad visual, de audición, de comunicación, de aprendizaje y aplicación del conocimiento, de movilidad, autocuidado, vida doméstica y relaciones interpersonales. El tipo más frecuente, tanto en la población mayor como en los menores de 65 años, es el que implica dificultades de movilidad; sin embargo, en las personas mayores cobra una dimensión mucho

mayor: de cada 100 personas de 65 o más años, casi 22 tienen una discapacidad en movilidad (IMSERSO, 2012). Otro dato importante que se extrae de dicha encuesta es que más de la mitad de la población mayor declara una incapacidad total para realizar las actividades básicas de la vida diaria si no hacen uso de alguna ayuda técnica o reciben asistencia, mientras que en el grupo de 6 a 64 años esta gravedad en la discapacidad sólo afecta al 37.8%. Además, de los 2.227.086 de personas mayores con discapacidad, un 62.9% (1.400.293 personas) se encuentran en situación de dependencia, cifra que representa un 19% de toda la población mayor (ver figura 1.1.4) (IMSERSO, 2012).

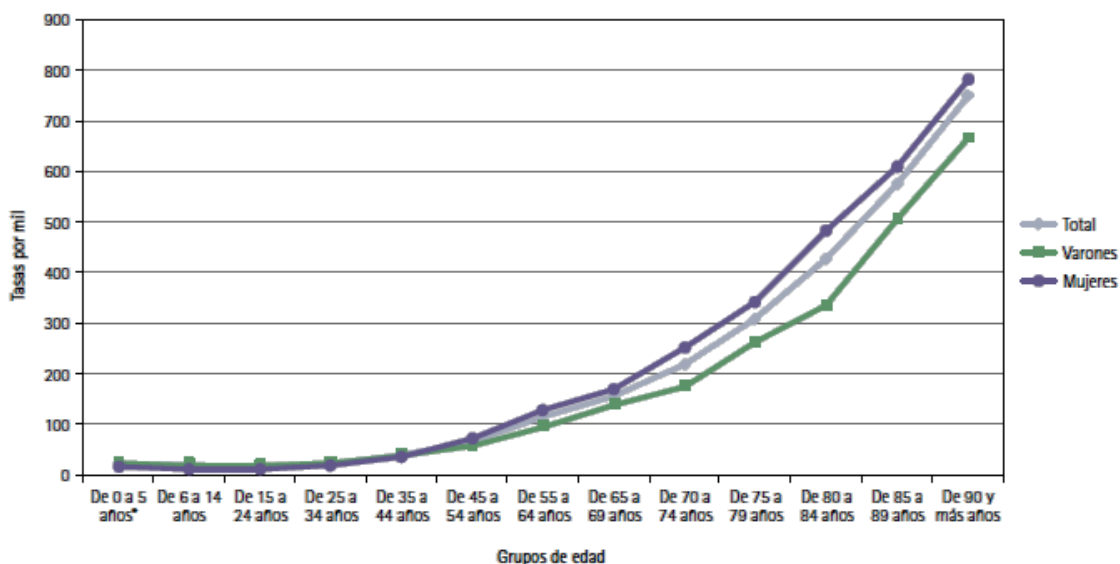
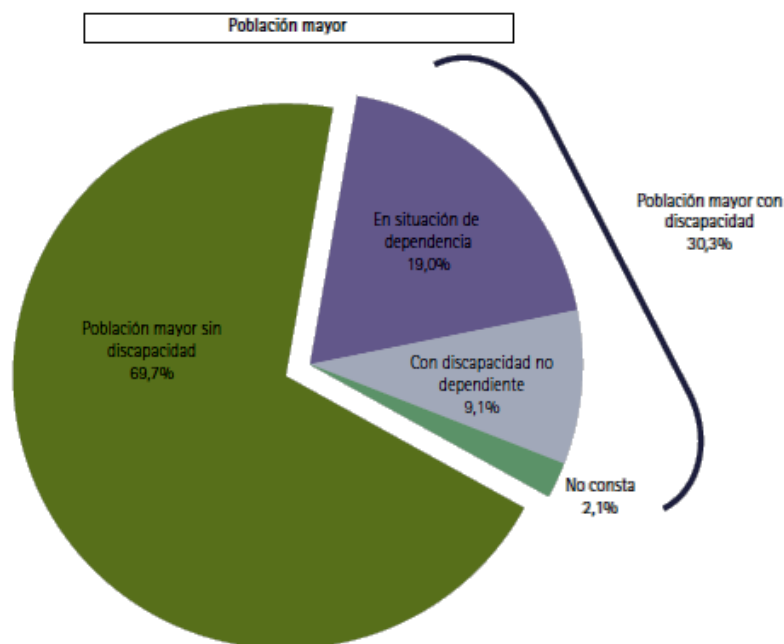


Figura 1.1.3. Tasas de discapacidad por edad y sexo (Tomada de IMSERSO, 2012).

La realidad demográfica que hemos descrito en las páginas que anteceden conlleva las correspondientes implicaciones presupuestarias. De hecho, el Comité de Política Económica de la Unión Europea ha estimado que el gasto en los cuidados de larga duración se incrementará desde el 0.9% en el 2004 al 1.5% del PIB en el 2050 (Codorniu, 2007).



**Figura 1.1.4.** Porcentajes de discapacidad y dependencia en personas de 65 y más años (Tomada de IMSERSO, 2012).

Así pues, también desde el punto de vista económico, parece plenamente justificada la puesta en marcha de estrategias envejecimiento activo encaminadas, no tanto al aumento de la esperanza de vida, como al incremento de la EVLI, que redunden en una mejora de la calidad de vida de las personas mayores. Comprimir los años de morbilidad y de incapacidad es uno de los desafíos más importantes para el diseño y la gestión de políticas públicas sociosanitarias, especialmente en un contexto de control del déficit y cumplimiento de las exigencias de sostenibilidad. En el artículo de Gruenberg al que hacíamos referencia anteriormente, el autor concluía que “no avanzaríamos en la mejora de la salud hasta que la prevención de las enfermedades crónicas no se convirtiera en la principal prioridad de la investigación” (Gruenberg, 1977, p. 22). A ese propósito pretende contribuir modestamente este trabajo de investigación.



## 1.2. ENVEJECIMIENTO Y FUNCIÓN COGNITIVA

El envejecimiento conlleva grandes cambios en el funcionamiento cognitivo, algunos como resultado de alteraciones globales en el funcionamiento cerebral y otros consecuencia de cambios estructurales más localizados (Reuter-Lorenz, 2002). Sin embargo, estos cambios no dependen únicamente del paso del tiempo *per se*, sino que factores como la genética, las experiencias vividas a lo largo de la vida o los factores de riesgo cardiovascular modulan de forma importante la estructura y funcionalidad del tejido cerebral (Raz, 2009). El envejecimiento cerebral es un proceso complejo y heterogéneo que se asocia a un conjunto de modificaciones estructurales y funcionales, así como a las interacciones entre dichos cambios, que derivan en importantes modificaciones en el funcionamiento cognitivo del adulto mayor.

Históricamente, se creía que el envejecimiento cerebral normal se caracterizaba por una masiva disminución de la masa neuronal, una menor activación cerebral y la ausencia de la plasticidad cerebral que durante el crecimiento permite la adquisición de nuevas habilidades. Sin embargo, a finales del siglo pasado, la aplicación de las técnicas de neuroimagen y los nuevos métodos de recuento celular al estudio del envejecimiento cerebral comenzaron a poner en entredicho estas aseveraciones. Hoy sabemos que, en ausencia de patología, el envejecimiento cerebral conlleva cambios estructurales y funcionales, pero éstos se producen en regiones específicas -y no de forma homogénea ni aleatoria-; y además, el cerebro conserva su capacidad plástica en el adulto mayor. Pero, probablemente, el hallazgo más sorprendente, logrado gracias a la aplicación de técnicas de imagen por resonancia magnética funcional (IRMf), ha sido la constatación de que hay una mayor activación cerebral durante la ejecución de tareas cognitivas en las personas mayores que en las jóvenes (D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009).

La investigación actual sobre envejecimiento cognitivo intenta desvelar que mecanismos de reorganización cerebral permiten al adulto mayor mantener un buen desempeño cognitivo a pesar de los cambios estructurales que acompañan al paso de los años. En este sentido, una disciplina de reciente emergencia, la neurociencia cognitiva (Cabeza, Nyberg y Park, 2005), ha intentado unir dos dominios de investigación que tradicionalmente habían estado separados:

la psicología cognitiva y la neurociencia del envejecimiento. Por una parte, la psicología cognitiva estudia el efecto del paso del tiempo sobre la función cognitiva, utilizando medidas conductuales. Por otra parte, la neurociencia del envejecimiento estudia cómo éste afecta a la anatomía y la fisiología del cerebro.

Este apartado se inicia con un recorrido conceptual, en el que se abordan los términos inteligencia cristalizada, inteligencia fluida y función ejecutiva. A continuación, se describen los cambios en el rendimiento cognitivo que suceden como consecuencia del proceso de envejecimiento y los posibles mecanismos que se han propuesto para explicarlos. Posteriormente, se analizan las modificaciones estructurales y funcionales que sufre el cerebro a medida que va envejeciendo y que permiten una mejor comprensión de por qué el adulto mayor muestra una involución más acusada en determinados dominios cognitivos. En siguiente lugar, se comparan las principales teorías y modelos que han intentado interpretar qué ocurre en nuestro cerebro para paliar estas alteraciones y mantener el máximo rendimiento cognitivo posible. Y finalmente, se realiza una revisión de los estudios que han analizado el efecto del ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral y el desempeño cognitivo.

### **1.2.1. Inteligencia cristalizada e inteligencia fluida**

Park y Schwartz (2002) revelan que en situaciones de laboratorio, cuando enfrentamos al adulto mayor a un test o una batería de test neuropsicológicos, resultan evidentes las pérdidas cognitivas fruto del envejecimiento, en la medida en que se trata de tareas novedosas en las que las vivencias previas y la experiencia y conocimiento almacenado no resultan de utilidad. Por el contrario, en situaciones familiares, en las que esas vivencias previas, experiencia y conocimiento almacenado sí pueden actuar como mecanismo compensatorio, nos encontramos con que el impacto del declive cognitivo asociado a la edad es moderado e incluso en ocasiones nimio. Esta realidad ha llevado a los investigadores a considerar que existirían dos tipos de cognición. Esta diferenciación se remonta al menos a 1920, cuando Foster y Taylor (cit. por Salthouse, 2002) encontraron que los adultos jóvenes eran superiores en la construcción de frases que contuvieran tres palabras específicas y en el recuerdo de dibujos, mientras los adultos mayores mostraban un mejor rendimiento en la comprensión de



preguntas, detección de absurdos y definición de palabras abstractas. Los autores interpretaron estos resultados afirmando que los jóvenes manifestaban más capacidad de adaptación, en tanto que los mayores eran superiores en aquellas tareas en que podían aprovechar las vivencias previas.

Las etiquetas empleadas para caracterizar esta distinción han sido diversas. Siguiendo a Rodríguez (2011), podemos diferenciar entre procesos de representación y procesos de control. La representación sería el conjunto de esquemas cristalizados que son la base de la memoria y el conocimiento del mundo; mientras que el control sería el conjunto de operaciones fluidas que hacen posible el procesamiento cognitivo intencional y adaptativo. Estos sistemas son interactivos, y es importante que prestemos especial atención a los adjetivos empleados para definir a unos y otros, cristalizados para los procesos de representación e intencionales y adaptativos para los procesos de control. Los procesos de representación aumentan marcadamente durante la niñez, luego continúan su crecimiento a un ritmo más lento durante la adultez y permanecen relativamente estables en la vejez; por el contrario, los procesos de control aumentan hasta la edad adulta y a partir de entonces comienzan a declinar. Los primeros se han denominado también inteligencia cristalizada o pragmática cognitiva, y los segundos inteligencia fluida o mecánica cognitiva (Rodríguez, 2011). Otros autores, como Salthouse (2002), se han referido a estos dos tipos de cognición como proceso y producto. El primero se asociaría a la eficacia o eficiencia del procesamiento en el momento de la evaluación y reflejaría la habilidad para resolver problemas novedosos o para transformar y manipular materiales conocidos; mientras que el segundo se referiría a los productos acumulados del procesamiento llevado a cabo en el pasado y consistiría sustancialmente en distintas formas de conocimiento adquirido (Salthouse, 2002).

Estas dos formas de cognición, independientemente de la nomenclatura por la que optemos, no son excluyentes, ya que todos los productos (representaciones, inteligencia cristalizada o pragmática cognitiva) han de adquirirse mediante el funcionamiento de los procesos (control, inteligencia fluida o mecánica cognitiva), y también es posible a su vez que el nivel de los productos influya sobre la eficacia o la eficiencia de algunos procesos. No obstante, la distinción entre ambos tipos de cognición (aunque no son los únicos, ya que quedarían fuera

de esta clasificación aspectos como la sabiduría, el juicio, la inteligencia emocional y social, etc.), sienta los cimientos de los cambios en el rendimiento cognitivo que vamos a describir a continuación. En lo sucesivo utilizaremos los términos inteligencia cristalizada e inteligencia fluida ya que son los más habituales en la literatura científica.

### **1.2.2. Funciones ejecutivas: componentes integrantes y sustratos cerebrales**

Encontramos en la literatura científica múltiples definiciones para el término función ejecutiva. Siguiendo a Rosselli, Matute y Jurado (2008), encontramos que algunos autores lo han conceptualizado como de naturaleza unitaria, de modo que todas las destrezas cognitivas que se consideran bajo control ejecutivo tendrían un tronco común y estarían estrechamente relacionadas entre sí. Sin embargo, esta posición unitaria ha sido debatida en otros trabajos que han considerado que se trata de un “paraguas” conceptual que integra múltiples procesos. Actualmente, parece que se acepta que las funciones ejecutivas son constructos independientes pero moderadamente relacionados (Miyake, 2000; cit. por Rosselli y cols., 2008). En esta misma línea, Tirapu-Ustárrroz, García-Molina, Luna-Lario, Roig-Rovira y Pelegrín-Valero (2008b) apuntan que las funciones ejecutivas no son una entidad simple, sino la combinación de múltiples capacidades cognitivas que permiten la anticipación y el establecimiento de metas, la formación de planes, el inicio de las actividades, su autorregulación y la habilidad para llevarlas a cabo eficientemente. Su concepto se solapa en cierto modo con el de inteligencia fluida, o la capacidad para adaptar de manera óptima nuestros recursos cognitivos en función de las demandas cambiantes del entorno (Verdejo-García y Bechara, 2010).

Las funciones ejecutivas tienen sus bases neuronales en los lóbulos frontales, especialmente en el cortex prefrontal (CPF), y su estudio nació de la observación de los cambios conductuales que mostraban pacientes con lesiones en esta región cerebral (Hall, 2011; Snell, 2007). Si realizamos un breve recorrido histórico, como referente de esos estudios pioneros, no podemos dejar de mencionar a Alexander Romanovich Luria (cit. por Goldberg, 2002). Este autor introdujo en 1966 por primera vez la noción de actividad cognitiva que regula el



comportamiento y que permite actuar en función de un objetivo. A partir de sus estudios con personas que presentaban lesiones en el lóbulo frontal, Luria propuso que algunas de las principales funciones cognitivas, como son la programación, regulación, control y verificación de la actividad, dependen de esta región cerebral. Posteriormente, Lezak (1982, cit. por Goldberg, 2002), considerada como la autora que acuñó el concepto de función ejecutiva, definió el término como las capacidades que tiene el individuo para actuar de manera independiente y propositiva, elaborando conductas adecuadas y autosuficientes, y manteniendo el control volitivo y afectivo. Además, Lezak propuso que la función ejecutiva no comprendía un único componente, sino que eran múltiples habilidades que trabajan con un propósito común: llevar al sujeto a tener una conducta personal y socialmente aceptada. Fuster (1980, 1989; cit. por Tirapu-Ustárroz, Muñoz-Céspedes y Pelegrín-Valero, 2002) fue otro de los principales neuropsicólogos que contribuyó a la explicación de los síndromes prefrontales y su relación con la función ejecutiva. En su teoría general sobre el CPF, este autor destaca como característica principal de esta zona cerebral la estructuración temporal de la conducta en tres funciones subordinadas: a) una función retrospectiva de memoria a corto plazo provisional; b) una función prospectiva de planificación de la conducta; y c) una función consistente en el control y supresión de las influencias internas y externas capaces de interferir en la formación de patrones de conducta (Tirapu-Ustárroz y cols., 2002). Por tanto, en los postulados de Fuster la conducta representa unidades temporales complejas, siendo el mantenimiento de la capacidad integradora la función del lóbulo frontal. Más próximo en el tiempo, Goldberg (2002) utilizó la metáfora del “director de orquesta” para describir el papel que desempeñan los lóbulos frontales en el control ejecutivo. Según dicha metáfora, esta región encefálica, como principal sustrato anatómico de las funciones ejecutivas, sería la encargada de coordinar la información procedente del resto de estructuras cerebrales para llevar a cabo conductas proposicionales u orientadas a un fin.

En términos generales, tomando como referencia a Muñoz-Céspedes y Tirapu-Ustárroz (2004), las funciones ejecutivas pueden definirse como los procesos que asocian ideas, movimientos y acciones simples y los orientan hacia la resolución de situaciones complejas. Son un conjunto de capacidades cognitivas implicadas en la resolución de situaciones novedosas, imprevistas o cambiantes; que pueden agruparse en los siguientes componentes:



- Las capacidades necesarias para formular metas.
- Las facultades implicadas en la planificación de los procesos y en la ejecución de los planes de acción.
- El reconocimiento del logro/no logro y de la necesidad de alterar la actividad, detenerla y generar nuevos planes de acción.

Además, tal y como apuntan Verdejo-García y Bechara (2010), las funciones ejecutivas son responsables no solo de la regulación de la conducta manifiesta, sino también de los pensamientos, recuerdos y afectos que promueven un funcionamiento adaptativo. Y al mismo tiempo, los mecanismos ejecutivos se coordinan tanto para recuperar información almacenada (p.ej. mecanismos de acceso y recuperación de información), como para estimar y anticipar los posibles resultados de distintas opciones de respuesta en el futuro (p. ej. mecanismos de planificación, intención demorada y toma de decisiones) (Verdejo-García y Bechara, 2010).

En el extremo opuesto, en un contexto más clínico, se ha acuñado el término de síndrome disejecutivo, para definir un conjunto de alteraciones cognitivo-conductuales relacionadas con la afectación de las funciones ejecutivas y que comprende los siguientes elementos (Baddeley, 1988; cit. por Muñoz-Céspedes y Tirapu-Ustárroz, 2004):

- Dificultad para centrarse en una tarea y finalizarla sin un control ambiental externo.
- Presencia de un comportamiento rígido, perseverante, a veces con conductas estereotipadas.
- Dificultades en el establecimiento de nuevos repertorios conductuales junto con una falta de capacidad para utilizar estrategias operativas.
- Limitaciones en la creatividad y la flexibilidad cognitiva.
- Incapacidad para la abstracción y dificultades para anticipar las consecuencias de su comportamiento.

Por todo ello, la alteración de las funciones ejecutivas puede limitar la capacidad del individuo para mantener una vida independiente y productiva, a pesar de que el resto de habilidades cognoscitivas se encuentren intactas (Rosselli y cols., 2008).



### 1.2.2.1. Componentes integrantes

La complejidad de las funciones ejecutivas y la inherente controversia en torno a su naturaleza y organización, junto con la dificultad para captar algunas de sus características distintivas (p.ej. intermodalidad, adaptabilidad) y la falta de correspondencia en muchos casos entre los procesos captados por los test neuropsicológicos y las repercusiones en el desempeño cotidiano, convierten la medición de las funciones ejecutivas en uno de los retos más importantes de la neuropsicología contemporánea (Verdejo-García y Bechara, 2010). Según Verdejo-García y Bechara (2010), cualquier evaluación de la función ejecutiva debería cumplir tres criterios fundamentales: (i) presentar una situación novedosa e inesperada; (ii) tener un objetivo que no pueda resolverse mediante mecanismos rutinarios sobreaprendidos; y (iii) limitar las instrucciones al objetivo de la tarea sin informar sobre las posibles maneras de alcanzarlo.

De este modo, aunque no existe un consenso definitivo, generalmente se considera que las funciones ejecutivas están formadas por los siguientes componentes (**ver tabla 1.2.1**) (Verdejo-García y Bechara, 2010):

#### a) Actualización

La medición de este componente puede abordarse mediante pruebas específicas que requieren la manipulación y el refresco continuo en la memoria operativa o de trabajo, o bien mediante pruebas de acceso y producción controlada de información. La memoria operativa suele conceptualizarse como la cantidad de recursos disponibles en un momento dado para procesar información “en línea”; e implica, por tanto, almacenamiento, recuperación y transformación de la información.

#### b) Inhibición

Evalúa la capacidad para evitar estímulos irrelevantes y memorizar información innecesaria, pudiendo diferenciar entre inhibición motora y afectiva. Los déficits de inhibición motora se reflejan en la dificultad para inhibir respuestas verbales automatizadas o de disparo motor en paradigmas de movimientos antisacádicos; mientras que los de índole afectiva se demuestran en la dificultad para autorregularse y demorar la obtención de recompensas.

**c) Flexibilidad cognitiva**

Se refiere a la habilidad para cambiar rápidamente de una respuesta a otra utilizando estrategias alternativas, e implica un análisis de la propia conducta y de los resultados obtenidos. Se evalúa mediante tareas en las que existe un conjunto de reglas implícitas que determinan la selección de estímulos correctos e incorrectos. Dichas reglas deben ser inferidas por el sujeto en función del feedback recibido ensayo a ensayo, y por tanto se modifican continuamente a lo largo de la tarea.

**Tabla 1.2.1.** Componentes que conforman las funciones ejecutivas, sus bases cerebrales y principales instrumentos neuropsicológicos de evaluación (adaptada de Verdejo-García y Bechara, 2010)

<b>Componentes</b>	<b>Bases cerebrales</b>	<b>Medidas neuropsicológicas</b>
<b>Actualización:</b> Actualización y monitorización de contenidos en la memoria de trabajo.	- Corteza prefrontal lateral/dorsolateral izquierda. - Corteza parietal.	- Escala de memoria de trabajo (Escala Wechsler). - N-back. - Generación aleatoria. - Fluidez verbal (FAS, Animales) y de figuras (RFFT). - Razonamiento analógico (Semejanzas Escalas Wechsler). - Tests de Inteligencia (p.e., Matrices de Raven).
<b>Inhibición:</b> Cancelación de respuestas automatizadas, predominantes o guiadas por recompensas inminentes que son inapropiadas para las demandas actuales.	- Corteza cingulada anterior. - Giro frontal inferior derecho. - Área pre-suplementaria. - Núcleo subtalámico.	- Tareas de inhibición motora: Stroop, Stop-Signal, Go/No Go, CPT, Test de los Cinco Dígitos. - Tareas de inhibición afectiva: Tests de descuento asociado a la demora.
<b>Planificación/Multitarea:</b> Habilidad para anticipar, ensayar y ejecutar secuencias complejas de conducta en un plano prospectivo.	- Polo frontal. - Corteza prefrontal dorsolateral derecha. - Corteza cingulada posterior.	- Torres de Hanoi/ Londres. - Laberintos de Porteus. - Seis Elementos (BADS). - Mapa del Zoo (BADS). - Test de Aplicación de Estrategias.
<b>Toma de decisiones:</b> Habilidad para seleccionar la opción más ventajosa para el organismo entre un rango de alternativas disponibles	- Corteza prefrontal ventromedial. - Ínsula. - Amígdala/Núcleo estriado anterior.	- Iowa Gambling Task. - Cambridge Gamble Task (CANTAB). - Tarea de Recolección de Información (CANTAB). - Juego del dado. - Tarea de Ganancias con Riesgo.



**d) Planificación**

Pruebas que requieren utilizar información de forma prospectiva en la formulación de hipótesis y resolución de problemas que demandan una organización y secuenciación de las conductas para lograr una meta específica.

**e) Multitarea**

Habilidad para simultanear y optimizar el resultado de varias tareas a resolver en un tiempo limitado.

**f) Toma de decisiones**

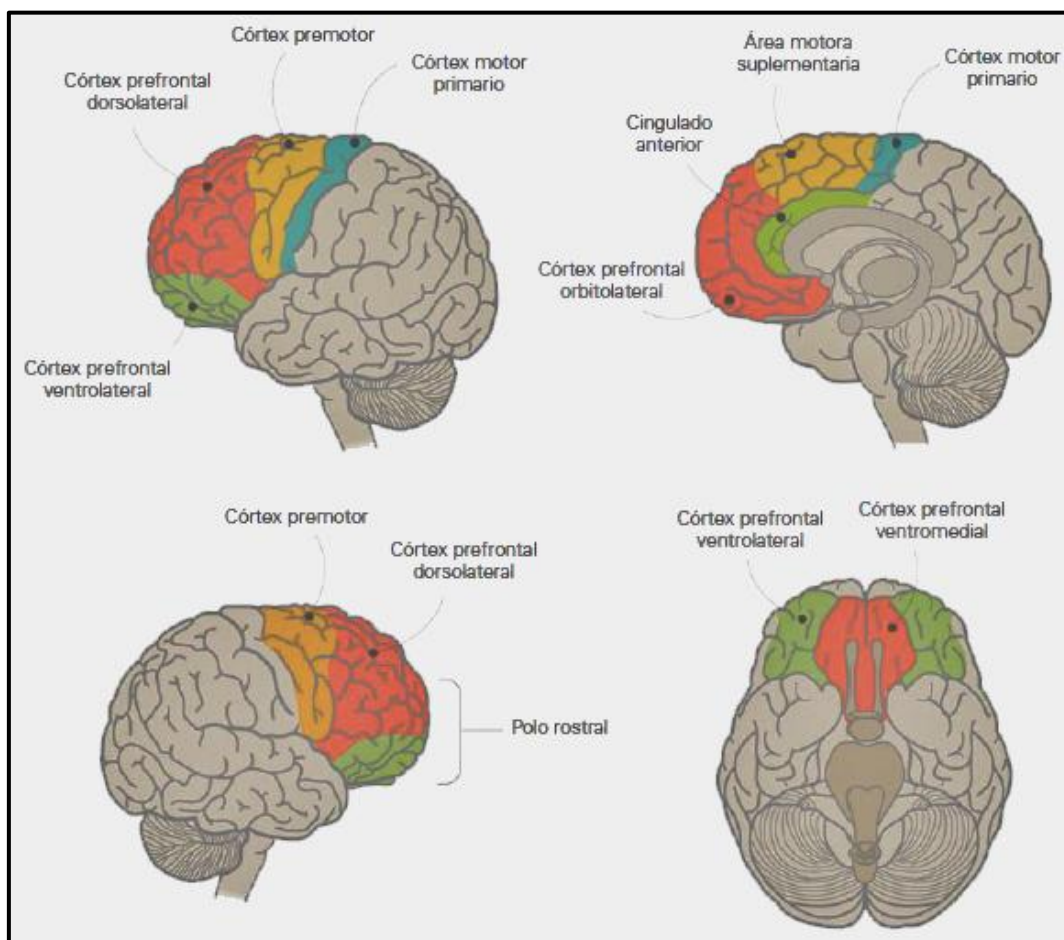
Se evalúa el rendimiento en toma de decisiones en condiciones de riesgo explícito y en condiciones de ambigüedad e incertidumbre sobre posibles recompensas y castigos. No obstante, Verdejo-García y Bechara (2010) apuntan que es uno de los procesos más complejos de evaluar en el contexto psicométrico.

### **1.2.2.2. Sustratos cerebrales de las funciones ejecutivas**

El CPF se considera el sustrato neuroanatómico de las funciones ejecutivas (Hall, 2011; Snell, 2007), como ya hemos avanzado anteriormente. El CPF es la región cerebral con un desarrollo filogenético y ontogénico más reciente, lo cual implica que solo lo poseen de forma desarrollada los animales más complejos, como los vertebrados y en especial los homínidos (Goldman-Rakic, 1984; cit. por Tirapu-Ustárróz y cols., 2002). Ocupa aproximadamente un tercio de la corteza cerebral y mantiene conexiones neuronales con prácticamente todas las regiones del cortex asociativo sensorial y paralímbico, así como con diferentes regiones subcorticales (ganglios basales, tálamo e hipocampo) (Tirapu-Ustárróz y cols., 2008a).

Existe cierto consenso en diferenciar cinco circuitos frontosubcorticales organizados de forma paralela y segregados, tanto desde el punto de vista funcional como estructural (**ver figura 1.2.1**); tres de los cuales resultan especialmente relevantes para el control ejecutivo: el circuito dorsolateral interviene en la conducta ejecutiva, el ventromedial u orbitofrontal en la conducta social y el cíngulo anterior en los aspectos más motivacionales (Tirapu-Ustárróz y cols., 2008a). Así, el área ventromedial u orbitofrontal se ha vinculado al procesamiento de emociones (*hot executive functions*), actuando como guía en los procesos de toma de

decisiones hacia objetivos socialmente adaptativos e integrando información afectiva gracias a las conexiones que el CPF mantiene con la amígdala y otras áreas del sistema límbico; mientras que el área dorsolateral se ha asociado a la integración de la información sensorial y la regulación de la acción (*cool executive functions*) a través de sus conexiones con otras áreas cerebrales tales como el tálamo, los ganglios basales, el hipocampo y las áreas de asociación primaria y secundaria del neocórtex (Zelazo, 2003; cit. por Tirapu-Ustárroz y cols., 2008b).



**Figura 1.2.1.** Subregiones del córtex prefrontal (tomada de Tirapu-Ustárroz, García-Molina, Luna-Lario, Roig-Rovira y Pelegrín-Valero, 2008a)

Alternativamente, intentando relacionar los subcomponentes de la función ejecutiva con las diferentes áreas que componen el CPF, Verdejo-García y Bechara (2010) apuntan que los resultados de las dos aproximaciones metodológicas dominantes en este ámbito (estudios con



pacientes lesionados y estudios de neuroimagen funcional) convergen en las siguientes localizaciones:

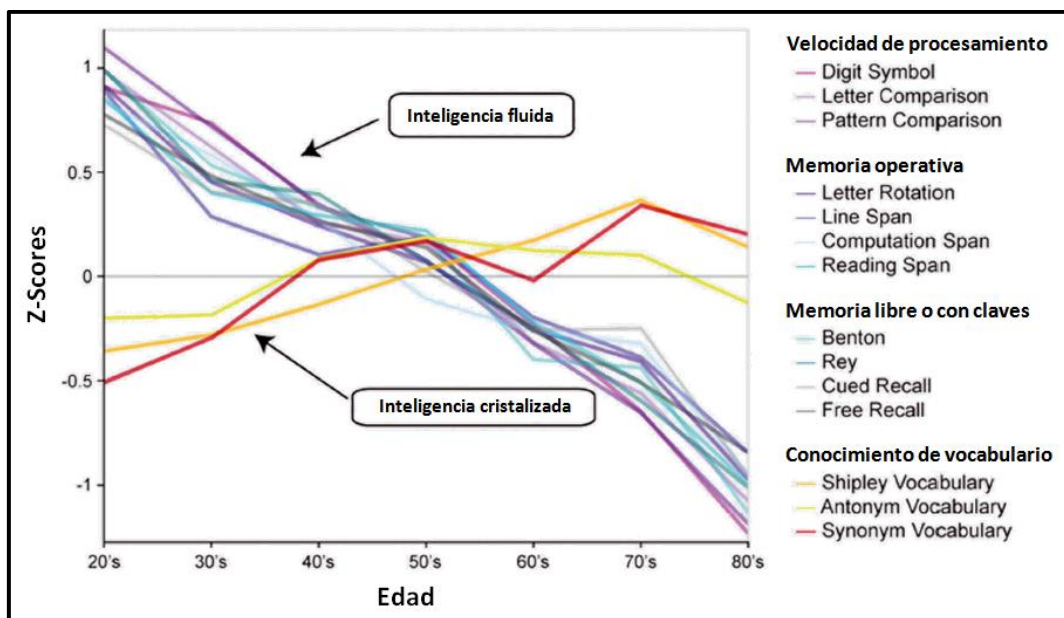
- El área motora pre-suplementaria, el giro frontal inferior y el núcleo subtalámico parecen estar relacionados con los procesos de inhibición de respuesta.
- La corteza prefrontal ventromedial, la corteza prefrontal dorsolateral y la ínsula en los procesos de toma de decisiones.
- Mientras que los componentes de actualización y flexibilidad cognitiva han sido asociados de manera mucho menos específica con distintas regiones de la corteza prefrontal lateral y sus conexiones parietales y temporales (**ver tabla 1.2.1; p. 19**).

### **1.2.3. Cambios en el rendimiento cognitivo asociados al envejecimiento**

En un estudio ampliamente referenciado en la literatura y que ha servido de sustento experimental a posteriores constructos teóricos, Park y cols. (1996) analizaron el rendimiento a diferentes edades en cuatro grupos de capacidades cognitivas, tres de ellas asociadas a la inteligencia fluida (velocidad de procesamiento, memoria operativa y recuerdo libre o con claves) y una cuarta considerada como inteligencia cristalizada (conocimiento de vocabulario). Para ello, emplearon un diseño observacional en el que evaluaron a 301 personas de entre 20 y 90 años. Los resultados mostraron un declive sistemático en el rendimiento a lo largo de la vida en velocidad de procesamiento, memoria operativa y tareas de recuerdo libre y con claves. El descenso fue regular, habitualmente lineal y de magnitud considerable. Sin embargo, la evaluación de conocimiento de vocabulario no manifestó un descenso asociado a la edad (**ver figura 1.2.2**). Además, en un estudio anterior de este mismo grupo (D. C. Park y Shaw, 1992), se demuestra que la memoria implícita, a diferencia de la explícita, tampoco muestra un declive asociado a la edad. Estudios posteriores, tanto de carácter observacional -con muestras en algunos casos superiores a los 1000 individuos- como longitudinal, han confirmado este patrón evolutivo en el rendimiento cognitivo (Salthouse, 2011).

Por tanto, la inteligencia cristalizada, tareas cognitivas que se basan más en el conocimiento general adquirido que en un procesamiento cognitivo activo (p. ej. conocimiento de vocabulario o memoria implícita), muestra un mínimo o inexistente declive asociado a la edad;

mientras que la inteligencia fluida, que si requiere un empleo sustancial de procesamiento activo y recursos cognitivos, muestra un declive lineal y constante a partir de la edad adulta. Sin embargo, estas tendencias generales asociadas al envejecimiento muestran una gran heterogeneidad inter- e intraindividual. La variabilidad interindividual viene dada por la reserva cognitiva y neural del individuo; mientras que la variabilidad intraindividual hace referencia a cambios abruptos en esas tendencias como consecuencia de una enfermedad neurodegenerativa, como la enfermedad de Alzheimer u otra demencia, y también a pérdidas transitorias provocadas por un accidente cerebrovascular que puede ir recuperándose lentamente gracias a una correcta rehabilitación (Spirduso y cols., 2008).



**Figura 1.2.2.** Datos observacionales sobre rendimiento en tareas de velocidad de procesamiento, memoria operativa, memoria a largo plazo y vocabulario, agrupados en dos grandes grupos: inteligencia fluida e inteligencia cristalizada (traducida de D. C. Park y Bischof, 2013).

Así pues, evaluar el envejecimiento cognitivo desde una aproximación “de promedios”, sin considerar estas importantes diferencias interindividuales e intraindividuales que caracterizan este proceso puede llevarnos a conclusiones erróneas. El estudio prospectivo de Wilson y cols. (2002) ilustra perfectamente este fenómeno. En dicho trabajo, los autores mostraban como los adultos mayores evaluados, considerados como grupo, mostraban un declive en su



rendimiento cognitivo persistente y continuo a lo largo del tiempo; sin embargo, existía una importante variabilidad individual. Mientras algunas personas mostraron un cambio repentino, otras mostraron un declive gradual, algunos mantuvieron constante su función cognitiva y otros incluso mostraron mejoras (Wilson y cols., 2002). Estos resultados ejemplifican la heterogeneidad existente en la evolución del rendimiento cognitivo durante el envejecimiento.

#### 1.2.4. Modelos explicativos del envejecimiento cognitivo

Se han propuesto distintas teorías para explicar las diferencias en el funcionamiento cognitivo ligadas a la edad que hemos descrito en el apartado anterior. Estas teorías pueden agruparse en dos grandes categorías. La primera de ellas englobaría aquellos modelos que sugieren un único mecanismo global e indiferenciado para explicar las diferencias en el rendimiento cognitivo entre jóvenes adultos y adultos mayores. Alternativamente, el segundo grupo aunaría a quienes propugnan que los cambios cognitivos debidos al envejecimiento se deben a mecanismos cognitivos más específicos, relacionados especialmente con la función ejecutiva (D. C. Park y Schwartz, 2002).

Dentro del primer grupo, el modelo probablemente más representativo sea la **teoría de la velocidad de procesamiento** propuesta por Salthouse (1996). De acuerdo a este modelo, el mecanismo fundamental para explicar la varianza en el rendimiento que los adultos mayores muestran en una gran cantidad de pruebas cognitivas sería un descenso generalizado en la velocidad con que se llevan a cabo las operaciones mentales. Salthouse (1996) propuso dos razonamientos para explicar la relación entre la velocidad de procesamiento y la cognición. El primero, denominado "mecanismo del tiempo limitado", sugiere que lo que sucede con el envejecimiento es que los pasos previos o iniciales a una tarea se llevan a cabo más lentamente y ello ralentiza el procesamiento posterior en prácticamente todas las tareas cognitivas, especialmente en aquellas de mayor dificultad. El segundo razonamiento se refiere a la simultaneidad, y postula que los productos del procesamiento previo podrían haberse perdido ya cuando son requeridos en el procesamiento posterior. Así, el rendimiento en las tareas cognitivas se deterioraría con la edad porque las personas mayores llevarían a cabo más



lentamente los pasos o fases iniciales en las tareas complejas y esta ralentización también podría traer como consecuencia que nunca se alcancen las fases finales, ya que los productos de las fases previas podrían no estar disponibles. Esta teoría explicaría que el adulto mayor pueda tener un menor rendimiento cognitivo en tareas que inicialmente no parezcan incluir necesariamente un componente de velocidad (memoria operativa, recuerdo y razonamiento). Finkel, Reynolds, McArdle y Pedersen (2005) han aportado mayor evidencia experimental a esta teoría al comprobar en un estudio longitudinal de 30 años con una muestra de 778 personas que la velocidad de procesamiento juega un papel clave en el declive de la inteligencia fluida asociado al envejecimiento.

Previamente, Lindenberger y Baltes (1994) habían sugerido que el **funcionamiento sensorial** sería un mecanismo más fundamental incluso que la velocidad de procesamiento para explicar las diferencias en el rendimiento cognitivo asociadas a la edad. Los autores basan su teoría en el análisis de los datos obtenidos en el estudio Berlin sobre envejecimiento. En dicho estudio se recogieron datos sensoriales y cognitivos, entre otras medidas, en una muestra de 156 individuos con edades comprendidas entre 70 y 103 años. Los resultados mostraron que un 49.2% de la varianza total y un 93.1% de la varianza asociada a la edad en las 14 pruebas de habilidad cognitiva evaluadas (agrupadas en 5 dominios cognitivos: velocidad de procesamiento, razonamiento, memoria, conocimiento general y fluidez verbal) se explicaban por diferencias en el funcionamiento sensorial, evaluado mediante pruebas sencillas de agudeza visual y auditiva. Lindenberger y Baltes (1994) sostienen que el funcionamiento sensorial es una medida global de la integridad neuronal y por esta razón mantiene una relación tan fuerte con el rendimiento cognitivo. Este razonamiento se conoce como la hipótesis de la causa común, y ha sido refrendado en un segundo estudio experimental llevado a cabo por estos mismos autores (Baltes y Lindenberger, 1997). En este caso, con una muestra más amplia y un mayor rango de edad (687 personas entre 25 y 103 años), los autores mostraron como la relación entre funcionamiento sensorial y rendimiento cognitivo era más fuerte en la submuestra de adultos mayores (70-103 años) que en la submuestra de menor edad (25-69 años). Además, también demostraron que el grado de declive cognitivo no variaba en función de la educación, la ocupación, la clase social o los ingresos. Estos resultados sugieren que el deterioro cognitivo tiene una base más biológica que social, añadiendo así



mayor seguridad a la noción de que las medidas sensoriales aportan un índice global de integridad neuronal, que a su vez media en el funcionamiento cognitivo.

Dentro del segundo grupo de teorías que diferenciábamos al inicio de este apartado, tal y como se recoge en Park (2002), en 1982 Craik y Bird desarrollaron un marco muy importante para explicar los efectos del envejecimiento cognitivo en relación a la **memoria operativa**. Fueron los primeros investigadores en sugerir que con los años ocurre un déficit en lo que denominaron recursos de procesamiento, que equivaldría a la capacidad de memoria operativa. Los autores sugirieron que esta merma podría paliarse mediante la provisión de “apoyos ambientales”, que serían elementos de la tarea que redujeran los requisitos mnemónicos necesarios para llevarla a cabo (D. C. Park, 2002). En otras palabras, si las tareas cognitivas se estructuraran de manera que exigieran una menor demanda de memoria operativa para su realización, los adultos mayores mostrarían un mayor rendimiento. Por ejemplo, una encuesta escrita donde se presenten todas las alternativas sería más fácil de responder para una persona mayor que si la información es auditiva, ya que en el segundo caso tendría que mantener todas las opciones en la memoria operativa mientras simultáneamente realiza las comparaciones y juicios necesarios para decidir cual escoger. Esta hipótesis ha sido contrastada experimentalmente por Schwarz y Knäuper (2002), quienes encontraron que ante un formato auditivo, con los años, se acentúa la tendencia a aceptar la última opción escuchada o la más reciente; a diferencia de lo que ocurre cuando las alternativas se exponen visualmente.

Park y cols. (1996) evaluaron la posible relación entre dos de los constructos que hemos presentado como posibles mecanismos que explicarían el declive cognitivo asociado al envejecimiento: la velocidad de procesamiento y la memoria operativa. En dicho estudio se constata que la velocidad de procesamiento explica una parte importante del declive en la memoria a largo plazo asociado al envejecimiento -independientemente del esfuerzo mnemónico-, mientras que la memoria operativa predice el funcionamiento solo de los tipos de memoria que requieren mayor empleo de recursos cognitivos (tareas de recuerdo libre y tareas de recuerdo con claves, pero no tareas de recuerdo espacial). El modelo demuestra que la memoria operativa está mediada por la velocidad de procesamiento, así como la

importancia fundamental de ambos constructos sobre el funcionamiento a largo plazo, ya que incluyendo ambas variables se explica una proporción significativa de la varianza asociada a la edad.

Un cuarto mecanismo propuesto para explicar los cambios cognitivos que ocurren durante el envejecimiento normal sería la **teoría de la inhibición**. Hasher y Zacks (1988, cit. por D. C. Park, 2002) propusieron que con la edad tenemos más problemas para concentrarnos sobre la información pertinente e inhibir la atención de aspectos irrelevantes. De acuerdo a este modelo, parte de lo que se considera declive cognitivo asociado a la edad se produce debido a la incapacidad de las personas mayores para mantener la concentración sobre la información principal, difuminando su atención hacia aspectos secundarios o irrelevantes. Estos autores sostienen que la memoria operativa no está disminuida con la edad, sino que los mecanismos subyacentes a esa pérdida aparente son el resultado del mantenimiento de información irrelevante a expensas de la información pertinente, debido tanto a una selección inadecuada como a una eliminación ineficiente, en ambos casos mediada por un déficit en la función inhibitoria (D. C. Park, 2002). Gazzaley, Cooney, Rissman y D'Esposito (2005) han contrastado experimentalmente esta teoría utilizando técnicas de IRMf. En dicho estudio se muestra cómo los adultos mayores presentan una menor deactivación de las áreas corticales asociadas a representaciones irrelevantes, indicativa de una peor capacidad inhibitoria y una mayor vulnerabilidad a la interferencia por distractores, durante una tarea de memoria operativa basada en retención y recuperación de imágenes. Además, este patrón de activación neuronal se asocia a un peor rendimiento cognitivo.

Este déficit en la función inhibitoria se relaciona con una merma atencional general en el adulto mayor, que explicaría el declive asociado al envejecimiento en dominios cognitivos tales como la conmutación de tareas o la flexibilidad mental (D. C. Park, 2002). Park sostiene que la noción de mal funcionamiento inhibitorio podría explicar, por ejemplo, que las personas mayores sean más susceptibles a la distracción cuando se enfrentan a varias fuentes de información de entre las que deben atender solo a una, o el peor control mental en situaciones sociales; lo cual puede ayudarnos a su vez a comprender su conducta en muchas situaciones de la vida cotidiana.



### 1.2.5. Cambios en la estructura y función cerebral asociados al envejecimiento

Dada la particularidad de que muchas de nuestros dominios o capacidades cognitivas están relacionadas con zonas claramente localizadas a nivel encefálico (Hall, 2011; Snell, 2007), parece importante revisar los cambios que sufre con el envejecimiento la estructura y función cerebral.

Existen importantes diferencias estructurales en el cerebro envejecido (por encima de los 60 años) frente al cerebro joven, a nivel tanto macroestructural como microestructural. Desde una óptica macroestructural, se ha documentado ampliamente, tanto mediante estudios *post mortem* como en estudios con técnicas de neuroimagen, una reducción tanto del peso como del volumen cerebral en el adulto mayor (Raz y Rodrigue, 2006). Sin embargo, contrariamente a lo que se pensaba tradicionalmente, la pérdida de neuronas no parece ser el factor que contribuye en mayor medida a esa reducción del volumen y el peso cerebral. Otros factores como la reducción del árbol dendrítico y la densidad sináptica, o la desmielinización de la sustancia blanca, que se asocian en conjunto a la pérdida de calidad y eficiencia en la comunicación neuronal; o posiblemente una reducción de la vascularización, podrían ser responsables en mayor medida de esa reducción del volumen y el peso cerebral (Salthouse, 2011). También se han descrito una dilatación de los ventrículos y un ensanchamiento de los surcos cerebrales (Reuter-Lorenz, 2002).

Posteriormente, los estudios de volumetría cerebral con resonancia magnética (RM) han mostrado que la pérdida de peso y volumen es selectiva y diferencial, no uniforme ni aleatoriamente distribuida (Raz y Rodrigue, 2006; Walhovd y cols., 2005); y por tanto el envejecimiento afecta de modo muy distinto a las diferentes estructuras cerebrales. Aunque no existe un consenso definitivo, la mayor parte de los autores sostienen que el volumen de la **sustancia gris** de la CPF es el que muestra una mayor reducción durante el envejecimiento, mientras que el lóbulo temporal muestra un declive menos acusado y los lóbulos occipital y parietal serían los menos afectados por el envejecimiento (p.ej. Allen, Bruss, Brown y Damasio, 2005; Raz y Rodrigue, 2006). Las estructuras que sufren un mayor declive serían las áreas de

asociación prefrontal y somatosensorial, el hipocampo, la amígdala, el cerebelo, el núcleo estriado y el núcleo caudado (Raz y Rodrigue, 2006). No obstante, encontramos algunos estudios divergentes que sugieren que el patrón de pérdida volumétrica podría ser menos focalizado, con afecciones en la corteza primaria y en áreas asociativas (Lemaitre y cols., 2005).

El volumen de la **sustancia blanca**, comparativamente con la sustancia gris, permanece más estable en el adulto mayor, sin embargo su microestructura si parece alterarse durante el envejecimiento (Raz y Rodrigue, 2006). Se ha descrito en el envejecimiento un aumento de las hiperintensidades de sustancia blanca (HSB), un tipo de señal anormal en la RM cuyo significado patológico aún no se conoce con seguridad, pero que la mayoría de estudios asocian a lesiones por isquemia de pequeños vasos cerebrales (Tirapu-Ustárrroz, Luna-Lario, Hernández-Goñi y García-Suescun, 2011). Las HSB parecen afectar especialmente a las regiones frontales del cerebro y la hipertensión arterial (HTA) crónica sería a su vez un factor de riesgo independiente para estas lesiones (Raz y Rodrigue, 2006). Además, en estudios que han empleado técnicas de imagen con tensor de difusión -un tipo de RM que permite un estudio más profundo de la microestructura de la sustancia blanca- se ha mostrado que el envejecimiento conlleva un deterioro de la anisotropía fraccionada, considerada una medida de conectividad neuronal, que afectaría especialmente a la CPF (Sullivan y Pfefferbaum, 2006). Así pues, tanto los estudios volumétricos como los estudios de integridad de la sustancia blanca apuntan a que las regiones frontales son especialmente sensibles a los efectos deletéreos del envejecimiento.

Además de estos cambios estructurales, el envejecimiento cerebral conlleva importantes **alteraciones fisiológicas**. Probablemente, la más recurrente en la literatura sobre neuroenvejecimiento sea la disminución en la concentración de neurotransmisores, especialmente en los sistemas catecolaminérgico (dopamina y noradrenalina) y colinérgico (acetilcolina). La disminución de la acetilcolina a nivel de corteza cerebral e hipocampo se ha relacionado con alteraciones de la memoria (McEntee y Crook, 1990), mientras que la menor disponibilidad de dopamina se ha asociado a las pérdidas en la velocidad perceptiva y la memoria episódica observadas en el adulto mayor (Backman y cols., 2000). No obstante, también se han descrito otras modificaciones en el cerebro del adulto mayor, tales como un



menor flujo sanguíneo cerebral y una menor utilización de glucosa por el cerebro en el adulto mayor (Bentourkia y cols., 2000).

A nivel de **funcionalidad cerebral**, el envejecimiento conlleva una menor actividad neuronal en las áreas postero-mediales del cerebro, especialmente en el hipocampo (Buckner, 2004), y se asocia a una peor modulación de la red neuronal por defecto (DMN) (Persson, Lustig, Nelson y Reuter-Lorenz, 2007), un conjunto de circuitos neuronales que están activados durante los estados de reposo y que se desactivan cuando iniciamos una tarea que exige una demanda cognitiva importante. Persson y cols. (2007) demostraron que el adulto mayor muestra una menor deactivación de estos circuitos neuronales durante la realización de tareas con altas demandas cognitivas, y que esa peor modulación se relaciona además con un peor rendimiento.

### **1.2.6. Plasticidad cerebral en respuesta a los cambios estructurales y funcionales asociados al envejecimiento**

La capacidad del Sistema Nervioso para modificar su estructura o funcionamiento en respuesta a una alteración del entorno o las demandas se ha denominado neuroplasticidad, y ocurre, por ejemplo, cuando adquirimos una nueva habilidad, tras sufrir una lesión en el Sistema Nervioso o como resultado de una privación sensorial (Bavelier y Neville, 2002). Un conjunto importante de investigaciones recientes apuntan a que el sistema cerebral en el envejecimiento es más dinámico y conserva mayor plasticidad de lo que se pensaba anteriormente. Estudios con técnicas de neuroimagen sugieren que el cerebro del adulto mayor responde a los cambios anatómicos y fisiológicos que le suceden mediante una reorganización continua de sus funciones con el objetivo de contrarrestar esos déficits anatómo-fisiológicos (consultar Goh y Park, 2009 para una revisión).

Esta reorganización se traduce en cambios en la distribución espacial de los patrones de actividad cerebral durante el desempeño de actividades cognitivas. Basándonos en los cambios estructurales, funcionales y conductuales que hemos descrito en los apartados anteriores, sería congruente pensar que el envejecimiento se asocia a un declive en la activación neural.

Sin embargo, los estudios de neuroimagen funcional parecen apuntar a un patrón totalmente opuesto. Así, se han identificado dos patrones diferenciales de activación cerebral en los adultos mayores respecto a los adultos jóvenes:

1. Activación prefrontal bilateral durante tareas que son normalmente lateralizadas en los adultos jóvenes. Esta adaptación se ha conceptualizado en el **modelo HAROLD (Hemispheric Asymmetry Reduction in Older Adults)** (Cabeza, 2002).
2. Reducción de la actividad occipitotemporal acompañada de un incremento en la activación de áreas frontales. Esta adaptación se ha conceptualizado en el **modelo PASA (Posterior Anterior Shift in Aging)** (Davis, Dennis, Daselaar, Fleck y Cabeza, 2008).

El **modelo HAROLD**, propuesto por Cabeza (2002) en base a hallazgos de estudios conductuales, electrofisiológicos y de neuroimagen funcional, plantea que el envejecimiento está asociado a una reducción de la asimetría funcional, en especial de aquellas funciones mediadas por el CPF. Es decir, tareas que son altamente lateralizadas en adultos jóvenes, presentan una activación bilateral en la senectud. Esta teoría ha sido ampliamente sustentada experimentalmente en diferentes ámbitos como la memoria episódica, la memoria de trabajo, la percepción y el control inhibitorio. En relación a la memoria episódica, tanto en tareas verbales como no-verbales, mientras los jóvenes muestran un patrón asimétrico para las subtareas de codificación (activación del hemisferio derecho) y recuperación de la información (activación del hemisferio izquierdo), los adultos mayores muestran poca activación neuronal en la fase de codificación junto con un patrón bilateral durante la fase de recuperación. De modo similar, mientras los jóvenes muestran una activación asimétrica en tareas de memoria operativa (mayor activación del hemisferio izquierdo en tareas verbales y del hemisferio derecho en tareas espaciales), los adultos mayores exhiben un patrón bilateral. Igualmente, en tareas perceptivas simples, como emparejar rostros, se ha encontrado un patrón de activación bilateral en el adulto mayor; a diferencia del adulto joven, que muestra una activación asimétrica del hemisferio derecho. Finalmente, en tareas de control inhibitorio, se ha evidenciado igualmente un patrón de activación bilateral en el adulto mayor, en



contraposición a la activación asimétrica del hemisferio derecho que muestran los adultos jóvenes (consultar Cabeza, 2002 para una revisión). Además, la validez del modelo HAROLD ha sido revisada en un trabajo experimental muy reciente, en el que se demuestra que los adultos mayores muestran menor lateralización en su activación neural no solo en áreas del CPF, sino también en áreas de la corteza temporal y parieto-occipital (Berlingeri, Danelli, Bottini, Sberna y Paulesu, 2013). En esta misma línea, un estudio anterior de C. M. Huang, Polk, Goh y Park (2012) ya había mostrado igualmente evidencias de que el modelo HAROLD podía extenderse al lóbulo parietal.

Un segundo patrón de activación neural frecuentemente descrito en la literatura es la disminución en la actividad occipito-temporal en el envejecimiento asociada a un incremento en la activación de zonas prefrontales. Este patrón de activación fue observado inicialmente en tareas de procesamiento visual y se denominó **modelo PASA**, cambio postero-anterior en el envejecimiento (Davis y cols., 2008). Grady y cols. (1994, cit. por Davis y cols., 2008) fueron los primeros en mostrar una menor activación neural en el adulto mayor en la región occipito-temporal ante una tarea de percepción de caras y ubicación de objetos; esa menor activación se acompañaba de una mayor activación en la región prefrontal comparativamente con los adultos jóvenes. Los autores interpretaron que la activación de áreas anteriores respondía a una compensación frente al déficit en el procesamiento sensitivo de las regiones occipito-temporales. A partir de ese estudio seminal, otros investigadores han encontrado este patrón PASA en dominios cognitivos tales como atención, percepción visual, procesamiento visoespacial, memoria operativa y memoria episódica (Davis y cols., 2008).

### **1.2.7. Teorías sobre la reorganización hemisférica durante el envejecimiento.**

A lo largo de la última década se han publicado abundantes estudios que han intentado dar una respuesta causal a la reorganización hemisférica (modelo HAROLD y PASA) que muestran los adultos mayores en su patrón de activación neural durante la realización de tareas cognitivas (Jurado y Rosselli, 2012).



Por un lado, la teoría de la **pérdida del aislamiento hemisférico** o de la **de-diferenciación** y la teoría de la **inhibición hemisférica** entienden la sobreactivación neuronal que acabamos de describir en el adulto mayor como un efecto deletéreo del envejecimiento. La pérdida de lateralización se asocia a una incapacidad para desarrollar una respuesta focalizada (Baltes y Lindenberger, 1997; Lindenberger y Baltes, 1994). Mientras que por otro lado, la teoría de la **cooperación hemisférica o de la compensación** defiende un modelo dinámico de envejecimiento cerebral, que relacionaría *grosso modo* una mayor activación neuronal con una mejor compensación de los déficits estructurales propios del envejecimiento que impiden una activación neuronal más focalizada -tal y como ocurre en el cerebro joven-, y por tanto con un mejor rendimiento cognitivo (Greenwood, 2007; D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009; Reuter-Lorenz y Cappell, 2008). A continuación revisamos estas tres teorías.

Siguiendo a Jurado y Rosselli (2012), la teoría de la **pérdida del aislamiento hemisférico** o de la **de-diferenciación** propone que los cambios en los patrones de activación neural con la edad son una mera consecuencia del envejecimiento cerebral. La lateralización de las funciones cognitivas reflejaría un mecanismo de aislamiento de los hemisferios cerebrales cuyo objetivo sería reducir la comunicación entre los mismos, con el fin de optimizar la eficiencia y eficacia del procesamiento cognitivo. La activación bilateral refleja, por tanto, un fallo en la capacidad para mantener la actividad neural reducida a un solo hemisferio. Esta teoría propone que la de-diferenciación en el envejecimiento es la contraparte del proceso de diferenciación que se observa en el desarrollo infantil: mientras que en la niñez una habilidad cognitiva general se va diferenciando en distintas habilidades cognitivas específicas, en el envejecimiento se revierte este proceso y varias habilidades cognitivas llegan a depender de procesos cognitivos similares.

Esta teoría se sustenta en dos observaciones experimentales hechas por Lindenberger y Baltes (1997; 1994). Por un lado, la correlación entre diversas habilidades cognitivas tiende a incrementarse a medida que envejecemos; y por otra parte, las habilidades de procesamiento visual y auditivo predicen de manera importante el desempeño en diferentes tareas cognitivas en los adultos mayores pero no en los jóvenes -tal y como ya se ha señalado anteriormente. Además, también se ha mostrado mediante neuroimagen funcional que ante una tarea de



procesamiento global los niños que muestran un rendimiento más bajo -y que los investigadores asocian a que no han evolucionado todavía a una etapa de diferenciación hemisférica- exhiben patrones de actividad cerebral bilateral similares a los adultos mayores (Moses y cols., 2002). A luz de dichos resultados, el patrón de activación bilateral reflejaría la incapacidad del adulto mayor para utilizar de manera eficiente una red unilateral de procesamiento. Finalmente, estudios posteriores han demostrado una pérdida de especificidad en la activación cerebral a medida que envejecemos. Así, Park y cols. (2004) encontraron que en relación al cortex visual, a diferencia de los adultos jóvenes que muestran activaciones altamente específicas (las caras producen activación de áreas fusiformes izquierdas y derechas; las imágenes de lugares o casas activación del área parahipocámpica; mientras que las imágenes de palabras o números activan el giro fusiforme derecho y el surco colateral), los adultos mayores exhiben significativamente menos especificidad neuronal en las áreas fusiformes y parahipocámpicas y en la corteza occipital lateral. Otros autores han descrito hallazgos similares en relación a las fases de codificación (Payer y cols., 2006) y recuperación (McDonough, Wong y Gallo, 2013) en tareas de memoria operativa.

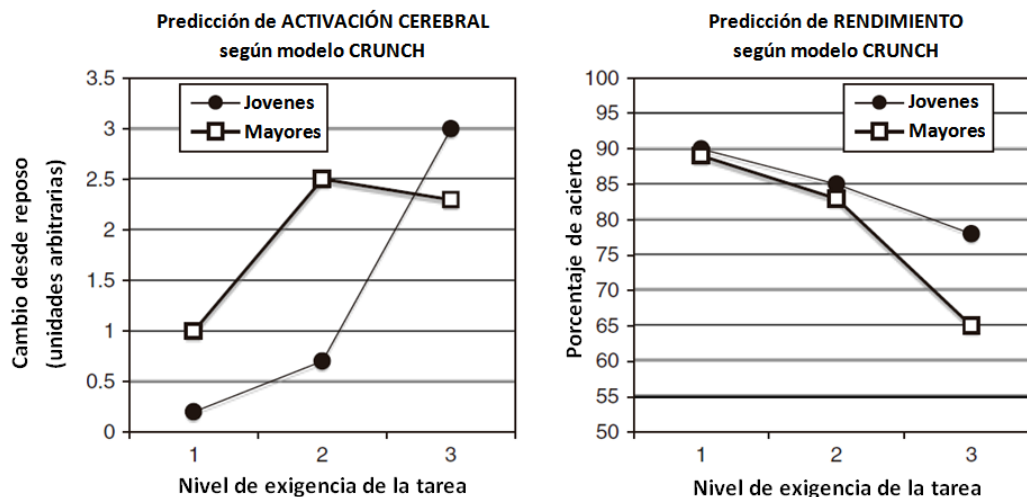
Tomando como referencia a Jurado y Rosselli (2012), en 1996 Chiarello y Maxfield proponen que la actividad de un hemisferio, mediante la conexión interhemisférica a través del cuerpo calloso, puede suprimir la actividad del otro hemisferio. Esta teoría se conoce como **modelo de inhibición hemisférica** y propone que los dos hemisferios se encuentran en una constante relación mutuamente inhibitoria y que el cuerpo calloso sirve de “barrera” que evita que un hemisferio “interrumpa” la actividad del otro, aquel más especializado para una tarea cognitiva determinada. Dado que varios estudios de neuroimagen han demostrado un declive del cuerpo calloso asociado a la edad, este modelo propone que el envejecimiento está asociado a una pérdida de la inhibición interhemisférica ocasionada por un funcionamiento deficitario de esta estructura. La activación bilateral frecuentemente observada en pruebas de neuroimagen durante el envejecimiento -que describíamos en el apartado anterior- se interpretaría, según esta teoría, como un déficit en la inhibición interhemisférica: los adultos mayores estarían fracasando en su habilidad para inhibir la actividad irrelevante del hemisferio que es menos eficiente para una tarea cognitiva dada y éste, a su vez, interfiere con el funcionamiento eficiente del hemisferio más especializado (Jurado y Rosselli, 2012). En otras

palabras, la activación bilateral refleja un deterioro en la competencia normal entre los hemisferios. Sin embargo, no se han diseñado aún estudios que hayan podido demostrar experimentalmente esta teoría.

En tercer lugar, siguiendo a Jurado y Rosselli (2012), la **teoría de la cooperación hemisférica o de la compensación o Hipótesis de la Utilización de Circuitos Neurales Compensatorios (CRUNCH**, en sus siglas inglesas) (Reuter-Lorenz y Cappell, 2008) propone que durante la ejecución de tareas con alta demanda cognitiva la colaboración entre los dos hemisferios es más beneficiosa que el procesamiento unilateral. De acuerdo a este modelo, que se sustenta en el estudio experimental de Reuter-Lorenz, Stanczak y Miller (1999), el patrón de activación bilateral que muestran los adultos mayores no depende del dominio cognitivo evaluado sino del grado de dificultad de la tarea propuesta. Dichos autores investigaron los efectos del envejecimiento en una tarea en la que los participantes debían emparejar dos letras proyectadas a un mismo hemisferio o campo visual (presentación unilateral) o a los dos campos visuales o hemisferios (presentación bilateral), de acuerdo a tres niveles de dificultad. Los resultados mostraron que en el grupo de jóvenes la presentación bilateral generaba un mayor rendimiento únicamente en el nivel de dificultad alto, mientras que en el grupo de los adultos mayores la presentación bilateral facilitaba un mayor rendimiento tanto en el nivel de dificultad alto como en el moderado (**ver figura 1.2.3**). Por tanto, a medida que se incrementa la dificultad de la tarea, los adultos jóvenes empiezan igualmente a mostrar una activación menos lateralizada para satisfacer la exigencia cognitiva; mientras que los adultos mayores alcanzan de manera más prematura un *plateau* en su nivel de activación neural coincidente con una incapacidad para satisfacer las demandas cognitivas que les impone la tarea.

Diferentes estudios de neuroimagen funcional han mostrado una relación positiva entre la activación neural y el rendimiento en diferentes tareas cognitivas en adultos mayores. Una primera evidencia sería la relación positiva que se ha encontrado entre el patrón de activación bilateral en el adulto mayor (modelo HAROLD) que hemos descrito anteriormente y el rendimiento en tareas de memoria episódica (Cabeza, Anderson, Locantore y McIntosh, 2002) y test de memoria operativa verbal (Reuter-Lorenz y cols., 2000). Una segunda evidencia provendría del estudio de Gutchess y cols. (2005), en el que se contrasta experimentalmente

que el modelo PASA se asocia a un mejor rendimiento cognitivo. Estos autores encontraron que ante una tarea de codificación de escenas, los adultos mayores presentaron una menor activación en áreas parahipocámpicas asociada a un incremento de la actividad de la corteza frontal media en aquellos ítems recordados correctamente (en comparación con los ítems no recordados); mientras que los adultos jóvenes mostraron, por el contrario, activación en áreas parahipocámpicas. Una tercera evidencia derivaría del estudio longitudinal de Persson y cols. (2006), en el que se muestra que aquellas personas que sufren un mayor deterioro estructural del hipocampo a lo largo de un periodo de estudio de 10 años también presentan una mayor activación adicional en la CPF derecha durante la realización de una tarea de memoria episódica. Sin embargo, esta última evidencia debe tratarse con cautela, ya que en ese caso la supuesta activación compensatoria del CPF se acompañó de un peor rendimiento cognitivo.



**Figura 1.2.3.** Predicción de los patrones de activación y los niveles de rendimiento en función de la dificultad de la tarea de acuerdo al modelo CRUNCH (traducida de Reuter-Lorenz y Cappell, 2008).

Una cuarta línea de evidencia provendría de los estudios con estimulación magnética transcraneal repetitiva (EMTr). En el estudio seminal de Rossi y cols. (2004) se demostró que la recuperación de memoria en personas jóvenes se ve más afectada cuando se interrumpe la actividad neuronal del hemisferio izquierdo, mientras que las personas mayores muestran una afectación similar cuando la EMTr se aplica a uno u otro hemisferio. Finalmente, la reciente revisión de Eyler, Sherzai, Kaup y Jeste (2011) confirma que, aunque en algunos casos se ha

reportado una relación inversa, la mayoría de estudios muestran una relación positiva entre sobreactivación neural en respuesta a una tarea cognitiva y rendimiento en el adulto mayor, especialmente en las regiones frontales, parietales y temporales. No obstante, Colcombe, Kramer, Erickson y Scaff (2005) habían advertido previamente que dicha sobreactivación únicamente podía considerarse un rasgo deseable si se producía en áreas funcionalmente relacionadas con la tarea evaluada (regiones homólogas contralaterales, áreas de penumbra de los circuitos neuronales primarios y CPF).

### **1.2.8. Teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento de Park y Reuter-Lorenz**

En 2009, Park y Reuter-Lorenz proponen la **Teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento** (*Scaffolding Theory of Aging and Cognition*), que supone un punto de encuentro para todas las teorías anteriores que habían entendido los cambios en la activación neural del adulto mayor como una compensación frente al deterioro propio del envejecimiento y comparte muchos de los razonamientos ya expuestos en el modelo CRUNCH (Reuter-Lorenz y Cappell, 2008). La principal aportación de esta teoría, según la cual los mecanismos de andamiaje permiten a los adultos mayores reclutar circuitos de procesamiento complementarios ante el deterioro de los primarios, es la existencia de unos principios básicos que explican la forma de procesar y proceder cognitivamente en esta etapa de la vida. Resumiendo a Park y Reuter-Lorenz (2009):

- 1) El andamiaje es una **característica o propiedad dinámica del cerebro** que caracteriza la dinámica neurológica a lo largo de todo el ciclo vital. No es exclusiva del envejecimiento. El cerebro está en constante reorganización y adaptación a las demandas del medio, no solo las propias del proceso de envejecimiento sino todas aquellas que le imponga cualquier desafío al que se enfrente. El concepto de andamiaje se ha utilizado para describir la capacidad de un individuo, joven o mayor, para aprender una nueva destreza. Mientras que al inicio la nueva habilidad requiere de grandes demandas atencionales y una red neuronal extendida, con la práctica el desempeño se vuelve automático, mediado por una red circunscrita y específica de regiones que están funcionalmente interconectadas para

mediar eficientemente el procesamiento y almacenamiento de la habilidad adquirida. No obstante, se ha demostrado que las regiones que inicialmente permitieron el andamiaje continúan mínimamente activas, como una red secundaria; a pesar de que el control lo hayan asumido regiones más específicas. Esto lleva a Park y Reuter-Lorenz (2009) a sugerir que a medida que envejecemos, tareas que antes nos resultaban sencillas -y por tanto podíamos resolver con una activación selectiva y optimizada- ahora nos suponen un desafío y por eso el adulto mayor vuelve a activar esas redes secundarias como andamiaje para compensar el deterioro cerebral.

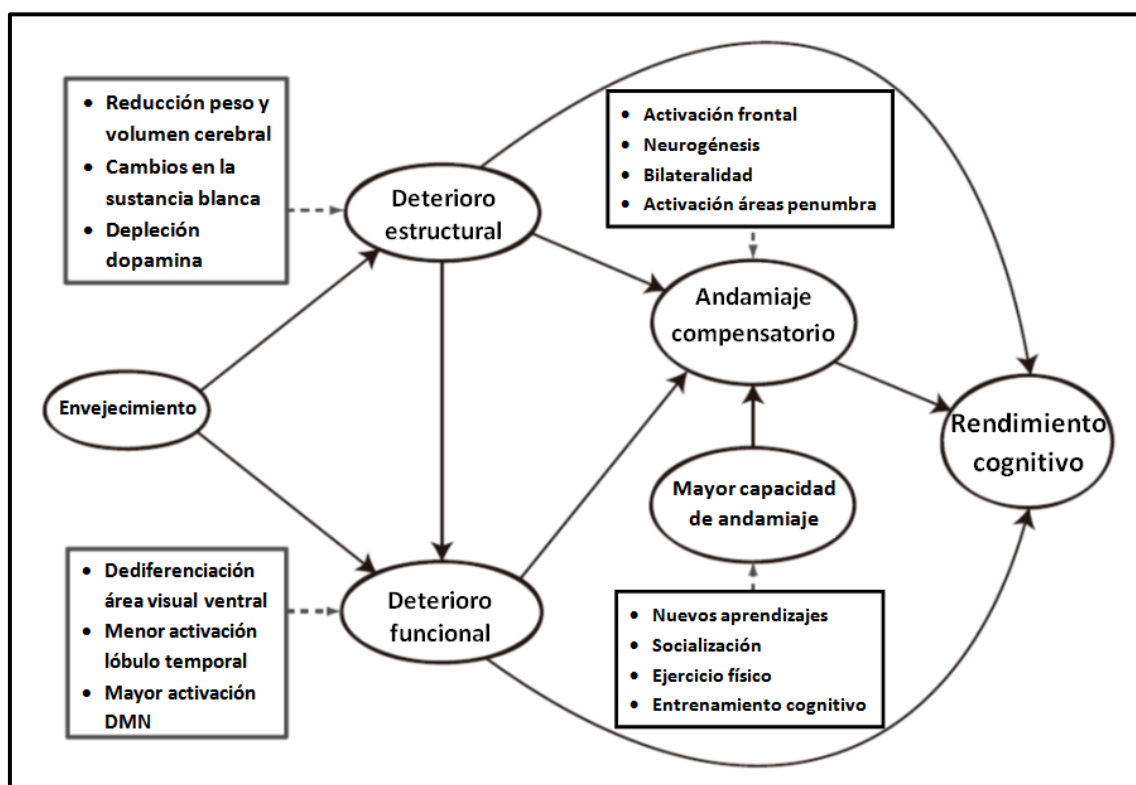


Figura 1.2.4. Modelo conceptual de la Teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento (traducida de D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009)

- 2) Los procesos de andamiaje se localizan principalmente en el CPF, región que los adultos jóvenes activan ante tareas de elevada complejidad cognitiva. También en las regiones homólogas contralaterales y las áreas de penumbra de los circuitos neuronales primarios. Frente a estas estructuras, el funcionamiento de áreas cerebrales dedicadas a tareas muy

específicas, como son la corteza visual o el hipocampo, son las que generalmente sufren un mayor declive y requieren el apoyo de los mecanismos compensatorios o de andamiaje cognitivo.

- 3) Los cambios compensatorios de andamiaje suceden como **respuesta a un desafío**. Este desafío puede ser intrínseco, como el propio deterioro estructural y funcional del cerebro; o extrínseco, como el aumento en la complejidad de una tarea. Este principio ha sido sustentado experimentalmente en el estudio de Schneider-Garces y cols. (2010).
  
- 4) Las **redes de andamiaje son siempre menos eficientes que las redes específicas y los procesos primarios**, pero permiten que los adultos mayores se desenvuelvan con autonomía. Por tanto, el declive en el rendimiento cognitivo del adulto mayor es aún mayor cuando no es capaz de utilizar esas redes secundarias de andamiaje y depende exclusivamente de las redes primarias. Este razonamiento ha sido también respaldado experimentalmente (Cabeza y cols., 2002; Reuter-Lorenz y cols., 2000); aunque encontramos también, contrapuestamente, algunos estudios que han hallado un mejor rendimiento cognitivo en el adulto mayor asociado a una activación neural más selectiva (Persson y cols., 2006).
  
- 5) **La necesidad de andamiaje compensatorio, a medida que envejecemos, comienza a exceder la capacidad de reorganización y plasticidad del cerebro**, y alcanzado cierto punto de la senectud, la decadencia cognitiva puede ser un hecho inevitable. Bajo este prisma, Park y Reuter-Lorenz (2009) sugieren que patologías neurodegenerativas como el Alzheimer u otras formas de demencia colapsan la capacidad de reorganización y plasticidad del cerebro e impiden la utilización de andamiajes compensatorios acelerando bruscamente el proceso normal de decadencia cognitiva.

No obstante, los autores reconocen que las causas del envejecimiento cognitivo son multifactoriales y existe un gran variabilidad interindividual en el declive cognitivo del adulto mayor, condicionada por factores como la susceptibilidad genética para algunas condiciones médicas o las posibles experiencias adversas soportadas; pero también por la **capacidad de**



**andamiaje** que conserve el adulto mayor, que dependerá a su vez de factores como **la condición física, la estimulación cognitiva, y otros factores como el estilo de vida**. Este último razonamiento se revisa en profundidad en un trabajo posterior de estos mismos autores (D. C. Park y Bischof, 2013).

Finalmente, los autores establecen una serie de hipótesis que consideran “extensiones lógicas” (D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009, p. 188) de su teoría del andamiaje cognitivo y el envejecimiento y que entendemos que son importantes en la comprensión del desempeño cognitivo del adulto mayor:

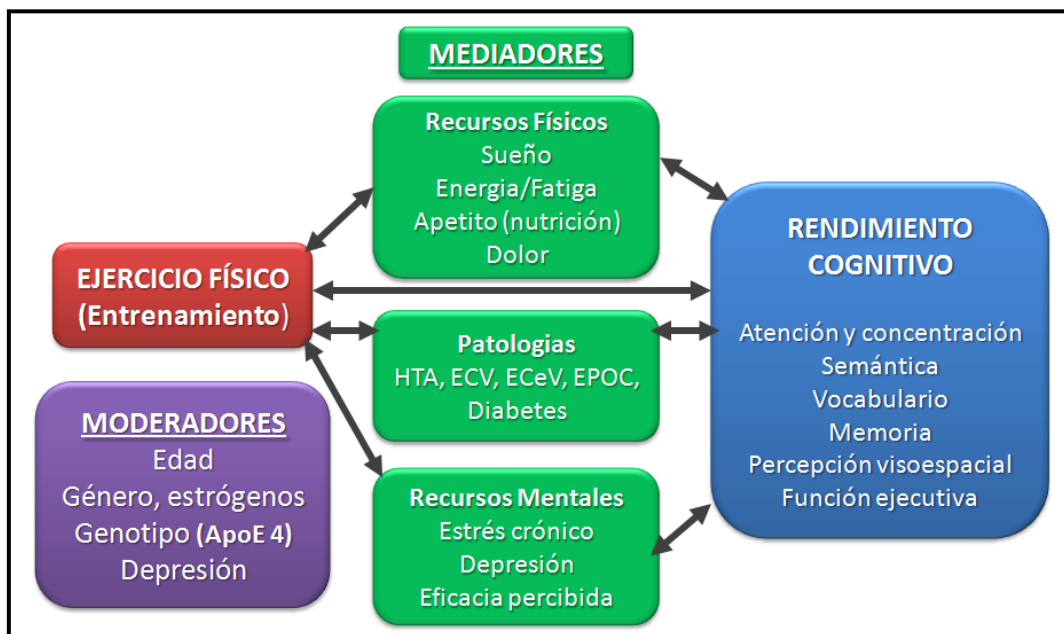
- La heterogeneidad en las zonas de andamiaje aumenta a medida que se envejece, consecuencia del aumento en el daño estructural y de la consiguiente reducción de circuitos neuronales susceptibles de ser utilizados para dicho propósito.
- La presencia de mecanismos de andamiaje cognitivo en el adulto joven ante tareas que no impliquen una alta demanda cognitiva es indicativo de un riesgo incrementado de envejecimiento cerebral acelerado y declive del rendimiento cognitivo.
- Los mecanismos de andamiaje compensatorio pueden ser tanto creados como disipados con el entrenamiento. Park y Reuter-Lorenz (2009) sostienen que el objetivo prioritario del entrenamiento con adultos mayores variará en función de las características de activación neuronal que presenten inicialmente: con personas que ya muestran sobreactivación, la meta será reducir la activación de esas redes secundarias y conseguir incrementar la eficiencia de las redes primarias; mientras que con personas que presentan inicialmente un bajo rendimiento cognitivo asociado a una activación focalizada, el objetivo será lograr que activen mecanismos de andamiaje compensatorio.

Esta última hipótesis es especialmente relevante para entender los posibles efectos diferenciales de los distintos tipos de ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral y el rendimiento cognitivo del adulto que vamos a tratar en los próximos apartados.



### 1.2.9. Modelo conceptual de la relación entre ejercicio físico y función cognitiva en el adulto mayor

En este apartado, vamos a abordar los efectos de diferentes programas de ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral y el rendimiento cognitivo que han sido descritos en la literatura. Para ello vamos a utilizar como marco conceptual el modelo de mediadores y moderadores propuesto por de Spirduso, Poon y Chodzko-Zajko (2008). De acuerdo a esta aproximación, el ejercicio físico puede mejorar el rendimiento cognitivo del adulto mayor a través de dos vías, una de ellas directa y otra indirecta. Cotman, Berchtold y Christie (2007) ya habían postulado anteriormente que el ejercicio físico posee una potencialidad única para mejorar la salud mental por su influencia positiva sobre los factores de riesgo de declive cognitivo y, al mismo tiempo, por sus efectos directos sobre la estructura y función cerebral.



**Figura 1.2.5.** Modelo conceptual de las vías (directa e indirecta) a través de las cuales puede incidir positivamente el ejercicio físico sobre el rendimiento cognitivo (adaptada de Spirduso, Poon y Chodzko-Zajko, 2008). HTA, Hipertensión Arterial; ECV, Enfermedad Cardiovascular; ECeV, Enfermedad Cerebrovascular; EPOC, Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica.



Así pues, la primera vía representaría los efectos directos del ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral. En la literatura científica existe un importante debate sobre qué cambios pueden considerarse evidencias de plasticidad cerebral. Probablemente, el cambio que presenta menor grado de ambigüedad sea el aumento del volumen cerebral; sin embargo, también suelen considerarse evidencias de plasticidad cerebral los cambios en la activación neural ante una tarea cognitiva (D. C. Park y Bischof, 2013). Estos cambios en la actividad neural pueden presentarse en dos formas, como veremos más adelante: activación de nuevas regiones corticales y aumento o disminución de la actividad cerebral en zonas que ya mostraban actividad antes de la intervención.

Pero además de esta vía directa, el ejercicio es capaz de mejorar el desempeño cognitivo del adulto mayor gracias a la influencia positiva (vía indirecta) que puede ejercer sobre distintos factores que se consideran mediadores de la relación entre ejercicio físico y cognición; es decir, variables que están influenciadas por el ejercicio y al mismo tiempo influyen sobre el rendimiento cognitivo. Spirduso y cols. (2008) distinguen en su modelo tres categorías de mediadores. La primera de ellas serían los recursos físicos; según los autores, el ejercicio físico mejoraría el rendimiento cognitivo en parte gracias a que mejoraría la calidad del sueño, aumentaría el apetito y reduciría los síntomas de dolor y fatiga así como la utilización de medicamentos en el adulto mayor. Un segundo mediador a través del cual el ejercicio físico ejercería sus efectos positivos sobre el rendimiento cognitivo serían los recursos mentales; la reducción del estrés crónico y los niveles de depresión junto con un incremento de la autoconfianza redundaría positivamente en la función cognitiva.

Conjuntamente, la influencia positiva del ejercicio físico sobre estos dos mediadores (recursos físicos y mentales) crearía de algún modo unas condiciones óptimas para el desempeño cognitivo del adulto mayor. En esta línea, hay autores (Hockey, Coles y Gaillard, 1986; cit. por Spirduso y cols., 2008) que sugieren que el rendimiento cognitivo depende de tres aspectos: la capacidad cognitiva *per se*, la disposición a realizar el esfuerzo físico y/o mental que implique la tarea y el estado afectivo (sentimientos y emociones que puedan influir positiva o negativamente). Pero además, los autores consideran que el ejercicio físico puede mejorar el rendimiento cognitivo gracias a su capacidad para prevenir o posponer el desarrollo de

patologías habitualmente ligadas al envejecimiento (HTA, ECV, ECeV, EPOC, Diabetes) (Spirduso y cols., 2008).

Al mismo tiempo, este marco conceptual contempla la existencia de factores que actúan como moderadores de la relación; es decir, factores que dividen a la variable independiente (ejercicio físico) en subgrupos según la potencialidad para influir sobre la variable dependiente (rendimiento cognitivo). Los autores distinguen los siguientes moderadores: edad, género y estado estrogénico, genotipo y depresión (Etnier, 2008). El ejercicio físico será especialmente beneficioso, en relación a sus efectos sobre el desempeño cognitivo, en niños y adultos mayores, y no tanto en jóvenes y adultos de mediana edad. En relación al género, las mujeres parece que obtienen un mayor provecho del ejercicio físico en su rendimiento cognitivo (especialmente cuando se trata de mujeres post-menopáusicas). Finalmente, en los portadores del genotipo ApoE-4 (considerado el de mayor riesgo para desarrollar la enfermedad de Alzheimer) y en las personas con depresión el ejercicio físico lograría igualmente un mayor efecto sobre el desempeño cognitivo (Etnier, 2008). La razón de ser de estos efectos aumentados sería que los grupos descritos anteriormente se hallan en un mayor riesgo de sufrir un declive cognitivo y en última instancia una enfermedad neurodegenerativa.

#### **1.2.10. Efectos directos del ejercicio físico sobre el rendimiento cognitivo. Revisión de la literatura**

La relación entre ejercicio físico y rendimiento cognitivo en el adulto mayor ha sido analizada en estudios observacionales y experimentales. En el primer caso, utilizando diseños transversales, se ha mostrado una relación consistente entre la capacidad cardiovascular (evaluada como máximo consumo de oxígeno -VO<sub>2</sub>max- estimado o real, o como rendimiento en el test de 6 minutos marcha) y la función ejecutiva (Netz, Dwolatzky, Zinker, Argov y Agmon, 2011; Scherder, Eggermont, Geuze, Vis y Verkerke, 2010). No obstante, Etnier, Nowell, Landers y Sibley (2006) demostraron anteriormente que la mejora en la capacidad cardiovascular no es una condición *sine qua non* para que el ejercicio físico provoque efectos beneficiosos sobre la función cognitiva. De hecho, recientemente se ha demostrado que la relación entre capacidad cardiovascular y función ejecutiva está mediada por el volumen de la



CPF (Weinstein y cols., 2012); y anteriormente, Erickson y cols. (2009) habían mostrado una relación de mediación similar entre capacidad cardiovascular, volumen del hipocampo y memoria espacial. Aunque, tal y como apuntan diferentes autores, esta relación entre integridad de la estructura cerebral y rendimiento cognitivo no es extensible a todas las regiones cerebrales ni a todos los dominios cognitivos (Kaup, Mirzakhanian, Jeste y Eyler, 2011; Kennedy y Raz, 2009). También se ha descrito en diferentes estudios una relación positiva entre la fuerza de los miembros inferiores (evaluada como fuerza isocinética e isométrica de cuádriceps) y la función ejecutiva (Huh y cols., 2011; Nieto, Albert, Morrow y Saxton, 2008; Scherder y cols., 2010).

Además de dichas relaciones entre capacidad funcional -entendiendo como tal la resistencia cardiovascular y la fuerza muscular- y cognición, existe abundante evidencia científica de la relación entre equilibrio, patrón de la marcha y rendimiento cognitivo en el adulto mayor. Tanto la velocidad habitual como la velocidad máxima del paso se han asociado a la función ejecutiva (Hirota y cols., 2010; McGough y cols., 2011; Soumare, Tavernier, Alperovitch, Tzourio y Elbaz, 2009). Igualmente, el equilibrio -evaluado mediante la escala de Berg y el *Up&Go test*- se ha relacionado con la velocidad psicomotora y la función ejecutiva (Berryman y cols., 2013; Hirota y cols., 2010; McGough y cols., 2011; Voos, Custodio y Malaquias, 2011). Recientemente, Blankevoort y cols. (2013) han mostrado que la combinación de resistencia cardiovascular, velocidad habitual del paso, equilibrio y fuerza de miembros inferiores es un importante predictor del rendimiento en diferentes dominios cognitivos (comprensión verbal, organización perceptiva, memoria operativa, velocidad de procesamiento y función ejecutiva) en los hombres; mientras que en las mujeres la resistencia cardiovascular, la velocidad habitual del paso y la fuerza de miembros inferiores, pero no el equilibrio, se asocian significativamente al desempeño cognitivo.

En un ambicioso estudio que ha combinado imagen por resonancia funcional y medidas conductuales, Voelcker-Rehage, Godde y Staudinger (2010) analizaron los posibles efectos diferenciales de la capacidad funcional (evaluada como el resultado conjunto de un test de prensión manual y una ergometría) y la capacidad motriz (que comprendía test de coordinación, agilidad, equilibrio y velocidad gestual) sobre la función ejecutiva y la velocidad

perceptiva en el adulto mayor. Los autores demuestran que la capacidad funcional se relaciona únicamente con la función ejecutiva, mientras que la capacidad motriz se asocia tanto a la función ejecutiva como a la velocidad perceptiva.

Dentro de los estudios observacionales, una aproximación diferente proviene de los diseños longitudinales. Tres meta-análisis recientes de los estudios prospectivos que han analizado la posible relación entre ejercicio físico y rendimiento cognitivo concluyen que las personas que realizan ejercicio físico regularmente presentan un menor riesgo tanto de padecer una enfermedad neurodegenerativa como de sufrir un declive cognitivo en las etapas finales de la vida (Hamer y Chida, 2009; Morgan y cols., 2012; Sofi y cols., 2011). Además, Verghese, Wang, Lipton, Holtzer y Xue (2007) mostraron que diferentes características de la marcha (velocidad del paso, amplitud y frecuencia, variabilidad de la marcha) en una muestra de más de 400 personas mayores de 70 años eran capaces de predecir el nivel de declive cognitivo a los 5 años. Así, por ejemplo, la frecuencia de paso se asociaba al declive de la memoria episódica, y la velocidad y amplitud del paso a la función ejecutiva; asimismo, la frecuencia de paso y la variabilidad de la marcha conjuntamente se relacionaban con el riesgo de padecer demencia.

Por tanto, tal y como concluyen Hotting y Roder (2013) en su reciente revisión sobre los efectos beneficiosos del ejercicio físico sobre la cognición y la neuroplasticidad cerebral, los estudios observacionales han mostrado una relación positiva entre la capacidad funcional y motriz y el rendimiento cognitivo; así como el hecho de que aquellas personas más activas durante la edad adulta, y especialmente durante la juventud, preservan en mayor medida la capacidad cognitiva en la vejez y presentan un menor riesgo de padecer enfermedades neurodegenerativas.

Finalmente, el último nivel de evidencia -y el único que puede discernir si realmente existe una relación causal entre ejercicio físico y rendimiento cognitivo- proviene de los estudios experimentales. A diferencia de los estudios observacionales, los resultados de los estudios de intervención no son tan consistentes (Snowden y cols., 2011); aunque los tres meta-análisis que han abordado esta hipótesis si han mostrado generalmente resultados positivos, especialmente en relación a la función ejecutiva, aunque con un tamaño del efecto de leve a

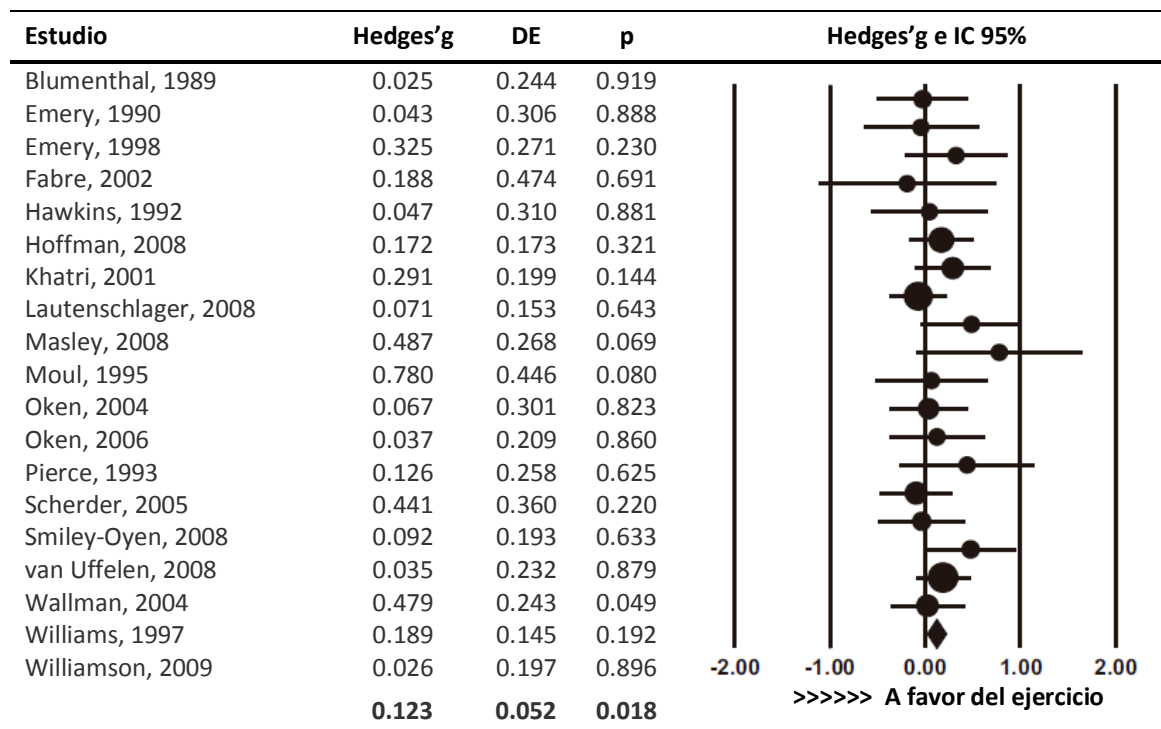
moderado (Angevaren, Aufdemkampe, Verhaar, Aleman y Vanhees, 2008; Colcombe y Kramer, 2003; Smith y cols., 2010) (ver tabla 1.2.2 y figura 1.2.6). Sin embargo, los tres estudios meta-analíticos reseñados únicamente incluyeron intervenciones que habían utilizado programas de entrenamiento aeróbico; y tal y como hemos señalado en relación a los diseños observacionales, otras capacidades funcionales (fuerza) y motrices (coordinación, equilibrio, patrón de la marcha) parecen estar igualmente muy relacionadas con el desempeño cognitivo en el adulto mayor. Por esta razón, vamos a realizar una revisión de estudios experimentales que hayan empleado otras intervenciones diferentes al entrenamiento aeróbico.

**Tabla 1.2.2.** Efectos del entrenamiento aeróbico sobre diferentes dominios cognitivo (traducida de Smith y cols., 2010)

Test cognitivo	Estudios	Dominio	Hedge's G (IC 95%)	p
Digit Symbol Substitution	8		0.146 (-0.002; 0.294)	0.052
Complex/Choice Reaction Time	8	Atención/ Velocidad de procesamiento	0.112 (-0.064; 0.288)	0.898
Simple Reaction Time	8		0.088 (-0.118; 0.295)	0.116
Ruff 2 and 7 Test	2		0.052 (-0.224; 0.327)	0.715
Trail Making Test Section A	2		0.169 (-0.144; 0.482)	0.291
Stroop Interference	7		0.027 (-0.149; 0.204)	0.761
Trail Making Test Section B	5	Función ejecutiva	0.234 (0.042; 0.426)	0.017
Animal Naming	4		0.275 (0.006; 0.545)	0.045
COWAT	2		-0.015 (-0.239; 0.229)	0.894
Logical Memory, Immediate Recall	5	Memoria	0.151 (-0.050; 0.352)	0.140
Rey Auditory Verbal Learning Test	4		0.113 (-0.082; 0.308)	0.255
Digit Span	6	Memoria	0.065 (-0.079; 0.209)	0.373
WAIS Letter-Number Sequencing	2	operativa	-0.134 (-0.469; 0.202)	0.435

El entrenamiento de fuerza se ha demostrado que también puede mejorar la función ejecutiva del adulto mayor (Cassilhas y cols., 2007; Liu-Ambrose y cols., 2008; Liu-Ambrose, Nagamatsu, y cols., 2010), aunque parece que es necesario un tiempo mínimo de intervención ya que Kimura y cols. (2010) no obtuvieron beneficios cognitivos tras 12 semanas de entrenamiento -a diferencia de los anteriores trabajos que habían empleado entre 6 y 12 meses de intervención. Por otra parte, en las revisiones meta-analíticas de Colcombe y Kramer (2003) y Smith y cols. (2010) a las que hacíamos referencia anteriormente, se apunta que el

entrenamiento concurrente de fuerza muscular y resistencia cardiovascular tendría un mayor efecto sobre la atención selectiva y la memoria de trabajo que el entrenamiento aeróbico por sí solo.



**Figura 1.2.6.** Efectos del entrenamiento aeróbico sobre la función ejecutiva. Los participantes que siguen un programa de entrenamiento aeróbico muestran una mejora significativa ( $g=0.123$ ;  $p=0.018$ ). Cada estudio se denota con un círculo, siendo el tamaño del mismo proporcional a la muestra evaluada (traducida de Smith y cols., 2010).

Otras formas de entrenamiento de carácter más holístico, como el Tai-Chi, el Yoga o el baile, han mostrado resultados divergentes. Una revisión meta-analítica reciente concluye que los estudios que han implementado programas de Yoga en poblaciones de adultos mayores no han hallado mejoras cognitivas (Patel, Newstead y Ferrer, 2012). En cambio, el Tai-Chi sí ha mostrado un efecto significativo sobre la función ejecutiva, entre otros dominios cognitivos, en dos revisiones recientes (una de ellas meta-analítica) (Miller y Taylor-Piliae, 2014; Wayne y cols., 2014). En relación al baile como forma de entrenamiento, Predovan, Fraser, Renaud y Bherer (2012) hallaron una mejora significativa tanto en la función ejecutiva como en la



capacidad cardiovascular después un programa de baile aeróbico de 3 meses de duración. Kattenstroth, Kalisch, Holt, Tegenthoff y Dinse (2013) también han reportado recientemente una mejora en el desempeño cognitivo en un grupo de adultos mayores que asistieron una vez a la semana durante 6 meses a clases de baile. Sin embargo, a diferencia de Predovan y cols. (2012), en este estudio dicha mejora no se acompañó de un incremento en la capacidad cardiovascular de los sujetos. Parece, por tanto, que propuestas de entrenamiento con un componente condicional más restringido -como el Tai-Chi o el baile-, pero mayores demandas de equilibrio y control motor y mayor estimulación multisensorial, podrían conducir a mejoras en la función cognitiva no necesariamente mediadas por una mejora cardiovascular. Este planteamiento corroboraría las hipótesis planteadas en los estudios observacionales a los que hacíamos referencia anteriormente (McGough y cols., 2011; Soumare y cols., 2009; Voelcker-Rehage y cols., 2010; Voos y cols., 2011).

Una aproximación interesante proviene de aquellos trabajos que han comparado diferentes programas de entrenamiento. Voelcker-Rehage, Godde y Staudinger (2011) en un estudio pionero con datos tanto conductuales como de neuroimagen funcional, compararon un programa de entrenamiento aeróbico frente a un programa enfocado a la mejora de la coordinación. Ambas intervenciones lograron una mejora de la función ejecutiva del adulto mayor, pero el entrenamiento coordinativo consiguió además un incremento en la velocidad perceptiva. Los autores discuten estos resultados basándose en los cambios en la activación neuronal de diferentes áreas corticales después de ambas intervenciones y sugieren que el entrenamiento aeróbico facilitaría una utilización más eficiente de los recursos cognitivos (gracias a que mejoraría la vascularización cerebral), mientras que el entrenamiento coordinativo permitiría la activación de mecanismos compensatorios en áreas cerebrales relacionadas con el procesamiento viso-espacial. Por el contrario, Hiyamizu, Morioka, Shomoto y Shimada (2012) no encontraron diferencias significativas en el cambio experimentado en la función ejecutiva (evaluada mediante el Trail Making Test) tras un entrenamiento tradicional de fuerza y equilibrio frente a un entrenamiento de estas mismas capacidades pero basado en el paradigma de la doble tarea. No obstante, sí hallaron una diferencia significativa a favor del segundo grupo en el rendimiento ejecutivo evaluado en condiciones de doble tarea



(realización del test de Stroop al mismo tiempo que se mantiene el equilibrio en una plataforma de fuerzas).

Forte y cols. (2013) han comparado recientemente una propuesta de entrenamiento multicomponente (basada en ejercicios de agilidad, coordinación y equilibrio, en los que además se incluían desafíos cognitivos) frente a un entrenamiento de fuerza contra resistencia y han encontrado que ambas propuestas mejoran la capacidad ejecutiva del adulto mayor; sin embargo, parece que cada una lo haría a través de unos mecanismos diferentes. Empleando un modelo mediacional de análisis estadístico, los autores concluyen que el entrenamiento de fuerza mejoraría la función ejecutiva indirectamente a través de la mejora de la fuerza, mientras que el entrenamiento multicomponente lograría un efecto directo (mecanístico) sobre la función inhibitoria.

### **1.2.11. Efectos del ejercicio físico sobre la plasticidad cerebral y relación con los cambios en el rendimiento cognitivo**

#### **1.2.11.1. Efectos del ejercicio físico sobre la activación cerebral**

A partir del estudio pionero de meta-análisis de Colcombe y Kramer (2003), encontramos varios trabajos que han tratado de elucidar mediante técnicas de neuroimagen los cambios estructurales y funcionales que pudiesen explicar esas mejoras conductuales logradas con el ejercicio físico. Colcombe y cols. (2004) fueron los primeros en llevar a cabo un estudio mediante IRMf, en el que demostraron una mayor activación neuronal en diferentes áreas del lóbulo frontal y parietal después 6 meses de entrenamiento aeróbico, en comparación con un grupo control que realizaba ejercicios de flexibilidad. Y esa mayor activación neuronal concordaba con un mayor rendimiento en el test empleado para evaluar la función ejecutiva (una versión modificada del test de Flanker), en línea con la Teoría del Andamiaje Cognitivo (D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009) y la reciente revisión de Eyller y cols. (2011). Además, los autores mostraron una menor activación en el cortex del cíngulo anterior tras el programa de



entrenamiento aeróbico, atribuible a una mejora de la capacidad inhibitoria, en tanto que dicha área cerebral se asocia a los procesos de conflicto de respuesta.

Los estudios posteriores han confirmado en su mayoría estos resultados. Rosano y cols. (2010) implementaron un programa de entrenamiento (basado en ejercicios aeróbicos que se complementaban con propuestas de fuerza, flexibilidad y equilibrio) de 12 meses seguido de un periodo de mantenimiento de 2 años, y encontraron que el grupo experimental mostró al cabo de esos 3 años un mayor rendimiento en un test de función ejecutiva (test de sustitución de dígitos y símbolos) que se acompañaba de una mayor activación neuronal en diferentes áreas del lóbulo frontal y parietal, frente a un grupo control que siguió un programa educativo sobre envejecimiento saludable. No obstante, es importante reseñar que el carácter observacional de este estudio (únicamente se midió a los sujetos al finalizar la intervención) limita la generalización de los resultados obtenidos. Liu-Ambrose, Nagamatsu, Voss, Khan y Handy (2012) hallaron una mayor activación neural en áreas del lóbulo frontal y temporal después de un entrenamiento de fuerza de 12 meses, en comparación con un grupo control que realizó ejercicios de equilibrio y tono muscular. Y esa mayor activación neuronal concordó con un mayor rendimiento en el test empleado para evaluar la función ejecutiva (una versión modificada del test de Flanker). Además, dicha sobreactivación únicamente se produjo en la condición de mayor dificultad, mientras que en la condición congruente el grupo experimental mostró una menor activación en esas mismas áreas cerebrales.

Encontramos un estudio (Voelcker-Rehage y cols., 2011) que, en cambio, mostró una menor activación neuronal en las mismas áreas del lóbulo frontal y parietal estudiadas por Colcombe y cols. (2004) después 6 meses de entrenamiento aeróbico, en comparación con un grupo control que realizaba ejercicios de flexibilidad y relajación. Esa menor activación neuronal se acompañaba, igualmente, de un mayor rendimiento en el test utilizado para valorar la función ejecutiva. Los autores sostienen que esta menor activación se debería a un uso más eficiente de las regiones cerebrales implicadas en la tarea, de modo que el ejercicio físico permitiría al adulto mayor reproducir el patrón de activación neuronal del cerebro joven. Esta hipótesis encuentra además sustento en el estudio de Persson y cols. (2006), en el que se muestra cómo

una activación del hipocampo mas focalizada se asocia a un mejor rendimiento cognitivo en una tarea de memoria episódica.

En ese mismo estudio de Voelcker-Rehage y cols. (2011), 6 meses de entrenamiento coordinativo provocaron, por el contrario, una mayor activación neuronal en áreas del lóbulo frontal y parietal que forman parte del llamado circuito de atención viso-espacial; y que se acompañaban igualmente de un mayor rendimiento cognitivo, tanto en velocidad perceptiva como en función ejecutiva. En este caso, los autores atribuyen este resultado a una mayor capacidad para activar mecanismos compensatorios o de andamiaje (D. C. Park y Reuter-Lorenz, 2009) gracias al entrenamiento coordinativo. Por tanto, Voelcker-Rehage y cols. (2011) proponen que tanto el entrenamiento aeróbico como el coordinativo mejoran el rendimiento cognitivo en el adulto mayor; pero mientras el primero basaría esta mejora en un uso más eficiente de los recursos neurales –fundamentalmente aquellos relacionados con la función ejecutiva-, el segundo facilitaría la utilización de mecanismos cerebrales compensatorios –especialmente a nivel viso-espacial. Los autores sustentan esta hipótesis en los resultados de un estudio transversal previo (Voelcker-Rehage y cols., 2010).

Así pues, de acuerdo a los estudios de Voelcker-Rehage y cols. (2010, 2011), tanto un patrón de mayor activación neural como uno de menor activación durante la realización de tareas cognitivas podría reflejar una mejora conductual como consecuencia de la realización de un programa de ejercicio físico en adultos mayores. En 2009, Lustig, Shah, Seidler y Reuter-Lorenz, en una magnífica revisión sobre neuroplasticidad y ejercicio físico, ya abordaban esta aparente paradoja sugiriendo que las mejoras cognitivas derivadas del ejercicio físico pueden estar mediadas por un incremento en la capacidad de activar mecanismos compensatorios o por un uso más eficiente de las estructuras cerebrales relacionadas con la tarea; pero sobre todo, apuntaban que este patrón puede variar a lo largo de un proceso de entrenamiento, y no solo en función del tipo de ejercicio. Así, en los primeros compases de un programa de entrenamiento (o tras intervenciones de menor duración) el ejercicio físico mejoraría el rendimiento cognitivo del adulto mayor gracias a un incremento en su capacidad de andamiaje; mientras que a medida que progresa el entrenamiento, las mejoras cognitivas estarían mediadas por un uso más eficiente de los circuitos neuronales . En esta misma línea



argumentativa, R. S. Prakash y cols. (2011) han mostrado que aquellos adultos mayores con mayor capacidad cardiovascular presentan una mayor activación neuronal en áreas del CPF y parietal durante una tarea de función ejecutiva, pero únicamente en la condición de mayor dificultad; este patrón de modulación de la activación neuronal en función de la carga cognitiva se asocia al comportamiento más flexible del adulto joven (Reuter-Lorenz y Cappell, 2008), y concuerda igualmente con los hallazgos experimentales de Liu-Ambrose y cols. (2012).

#### **1.2.11.2. Efectos del ejercicio físico sobre la estructura y conectividad cerebral**

A nivel estructural, encontramos estudios que han medido el volumen cerebral total normalizado -suma de los volúmenes de la sustancia blanca y la sustancia gris dividido entre el volumen intracraneal total-, trabajos que han analizado el volumen de la sustancia gris y/o la sustancia blanca y estudios que han empleado diferentes medidas de conectividad neuronal para evaluar el efecto del ejercicio físico sobre la estructura cerebral.

En el trabajo ya comentado de Mortimer y cols. (2012), los autores hallaron, además de la mejora en el rendimiento cognitivo, un aumento del volumen cerebral total. En un estudio prospectivo llevado a cabo con una amplia muestra de 299 adultos mayores, Erickson y cols. (2010) mostraron que el nivel de actividad física en el punto de partida (específicamente la distancia que andaban evaluada mediante un cuestionario de actividad física semanal) se relacionaba positivamente con el volumen de sustancia gris en el lóbulo frontal, temporal y parietal 9 años después, así como con un menor riesgo de haber desarrollado un deterioro cognitivo 13 años después. Otro estudio prospectivo llevado a cabo por Rovio y cols. (2010) obtuvo resultados similares. Concretamente, el nivel de actividad física en el punto de partida (evaluado mediante un cuestionario de actividad física auto-administrado) se relacionó positivamente con el volumen cerebral total así como con el volumen de sustancia gris 21 años después, localizándose las diferencias principalmente en los lóbulos frontales. Sin embargo, las diferencias en el volumen y la integridad (p.ej. lesiones) de la sustancia blanca se explicaban por las diferencias sociodemográficas y en los factores de riesgo cardiovascular.

Ruscheweyh y cols. (2011) demostraron que después de 6 meses de intervención (los sujetos realizaban Nordic Walking o gimnasia suave), el incremento en el nivel de actividad física (evaluado mediante un cuestionario de actividad física semanal) se correlacionaba positivamente con la mejora en un test de memoria episódica y el aumento de la sustancia gris en la corteza prefrontal, occipital y cingulada. Erickson y cols. (2011) mostraron un incremento de un 2% en el volumen del hipocampo, que se acompañó de una mejora en un test de memoria espacial, después de un entrenamiento aeróbico de 12 meses. Además, dicho incremento en el volumen del hipocampo correlacionó con la mejora lograda en el  $VO_2$ max evaluado en un test incremental. No obstante, los resultados de este estudio han sido cuestionados por otros autores (Coen, Lawlor y Kenny, 2011); ya que el grupo control, que realizó un entrenamiento de flexibilidad, logró igualmente mejorar su memoria episódica a pesar de mostrar una reducción en el volumen del hipocampo al finalizar la intervención.

Colcombe y cols. (2006) mostraron un incremento en el volumen tanto de la sustancia gris como de la sustancia blanca en diferentes áreas cerebrales, especialmente del lóbulo frontal, después de un entrenamiento aeróbico de 6 meses; por el contrario, el grupo control, que realizó ejercicios de flexibilidad y tono postural, no mostró cambios en su estructura cerebral después de la intervención. Sin embargo, este estudio no incluyó ningún test conductual, con lo que no sabemos si esos cambios en la estructura cerebral se acompañaron o no de una mejora en el rendimiento cognitivo. Boyke, Driemeyer, Gaser, Buchel y May (2008) llevaron a cabo un interesante estudio en el que evaluaron el efecto de un programa de malabares de 3 meses de duración sobre la plasticidad cerebral del adulto mayor. Los autores hallaron un incremento de la sustancia gris en áreas de la corteza frontal, la corteza cingulada y el hipocampo. Además, estos cambios mimetizaron los mostrados para una muestra de adultos jóvenes en un estudio anterior del mismo grupo (Draganski y cols., 2004), lo cual refuerza la idea del mantenimiento de la plasticidad cerebral a lo largo del ciclo vital. Sin embargo, la ausencia de test conductuales -igual que sucedía en el trabajo de Colcombe y cols. (2006)- nos impide saber si los cambios estructurales reportados se tradujeron en una mejora de la función cognitiva.



M. W. Voss y cols. (2012) compararon el efecto de un programa de entrenamiento aeróbico de 12 meses de duración frente a uno basado en ejercicios de flexibilidad, equilibrio y tono muscular, sobre la integridad de la sustancia blanca -evaluada mediante un índice denominado anisotropía fraccionada- y el rendimiento cognitivo -específicamente la memoria a corto plazo y la función ejecutiva. Los resultados no mostraron diferencias a nivel cognitivo ni neurofisiológico entre el grupo experimental y control al finalizar la intervención. No obstante, los autores hallaron una relación significativa entre la mejora en el VO<sub>2</sub>max y el incremento en la integridad de la sustancia blanca en el lóbulo frontal y temporal en el grupo experimental, así como entre la primera y la mejora en los test de memoria a corto plazo. Sin embargo, no encontraron ninguna relación entre las mejoras a nivel neurofisiológico (integridad de la sustancia blanca) y conductual (rendimiento cognitivo). Por tanto, parece que el entrenamiento aeróbico podría aumentar la integridad de la sustancia blanca en el adulto mayor, pero ese incremento no se ha demostrado que se traduzca en una mejora a nivel conductual.

En relación a la conectividad neuronal, en 2010 M. W. Voss y cols. compararon en un estudio pionero el efecto de dos programas de entrenamiento (ejercicio aeróbico frente ejercicios de flexibilidad, equilibrio y tono muscular) sobre la conectividad funcional de tres circuitos neuronales especialmente afectados por el envejecimiento: la DMN, la red fronto-ejecutiva (RFE, fronto-executive network) y la red fronto-parietal (RFP, frontoparietal network). El grupo que siguió un entrenamiento aeróbico mostró un incremento de la conectividad funcional en DMN y RFE, mientras que el grupo que siguió un entrenamiento basado en ejercicios flexibilidad, equilibrio y tono muscular mejoró en DMN y RFP (M. W. Voss y cols., 2010). Estos resultados apoyarían la idea de que diferentes tipos de ejercicio podrían propiciar diferentes mejoras a nivel de plasticidad cerebral (Voelcker-Rehage y cols., 2011; Voelcker-Rehage y Niemann, 2013). Sin embargo, es importante destacar que ninguno de los dos entrenamientos condujo a una mejora significativa a nivel conductual en los test de memoria a corto plazo y función ejecutiva; los autores únicamente hallaron una relación significativa entre el incremento en la conectividad funcional de DMN y la mejora en la función ejecutiva. Casi al mismo tiempo, Burdette y cols. (2010) compararon el efecto de un programa de entrenamiento aeróbico de 4 meses de duración frente a un grupo control que siguió un

programa educativo sobre envejecimiento saludable, hallando un aumento del flujo sanguíneo cerebral y una mejora de la conectividad neuronal en el hipocampo en el grupo experimental tras la intervención. Sin embargo, este estudio no incluyó ningún test conductual, con lo que no sabemos si esos cambios en la conectividad cerebral se acompañaron o no de una mejora en el rendimiento cognitivo. Anteriormente, en un estudio que ha sido ampliamente referenciado en la literatura, Pereira y cols. (2007) ya habían demostrado que 3 meses de entrenamiento aeróbico conducían a un aumento del volumen sanguíneo cerebral (VSC) en el giro dentado en adultos de mediana edad (entre 21 y 45 años). Esta subregión del hipocampo es la única zona del cerebro humano donde puede producirse neurogénesis, y estos mismos autores habían comprobado previamente que ese aumento del VSC se asociaba a procesos de neurogénesis en ratones. Uniendo estos resultados, Pereira y cols. (2007) sugieren que el aumento del VSC demostraría que el ejercicio físico es capaz de promover procesos de neurogénesis en el adulto mayor.

Finalmente, revisamos la evidencia de los efectos del ejercicio físico sobre biodisponibilidad de factores neurotróficos en el adulto mayor, centrándonos principalmente en dos de ellos: el factor neurotrófico derivado del cerebro (BDNF, en sus siglas inglesas) y el factor de crecimiento insulínico tipo I (IGF-1, en sus siglas inglesas), que parecen jugar un papel clave en las adaptaciones neurobiológicas obtenidas gracias al ejercicio físico (Carro, Trejo, Busiguina y Torres-Aleman, 2001; Cotman y cols., 2007). Además, el aumento en la síntesis de BDNF se postula como el enlace que uniría los efectos del ejercicio físico sobre la depresión y la cognición, de acuerdo al modelo de referencia de Spirduso y cols. (2008) que presentábamos anteriormente, al relacionarse con un enlentecimiento de la atrofia en el hipocampo asociada a la edad (Erickson, Miller y Roecklein, 2012); mientras que una mayor biodisponibilidad de IGF-1 se asociaría, entre otros efectos, con una reducción de los niveles de citoquinas pro-inflamatorias circulantes y una mejora de la sensibilidad a la insulina, enlazando de este modo los efectos del ejercicio físico sobre la diabetes y la cognición (Cotman y cols., 2007).

En relación a BDNF, una revisión reciente (Coelho y cols., 2013) concluye que el ejercicio físico moderado parece ser el más adecuado para estimular los niveles periféricos de esta neurotrofina en el adulto mayor; no obstante, únicamente cinco estudios pudieron ser



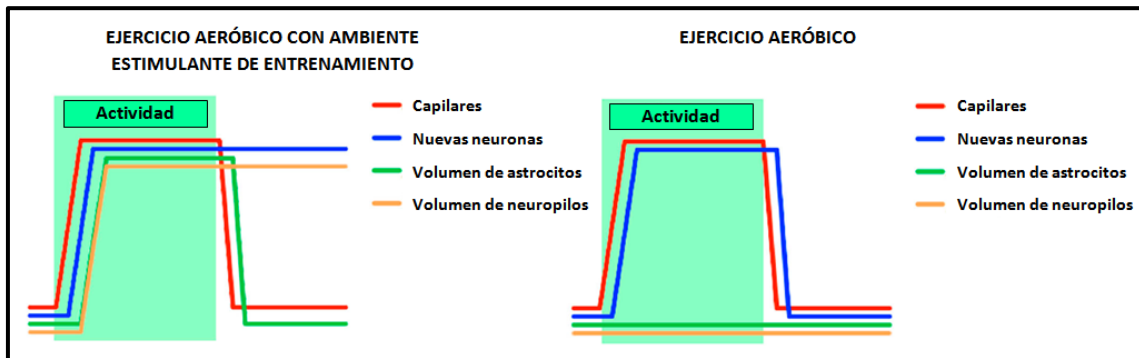
incluidos en dicha revisión -solo 1 de ellos utilizó un entrenamiento de fuerza- y los resultados de los mismos muestran bastante heterogeneidad. En un trabajo no incluido en dicha revisión, Anderson-Hanley y cols. (2012) compararon un programa de entrenamiento en bicicleta estática (grupo control) frente a otro que además incluía estimulación cognitiva mediante realidad virtual (grupo experimental). Los resultados mostraron un incremento significativamente mayor en la biodisponibilidad de BDNF en el grupo experimental frente al grupo control, que además se acompañó de una mejora en la función cognitiva.

Con respecto a IGF-1, Cassilhas y cols. (2007) encontraron un aumento en los niveles periféricos de esta neurotrofina tras 24 semanas de entrenamiento de fuerza, que igualmente se acompañó de una mejora en la función cognitiva -tal y como presentábamos en un apartado anterior. El entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia también ha demostrado ser efectivo en relación a la biodisponibilidad de este factor neurotrófico (Sillanpaa y cols., 2010); sin embargo, no se ha hallado un incremento significativo en IGF-1 después de un entrenamiento aeróbico (Sillanpaa y cols., 2010; Vale y cols., 2009). Así pues, aunque tanto el entrenamiento de fuerza como el cardiovascular se ha demostrado que ejercen efectos positivos sobre la función cognitiva del adulto mayor, los mecanismos moleculares que mediarían dichas mejoras parecen divergir entre una y otra forma de entrenamiento. Mientras el ejercicio aeróbico aumentaría los niveles periféricos de BDNF, el entrenamiento de fuerza incrementaría la biodisponibilidad de IGF-1. Utilizando un modelo animal (ratas Wistar), Cassilhas y cols. (2012) han corroborado recientemente esta divergencia en los mecanismos moleculares a través de los cuales el ejercicio aeróbico y el entrenamiento de fuerza mejorarían el rendimiento cognitivo; sin embargo, no hemos encontrado estudios comparativos realizados en adultos mayores que hayan analizado esta posible diferenciación.

De modo similar, mientras el ejercicio físico parece ser un importante precursor de la proliferación celular, la estimulación mediante ambientes de entrenamiento estimulantes (*enriched environments* en terminología anglosajona) -basados en dos aspectos centrales, la complejidad y la novedad- parece que podría facilitar la supervivencia de esas nuevas neuronas, que de otro modo morirían antes de integrarse en circuitos neuronales (Kempermann y cols., 2010; A. G. Thomas y cols., 2012). Por esta razón, algunos autores han



apuntado hacia la potencialidad de combinar el entrenamiento físico y cognitivo para lograr un mayor efecto paliativo sobre el envejecimiento cerebral; aunque los estudios experimentales realizados hasta el momento no han arrojado datos concluyentes (Barnes y cols., 2013; Holzsneider, Wolbers, Roder y Hotting, 2012; Kraft, 2012; Shatil, 2013).



**Figura 1.2.7.** Línea temporal de los cambios estructurales asociados al ejercicio aeróbico y al ejercicio aeróbico combinado con ambientes estimulantes de entrenamiento (traducida de A. G. Thomas, Dennis, Bandettini y Johansen-Berg, 2012).

Frente a este enfoque concurrente o secuencial, otra alternativa que se ha planteado son propuestas motrices que impliquen en sí mismas desafíos cognitivos importantes para el adulto mayor (enfoque integrado o simultáneo), con el objetivo de potenciar los posibles efectos sinérgicos del entrenamiento físico y mental (Hotting y Roder, 2013; Theill, Schumacher, Adelsberger, Martin y Jancke, 2013). Encontramos en la literatura múltiples ejemplos de este tipo de entrenamiento, que englobaría desde planteamientos como el Tai-Chi o el baile hasta ejercicios basados en el paradigma de la doble tarea o los videojuegos interactivos. En el quinto apartado de este marco teórico describiremos con mayor detalle dichas propuestas en relación a sus efectos sobre la capacidad funcional y el equilibrio del adulto mayor.



## 1.3. ENVEJECIMIENTO Y REGULACIÓN DEL RITMO CARDIACO

### 1.3.1. Concepto de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca: función regulatoria del Sistema Nervioso Autónomo

El corazón posee una capacidad funcional muy elevada, no en vano es capaz de contraerse más de 100.000 veces diarias y bombear alrededor de 7.200 litros de sangre en ese periodo de tiempo (Hall, 2011). Parte de esa capacidad funcional puede evaluarse contando la cantidad de latidos por minuto que el corazón presenta en respuesta a diferentes estímulos. Sin embargo, en la actualidad, los avances tecnológicos nos permiten profundizar más en el estudio de la señal cardíaca y descubrir algunas características de la misma que permanecen ocultas cuando únicamente observamos la señal a partir de sus valores absolutos promediados (promedio de latidos por unidad de tiempo). Las nuevas herramientas informáticas han facilitado la medición y almacenamiento de los intervalos temporales entre ondas R y el posterior análisis de estas oscilaciones existentes entre ciclos cardíacos registrados en un espacio de tiempo y, también, entre cada uno de ellos y sus adyacentes. Este tipo de análisis es el que se conoce como Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) (Sarmiento, 2008).

Tomando como referencia el Tratado de Fisiología Médica Guyton & Hall (2011), en reposo, el gasto cardíaco -que es el producto de la frecuencia cardíaca (FC) por el volumen sistólico- oscila entre 4 y 6 litros de sangre por minuto; sin embargo, durante un ejercicio intenso, puede ser necesario que el corazón llegue a bombear de 4 a 7 veces esta cantidad. Los mecanismos básicos con los que se regula ese volumen perfundido son la regulación cardíaca intrínseca en respuesta a los cambios del volumen de la sangre que fluye hacia el corazón (*mecanismo de Frank-Starling*, cuanto más se distiende el músculo cardíaco durante la diástole, mayor es la cantidad de sangre bombeada durante la sístole; Hall, 2011), por una parte; y el control de la FC y el bombeo cardíaco por parte del sistema nervioso autónomo (SNA), por otra parte. Por tanto, el volumen sistólico es regulado tanto intrínseca como extrínsecamente -aunque en la mayor parte de las situaciones domina la regulación intrínseca-, y la FC es regulada esencialmente mediante factores extracardíacos. Es cierto que el corazón posee una capacidad

intrínseca para variar la FC en sincronía con la respiración, debida a factores mecánicos (estiramiento de la pared auricular) (Bernardi y cols., 1989); aunque su importancia es mínima -en estados no patológicos- comparativamente con los grandes cambios que se introducen por la vía de la regulación extracardiaca. De modo similar, a pesar de que se conocen diversos factores de regulación extracardiaca capaces de modificar la función del nódulo sinusal (cambios termorregulatorios, factores endocrinos y metabólicos, fenómenos mecánicos, etc.), está ampliamente aceptado que el principal regulador extracardiaco del ritmo de los latidos es el SNA (Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). La actividad del SNA en relación al sistema cardiovascular se basa en un equilibrio dinámico de sus ramas parasimpática o vagal (en la literatura científica suelen utilizarse ambos términos indistintamente, dado que la comunicación parasimpática entre el SNA y el corazón se produce a través de los nervios vagos) y simpática, de modo que en estado de reposo predomina la actividad de la primera y en situaciones de ansiedad, estrés y ejercicio físico prevalece la estimulación de la segunda. De hecho, en estudios con doble bloqueo farmacológico (habitualmente mediante atropina y propanolol) y en corazones denervados, se ha comprobado que en ausencia de regulación del SNA el corazón late a un ritmo intrínseco en torno a los 100 pulsaciones por minuto –una ritmicidad bastante superior a los 70 latidos/minuto que se consideran como promedio en un adulto joven y sano (Nicolini y cols., 2012).

De acuerdo al Tratado de Fisiología Médica Guyton & Hall (2011), el impulso cardiaco se genera, normalmente, en el nódulo sinusal, que es considerado el marcapasos fisiológico del corazón. Sin embargo, ésta no es la única región del corazón que puede presentar una excitación rítmica intrínseca. La fibras del nódulo auriculoventricular (AV), cuando no son estimuladas por alguna fuente externa, descargan a una frecuencia rítmica intrínseca de 40 a 60 veces por minuto, y las fibras de Purkinje lo hacen a una frecuencia de entre 15 y 40 veces por minuto. El motivo por el que, salvo en situaciones anormales, el impulso cardiaco se origina en el nódulo sinusal es la mayor frecuencia de descarga de éste frente a la frecuencia de descarga autoexcitadora natural del nódulo AV y las fibras de Purkinje. Los latidos originados en una localización distinta al nódulo sinusal se denominan ectópicos, y dan lugar a



una secuencia anormal de contracción de las diferentes partes del corazón, pudiendo provocar una debilidad significativa del bombeo cardiaco.

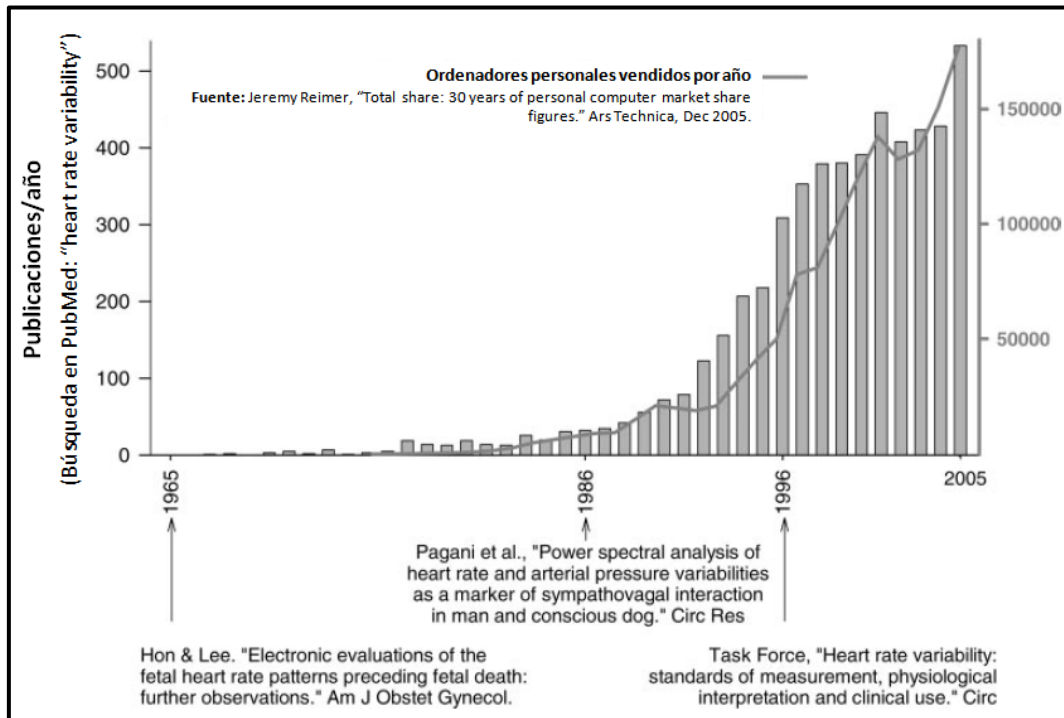
Volviendo a la función regulatoria que ejerce el SNA sobre el control de la FC y el volumen sistólico, describimos a continuación el mecanismo de acción de los subsistemas simpático (SNS) y parasimpático o vagal (SNP), tomando como referencia el Tratado de Fisiología Médica Guyton & Hall (2011). Desde un punto de vista anatomo-fisiológico, es importante denotar que los nervios que proceden del SNS inervan principalmente la superficie cardiaca y, muy especialmente, la que corresponde a los ventrículos; mientras que los nervios del SNP se dirigen, principalmente, hacia el nódulo sinusal y el nódulo AV. La estimulación parasimpática produce liberación de acetilcolina en las terminaciones nerviosas. Esta hormona tiene dos efectos principales sobre el corazón: reduce la frecuencia rítmica del nódulo sinusal y retrasa la transmisión del impulso cardiaco hacia los ventrículos –por una reducción de la excitabilidad de las fibras de la unión AV entre la musculatura auricular y el nódulo AV. En relación al primer efecto que hemos nombrado, la liberación de acetilcolina aumenta la permeabilidad de las membranas de las fibras a los iones potasio, lo cual hace disminuir el ritmo de despolarización del nodo sinusal e incrementar en consecuencia la duración de los ciclos cardiacos. El término bradicardia se utiliza para describir esta deceleración de la FC.

Por su parte, la estimulación simpática, por acción de la noradrenalina, produce esencialmente sobre el corazón efectos antagónicos a los descritos para la estimulación vagal: aumenta la frecuencia de descarga del nódulo sinusal (efecto cronotrópico), incrementa la velocidad de conducción y el nivel de excitabilidad de todas las porciones del corazón y aumenta la fuerza de contracción de la musculatura cardiaca (efecto inotrópico). En relación al efecto cronotrópico, la liberación de noradrenalina aumenta la permeabilidad de las membranas de las fibras a los iones sodio y calcio, lo cual hace aumentar el ritmo de despolarización del nodo sinusal y disminuye consecuentemente la duración de los ciclos cardiacos. El término taquicardia se utiliza para describir esta aceleración de la FC. Sin embargo, no siempre la activación de una rama, simpática o vagal, se acompaña de la deactivación de la otra, sino que a menudo se alternan situaciones de este tipo con otras de coactivación, resultando por tanto su interacción mucho más compleja (Mourot y cols., 2007; Tulppo y cols., 2005).

Por tanto, la VFC refleja la actividad neurovegetativa del organismo (en especial del sistema cardiovascular), describiendo su capacidad para modificar los intervalos temporales latido a latido en respuesta a las demandas tanto externas como internas (concepto de *homeokinesis*) (Seely y Macklem, 2004). De este modo, el análisis de la VFC supone una excelente herramienta para estudiar de manera no invasiva la actividad del SNA en relación al sistema cardiovascular, ya que aunque la VFC mide la influencia del SNA sobre el nódulo sinusal, se asume que refleja el control global de la actividad cardiovascular (Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). No obstante, es importante clarificar que el SNA ejerce otras importantes funciones regulatorias en diferentes órganos del cuerpo humano. Así, entre los efectos consecuencia de la estimulación de la rama parasimpática encontramos los siguientes: aumento de la motilidad y la secreción del tracto gastrointestinal, aumento de la secreción de insulina, vasodilatación, aumento de la secreción bronquial, relajación de los esfínteres vesical y anal o contracción de las pupilas. En el extremo opuesto, la estimulación de la rama simpática produciría, en general, efectos antagónicos a los descritos anteriormente: disminución de la motilidad y la secreción del tracto gastrointestinal, aumento de la lipólisis, la gluconeogénesis y la glucogenolisis, vasoconstricción, contracción de los esfínteres, dilatación pupilar o aumento de la sudoración (Hall, 2011).

### **1.3.2. Interpretación de la variabilidad y dinámica del ritmo cardiaco: metodología lineal y metodología no-lineal**

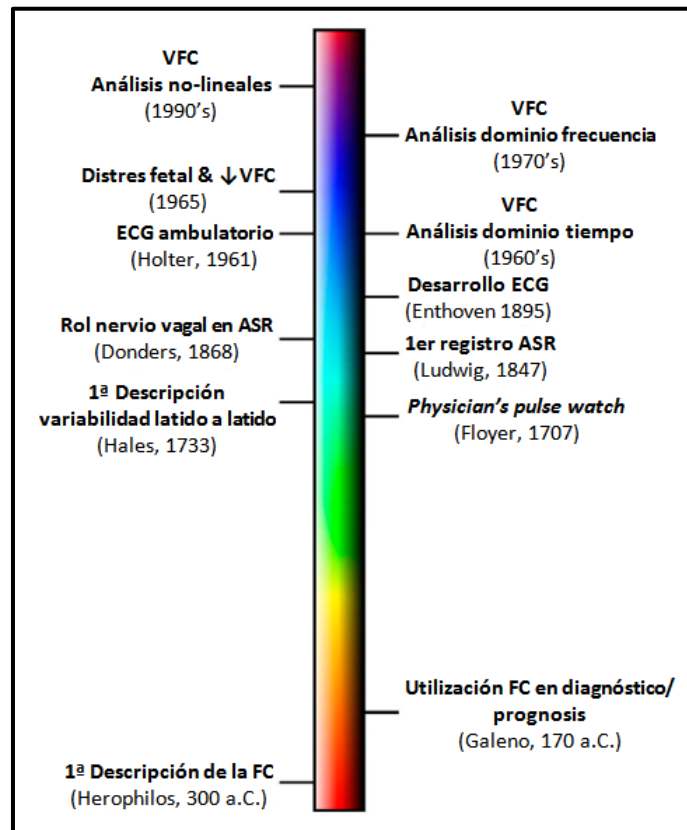
En los últimos años, la popularidad de los análisis de variabilidad y dinámica del ritmo cardiaco (habitualmente suele emplearse el término *variabilidad* para referirnos a metodología lineal y el término *dinámica* para denotar los análisis no-lineales, Perkiomaki, 2011) en la investigación científica ha crecido exponencialmente. Por ejemplo, respecto al tema que nos ocupa –la influencia del ejercicio físico sobre la VFC en poblaciones de edad avanzada-, encontramos más de 1000 artículos científicos en la base de datos PubMed introduciendo como búsqueda los términos “heart rate variability” OR “heart rate dynamics” AND “exercise” AND “elderly” hasta 2012; una buena muestra del interés de la comunidad científica por este campo.



**Figura 1.3.1.** Evolución de las publicaciones por año sobre VFC comparativamente con la venta de ordenadores personales (Taylor y Studinger, 2006)

A principio de la década de 1970 varios grupos de investigación empezaron a utilizar la metodología de análisis de frecuencias para investigar las bases fisiológicas de los diferentes componentes espectrales que componen las variaciones temporales de la FC. A partir de estos estudios pioneros, la investigación en este ámbito proliferó rápidamente. Los análisis iniciales en el dominio temporal y espectral empleados para cuantificar la VFC empezaron a ser complementados a partir de la década de 1990 con nuevas técnicas derivadas de la teoría del caos determinista, que buscaban ofrecer una visión cualitativa de la dinámica (o estructura) no-lineal del ritmo cardiaco (Billman, 2011). Esta rápida expansión alertó a las Sociedades Europea de Cardiología y Norteamericana de Electrofisiología, que en 1996 acordaron un documento de consenso en el que se establecieron los estándares de registro y medición para los análisis en el dominio temporal y espectral (Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). En aquel momento, las técnicas de análisis no-lineal se hallaban todavía en una fase inicial de desarrollo y fueron abordadas apenas superficialmente. Años después diferentes autores han publicado

revisiones referidas específicamente a este tipo de metodología (p. ej. Huikuri, Makikallio y Perkiomaki, 2003; Seely y Macklem, 2004).



**Figura 1.3.2.** Línea temporal en la que se representan los principales eventos sucedidos en la investigación sobre la VFC (traducido de Billman, 2011)

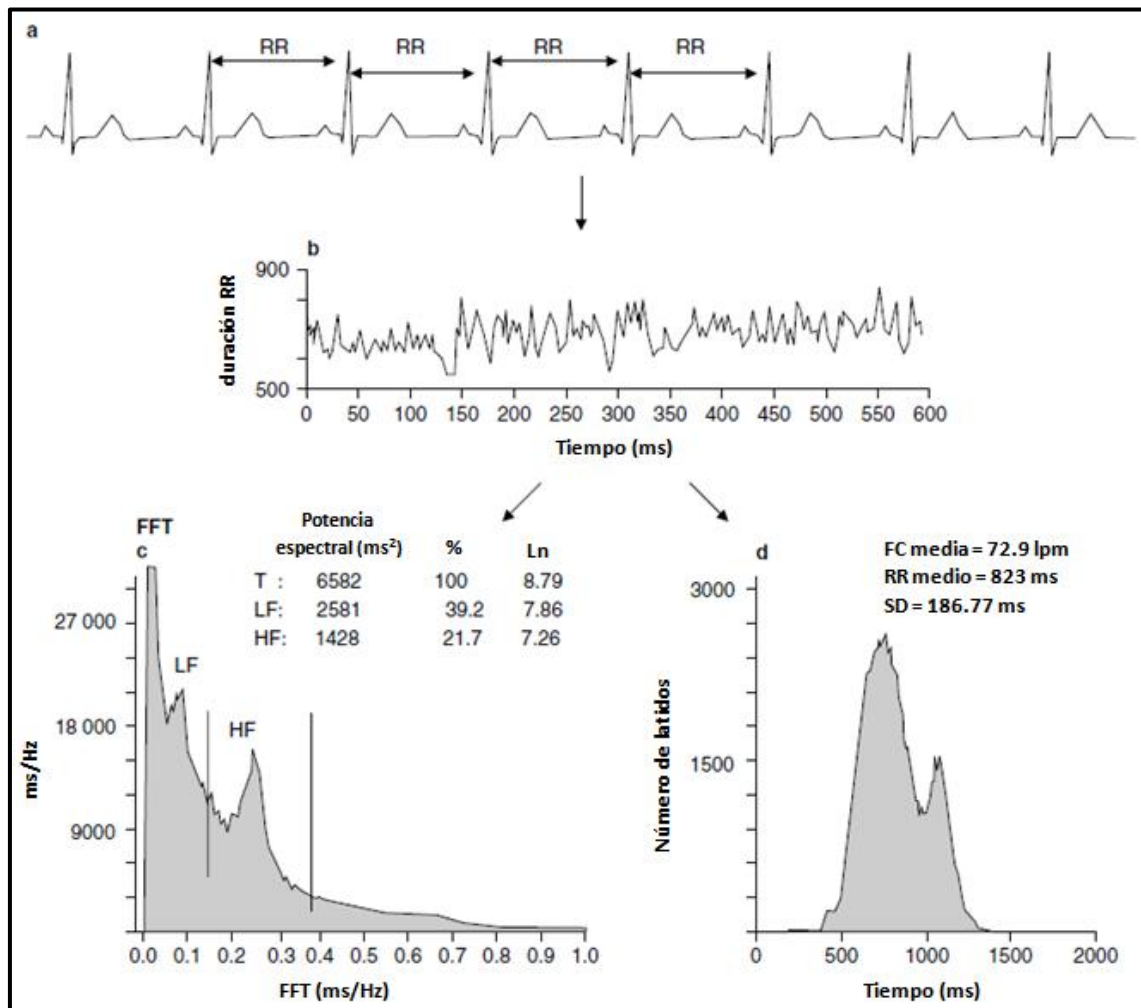
En la **tabla 1.3.1** se presentan los diferentes índices, agrupados en dos bloques (dominio tiempo y dominio frecuencia), que se utilizan más habitualmente en el análisis de la VFC, con el objetivo de facilitar la lectura y comprensión de los siguientes apartados. Los índices del dominio temporal suelen expresarse en milisegundos (ms) y estiman la variabilidad de la FC en diferentes rangos temporales; mientras que los índices espectrales suelen expresarse en milisegundos al cuadrado (ms<sup>2</sup>) y hacen referencia a las oscilaciones de la FC en diferentes rangos de frecuencia. En ambos casos, se parte de una representación de las duraciones de los intervalos RR en un rango de tiempo dado (tacograma), a partir del cual podemos obtener un histograma (dominio temporal) o una representación del espectro de frecuencias (dominio

espectral) utilizando un análisis de potencia espectral –habitualmente mediante una transformada rápida de Fourier o un modelo autorregresivo. En el histograma se plotean el número de latidos para cada duración de intervalo RR (**figura 1.3.3 d**), mientras que en el espectro de frecuencias se representan las amplitudes (en  $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) para cada frecuencia (**figura 1.3.3 c**). La potencia espectral para cada banda de frecuencias se obtiene posteriormente calculando el área bajo la curva en dicho rango (Aubert, Seps y Beckers, 2003).

**Tabla 1.3.1.** Índices de dominio tiempo y frecuencia más habitualmente utilizados en la literatura científica para analizar la VFC (a partir de Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996)

Variable	Unidad	Definición
<b>Dominio TIEMPO</b>		
SDNN	ms	Desviación estándar de los intervalos RR.
RMSSD	ms	Raíz media cuadrática de las diferencias entre intervalos RR adyacentes.
pNN50	%	Porcentaje de intervalos RR que difieren más de 50 ms respecto al intervalo RR inmediatamente anterior. Es el índice más comúnmente utilizado de la familia de los estadísticos pNNx, pero existen otros como el pNN20 (Mietus, Peng, Henry, Goldsmith y Goldberger, 2002).
<b>Dominio FRECUENCIA</b>		
TP	$\text{ms}^2$	Potencia espectral total.
VLF	$\text{ms}^2$	Potencia espectral en la banda de muy baja frecuencia (<0.04 Hz).
LF	$\text{ms}^2$	Potencia espectral en la banda de baja frecuencia (0.04 – 0.15 Hz).
HF	$\text{ms}^2$	Potencia espectral en la banda de alta frecuencia (0.15 – 0.4 Hz).
LFnu	nu	Potencia espectral de baja frecuencia normalizada, $\text{LF}/(\text{LF}+\text{HF})$ .
HFnu	nu	Potencia espectral de alta frecuencia normalizada, $\text{HF}/(\text{LF}+\text{HF})$ .
LF/HF		Ratio entre la baja y la alta frecuencia.





**Figura 1.3.3.** Diagrama del análisis de la VFC mediante técnicas lineales de dominio tiempo y frecuencia (traducido de Aubert y cols., 2003). FFT, Transformada Rápida de Fourier.

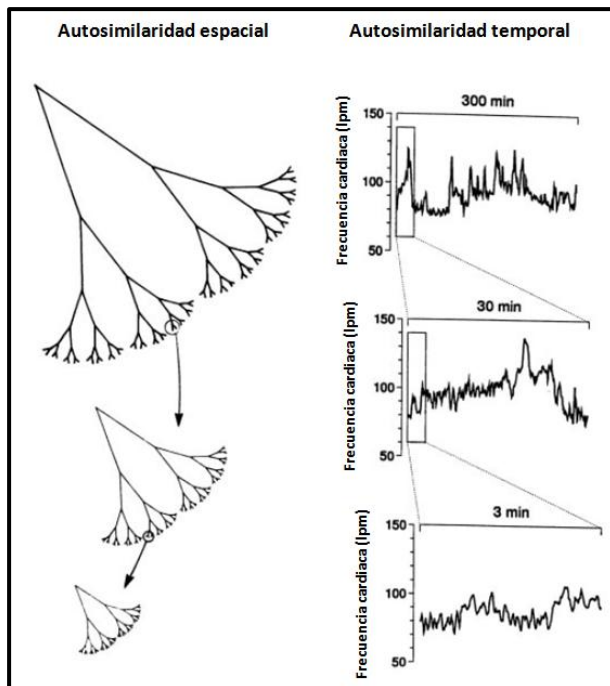
Los índices derivados del análisis del dominio tiempo y frecuencia nos permiten explorar la actividad de las dos ramas del SNA: simpática y parasimpática. Sin embargo, es importante dejar claro desde un primer momento que la VFC es una medida indirecta de la regulación (modulación) que el SNA ejerce sobre la FC, y por tanto no puede cuantificarse a partir de su análisis la actividad (tono autonómico) de los nervios simpático y vagal. Por tanto, las conclusiones sobre el SNA que se infieren a partir de los análisis de VFC deben ser esencialmente cualitativas y no cuantitativas (Billman, 2011; Nicolini y cols., 2012). En la **tabla 1.3.2** se aporta la interpretación fisiológica de los índices lineales (dominio tiempo y frecuencia) presentados en la **tabla 1.3.1**.

**Tabla 1.3.2.** Interpretación fisiológica de los índices lineales de VFC (a partir de Aubert y cols., 2003; Rajendra Acharya, Paul Joseph, Kannathal, Lim y Suri, 2006; Seely y Macklem, 2004; Shaffer y Venner, 2013; Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996; Xhyheri, Manfrini, Mazzolini, Pizzi y Bugiardini, 2012).

Variable	Significado fisiológico
<b>Dominio TIEMPO</b>	
SDNN	Se considera una estimación de la variabilidad global que presenta la señal cardiaca. En registros de larga duración (p.ej. 24h) refleja los componentes responsables de la variabilidad a largo plazo, entre otros el ritmo circadiano y la actividad física.
RMSSD pNN50	Se consideran medidas de modulación parasimpática.
<b>Dominio FRECUENCIA</b>	
TP	Se considera una estimación de la variabilidad global que presenta la señal cardiaca. Teóricamente, TP y SDNN <sup>2</sup> son matemáticamente idénticos, aunque en términos prácticos el procesamiento de los datos (latidos ectópicos, interpolación,..) hace que la correlación entre ambos índices sea muy alta pero no perfecta.
VLF	En registros de larga duración (p.ej. 24h) se asocia a influencias endoteliales, fluctuaciones en el tono vasomotor y cambios termorregulatorios y del sistema renina-angiotensina. En registros de corta duración se asocia a componentes no armónicos del ritmo cardiaco y su interpretación se considera ambigua.
LF	Inicialmente se relacionó con la respuesta simpático-adrenérgica (Pagani y cols., 1986; Pagani y cols., 1997). Actualmente se acepta que refleja la modulación de las dos divisiones (simpática y parasimpática) del SNA (Parati, Mancia, Di Rienzo y Castiglioni, 2006) y se asocia a cambios barorreflejos (Elghozi y Julien, 2007; Goldstein, Benthó, Park y Sharabi, 2011).
HF HFnu	Se consideran medidas de modulación parasimpática.
LF/HF LFnu	Se aceptan como estimaciones del equilibrio simpático-vagal (Malliani, Pagani, Montano y Mela, 1998; Parati y cols., 2006), aunque encontramos opiniones discordantes (Berntson y cols., 1997; Eckberg, 1997) y aún existe en la literatura una importante controversia en torno a su interpretación fisiológica (Heathers, 2012; Pagani, Lucini y Porta, 2012; E. S. Prakash, 2012).

Por el contrario, los índices no-lineales tienen un significado fisiológico menos establecido y no se asocian a componentes específicos de la modulación del SNA sobre la FC, sino que estiman el grado de complejidad que presenta la dinámica (o estructura funcional) del ritmo cardiaco (Nicolini y cols., 2012). A nivel metodológico, comparativamente con los índices lineales, Perkiömäki (2011) apunta que este tipo de análisis ofrecen las siguientes ventajas: menor dependencia de la FC, menor variación intra e inter-individual y mejor comparabilidad entre registros de larga y corta duración. A pesar de ello, aún hoy, en la mayor parte de los de los estudios se sigue tratando la señal cardiaca únicamente desde metodologías lineales (dominio tiempo y dominio frecuencia); en parte por su facilidad para ser incorporadas a mediciones rutinarias como el Holter, en parte también por su familiaridad conceptual que permite que sean aceptadas con más facilidad por nuestro esquema mental tradicional. Sin embargo, tal y como apuntan García-Manso y Martín González (2008), resulta paradójico utilizar exclusivamente métodos lineales, basados en el paradigma biofísico -de marcado carácter positivista y reduccionista-, para el análisis de sistemas complejos, como es el caso del funcionamiento fisiológico de nuestros sistemas, y por extensión de la VFC

Dentro de este conjunto de análisis no-lineales, podemos diferenciar tres grandes subgrupos (Huikuri y cols., 2003; Paraschiv-Ionescu y Aminian, 2009; Seely y Macklem, 2004): los índices derivados del diagrama de Poincaré, los índices de entropía y los índices de fractalidad. Aunque existen otros algoritmos que no encajarían dentro de estas tres categorías, estos tres subgrupos engloban las medidas más habitualmente utilizadas en el análisis del ritmo cardiaco en la literatura científica. Los diagramas de Poincaré son un tipo específico de representación del espacio de fase en dos dimensiones, también conocidos como mapas de retorno o escatogramas, que permiten un análisis tanto cuantitativo (variabilidad de los intervalos RR a corto y largo plazo) como cualitativo de la dinámica del ritmo cardiaco (puede evaluarse si la forma dibujada por los intervalos RR sigue un patrón considerado normal -forma de elipsoide o forma de cometa-, o por el contrario no se ajusta a estas formas geométricas más habituales). Por otra parte, el concepto de entropía se utiliza para cuantificar la el grado de desorden de una serie temporal, de manera que cuanto más regular sea esa serie, menor será el valor de la entropía; y un menor valor de entropía se asocia a una dinámica del ritmo cardiaco más predecible y menos compleja, lo que corresponde a un sistema menos adaptativo (Naranjo-



**Figura 1.3.4.** Representación esquemática de la autosimilaridad de estructuras y fluctuaciones (traducido de A. L. Goldberger y cols., 2002)

Orellana y De la Cruz-Torres, 2010). Este tipo de análisis cuantifican la probabilidad de que determinados patrones de comportamiento de los intervalos RR se repitan a lo largo de la serie temporal. Finalmente, el término fractal se utiliza para caracterizar objetos en el espacio o secuencias de eventos en el tiempo que describen rasgos de autosimilaridad o invarianza de escala; es decir, la estructura de esos objetos o secuencias se repite a diferentes escalas. O dicho de otra manera, las formas fractales se componen de subunidades que se asemejan a la estructura de la forma completa. Así, en relación a la dinámica del ritmo cardiaco, los índices

de fractalidad permiten detectar la existencia de correlaciones a largo plazo (invariantes a escala) que reflejan la influencia de eventos pasados en la evolución futura de la serie temporal. Dada la amplitud de técnicas de análisis no-lineal que encontramos dentro de estas tres categorías en la literatura, se ha decidido explicar únicamente aquellos índices que han sido utilizados en este trabajo en el apartado de metodología.

### 1.3.3. Relación entre la respiración y el ritmo cardiaco: el mecanismo de arritmia sino-respiratoria

El ritmo cardiaco está influenciado de forma muy importante por la respiración. Hales (1733, cit. por Billman, 2011) fue el primero en detectar la variación de la FC y la presión arterial durante el ciclo respiratorio; no obstante, fue Ludwig (1847, cit. por Billman, 2011) quién por primera vez describió que el pulso aumentaba en la fase inspiratoria y disminuía durante la espiración utilizando un modelo animal de perro. Esta fue la primera evidencia empírica del

mecanismo que conocemos actualmente como arritmia sino-respiratoria (ASR), en virtud del cual el intervalo RR se acorta durante la inspiración y se alarga durante la espiración. Estudios posteriores han demostrado que la eficacia del intercambio gaseoso en los pulmones es mejorada por efecto de la ASR, sugiriendo que puede desempeñar un papel biológico activo. De acuerdo a esta hipótesis, sustentada en diversos hallazgos experimentales, el mecanismo de ASR optimizaría la eficacia del intercambio gaseoso gracias a que igualaría los tiempos de bombeo de sangre y flujo de aire dentro de cada ciclo respiratorio, especialmente durante las situaciones de reposo; y esto permitiría un ahorro energético como consecuencia de suprimir latidos innecesarios durante la espiración y evitar una ventilación pulmonar ineficaz (Grossman y Taylor, 2007).

Además, se ha probado también experimentalmente que la relación entre la FC y las fases de la respiración depende del volumen tidal y la frecuencia respiratoria. Brown, Beightol, Koh y Eckberg (1993) estudiaron siete ritmos respiratorios distintos (6, 7.5, 10, 15, 17.1, 20, 24 respiraciones/min) y dos volúmenes tidales (1000 y 1500 ml), comprobando que ambas variables (frecuencia y volumen) influyen significativamente sobre la potencia espectral en las bandas de baja y alta frecuencia (LF y HF) de la VFC. Los resultados mostraron que tanto LF como HF eran más elevada en frecuencias respiratorias bajas (6-10 respiraciones/min), disminuyendo cuando el número de respiraciones aumentaba por encima de 10 por minuto. Al mismo tiempo, HF era significativamente mayor para un volumen tidal de 1500 ml; por el contrario, LF no mostró diferencias entre los dos volúmenes corrientes estudiados.

#### **1.3.4. Relación entre la presión arterial y el ritmo cardiaco: el circuito barorreflejo**

El sistema de barorreceptores es un mecanismo de regulación de la tensión arterial (TA) de acción rápida (Hall, 2011). Los barorreceptores o presorreceptores se encuentran sobre todo en las paredes de las arterias carótida (seno carotideo) y aorta (cayado aórtico), y son estimulados por la distensión de la pared arterial. Así, cuando la TA es demasiado elevada, los barorreceptores envían señales aferentes al núcleo del tracto solitario (NTS), situado en el bulbo raquídeo cerebral, que inhiben el centro vasomotor y al mismo tiempo estimulan el

centro parasimpático vagal. La estimulación de este último provoca una disminución de la FC, mientras que la inhibición del centro vasomotor hace que disminuyan las señales eferentes que son transmitidas desde éste, a través del SNS, hacia el corazón y los vasos sanguíneos. La disminución de dichos impulsos provenientes del centro vasomotor produce una caída de la FC y el volumen sistólico, a nivel cardiaco; que se acompaña de una vasodilatación a nivel periférico. La suma de estos efectos provoca que la TA disminuya hasta sus valores normales. Por el contrario, una caída de la TA por debajo de los valores de normalidad relaja los receptores de estiramiento y provoca efectos antagónicos a los descritos anteriormente, que finalmente hacen que la TA se eleve de nuevo hasta la normalidad (Aubert y cols., 2003).

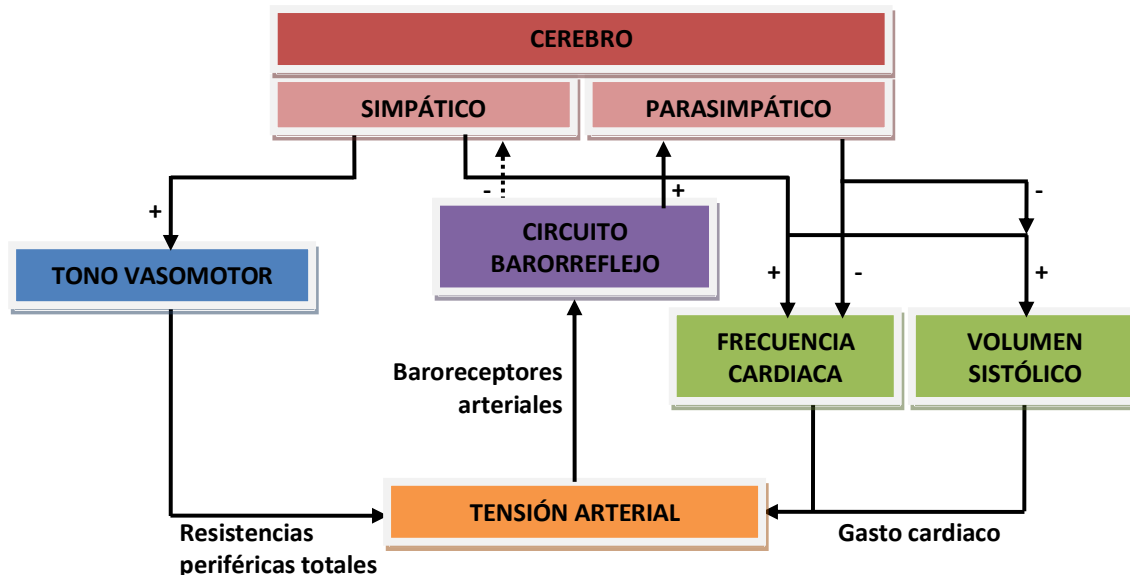
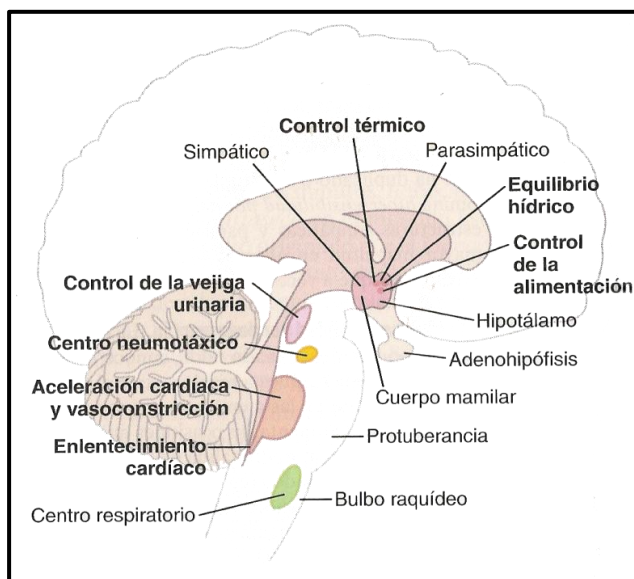


Figura 1.3.5. Circuito barorreflejo de regulación de la tensión arterial (adaptado de Aubert y cols., 2003).

En los registros de variabilidad de la TA suelen observarse unas ondas cuya periodicidad oscila entre 7 y 10 segundos (o en una frecuencia en torno a 0,1 Hz), denominadas ondas vasomotoras u ondas de Mayer, que se asocian a los mecanismos barorreflejos de control de la TA (Hall, 2011). Y en torno a esa misma frecuencia, suele observarse igualmente un pico de potencia en el espectro de la VFC (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). El sustento experimental que demuestra la relación de esos picos de potencia espectral con el reflejo barorreceptor proviene de estudios en los que se ha mostrado como la disrupción estructural o funcional del

circuito barorreflejo -en modelos animales y humanos respectivamente- elimina casi por completo la potencia espectral tanto de la TA sistólica como de la FC en el rango de frecuencias alrededor de los 0,1 Hz (Cevese, Gulli, Polati, Gottin y Grasso, 2001; Elghozi y Julien, 2007; Julien, 2006). Pero además, también ha sido evidenciado por otros investigadores que la sensibilidad barorrefleja (BRS, por sus siglas inglesas *Baroreflex Sensitivity*), índice que evalúa los cambios en la FC en respuesta a las modificaciones de la TA, correlaciona positivamente con LF (0,04 – 0,15 Hz), banda espectral en la que se ubican esas ondas vasomotoras u ondas de Mayer (Barantke y cols., 2008; Goldstein y cols., 2011; Moak y cols., 2007; Rahman, Pechnik, Gross, Sewell y Goldstein, 2011).

### 1.3.5. El modelo de integración neurovisceral: regulación cortical del ritmo cardiaco



**Figura 1.3.6.** Zonas de control autónomo en el tronco del encéfalo y el hipotálamo (tomado de Hall, 2011)

Existe una tercera vía de regulación, conjuntamente con los mecanismos intrínsecos y la modulación ejercida por el SNA, del ritmo cardiaco. Diferentes estudios, utilizando tanto técnicas de neuroimagen como agentes farmacológicos para inactivar determinadas regiones cerebrales, han demostrado que existe una relación entre la actividad neuronal de determinadas áreas cerebrales y la VFC.

En un estudio pionero, Ahern y cols. (2001) demostraron que las estructuras cerebrales superiores ejercían un efecto inhibitorio tónico sobre los circuitos simpaticoexcitatorios, y que dicho efecto era mediado por mecanismos vagales. Estos autores sugirieron, además, que el hemisferio derecho poseía una mayor capacidad de regulación cronotrópica del corazón (Ahern y cols., 2001).



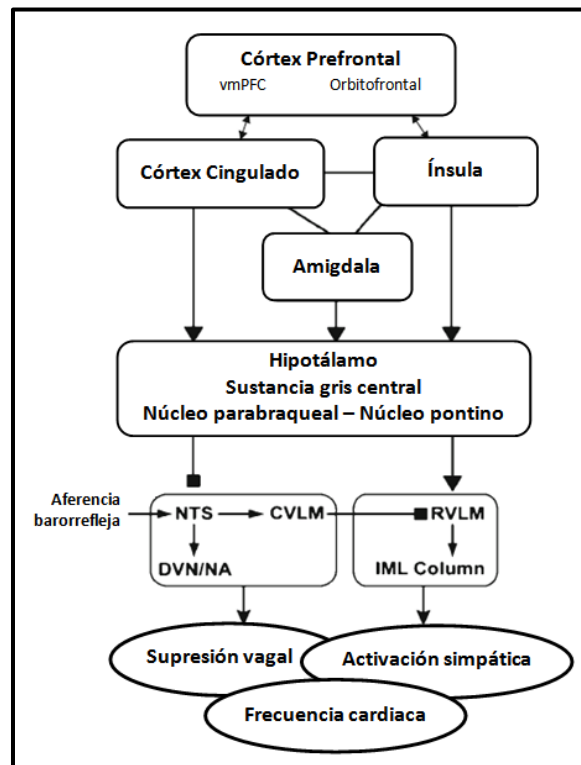
Estudios posteriores han documentado una asociación consistente entre diferentes descriptores de la VFC y la función cerebral tanto en condiciones clínicas como en condiciones experimentales en las que los sujetos han sido expuestos a estresores físicos, cognitivos o sociales. Utilizando técnicas de neuroimagen (tomografía por emisión de positrones, PET; e IRMf), se ha mostrado una asociación entre la actividad de la corteza prefrontal y la modulación vagal (Kuoppa, Niskanen, Karjalainen y Tarvainen, 2012; Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers y Wager, 2012; Ziegler, Dahnke, Yeragani y Bar, 2009). Ziegler y cols. (2009) mostraron una relación directa entre la actividad del cortex prefrontal ventromedial (vmPFC, por sus siglas en ingles) y la duración de los intervalos RR en reposo. Cabe resaltar que el vmPFC forma parte de la DMN, cuya funcionalidad está alterada en el adulto mayor (Persson y cols., 2007), tal y como ya hemos descrito anteriormente en el apartado referido a rendimiento cognitivo y envejecimiento. En el estudio metaanalítico de Thayer y cols. (2012) se incluyen 8 estudios previos, con registro de los intervalos RR simultáneo o previo al de actividad cerebral, y en los que se evalúa la respuesta neural y de la VFC (únicamente mediante la potencia espectral en HF o la FC) frente a condiciones en las que se evocan diferentes sentimientos o se realizan tareas motoras o cognitivas. De acuerdo a esta revisión, las áreas cerebrales que se asocian en mayor medida a la regulación del ritmo cardiaco son el cortex del cíngulo anterior, el vmPFC y la amígdala.

Posteriormente a esta revisión, Kuoppa y cols. (2012) evaluaron conjuntamente la activación neural en diferentes áreas cerebrales de interes y la VFC durante la realización de tareas relacionadas con el lenguaje, incluyendo un espectro de índices de VFC más amplio (FC, SDNN, RMSSD, TP, HF, LF, LFnu). Sus resultados mostraron que la activación de la corteza prefrontal del hemisferio derecho se relaciona con la FC y RMSSD, aunque en el caso de la segunda la asociación es inversa. La corteza insular de ese mismo hemisferio correlaciona negativamente con SDNN, HF y TP. La amígdala derecha muestra una correlación directa con la FC, mientras que la amígdala izquierda se relaciona inversamente con LF. Finalmente, el hipocampo muestra una asociación directa con LFnu. Los resultados de este estudio, no obstante, deben ser considerados con cautela; dado que 9 sujetos de la muestra inicial de 20 tuvieron que ser excluidos del análisis por un excesivo número de artefactos en los registros RR.



Utilizando una técnica de neuroimagen diferente (espectroscopia del infrarrojo cercano), Yasui y cols. (2010) mostraron una reducción del flujo sanguíneo cerebral en la región antero-dorsal del vmPFC durante la aplicación de calor en la zona cervical en personas con síntomas de fatiga y cuello rígido. Concomitantemente, los autores registraron un incremento en la modulación vagal (mayor HF y menor LF/HF) que se acompañó de una reducción en la percepción de cansancio y rigidez cervical. Estos resultados concuerdan con los mostrados por Kuoppa y cols. (2012); pero difieren, sin embargo, con la mayor parte de los estudios revisados por Thayer y cols. (2012) en la dirección de la relación entre VFC y activación neural del CPF. Así pues, de acuerdo a los estudios comentados en este punto, aunque los diferentes autores si coinciden en señalar unas áreas cerebrales concretas como responsables de la regulación cortical de la FC, no existe aún un consenso sobre cómo la activación o desactivación de dichas áreas en respuesta a diferentes estímulos se relaciona con la modulación del ritmo cardiaco.

Paralelamente, diferentes grupos de investigación han centrado su atención en tratar de identificar el camino a través del cual las áreas cerebrales nombradas en el párrafo anterior controlan la FC. En el modelo de integración neurovisceral propuesto por Thayer y Lane (2000, 2009), ampliamente aceptado y referenciado en la literatura, se propone el Circuito Autónomo Central (CAN, en sus siglas inglesas, *Central Autonomic Network*) descrito por Benarroch (1993) como la vía mediante la cual se regula corticalmente el ritmo cardiaco. Esta red está formada por una serie de conexiones recíprocas –que permiten un flujo de información bidireccional- entre las divisiones simpática y parasimpática del SNA y agrupaciones neuronales más craneales localizadas en el hipotálamo, la amígdala y el cerebro (principalmente en el vmPFC), conectando, por tanto, anatómicamente y funcionalmente el Sistema Nervioso Central (SNC) y el SNA (Benarroch, 1993). Una estructura intermedia que ocupa una posición clave en esta red es el NTS; situado en el bulbo raquídeo e implicado en el mecanismo de regulación barorrefleja de la FC -tal y como ya hemos descrito anteriormente-, constituye el principal centro de relevo central de la información sensorial visceral; mientras que el *output* principal de este circuito es el nódulo sinusal, a quién está conectado mediante el nervio vagal (aférensia parasimpática) y el ganglio estrellado (aférensia simpática), y por ello se considera que es la vía a través de la cual se regula corticalmente el impulso cardiaco y en consecuencia la VFC (Thayer y Lane, 2000, 2009).



**Figura 1.3.7.** Vías a través de las cuales el cortex prefrontal puede influenciar la regulación de la FC. (traducida de Thayer y Lane, 2009). VmPFC, cortex prefrontal ventromedial; NTS, núcleo del tracto solitario; CVLM, caudal ventrolateral medulla; RVL, rostral ventrolateral medulla; NA, nucleus ambiguus; DVN, dorsal vagal motor nucleus; IML, intermediolateral nucleus.

Partiendo de estas evidencias anatómico-fisiológicas, el modelo de integración neurovisceral propuesto por Thayer y Lane (2000, 2009) sostiene, como argumento principal, que la VFC es una herramienta de gran valor no tanto por la información que nos ofrece sobre el funcionamiento cardíaco, sino por lo que podemos inferir en relación a los procesos cognitivos y emocionales involucrados en la capacidad de autorregulación y adaptación al medio. Esta teoría se fundamenta en que las estructuras cerebrales que forman parte del CAN regulan al mismo tiempo la VFC y las respuestas visceromotoras, neuroendocrinas y conductuales que se consideran críticas en la capacidad de autorregulación y adaptación al medio. A nivel clínico, Riganello, Garbarino y Sannita (2012) apuntan que la VFC permitiría extraer información sobre el estado funcional y la capacidad de respuesta del SNC en aquellos casos en que la obtención de informes voluntarios es inviable (pérdida severa de la conciencia, desórdenes psiquiátricos) o se requiere una observación no invasiva o continuada en el tiempo.

### **1.3.6. Factores moduladores de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca: género y factores genéticos**

Aunque encontramos estudios que no han mostrado un efecto significativo del sexo sobre la VFC (Fukusaki, Kawakubo y Yamamoto, 2000), la mayoría coinciden en señalar que las mujeres presentan una mayor modulación vagal en reposo (mayor HF y/o mayor RMSSD) que los hombres durante la juventud y la edad adulta. Al mismo tiempo, la mayor parte de los autores apuntan que el hombre presenta mayor potencia espectral en la banda de baja frecuencia de la VFC -tanto en valores absolutos como normalizados (LF, LFnu)- y un ratio LF/HF más elevado que la mujer (Beckers, Verheyden y Aubert, 2006; Greiser y cols., 2009; Kuch y cols., 2001; Kuo y cols., 1999; Ramaekers, Ector, Aubert, Rubens y Van de Werf, 1998; Stolarz y cols., 2003). Debido a la concepción inicial que relacionaba el índice LF con la respuesta simpático-adrenérgica (Pagani y cols., 1986; Pagani y cols., 1997), dichos autores sostienen que estas diferencias se deben a una mayor modulación simpática de la FC y se asocian a un mayor riesgo de sufrir una arritmia ventricular así como de desarrollar una enfermedad coronaria. Además, los estudios que han empleado metodología no-lineal, muestran en su mayoría que la mujer presenta mayor complejidad (mayor entropía) y mayor grado de desorden (menor exponente de correlación fractal) en la señal RR que el hombre (Beckers y cols., 2006; Pikkujamsa y cols., 1999; Snieder, van Doornen, Boomsma y Thayer, 2007); aunque también encontramos algunos autores que no han hallado diferencias significativas entre sexos para dichas variables (Vandeput, Verheyden, Aubert y Van Huffel, 2012).

Sin embargo, estas diferencias parece que empiezan a atenuarse a partir de los 50 años, coincidiendo cronológicamente con la menopausia, y por encima de los 60 años desaparece dicha disparidad entre hombres y mujeres (Barantke y cols., 2008; Greiser y cols., 2009; Kuch y cols., 2001; Kuo y cols., 1999; Stein, Kleiger y Rottman, 1997; Stolarz y cols., 2003); motivo por el cual algunos autores han atribuido estas diferencias entre hombres y mujeres en la regulación del ritmo cardíaco al efecto cardioprotector de los estrógenos (C. C. Liu, Kuo y Yang, 2003).



En relación al posible efecto modulador de los factores genéticos sobre la regulación del ritmo cardiaco, no existe acuerdo en la literatura científica sobre el grado de heredabilidad que presentan los diferentes índices de VFC. Los primeros estudios, realizados por Singh y cols. (2001; 1999) en una submuestra del estudio Framingham comparando pares de familiares de primer grado con pares de personas sin parentesco, mostraron que entre un 13 y 23% de la varianza que presentaba la regulación de la FC en reposo podía ser atribuible a factores genéticos; pero que, al mismo tiempo, un conjunto de variables clínicas que incluía edad, género, tensión arterial sistólica y diastólica, índice de masa corporal, tabaquismo y ingesta de alcohol explicaba un mayor porcentaje de la varianza para la mayor parte de los índices de VFC. Estudios posteriores, realizados con gemelos, han obtenido un mayor grado de heredabilidad de la VFC (entre un 31 y un 57% dependiendo de la variable analizada) (Kupper y cols., 2004; Uusitalo y cols., 2007; Wang y cols., 2009); e incluso en el trabajo de Uusitalo y cols. (2007), en el que los participantes fueron además separados en función de si presentaban alguna patología (infarto de miocardio, diabetes, hipertensión, etc.) o tomaban alguna medicación crónica (medicación anti-hipertensiva, medicación cardiovascular, antidepresivos, etc.) que pudiese afectar a la VFC, los resultados mostraron que el estado de salud no afectaba a la heredabilidad de la VFC.

Esta disparidad en el grado de heredabilidad de la VFC entre los estudios pioneros y los más recientes podría explicarse por el hecho de que las investigaciones realizadas con gemelos tienden a producir mayores estimaciones en la magnitud de los efectos genéticos que las realizadas con familias nucleares, en parte por un mejor control de los efectos de la edad (Uusitalo y cols., 2007). Sin embargo, los resultados del último estudio publicado en este ámbito y realizado igualmente con pares de gemelos chocan frontalmente con esta afirmación. Osztoivits y cols. (2011) encontraron que los factores extrínsecos que en un análisis inicial correlacionaban con la VFC (glucemia en ayunas, tensión arterial sistólica y diastólica, índice de masa corporal y diámetro de cintura) explicaban entre un 85.5 y un 96.5 de la varianza que presentaba la regulación de la FC en reposo, mientras que la magnitud de los efectos genéticos se reducía al 0% cuando eran considerados dichos factores.

Así pues, considerando los estudios más importantes realizados hasta la fecha, tanto aquellos que otorgan una mayor carga genética a las diferencias individuales en la VFC (Kupper y cols., 2004; Uusitalo y cols., 2007; Wang y cols., 2009) como aquellos que sugieren que los factores ambientales son preponderantes (Osztoivits y cols., 2011; Singh y cols., 2001; Singh y cols., 1999), parece que la regulación de la FC presenta un cierto grado de heredabilidad pero al mismo tiempo dicha varianza puede ser ampliamente contrarrestada por factores extrínsecos.

### **1.3.7. Influencia de los factores de riesgo cardiovascular en la regulación del ritmo cardiaco: tabaquismo y síndrome metabólico**

La mayoría de estudios han mostrado que el tabaquismo se asocia a una peor regulación del ritmo cardiaco (Felber Dietrich y cols., 2006; Hemingway y cols., 2005; Kupari, Virolainen, Koskinen y Tikkanen, 1993; Tsuji, Venditti, y cols., 1996) y que incluso la exposición pasiva al humo afecta negativamente a la VFC (Felber Dietrich y cols., 2007; Liao y cols., 1997), aunque encontramos también algunos resultados discordantes (Kluttig y cols., 2010). Además, un estudio reciente ha demostrado que aquellos fumadores crónicos que son capaces de dejar de fumar evidencian una mejora significativa en su VFC (Harte y Meston, 2013). En una revisión reciente sobre los efectos del tabaquismo sobre la VFC y los posibles mecanismos mediadores (Dinas, Koutedakis y Flouris, 2013), se apunta a la nicotina como principal responsable de estos efectos deletéreos del tabaco, en la medida en que esta sustancia produce una regulación al alza en la liberación de catecolaminas y dicha liberación conduce a una sobreactivación del SNS, que sería finalmente la responsable del empeoramiento de la VFC. Complementariamente, parece que las partículas en suspensión que resultan de la combustión incompleta del tabaco también serían parcialmente responsables de la peor regulación del ritmo cardiaco asociada a este factor de riesgo cardiovascular. Esta hipótesis, aunque requiere de nuevos estudios para ser confirmada con rotundidad, se sustentaría en el hecho de que la exposición pasiva al humo también se ha demostrado que afecta negativamente a la VFC (Felber Dietrich y cols., 2007).

Por otra parte, se denomina síndrome metabólico (SM) a la conjunción de varios factores de riesgo en un mismo individuo que aumentan la probabilidad de padecer una enfermedad

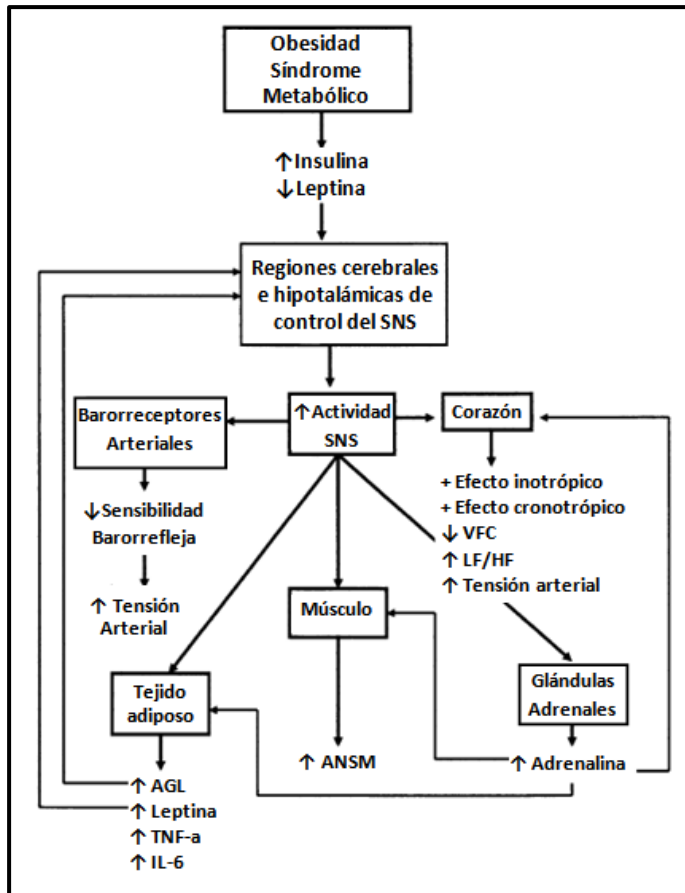


cardiovascular y diabetes tipo II (DM tipo II). Clínicamente, se considera que está presente si una personas presenta tres o más de los siguientes signos (MedlinePlus en español [Internet]):

- TA igual o superior a 130/85 mmHg
- Glucemia (GLU) en ayunas igual o superior a 100 mg/dL
- Perímetro de la cintura (longitud alrededor de la cintura, PC):
  - Hombres: 100 cm o más
  - Mujeres: 90 cm o más
- Colesterol HDL bajo:
  - Hombres: por debajo de 40 mg/dL
  - Mujeres: por debajo de 50 mg/dL
- Nivel de triglicéridos (TGC) igual o superior a 150 mg/dL

La prevalencia del SM en la población general oscila en torno a un 25%, aunque dado que coexisten diferentes criterios definitorios encontramos resultados bastante divergentes; en cualquier caso, la mayoría de autores si coinciden en señalar que su prevalencia aumenta con la edad y que las alteraciones en la funcionalidad regulatoria del SNA, aunque no se incluyan como rasgo clínico en los criterios definitorios, juegan un papel clave en la patogénesis del SM (Tentolouris y cols., 2008).

Liao y cols. (1998), utilizando una submuestra de más de 2300 adultos entre 45 y 64 años del estudio poblacional ARIC (por sus siglas en ingles, *Atherosclerosis Risk in Communities*), hallaron valores significativamente menores en LF, HF y SDNN entre aquellas personas con hipertensión (TA  $\geq$  140/90 mmHg) o DM tipo II (GLU  $\geq$  140 mg/dL), y aquellas que no presentaban ningún signo de SM.



**Figura 1.3.8.** Efectos de la sobreactivación del SNS derivada del Síndrome Metabólico. ANSM, Actividad Nerviosa Simpática Muscular; AGL, Ácidos Grasos Libres (traducida de Tentolouris, Argyrakopoulou y Katsilambros, 2008)

2005; Koskinen y cols., 2009; Min, Min, Paek y Cho, 2008). No obstante, es importante señalar que esta relación resulta más consistente entre las mujeres que entre los hombres.

Liao y cols. (1998) propusieron que la resistencia a la insulina podría ser el mecanismo que mediara en un mayor porcentaje esta relación entre la VFC y los rasgos de SM. En esta misma línea, se ha comprobado en diferentes estudios poblacionales (ARIC, Framingham Heart Study, CHS) que tanto la hiperinsulinemia como la hiperglucemia en ayunas, aunque nos hallemos fuera del rango de diagnóstico de DM tipo II, se asocian a una peor regulación neural de la FC (Schroeder y cols., 2005; Singh y cols., 2000; Stein, Barzilay, Chaves, Traber, y cols., 2008; Stein y cols., 2007). Sin embargo, la principal evidencia que sustentaría esta hipótesis proviene del

Por el contrario, no encontraron diferencias entre aquellas que tenían dislipidemia (TGC  $\geq$  200 mg/dL o HDL  $<$ 35 mg/dL en hombres y  $<$ 45 mg/dL en mujeres) y aquellas que no presentaban ningún signo de SM. Además, la combinación de DM tipo II y dislipidemia se asoció a los valores más bajos de VFC, mientras que el resto de uniones no mostraron un mayor efecto sobre la regulación de la FC que la HTA o la DM tipo II por si solas. Estudios posteriores han ratificado la asociación entre la VFC, por un lado; y el SM como clúster, pero también cada uno de sus componentes aisladamente, por otro lado (Assoumou y cols., 2010; Chang y cols., 2010; Gehi y cols., 2009; Hemingway y cols.,



reciente estudio de Jarczok, Li, Mauss, Fischer y Thayer (2013). En dicho estudio, llevado a cabo en una muestra de más de 2400 personas, se demuestra que la VFC guarda una relación lineal con el estatus glucémico (glucosa en ayunas y hemoglobina glucosilada) controlando el efecto del resto de componentes del SM. Y además, temporalmente, parece que la alteración de la función regulatoria del SNA precedería a la disfunción de la utilización periférica de la insulina en la génesis del SM (Chang y cols., 2010). No obstante, el empeoramiento de la VFC se ve agravado cuando adicionamos a la hiperglucemia alguno de los componentes del SM (Stein y cols., 2007), lo cual corrobora que cada uno de esos componentes tiene efectos deletéreos sobre la VFC que son independientes a los ejercidos por la resistencia a la insulina.

Palatini y Julius postularon que dado que la resistencia a la insulina se asocia a una hiperactividad simpática, podría ser esta última quién realmente estaría actuando como mecanismo mediador en la relación entre la VFC y el SM; de modo que la sobreactivación crónica de la rama simpática del SNA, que se considera que juega un papel clave en la patogénesis del SM, sería la responsable de la baja VFC habitualmente observada en esta población (Palatini y Julius, 2009). Sin embargo, Jarczok, Koenig, Schuster, Thayer y Fischer (2013), en un segundo estudio derivado del que presentábamos anteriormente en el que también se ha medido la excreción urinaria de noradrenalina, han demostrado recientemente que la relación entre la VFC nocturna y el estatus glucémico es independiente de la actividad simpática del SNA; estos resultados invalidan por tanto la hipótesis de Palatini y Julius (2009).

Ahondando en esta relación entre SM y regulación neural del la FC, Soares-Miranda y cols. (2012) han demostrado recientemente una relación significativa (controlando el efecto de la edad, el sexo, el tabaquismo y la ingesta de alcohol) entre algunos componentes del SM y la VFC también en personas jóvenes (entre 18 y 21 años) sanas; es decir, cuyos valores para dichas variables se hallan dentro de los márgenes considerados saludables. Específicamente, la TAS mostró una relación inversa con SDNN, RMSSD, SD1 y HF; el nivel de triglicéridos en sangre presentó una relación inversa con HFnu y HF y una asociación positiva con LF/HF; y finalmente, la GLU correlacionó negativamente con HFnu y positivamente con LF/HF. Por el contrario, el perímetro de cintura y el colesterol HDL no evidenciaron una relación estadísticamente significativa con la VFC. En esta línea, Schroeder y cols. (2003) habían demostrado



anteriormente que la asociación entre la VFC y la TA se extiende más allá del rango de diagnóstico de la HTA, en una muestra de más de 11000 personas del estudio poblacional ARIC. De modo similar, Thayer y Fischer (2013), en una muestra de más de 600 personas, han evidenciado que la relación entre la actividad vagal del SNA (HF, pNN50) y el colesterol total, el colesterol LDL y el ratio entre LDL/HDL se extiende más allá de los rangos considerados patológicos; y que además dicha asociación permanece significativa cuando se controla el efecto de posibles variables contaminantes como TA, DM, tabaquismo, índice de masa corporal (IMC), edad, género, nivel de triglicéridos, actividad simpática del SNA -secreción urinaria de noradrenalina- y estado inflamatorio -proteína C reactiva-.

Finalmente, Poliakova y cols. (2012) han llevado a cabo recientemente un estudio en el que se realizó un análisis exhaustivo del grado de relación entre diferentes medidas de obesidad/adiposidad (perímetro de cintura, IMC, porcentaje de grasa corporal -GC- medido mediante DEXA y volumen de tejido adiposo visceral medido mediante tomografía computacional) y distintos índices de VFC medidos en un registro Holter de 24h en una muestra de hombres no diabéticos ni medicados, pero que presentaban rasgos de SM (PC y TGL por encima de los niveles considerados saludables, fenotipo que suele denominarse *cintura hipertriglicéridémica*). El IMC resultó el peor predictor de la VFC, mientras que la GC fue la medida que correlacionó con mayor número de índices de VFC y que, sobre todo, explicó un mayor porcentaje de la varianza acumulada. El PC y el volumen de tejido adiposo visceral se comportaron de modo similar. La GC correlacionó inversamente con RMSSD, HF, pNN50 y LF – esta última únicamente en el registro diurno-; mientras que el volumen de tejido adiposo visceral se relacionó inversamente con LF y SDNN y el PC se asoció positivamente con SDNN – durante el registro nocturno. este último hallazgo, inesperado inicialmente, es relacionado por los autores con los estudios de Stein, Domitrovich, Hui, Rautaharju y Gottdiener (2005) y de Bruin y cols. (1999). En dichos estudios, como veremos a continuación, se evidencia que una mayor VFC no siempre es sinónimo de una mejor regulación de la FC.

### **1.3.8. Utilización de la variabilidad de la frecuencia cardiaca como predictor de morbi-mortalidad y herramienta de diagnóstico hospitalario**

A finales de la década de 1980 el trabajo de Kleiger, Miller, Bigger y Moss (1987), en el que se estableció que la VFC era un predictor independiente de la mortalidad en pacientes con infarto agudo de miocardio (IAM), supuso un esperanzador punto de partida que impulsó la investigación sobre el significado pronóstico de la VFC. Casi una década después, dentro del estudio Framingham -el mayor estudio clínico epidemiológico sobre los factores de riesgo de enfermedad cardiovascular- se apuntó también al análisis de la VFC como una herramienta de importante potencialidad pronóstica en la predicción de eventos cardiovasculares (Tsuji, Larson, y cols., 1996). Este resultado ha sido posteriormente corroborado en otros estudios poblacionales (p.ej. Hoorn Study, Gerritsen y cols., 2001), así como en estudios prospectivos en diferentes patologías tales como: insuficiencia cardiaca (IC) (UK-Heart Study, Nolan y cols., 1998; consultar Sandercock y Brodie, 2006 para una revisión), infarto de miocardio (consultar Buccelletti y cols., 2009 para una revisión; ATRAMI Study, La Rovere, Bigger, Marcus, Mortara y Schwartz, 1998) o accidente cerebrovascular (Colivicchi, Bassi, Santini y Caltagirone, 2005; A. M. Makikallio y cols., 2004); en todos los casos, una menor VFC o una regulación anormal de la FC se ha asociado a un mayor riesgo de mortalidad.

Además, en poblaciones no patológicas, una menor VFC se ha relacionado con un mayor riesgo de desarrollar una enfermedad coronaria (Liao y cols., 1997), HTA (Liao y cols., 1996; Schroeder y cols., 2003; Singh y cols., 1998) y DM tipo II (Carnethon, Golden, Folsom, Haskell y Liao, 2003). En este contexto, Jelinek, Md Imam, Al-Aubaidy y Khandoker (2013) han propuesto la utilización de análisis no-lineales del ritmo cardiaco como alternativa al habitualmente utilizado algoritmo *Framingham Risk Score* en la estratificación de riesgo cardiovascular dado su carácter no-invasivo, su coste y su facilidad de uso en el ámbito clínico. Y en un estudio metanalítico reciente (Hillebrand y cols., 2013), se concluye que una baja VFC -evaluada tanto mediante SDNN como a través de la potencia espectral en LF y HF- se asocia a un riesgo entre un 32 y 45% mayor de sufrir un accidente cardiovascular en poblaciones no patológicas. Así, un incremento del 1% en SDNN resulta en una reducción equivalente en el riesgo relativo de sufrir un accidente cardiovascular conducente o no a la muerte.

Por otra parte, como instrumento de diagnóstico hospitalario en los servicios de Urgencias y en las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), el análisis de la VFC se ha utilizado en la valoración de la agudización de procesos infecciosos (Ahmad, Tejuja, Newman, Zarychanski y Seely, 2009) y del síndrome de fallo multiorgánico (Schmidt y cols., 2008), en la progresión de cáncer hepático (Chiang, Koo, Kuo y Fu, 2010), en el triaje y pronóstico de pacientes traumáticos (Henden y cols., 2013; Ryan, Thorson, Otero, Vu y Proctor, 2011) o en la monitorización de los efectos analgésicos de la anestesia (Jeanne, Logier, De Jonckheere y Tavernier, 2009); asimismo, en pacientes geriátricos se ha mostrado una relación inversa entre la VFC y el número de readmisiones hospitalarias no planificadas (Chiang, Fu, Kuo y Koo, 2011). Igualmente, en el contexto de la evaluación tanto del riesgo para cirugía no cardíaca como del riesgo postoperatorio, la VFC parece albergar un gran potencial como herramienta pronóstica (Laitio, Jalonen, Kuusela y Scheinin, 2007). E incluso se ha propuesto su monitorización continua en el seguimiento posthospitalario de pacientes con IC, con el objetivo de mejorar la predicción de descompensación cardíaca (Adamson, 2005), así como en el diagnóstico electrocardiográfico de la DM tipo II (Acharya y cols., 2013; Seyd, Joseph y Jacob, 2012).

### **1.3.9. Regulación del ritmo cardíaco, envejecimiento y mortalidad: metodología lineal vs. no-lineal**

Diferentes autores han confirmado que la VFC tiende a disminuir con el paso de los años (Fukusaki y cols., 2000; Kuo y cols., 1999; A. Voss, Heitmann, Schroeder, Peters y Perz, 2012). Al mismo tiempo, utilizando diseños prospectivos, una menor VFC se ha asociado a un mayor riesgo de morbilidad y mortalidad cardiovascular en la población de edad avanzada (de Bruyne y cols., 1999; Dekker y cols., 1997; Tsuji y cols., 1994). Tsuji y cols. (1994) fueron los primeros en mostrar que valores reducidos de SDNN, TP, VLF, LF y HF se relacionaban con un mayor riesgo de mortalidad en una submuestra de 736 personas ( $72 \pm 6$  años) del estudio Framingham. De modo similar, Dekker y cols. (1997) y De Bruyne y cols. (1999) encontraron que un valor reducido de SDNN se asociaba a un riesgo aumentado de mortalidad por cualquier causa, en dos amplias muestras de los estudios poblacionales Zutphen (878 personas



entre 65 y 85 años) y Rotterdam (5272 personas,  $68.7 \pm 8.8$  años) respectivamente, ambos llevados a cabo en Holanda.

Sin embargo, en estudios más recientes que han incluido a los llamados “mayores más mayores” (*oldest old* en inglés) (Greiser y cols., 2009; Stein, Barzilay, Chaves, Domitrovich y Gottdiener, 2009; Zulfiqar, Jurivich, Gao y Singer, 2010) se ha constatado que existe un umbral en torno a los 75 – 80 años a partir del cual se revierte la tendencia de caída seguida por los índices de VFC más relacionados con la modulación parasimpática (p. ej. RMSSD, HF) desde los 25 – 30 años hasta ese momento, estabilizándose o incluso mostrando valores mayores que en las décadas precedentes. Por el contrario, los índices que se considera que están influenciados tanto por la rama vagal como simpática (p.ej. LF) no presentan dicho cambio de tendencia. Dos estudios prospectivos apuntalan este escenario (Jokinen, Sourander, Karanko, Makikallio y Huikuri, 2005; Tasaki y cols., 2000). Tasaki y cols. (2000), con una muestra de 15 adultos mayores de  $70 \pm 4,1$  años, hallaron un incremento de pNN50 (solo en las horas diurnas) y un descenso de LF, LF/HF y SDNN (solo en las horas nocturnas), mientras que HF no mostró cambios significativos tras un periodo de seguimiento de 15 años. Por su parte, Jokinen y cols. (2005), con una muestra de 41 adultos mayores de  $69 \pm 4$  años, encontraron una reducción significativa de LF y  $\alpha_1$  y una ausencia de cambio en SDNN, HF y ApEn después de una fase de seguimiento de 16 años. Este patrón divergente se ha encontrado también en los estudios con personas centenarias, en los que se han mostrado diferencias significativas entre este segmento de edad y el inmediatamente precedente (100 años vs. 75/80 años) que coinciden a grandes rasgos con los trabajos citados anteriormente (mayores valores de HF y valores más bajos de LF y LF/HF) (Paolisso y cols., 1999; Piccirillo y cols., 1998).

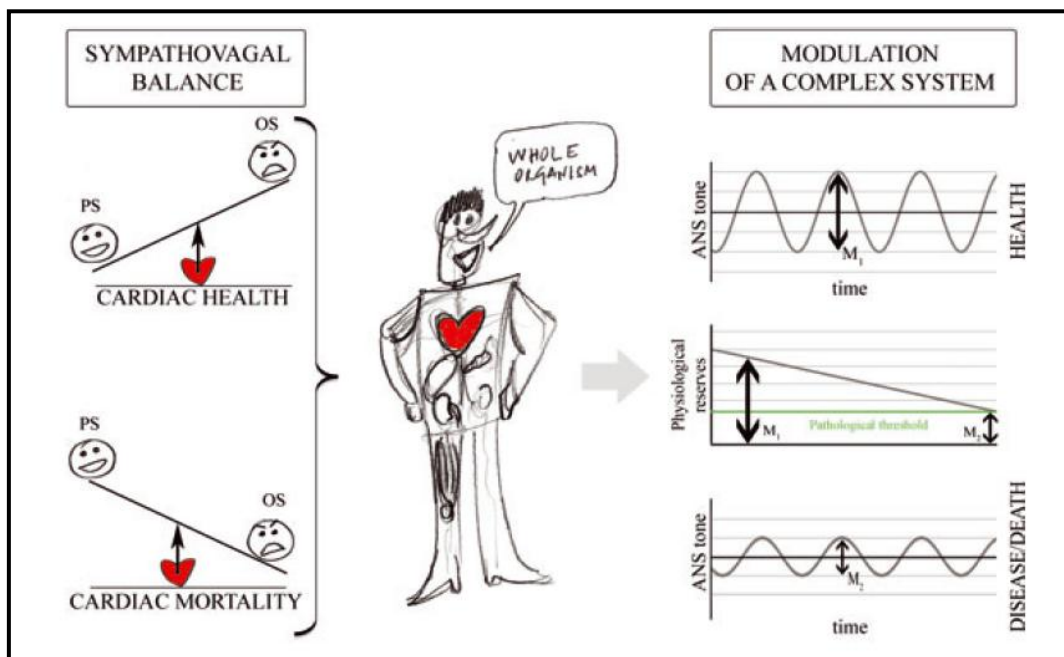
Zulfiqar y cols. (2010) sostienen que dicho incremento en la modulación parasimpática a partir de la octava década de vida –coincidiendo con la esperanza de vida media en Estados Unidos– pone de manifiesto la relación entre longevidad y mantenimiento de una correcta actividad vagal en reposo; producto de diferencias genéticas entre “supervivientes” y “no-supervivientes”, o bien de diferencias en el estilo de vida de los primeros en comparación con los segundos (p.ej., nivel de actividad física, programas de restricción calórica, etc.). Por el contrario, otros autores sugieren que ese incremento en los índices habitualmente utilizados

para valorar el tono vagal (RMSSD, HF) podría estar relacionado con una mayor prevalencia de disfunciones en el nodo sinusal en dicho segmento de edad (>75 años) (De Meersman y Stein, 2007; Greiser y cols., 2009; Stein y cols., 2009). De acuerdo a esta hipótesis, el tono vagal seguiría disminuyendo aún superado el umbral de los 75-80 años, pero al ser analizado mediante métodos lineales se vería enmascarado por un aumento de las oscilaciones de origen no-neural que incrementarían la potencia espectral en la banda de HF (Stein y cols., 2009). Este tipo de oscilaciones, derivadas de los mecanismos de control intrínseco del corazón y no de la regulación ejercida por el SNC y el SNA, tienen una importancia mínima durante la juventud y la edad adulta. Por el contrario, a medida que envejecemos y empeora el funcionamiento del nódulo sinusal, parece que la regulación del ritmo cardiaco empieza a ser cada vez más dependiente de dichos mecanismos (Platisa y Gal, 2006).

En este punto, resulta interesante constatar que en el trabajo de De Bruyne y cols. (1999) -al que ya hacíamos referencia anteriormente-, aquellas personas situadas en el cuartil más elevado para el índice SDNN presentaban un riesgo de mortalidad mayor incluso que las participantes ubicados en el cuartil más bajo; y en el estudio de Dekker y cols. (1997), aunque de forma no significativa, también se observó esta misma relación. Y de hecho, los autores de este último estudio ya apuntaron que esa mayor VFC no parecía tener un origen neural y sugirieron que podía estar relacionada, por el contrario, con una disfunción del nódulo sinusal – en línea con la argumentación que unos años más tarde propondría el grupo de Stein y cols. (2009; 2005). Encontramos, además, tres estudios que concuerdan con esta hipótesis. Por una parte, tanto en adultos mayores frágiles como en adultos mayores hospitalizados de larga estancia un menor ratio LF/HF se asocia a un mayor riesgo de mortalidad (Shibasaki y cols., 2013; Varadhan y cols., 2009). Por otra parte, en un estudio prospectivo con personas centenarias, Shimizu, Arai, Hirose, Yonemoto y Wakida (2002) mostraron que un menor ratio LF/HF en el punto de partida se asociaba igualmente a una mayor mortalidad a los 4 años. En los tres estudios se apunta a una disminución de la actividad simpática del SNA como responsable de esa peor prognosis; sin embargo, atendiendo a los estudios citados anteriormente (Platisa y Gal, 2006; Stein y cols., 2009), no debería descartarse que ese menor ratio LF/HF fuese el reflejo de una preponderancia de oscilaciones de carácter no-neural en la

banda espectral de HF y en consecuencia de una regulación del ritmo cardiaco menos adaptable y flexible.

En definitiva, tal y como apunta elocuentemente Stein (2005), mayor VFC no siempre significa “mejor” VFC. Por esta razón, diferentes autores sostienen que es necesaria la implementación y generalización de los métodos de análisis no-lineales, ya que éstos ofrecen un complemento cualitativo frente a la visión cuantitativa propia de los métodos lineales (Bravi, Longtin y Seely, 2011; Huikuri, Perkiomaki, Maestri y Pinna, 2009; Nicolini y cols., 2012; Seely y Macklem, 2004). De este modo, una aproximación que integre ambos tipos de análisis permite evaluar al mismo tiempo el grado de variabilidad que presenta la señal cardiaca así como su estructura y su dinámica temporal.



**Figura 1.3.9.** Representación esquemática de las dos aproximaciones conceptuales dominantes en relación a la interpretación del significado pronóstico de la VFC: modelo basado en el equilibrio simpático-vagal y el tono autonómico (panel izquierdo) y modelo basado en una concepción más holística y que se hace eco de la noción geriátrica de homeostasis (tomada de Nicolini, Ciulla, De Asmundis, Magrini y Brugada, 2012). ANS, Sistema Nervioso Autónomo; PS, Sistema Parasimpático; OS, Sistema Simpático;  $M_1$ , mayor modulación;  $M_2$ , menor modulación.

En relación a dichos rasgos de carácter más cualitativo, diversos autores coinciden en señalar que el paso de los años comporta una pérdida de la complejidad y un aumento de la regularidad del ritmo cardíaco (Beckers y cols., 2006; Pikkujamsa y cols., 1999; Stein y cols., 2009; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008; Vandeput y cols., 2012; A. Voss y cols., 2012). Sin embargo, tampoco en relación a la dinámica no-lineal del ritmo cardíaco existe unanimidad en cuanto a los efectos del envejecimiento. Por ejemplo, mientras la mayoría de estudios han mostrado una pérdida de las propiedades de correlación fractal en el adulto mayor (Beckers y cols., 2006; Pikkujamsa y cols., 1999; Stein y cols., 2009; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008; A. Voss y cols., 2012), otros autores sugieren que dichas propiedades permanecen constantes en las personas de edad avanzada (Schmitt y Ivanov, 2007). De modo similar, algunos autores han desafiado la visión unidireccional que apuntaba a una pérdida de la complejidad de la dinámica del ritmo cardíaco con el paso de los años (Lipsitz y Goldberger, 1992), postulando una visión bidireccional en la que el envejecimiento provocaría repuestas polarizadas, o bien un aumento drástico o bien una disminución drástica en la complejidad de las respuestas fisiológicas de los diferentes sistemas (Vaillancourt y Newell, 2002b); y de hecho, esta controversia ha sido objeto de intenso debate en el ámbito científico (A. Goldberger, Peng y Lipsitz, 2002; Vaillancourt y Newell, 2002a). En este sentido, de manera similar a la interpretación que Stein y cols. (2009; 2008; 2005) proponían para los valores desproporcionadamente elevados de HF y RMSSD en los “mayores más mayores”, valores de entropía muestral altos en el adulto mayor, si se acompañan de índices de correlación fractal por debajo de 1, podrían ser indicativos de una señal caótica y aleatoria, y no de complejidad (Blasco-Lafarga y cols., 2010). Al mismo tiempo, otros autores postulan que la utilización de algoritmos multiescalares (p.ej. multifractalidad y entropía multiescalar) podría ayudar a diferenciar las señales que presentan una irregularidad caótica de aquellas cuya irregularidad es fruto de una mayor complejidad en la regulación del ritmo cardíaco (Costa, Peng y Goldberger, 2008; Sassi, Signorini y Cerutti, 2009).

Los estudios prospectivos que han utilizado métodos de análisis no-lineal (p.ej. análisis de correlación fractal) refuerzan la hipótesis de Stein y cols. (2009; 2008; 2005) y Blasco-Lafarga y cols. (2010). Makikallio y cols. (2001) compararon el valor pronóstico de un análisis de correlación fractal (exponente  $\alpha_1$ ) frente a un índice lineal de VFC (SDNN) en una muestra de



365 adultos mayores de 65 años. El análisis de correlación fractal resultó ser un predictor de mortalidad cardíaca más potente que el índice SDNN, especialmente de muerte súbita cardíaca. Un valor por debajo de 1 en el exponente  $\alpha_1$  se asoció a un riesgo de mortalidad cardíaca 2.5 veces mayor y un riesgo de muerte súbita cardíaca 4.1 veces mayor. Stein y cols. (2008) obtuvieron resultados similares en una muestra de 1172 adultos mayores ( $72 \pm 5$  años) del *Cardiovascular Health Study*, controlando el efecto de enfermedades cardiovasculares prevalentes, DM y *Framingham Risk Score*. Finalmente, Hotta y cols. (2005) analizaron el valor predictivo de los exponentes  $\alpha_1$  y  $\alpha_2$  (índices de correlación fractal a corto y largo plazo) en una muestra de 298 personas mayores de 75 años y con registros de 10 minutos de duración; y los resultados, a diferencia de los estudios anteriores (T. H. Makikallio y cols., 2001; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008), mostraron que una reducción en  $\alpha_2$ , aunque no en  $\alpha_1$ , estaba significativamente asociada a un mayor riesgo de mortalidad.

Por tanto, el conjunto de estudios revisados, incluyendo tanto aquellos que han utilizado metodologías lineales como no-lineales, nos conduce a dos posibles escenarios en relación a los efectos del envejecimiento sobre la regulación del ritmo cardíaco y su incidencia sobre el riesgo de morbi-mortalidad. Por un lado, el envejecimiento conlleva ineludiblemente una pérdida gradual de la complejidad y de la variabilidad de la frecuencia cardíaca que, en la medida en que sea más acusada, implicará un mayor riesgo de morbi-mortalidad (de Bruyne y cols., 1999; Dekker y cols., 1997; Tsuji y cols., 1994). Pero, paralelamente, podemos encontrarnos con adultos mayores que presenten valores exageradamente altos de VFC y/o de entropía, que además se acompañarán normalmente de valores reducidos de correlación fractal. Este segundo escenario se asocia a una disfunción del nódulo sinusal y una pérdida progresiva de la capacidad del SNA y el SNC para regular el ritmo cardíaco, lo cual conlleva finalmente un riesgo aumentado de morbi-mortalidad (de Bruyne y cols., 1999; Dekker y cols., 1997; Hotta y cols., 2005; T. H. Makikallio y cols., 2001; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008).



### **1.3.10. Regulación del ritmo cardiaco, envejecimiento y ejercicio físico**

Utilizando diseños observacionales, diferentes autores han demostrado que la VFC en poblaciones de edad avanzada está influenciada por el nivel de actividad física habitual y la aptitud aeróbica (Boutcher, Cotton, Nurhayati, Craig y McLaren, 1997; Buchheit y cols., 2004; Galetta y cols., 2005; Reland, Ville, Wong, Senhadji y Carre, 2004), de modo que aquellos sujetos que han llevado -y mantienen- un estilo de vida más activo presentan una mayor actividad vagal en reposo. No obstante, la naturaleza observacional de estos estudios, junto con las influencias de la carga genética, dificulta la inferencia de relaciones causales.

#### **1.3.10.1. Programas de entrenamiento cardiovascular**

La mayor parte de estudios que han empleado protocolos de ejercicio cardiovascular han obtenido efectos positivos sobre la VFC, aunque también encontramos algunas excepciones (Perini, Fisher, Veicsteinas y Pendergast, 2002; Verheyden, Eijnde, Beckers, Vanhees y Aubert, 2006). Levy y cols. (1998) fueron los primeros en investigar los efectos de un programa de ejercicio físico sobre la VFC de los adultos mayores. Después de 6 meses de entrenamiento aeróbico, los autores hallaron una mejora significativa de la variabilidad global (SDNN) en una muestra de 13 hombres entre 60 y 82 años. En un estudio con mayor validez interna, Schuit y cols. (1999) hallaron un aumento tanto en SDNN como en LF durante las horas de día (el registro de la VFC se realizó mediante un Holter de 24 horas) tras un entrenamiento holístico -que combinaba propuestas aeróbicas, ejercicios de calistenia y deportes de equipo- frente a un grupo control que no realizó ejercicio físico, en una muestra de 27 adultos mayores ( $65.1 \pm 4,7$  años). Casi al mismo tiempo, Stein, Ehsani, Domitrovich, Kleiger y Rottman (1999) lograron resultados muy similares en una muestra de 16 adultos mayores ( $66.2 \pm 4.2$  años). Después de 12 meses de entrenamiento aeróbico, el grupo experimental mostró un aumento en SDNN, a diferencia del grupo control cuya VFC no registró cambios significativos. Por el contrario, Verheyden y cols. (2006) no hallaron ninguna mejora en la VFC en una muestra de 14 hombres de  $62 \pm 6.1$  años tras un programa de *fitness* de intensidad moderada -que incluía ejercicios de fuerza y resistencia cardiovascular- de igual duración al de Stein y cols. (1999). Tampoco Perini y cols. (2002) encontraron ningún cambio en los componentes espectrales de la VFC tras 8



semanas de ejercicio aeróbico en una muestra de 15 adultos mayores ( $73.9 \pm 3.5$  años). Sin embargo, Jurca, Church, Morss, Jordan y Earnest (2004), empleando un programa de igual duración y similares contenidos pero con una progresión semanal en el volumen de entrenamiento, si hallaron una aumento tanto en los componentes espectrales (LF, HF) como en los índices de dominio tiempo (SDNN, RMSSD) de VFC en una muestra de 49 mujeres post-menopáusicas ( $56.5 \pm 6.2$  años), frente a un grupo control que no realizó ejercicio físico.

Pichot y cols. (2005) evaluaron el comportamiento de la VFC en un registro Holter de 24 horas tras un programa de 14 semanas de entrenamiento interválico (5 bloques de 4 min al 65%  $FC_{max}$  y 1 minuto al 85%  $FC_{max}$ ) en una muestra de 11 hombres de  $73.5 \pm 4.2$  años. Los autores encontraron un incremento en los índices de modulación parasimpática (RMSSD, HF) y una disminución del ratio LF/HF durante las horas de día. De manera similar, Earnest, Lavie, Blair y Church (2008) encontraron un incremento de la VFC (SDNN, RMSSD, LF, HF) tras 6 meses de entrenamiento aeróbico; que implicaba un incremento en el gasto calórico semanal de 8 kcal/kg, que se corresponde con las recomendaciones del Instituto Nacional para la Salud de los EE.UU. (NIH, 1996) en una muestra de 77 mujeres post-menopáusicas ( $57.4 \pm 6.4$  años). Dicho estudio contó además con otros 2 grupos experimentales y 1 grupo control (373 mujeres en total participaron en el proyecto). Esos dos grupos experimentales complementarios realizaron también ejercicio aeróbico, pero uno de ellos implicó un gasto semanal de 4 kcal/kg y el otro de 12 kcal/kg. Así, en el grupo con menor volumen de entrenamiento únicamente LF mostró un aumento significativo; mientras que el grupo con mayor volumen de entrenamiento no demostró una mejora adicional frente al de 8 kcal/kg.

### **1.3.10.2. Programas de entrenamiento de fuerza**

A diferencia de los estudios que han empleado entrenamiento cardiovascular, los trabajos que han utilizado protocolos de fuerza generalmente no han obtenido mejoras en la VFC (Forte, De Vito y Figura, 2003; Gerage y cols., 2013), e incluso encontramos un estudio en el que se han descrito efectos adversos (Melo y cols., 2008). Forte y cols. (2003) midieron la VFC en una muestra de 20 mujeres entre 65 y 74 años antes y después de un entrenamiento de fuerza dinámica en cicloergómetro de 16 semanas y no encontraron diferencias significativas en

ningún índice temporal ni espectral. Más recientemente, Gerage y cols. (2013) tampoco han hallado cambios en la VFC tras 12 semanas de entrenamiento de fuerza (ejercicios contra resistencia, 10-15 repeticiones) en una muestra de 15 mujeres de  $65.5 \pm 5$  años, frente a un grupo control que realizó un entrenamiento de flexibilidad. Finalmente, Melo y cols. (2008) mostraron cómo un entrenamiento excéntrico de alta intensidad de 12 semanas llevado a cabo en una muestra de 9 hombres de  $62 \pm 2$  años provocaba un incremento en el ratio LF/HF. Este resultado es interpretado por los autores como una consecuencia negativa de su intervención ya que, de acuerdo una vez más a la concepción inicial que relacionaba LF con la respuesta simpático-adrenérgica (Pagani y cols., 1986; Pagani y cols., 1997), implicaría un desequilibrio simpáticovagal hacía una dominancia simpática; sin embargo, a la luz de estudios recientes sobre la relación entre el cociente LF/HF y el riesgo de morbilidad y mortalidad en adultos mayores (Shibasaki y cols., 2013; Shimizu y cols., 2002; Varadhan y cols., 2009), quizás podría ser un resultado deseable en esta población.

### **1.3.10.3. Programas de entrenamiento de fuerza frente a programas de entrenamiento cardiovascular**

Aunque los estudios revisados en los apartados anteriores apuntan a que el entrenamiento cardiovascular albergaría una mayor potencialidad que el entrenamiento de fuerza para incidir positivamente sobre la regulación del ritmo cardiaco en el adulto mayor, es necesario acudir a aquellos trabajos que han comparado ambas formas de entrenamiento para confirmar dicha hipótesis. Madden, Levy y Stratton (2006), en una investigación con una muestra total de 45 mujeres entre 60 y 79 años y tres grupos de estudio (grupo control, entrenamiento de fuerza y entrenamiento aeróbico), encontraron que un entrenamiento aeróbico de 6 meses, a diferencia de un programa de fuerza contra resistencia de igual duración, era capaz de inducir cambios significativos en la VFC (incrementos en SDNN, LF y HF). Wanderley y cols. (2013), en un trabajo también con tres grupos de estudio (grupo control, entrenamiento de fuerza y entrenamiento aeróbico) y una muestra total de 74 adultos mayores ( $68 \pm 5,5$  años), únicamente hallaron un incremento casi significativo ( $p=0.06$ ) en HF en el grupo de entrenamiento aeróbico tras 8 meses de intervención. No obstante, es importante reseñar que



en este último estudio la VFC formaba parte de un proxy de variables dependientes y solo se consideraron los índices SDNN y HF.

Por último, Karavirta y cols. (2009) compararon 3 formas de entrenamiento en un grupo de 105 hombres entre 40 y 67 años: un programa de fuerza con ejercicios contra resistencia, un programa aeróbico en bicicleta estática y una propuesta concurrente que aunaba las dos anteriores. Los autores mostraron que un entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia de 21 semanas de duración provocaba un mayor efecto sobre las propiedades de correlación fractal del ritmo cardiaco que un programa aislado de una u otra cualidad, aunque el entrenamiento aeróbico sería más efectivo que el de fuerza. A la luz de dichos resultados, los autores sugieren que el entrenamiento de fuerza unido al de resistencia no debilitaría sino potenciaría los efectos de este último; sin embargo, dado que la propuesta concurrente implicaba 4 días de entrenamiento semanal -frente a las 2 sesiones de las otras dos propuestas-, no puede descartarse que ese mayor efecto sea únicamente la consecuencia de un mayor volumen de entrenamiento. Además, los mismos autores han reproducido recientemente este diseño experimental en un grupo de 90 mujeres entre 40 y 65 años y los resultados obtenidos han diferido sustancialmente de los mostrados en el estudio seminal (Karavirta y cols., 2013). Ninguna de las tres intervenciones indujo un cambio significativo en la VFC o en la entropía multiescalar (MSE) -que se introduce como variable de análisis no-lineal, sustituyendo al índice de correlación fractal- evaluadas en condiciones de reposo. Únicamente el entrenamiento aeróbico aumentó la VFC (HF, SDNN) y la MSE durante la realización de un esfuerzo submáximo. Por tanto, considerando ambos estudios (Karavirta y cols., 2013; Karavirta y cols., 2009), parece que el género modera los efectos del entrenamiento concurrente sobre la VFC y la complejidad del ritmo cardiaco en el adulto mayor; y que, en cualquier caso, hacen falta estudios que empleen propuestas integradas para evaluar el efecto combinado de ambos entrenamientos sobre la regulación autonómica de la FC.

#### **1.3.10.4. Programas de entrenamiento funcional o neuromotor**

Una alternativa a los programas de fuerza y resistencia cardiovascular, de carácter más holístico y con una mayor implicación psicomotriz, serían el Tai-Chi y el Yoga. Además, en el

caso del Tai-Chi, ya hemos mostrado en un apartado anterior que parece revertir positivamente tanto en la estructura cerebral como en el rendimiento cognitivo del adulto mayor (Mortimer y cols., 2012). Audette y cols. (2006) compararon un programa de 12 semanas de Tai-Chi frente a caminar a paso rápido en una muestra de 19 mujeres de  $71.4 \pm 4.5$  años. Únicamente el grupo que hizo Tai-Chi mostró diferencias significativas en la VFC al final del periodo de entrenamiento (aumentó HFnu y disminuyó LFnu). Por otra parte, Santaella y cols. (2011) evaluaron los efectos de un programa de Yoga respiratorio de 4 meses en una muestra de 15 adultos mayores ( $68 \pm 4$  años), frente a un grupo control que no realizó ejercicio físico. De modo similar, únicamente el grupo experimental evidenció cambios en la VFC (disminuyó LF y el ratio LF/HF). En ambos casos, los autores sostienen que estos resultados indican una mejora en el equilibrio simpáticovagal y el control autonómico de la FC como consecuencia de la intervención realizada. Sin embargo, tal y como hemos mostrado ya en este apartado, en esta población el análisis espectral de la VFC debe interpretarse con suma cautela (Shibasaki y cols., 2013; Shimizu y cols., 2002; Stein y cols., 2009; Varadhan y cols., 2009); con lo que parecen necesarios nuevos estudios que realicen un análisis más exhaustivo de la VFC (incluyendo variables de dominio tiempo e índices no-lineales) para poder afirmar que este tipo de propuestas de carácter más funcional son capaces de mejorar la regulación neuroautonómica del adulto mayor.

Considerando los estudios revisados en este apartado, puede concluirse que el modo de entrenamiento que presenta una mayor potencialidad para mejorar la VFC en los adultos mayores sería el ejercicio aeróbico; aunque los enfoques concurrentes y de carácter más holístico (Tai-Chi y Yoga) parece que pueden ejercer igualmente un efecto positivo sobre la regulación neuroautonómica. No obstante, consideramos oportuno resaltar algunos aspectos metodológicos. En primer lugar, la duración total de la intervención, así como la intensidad y el tipo de ejercicios utilizados, por una parte; y la muestra empleada y las características de los registros (duración -corta duración o 24 horas-, posición y control o no de la respiración, etc.), por otra parte, podrían explicar las discrepancias que encontramos en relación a los efectos del ejercicio físico sobre la VFC en el adulto mayor. Además, excepto en los estudios de Karavirta y cols. (2013; 2009), en el resto de trabajos se han empleado únicamente índices de dominio tiempo y frecuencia; así, la inclusión de métodos de análisis no-lineal puede ayudar a clarificar



la potencialidad del ejercicio físico para mejorar la regulación neuroautonómica del adulto mayor, ya que en estudios anteriores se ha demostrado que este tipo de análisis permite observar cambios en la dinámica de la FC no reflejados por los índices lineales de VFC (Heffernan y cols., 2008; Millar y cols., 2009). Por último, Sandercock y Brodie (2005), en una revisión sobre los efectos del entrenamiento físico sobre la VFC, mostraron que la 'entrenabilidad' de la regulación neural del corazón disminuye con la edad; este hecho acentúa la necesidad de emplear protocolos lo suficientemente intensos y prolongados en el tiempo para poder observar mejoras significativas en poblaciones de edad avanzada. Por tanto, parece pertinente seguir estudiando comparativamente los efectos de diferentes programas de actividad física sobre la dinámica del ritmo cardiaco en diseños que incluyan grupos control y utilicen métodos de análisis no-lineales, con objeto de determinar los ejercicios y cargas de entrenamiento que puedan incidir de manera más significativa en la mejora de la VFC -y por ende, en la disminución del riesgo de muerte cardiovascular- en poblaciones de edad avanzada.

## **1.4. REGULACIÓN DEL RITMO CARDIACO Y FUNCIÓN COGNITIVA**

### **1.4.1. Relación entre Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y función cognitiva**

Se considera que el estudio de referencia sobre la relación entre VFC y rendimiento cognitivo corresponde al trabajo de Hansen, Johnsen y Thayer (2003). En dicho estudio, llevado a cabo en una muestra de 49 militares entre 18 y 34 años, los autores mostraron que las personas con una mayor VFC (RMSSD) en reposo obtenían un mejor rendimiento en las tareas de función ejecutiva y memoria operativa, pero no en las de carácter no ejecutivo (tareas de tiempo de reacción simple).

Estudios posteriores han corroborado y ampliado esa relación entre VFC y rendimiento en tareas cognitivas de carácter ejecutivo (Duschek, Muckenthaler, Werner y del Paso, 2009; Hansen, Johnsen y Thayer, 2009; Mathewson, Dywan, Snyder, Tays y Segalowitz, 2011; Mathewson y cols., 2010; G. Park, Vasey, Van Bavel y Thayer, 2013), aunque también encontramos trabajos que no han obtenido una relación significativa entre ambas variables (Capuana, Dywan, Tays y Segalowitz, 2012). Entre dichos estudios, cabe destacar el de Hansen y cols. (2009), en el que replicaron el diseño de su trabajo seminal pero añadiendo una condición experimental con la que buscaron evaluar la función cognitiva en una condición de mayor estrés. Para ello, advirtieron a los participantes de que se les administraría una descarga eléctrica inocua en el dedo cuando mostraran un rendimiento por debajo del estándar (estímulo aversivo). Los participantes con mayor VFC en reposo (HF) evidenciaron un mejor rendimiento cognitivo tanto en la condición de mayor estrés como en la de control en la tarea de función ejecutiva. Por el contrario, los sujetos con una menor VFC obtuvieron tiempos de reacción más rápidos en la tarea no ejecutiva durante la condición de estrés incrementado. Esta interacción entre la dificultad cognitiva de la tarea, el estado de activación individual y las condiciones ambientales sugiere que una mayor o menor VFC en reposo sería deseable en función del contexto.



Encontramos cuatro estudios poblacionales que han ahondado en esta posible relación entre VFC y función cognitiva en el adulto mayor y de mediana edad (Britton y cols., 2008; Frewen y cols., 2013; D. H. Kim y cols., 2006; Kimhy y cols., 2013), aunque sus resultados son contradictorios. D. H. Kim y cols. (2006), en una submuestra de 311 mujeres frágiles mayores de 65 años del estudio *Women's Health and Aging*, mostraron que aquellas participantes con una menor VFC (HF, RMSSD, pNN50) eran significativamente más propensas a presentar un déficit cognitivo (Mini-Mental State Examination <24). Por el contrario, Britton y cols. (2008), dentro del estudio *UK Whitehall II* y con una muestra de más de 5000 personas de 55 años de media, no encontraron relaciones consistentes entre VFC y función cognitiva en el análisis transversal ni el prospectivo (relación entre la VFC inicial y el cambio en la función cognitiva 5 años después). En cambio, la primera oleada del estudio TILDA (Irish longitudinal study on ageing) (Frewen y cols., 2013), que se ha llevado a cabo en una muestra de más de 4700 participantes de  $61.7 \pm 8.3$  años, si ha evidenciado una asociación significativa entre ambas variables. Los resultados de este estudio muestran que los quintiles inferiores para los índices SDNN, LF y LF/HF se relacionan con valores significativamente peores en el test de MOCA (Montreal Cognitive Assessment), empleado como medida de función cognitiva global. No obstante, los subtest de memoria declarativa y lenguaje son los que muestran una asociación más fuerte con la VFC; lo cual hace sugerir a los autores que serían las estructuras cerebrales implicadas en estos dominios cognitivos las que guardarían una mayor relación con la regulación de la FC. Finalmente, Kimhy y cols. (2013) han hallado una asociación significativa entre la reactivación parasimpática tras una tarea de estrés cognitivo y el rendimiento específico en un test de inhibición de respuesta (*Stop & Go Switch Task*) en una muestra de 817 participantes ( $57.11 \pm 11.15$  años) del estudio poblacional MIDUS (Midlife Development in the United States), pero no entre la VFC en reposo y el desempeño cognitivo. A la vista de esta revisión bibliográfica, no pueden extraerse conclusiones definitivas sobre qué expresión de la regulación del ritmo cardiaco (reposo, respuesta a un estímulo, reactivación parasimpática) guarda una relación más estrecha con el rendimiento cognitivo, pero sí parece que existe una interacción entre ambos procesos.



Paralelamente, Thayer y cols. (2009), en un reanálisis ulterior de los datos utilizados en el estudio de Ahern y cols. (2001) -que presentábamos en un apartado anterior-, mostraron un menor incremento de la FC y una ausencia de cambio en HF respecto a su valor en reposo tras la anestesia hemisférica en la submuestra de personas de mayor edad (39 – 65 años) del estudio. Los autores concluyen que dichos resultados son indicativos de una menor regulación cortical de la FC en los adultos mayores respecto a los adultos jóvenes y de mediana edad, y asocian esa capacidad regulatoria disminuida al daño estructural y funcional que el CPF sufre como consecuencia del proceso de envejecimiento (Raz y cols., 2005; Raz y Rodrigue, 2006) -tal y como se ha descrito previamente. Así pues, parece que los efectos deletéreos del envejecimiento sobre la estructura cerebral y la VFC podrían estar interrelacionados.

#### **1.4.2. Efectos del ejercicio físico sobre la función cognitiva y la VFC evaluadas conjuntamente**

Encontramos dos trabajos que han evaluado longitudinalmente el efecto de un programa de ejercicio físico sobre la VFC y la función cognitiva conjuntamente. Hansen, Johnsen, Sollers, Stenvik y Thayer (2004) reclutaron 37 militares entre 18 y 22 años, que dividieron en un grupo de entrenamiento (TG) y otro de desentrenamiento (DG). Ambos grupos siguieron un mismo entrenamiento aeróbico durante las 8 primeras semanas del estudio, y lo interrumpieron (DG) o lo mantuvieron las 4 semanas siguientes. Se evaluó la VFC (HF), la función cognitiva y el  $VO_2\text{max}$  antes y después de las 4 semanas de entrenamiento/desentrenamiento. Los resultados mostraron una caída significativa del  $VO_2\text{max}$  en el DT, lo cual confirma el efecto del desentrenamiento, mientras que el TG no mostró cambios significativos. Ambos grupos evidenciaron una reducción significativa de la VFC tras el periodo de estudio, aunque en el post-test TG registró valores significativamente más altos que DG a pesar de que en el pre-test no había diferencias significativas entre ambos grupos. Finalmente, DG mejoró sus tiempos de reacción en el test cognitivo no ejecutivo, mientras que TG mejoró sus tiempos de reacción y el número de respuestas correctas en el test de función ejecutiva. Este estudio refuerza los hallazgos observacionales obtenidos en los trabajos previos de este mismo grupo (Hansen y cols., 2003, 2009), aunque la corta duración de la intervención y la reducida muestra podrían



ser responsables de algunos resultados inicialmente inesperados (empeoramiento de la VFC en el TG).

Por otra parte, Albinet, Boucard, Bouquet y Audiffren (2010) evaluaron a 24 adultos mayores ( $70.7 \pm 4.2$  años) antes y después de un programa de entrenamiento aeróbico (EA) o de flexibilidad (EF) de 12 semanas de duración. El grupo EA mostró un aumento en SDNN, RMSSD y HF, conjuntamente con una disminución en el número de errores en el test de función ejecutiva (*Wisconsin card sorting test*); mientras que grupo EF obtuvo resultados opuestos (descenso en los índices de VFC y peor rendimiento en el test cognitivo). Este estudio sugiere que el ejercicio físico aeróbico podría tener un efecto protector tanto a nivel cardiovascular como cognitivo en el adulto mayor, reforzando la idea de que existiría una interacción entre cognición y regulación del ritmo cardiaco que podría ser influenciada por el ejercicio físico. No obstante, esta hipótesis hubiera ganado consistencia si se hubiera probado una correlación positiva entre el citado incremento en la VFC y la mejora asociada en la función ejecutiva.

Por tanto, aunque los resultados de los estudios poblacionales TILDA, MIDUS y *Women's Health and Aging* (Frewen y cols., 2013; D. H. Kim y cols., 2006; Kimhy y cols., 2013) y el estudio experimental de Albinet y cols. (2010) apuntan en la dirección de una interrelación en los efectos deletéreos del envejecimiento sobre la función cognitiva y la VFC, parecen necesarios más estudios que profundicen en esta posible asociación.

## **1.5. PROGRAMAS DE ENTRENAMIENTO PARA ADULTOS**

### **MAYORES**

#### **1.5.1. Evolución de las recomendaciones de consenso en relación al ejercicio físico con adultos mayores**

Tomando como referencia el trabajo de Almonacid y Blasco-Lafarga (2013), vamos a realizar una revisión de cómo han evolucionado las recomendaciones de consenso en relación al diseño de programas de entrenamiento para adultos mayores. En 1998 el Colegio Americano de Medicina del Deporte (*American College of Sports Medicine, ACSM*), probablemente el organismo de mayor prestigio internacional y con mayor peso específico en el ámbito de la actividad física y la salud, publica su primer documento de consenso sobre actividad física con adultos mayores (Mazzeo y cols., 1998). Estas primeras recomendaciones tienen un carácter muy general. En relación al ejercicio cardiovascular se proponen actividades aeróbicas que impliquen un gran número de grupos musculares (andar, correr, nadar o ir en bicicleta), pero no se establecen pautas concretas de intensidad, volumen o frecuencia semanal. Igualmente, se recomienda realizar ejercicio de fuerza para prevenir la sarcopenia y la debilidad muscular, pero no se especifican los parámetros de la carga de entrenamiento. Por otra parte, se destaca la importancia del control postural en la prevención de las caídas, pero se reconoce que ningún tipo de ejercicio físico ha mostrado una eficacia consistente en relación a la mejora de esta capacidad; no obstante, se sugiere que los ejercicios de equilibrio y de transferencia de peso deberían formar parte de los programas de entrenamiento encaminados a reducir el riesgo de caídas en el adulto mayor. También se recomienda incluir ejercicios de estiramientos con el fin de mejorar el rango de movimiento, especialmente en aquellas personas que presenten una movilidad reducida. Aunque, igual que en el caso del control postural, la evidencia científica sobre la efectividad de los estiramientos en la mejora de la flexibilidad en adultos mayores es limitada. Además, en este primer posicionamiento del ACSM, ya se habla sobre los posibles efectos beneficiosos del ejercicio físico con la función cognitiva y el bienestar psicológico (prevención de la depresión y mejora de la percepción de autoeficacia); aunque se advierte sobre la necesidad de investigar acerca de los mecanismos que podrían mediar dichos



beneficios así como en relación al tipo de entrenamiento más idóneo para lograr esa mejora cognitiva y psicológica. Finalmente, se dedica un apartado a los llamados “mayores más mayores” y a los adultos mayores frágiles. En esta población se recomienda dar preponderancia al ejercicio de fuerza (siempre que sea posible en posiciones de bipedestación y con peso libre para incidir sobre el control postural y la coordinación intermuscular) y de equilibrio, incorporando posteriormente el ejercicio aeróbico –una vez que se hayan logrado unos niveles mínimos de fuerza y equilibrio.

Nueve años después, el ACSM publica una actualización de estas recomendaciones específicas para adultos mayores hechas en 1998, coincidiendo con la actualización de las pautas para la población adulta en general realizadas en 1995 (Nelson y cols., 2007). En dicho posicionamiento ya se especifican en el caso del componente cardiovascular y de fuerza los parámetros de intensidad, volumen y frecuencia semanal. Se recomienda que los programas de actividad física para personas mayores incluyan ejercicio aeróbico continuo de intensidad moderada a vigorosa, ejercicio de fuerza contra resistencia de intensidad progresiva y con autocarga orientado a los grandes grupos musculares, y ejercicios de flexibilidad. Además, con aquellas personas que presenten un riesgo sustancial de caídas, el entrenamiento deberá incluir ejercicios de equilibrio; y se especifica que se optará preferentemente por los ejercicios analíticos de equilibrio frente a actividades que impliquen intrínsecamente un alto componente de equilibrio (p. ej. baile). Sin embargo, aunque se recomienda incluir ejercicios de flexibilidad, se reconoce que, a diferencia del ejercicio aeróbico y de fuerza, no hay una evidencia sólida de los efectos beneficiosos de esta actividad para el adulto mayor. Por otra parte, se hace hincapié en la importancia de integrar recomendaciones preventivas y terapéuticas en el plan de entrenamiento de aquellas personas con patologías crónicas en las que el ejercicio físico tenga un efecto beneficioso. En estos casos, las pautas de ejercicio físico deberán elaborarse en coordinación con el profesional médico correspondiente para tener en cuenta aspectos de seguridad relativos a la patología crónica de la persona. Finalmente, se concede especial énfasis a reducir el sedentarismo y aumentar el ejercicio de intensidad moderada, y no tanto el ejercicio de intensidad vigorosa, por su mayor riesgo de lesión y menor adherencia. No obstante, se deja una puerta abierta al ejercicio de fuerza de alta intensidad, pero siempre en un contexto supervisado y en aquellos adultos mayores con una

capacidad funcional suficiente; y se recomienda huir del posicionamiento tradicional que limitaba la potencialidad del ejercicio físico en esta población a mantener los niveles de capacidad funcional en lugar de intentar maximizarlos.

Solo dos años más tarde, el ACSM publica una actualización de sus recomendaciones de 2007 (Chodzko-Zajko y cols., 2009), lo cual nos da una idea del crecimiento que ha experimentado este campo de investigación en los últimos 5 ó 6 años. Este posicionamiento realiza un recorrido por los diferentes beneficios que cada tipo de ejercicio físico tiene sobre el adulto mayor, evaluando el nivel de evidencia científica al respecto. Además, se enfatiza el papel del ejercicio físico tanto en la prevención como en el tratamiento de diferentes patologías crónicas, tanto físicas como mentales. El ejercicio aeróbico y de fuerza son los que presentan efectos más sólidos, mientras que las propuestas de equilibrio y especialmente de flexibilidad muestran una evidencia científica más limitada. Así, el ejercicio aeróbico mejora el  $VO_2$ max y la respuesta cardiovascular al ejercicio (TA, FC submáxima,...), reduce la masa grasa en personas con sobrepeso, induce adaptaciones metabólicas beneficiosas (mejor regulación glucémica, mayor utilización de ácidos grasos durante el ejercicio submáximo,...) y contrarresta la pérdida de densidad mineral ósea (especialmente con propuestas de intensidad vigorosa). Por su parte, el ejercicio de fuerza aumenta la fuerza máxima y la potencia muscular, mejora la composición corporal (reduciendo la masa grasa e incrementando la masa muscular), contrarresta la pérdida de densidad mineral ósea (si se realiza un entrenamiento de alta intensidad) y podría tener efectos beneficiosos a nivel metabólico y endocrino. Uno de los aspectos novedosos que se introduce en esta revisión, es la potencialidad de los programas multimodales, basados normalmente en la combinación de ejercicios de fuerza y equilibrio, y el Tai-Chi en la reducción del riesgo de caídas en el adulto mayor. En relación al entrenamiento de flexibilidad, aunque existe algún estudio que ha mostrado una mejora de esta capacidad con ejercicios de movilidad articular, los autores concluyen que no existe un consenso sobre que ejercicios y que parámetros de carga son los más efectivos. A pesar de ello, el ACSM mantiene su recomendación de 2007: ejercicio aeróbico, fuerza y flexibilidad en todos los programas de entrenamiento para adultos mayores, y solo con aquellas personas que presenten un riesgo sustancial de caídas, incluir adicionalmente ejercicios de equilibrio. Con respecto a los efectos beneficiosos del ejercicio físico sobre el bienestar psicológico, a los que



ya se había hecho mención en el posicionamiento de 1998, se refuerza el papel del ejercicio aeróbico y de fuerza (concretamente del entrenamiento contra resistencia de alta intensidad) en la mejora de la calidad de vida y en la prevención de patologías como la depresión y ansiedad -gracias a su efecto sobre las percepciones de autoestima y autoconcepto-. Igualmente, en relación a la función cognitiva, se reafirma que el ejercicio aeróbico y de fuerza (y en mayor medida la combinación de ambos) reducen el riesgo de declive cognitivo y demencia y mejoran el rendimiento cognitivo –especialmente en aquellas tareas que requieren un procesamiento complejo de la información y un alta participación de la función ejecutiva. A modo de conclusiones, los autores realizan las siguientes afirmaciones:

- El entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia parece ser la forma de entrenamiento más efectiva en esta población.
- El entrenamiento de alta intensidad –comparativamente con el ejercicio de intensidad suave o moderada- provoca mayores beneficios en algunas patologías (p. ej. DM tipo II, sarcopenia, osteopenia, depresión,...) y síndromes geriátricos.
- Los efectos de desentrenamiento son más acusados después de un entrenamiento aeróbico.
- Los cambios fisiológicos asociados al envejecimiento así como las respuestas adaptativas al ejercicio son altamente individuales y dependientes de factores genotípicos.

Posteriormente a 2009, el ACSM ya no ha publicado ningún documento de consenso específico para adultos mayores; aunque en 2011, dentro de las recomendaciones generales para la población adulta sana (Garber y cols., 2011), se recogen algunas pautas concretas para nuestra población de estudio. En este posicionamiento se habla por primera vez de la potencialidad del entrenamiento neuromotor o funcional y del entrenamiento multicomponente con personas mayores. Dentro del primero encontraríamos aquellas propuestas que incluyen ejercicios de coordinación, agilidad, propiocepción y mejora del patrón de la marcha; mientras que los programas multicomponente (entre los que se destaca el Tai-chi y el yoga) serían la combinación de los propios ejercicios neuromotores, ejercicios de fuerza y de flexibilidad. Por otra parte, en relación a la intensidad en el trabajo de fuerza contra resistencia, en adultos mayores sanos se recomienda una intensidad entre el 50 – 60%

de 1 Repetición Máxima (1RM) y realizar entre 8 – 12 repeticiones para la mejora de la fuerza máxima, mientras que si el objetivo principal es el incremento de la fuerza-resistencia se deberá disminuir la carga (<50% 1RM) y aumentar las repeticiones (entre 15 y 25 por serie). En cambio, con personas mayores frágiles o muy desacondionadas, se deberá comenzar con una menor intensidad (40-50% 1RM) y mayor número de repeticiones (entre 10 y 20); progresivamente se irá incrementando la carga hasta intentar alcanzar las recomendaciones para el adulto mayor sano. Además, para nuestra población de estudio, se destaca el trabajo de fuerza potencia, dado que el riesgo de caídas parece estar más asociado al declive de esta capacidad que a la pérdida de fuerza máxima. Se recomienda un régimen 8 – 12 repeticiones con una intensidad del 20-50% 1RM y ejecutadas a la máxima velocidad posible. Este tipo de entrenamiento, aunque se advierte que son necesarios nuevos estudios confirmatorios, parece que mejora no solo la fuerza máxima y la fuerza potencia en el adulto mayor, sino también el equilibrio. Finalmente, y a diferencia de los posicionamientos anteriores, los ejercicios de equilibrio –incluidos dentro de los programas de entrenamiento neuromotor- se recomiendan para todos los adultos mayores, y no solo en aquellas personas que presenten un riesgo sustancial de caídas.

### **1.5.2. El entrenamiento del componente cardiovascular: la emergencia del ejercicio interválico de alta intensidad**

El ejercicio aeróbico continuo, de intensidad moderada a vigorosa, ha sido una constante en los tres posicionamientos del ACSM sobre el entrenamiento con adultos mayores que hemos revisado en el punto anterior. Sin embargo, en el documento de consenso de 2009 (Chodzko-Zajko y cols., 2009) ya se sugería que el entrenamiento de alta intensidad –comparativamente con el ejercicio de intensidad suave o moderada- podía provocar mayores adaptaciones en algunas patologías (p. ej. DM tipo II, sarcopenia, osteopenia, depresión,...) y síndromes geriátricos. Por esta razón, diferentes autores postulan que el entrenamiento interválico de alta intensidad (HIIT) puede convertirse en una alternativa a los métodos continuos, utilizados habitualmente en esta población para la mejora de la capacidad cardiovascular (Gibala, Little, Macdonald y Hawley, 2012; Whitehurst, 2012). El HIIT describe un tipo de ejercicio en el que



se alternan esfuerzos cortos a intensidad vigorosa con periodos de descanso o ejercicio de baja intensidad (Gibala y cols., 2012).

Una de las ventajas que nos aporta el entrenamiento fraccionado de alta intensidad es que nos permite obtener iguales o mayores adaptaciones cardiovasculares (especialmente a nivel periférico) que los métodos continuos con un volumen de trabajo inferior (Gibala y cols., 2012; Whitehurst, 2012). Por tanto, dado que la falta de tiempo es una de las razones a las que más habitualmente alude el adulto mayor para justificar la imposibilidad de realizar ejercicio físico de forma regular (Garmendia y cols., 2013), el HIIT se convierte en una opción con gran potencialidad en esta población. Además, esa menor necesidad de volumen total para lograr similares adaptaciones es especialmente relevante cuando queremos implementar un programa multimodal o funcional –a los cuales dedicamos un apartado específico más adelante- e integrar por tanto diferentes contenidos de entrenamiento en cada sesión.

Los efectos beneficiosos del HIIT parecen estar mediados en gran medida por su capacidad para activar la proteína PGC-1 $\alpha$ , considerada como la principal reguladora de la biogénesis mitocondrial en el músculo (Wu y cols., 1999; en Gibala y cols., 2012). El incremento en los niveles de PGC-1 $\alpha$  se relaciona con una mejor absorción de la glucosa y una mayor capacidad antioxidante, así como con una mayor resistencia a la sarcopenia y con efectos beneficiosos en los procesos inflamatorios (Gibala y cols., 2012). Además, un estudio reciente ha demostrado que la musculatura del adulto mayor –incluso aunque se trate de personas sedentarias- retiene la capacidad para activar las vías de señalización para esta proteína asociadas a la biogénesis mitocondrial después de una sesión de entrenamiento de estas características (Cobley y cols., 2012).

Este tipo de propuestas, utilizadas habitualmente en el entrenamiento deportivo, han demostrado ser igualmente efectivas en programas de rehabilitación cardiaca (enfermedad coronaria e IC crónica fundamentalmente) (Guiraud y cols., 2012) y en personas con Diabetes Mellitus tipo II (Bird y Hawley, 2012; Little y cols., 2011). De hecho, la Asociación Americana del Corazón ya incluyó esta modalidad de ejercicio entre sus recomendaciones para los pacientes con IC crónica en su último documento de consenso (Balady y cols., 2007).



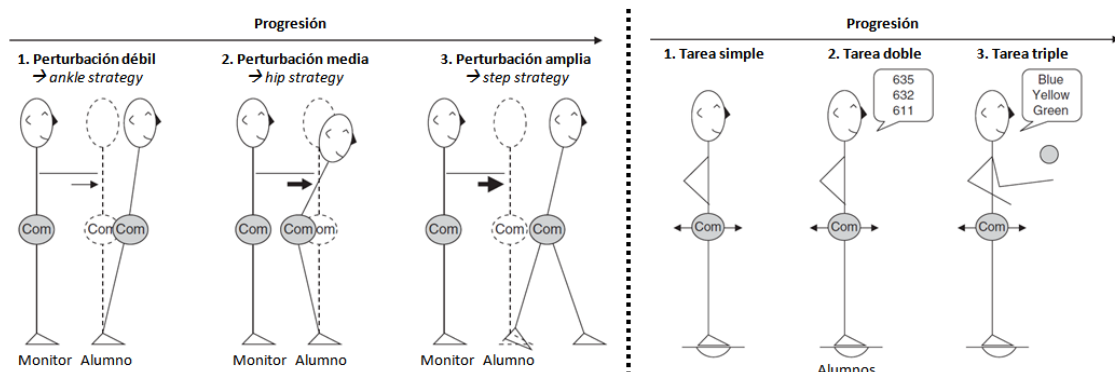
Malatesta, Simar, Saad, Prefaut y Caillaud (2010) utilizaron un protocolo interválico andando en una muestra de adultos mayores entre 65 y 80 años, y demostraron que tras 7 semanas de entrenamiento el grupo experimental aumentaba su velocidad preferida de paso (PWS) y disminuía el coste energético asociado a la misma. Tal y como puede apreciarse en la **tabla 1.5.1**, la intensidad fue incrementándose a lo largo del programa de entrenamiento desde el 50% hasta el 100% de la  $FC_{SR}$  (Frecuencia Cardíaca Submáxima de Reserva, diferencia entre la FC de reposo y en el umbral anaeróbico). Así pues, aunque quizás no se ajusta estrictamente a un protocolo HIIT, si consideramos que respeta su característica más definitoria: la alternancia de esfuerzos vigorosos con periodos de recuperación -en este caso activa. Además, la propuesta de Malatesta y cols. (2010) une al componente cardiovascular -a diferencia de utilizar la bicicleta estática por ejemplo- el entrenamiento del patrón de la marcha, aunando por tanto dos objetivos prioritarios en esta población. E incluso los autores apuntan que su propuesta puede considerarse un modo efectivo de entrenamiento del equilibrio dinámico, en la medida en que el menor gasto energético asociado a la PWS podría deberse a una menor coactivación de la musculatura estabilizadora durante la marcha (Malatesta y cols., 2010).

**Tabla 1.5.1.** Ejemplo de programa de entrenamiento interválico para el adulto mayor (traducido de Malatesta y cols., 2010).

Bloque	Semana	Sesión	Descripción [Series x reps. (esfuerzo + rec.)]	Duración total (min)
1	1	1	2 x 5 (2 min 50% $FC_{SR}$ + 2 min 30% $FC_{SR}$ )	40
		2	1 x 10 (2 min 50% $FC_{SR}$ + 2 min 30% $FC_{SR}$ )	40
		3	1 x 10 (2 min 50% $FC_{SR}$ + 1.5 min 30% $FC_{SR}$ )	35
	2	4	1 x 5 (4 min 50% $FC_{SR}$ + 4 min 30% $FC_{SR}$ )	40
		5	1 x 5 (4 min 50% $FC_{SR}$ + 3 min 30% $FC_{SR}$ )	35
		6	1 x 7 (4 min 50% $FC_{SR}$ + 2 min 30% $FC_{SR}$ )	42
2	3	7	2 x 5 (2 min 70% $FC_{SR}$ + 2 min 40% $FC_{SR}$ )	40
		8	1 x 10 (2 min 70% $FC_{SR}$ + 2 min 40% $FC_{SR}$ )	40
	4	9	1 x 5 (4 min 70% $FC_{SR}$ + 4 min 40% $FC_{SR}$ )	40
		10	1 x 6 (4 min 70% $FC_{SR}$ + 3 min 40% $FC_{SR}$ )	42
		11	1 x 8 (4 min 70% $FC_{SR}$ + 2 min 40% $FC_{SR}$ )	48
3	5	12	1 x 10 (2 min 90% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	40
		13	1 x 10 (2 min 90% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	40
	6	14	1 x 5 (4 min 90% $FC_{SR}$ + 4 min 50% $FC_{SR}$ )	40
		15	1 x 6 (4 min 90% $FC_{SR}$ + 3 min 50% $FC_{SR}$ )	42
		16	1 x 8 (4 min 90% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	48
4	7	17	1 x 9 (2 min 100% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	36
		18	1 x 10 (2 min 100% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	40
		19	1 x 10 (2 min 100% $FC_{SR}$ + 2 min 50% $FC_{SR}$ )	40

### 1.5.3. El entrenamiento del equilibrio: propuestas y recomendaciones para su mejora

En relación al entrenamiento del equilibrio, la mayoría de autores coinciden en recomendar que se incluyan en los programas de entrenamiento ejercicios de equilibrio estático y dinámico utilizando el paradigma de la “doble tarea” –en el apartado 1.5.6 se aborda en profundidad esta metodología- y ejercicios de equilibrio reactivo (**ver figura 1.5.1**) (Granacher, Muehlbauer y Gruber, 2012; Granacher, Muehlbauer, Zahner, Gollhofer y Kressig, 2011; Oddsson, Boissy y Melzer, 2007). Sin embargo, en relación a estos últimos, un estudio reciente apunta a que la adición de perturbaciones repentinas o inesperadas en el entrenamiento de equilibrio con adultos mayores puede generar una respuesta de ansiedad no deseable (Welman, Robertson y Fourie, 2013); con lo que la decisión de incluir este tipo de ejercicios debería tomarse, al menos, con suma cautela.



**Figura 1.5.1.** Ejemplo de progresión en las tareas de equilibrio reactivo (panel izquierdo) y equilibrio estático empleando el paradigma de la doble tarea (panel derecho). Com, Centro de masas (adaptado de Granacher y cols., 2011).

Por otra parte, en relación a los ejercicios de equilibrio estático y dinámico, en el posicionamiento del ACSM de 2009 (Chodzko-Zajko y cols., 2009) se recomienda incidir sobre los siguientes aspectos:

- Reducir progresivamente la base de sustentación (apoyo paralelo amplio, apoyo en semitándem, apoyo en tándem y apoyo monopodal).
- Provocar movimientos dinámicos que perturben el centro de gravedad (caminar en tándem, girar sobre uno mismo, etc.).
- Hacer hincapié en la musculatura postural (p. ej. mantener el equilibrio apoyando únicamente los talones).
- Reducir progresivamente la información sensorial (incluir paulatinamente propuestas con los ojos cerrados).

Oddsson, Boissy y Melzer (2007) proponen un programa de entrenamiento del equilibrio basado en cinco niveles, los 4 primeros se focalizan en la habilidad para mantener el equilibrio (control voluntario), mientras que el último de ellos incluye ejercicios de equilibrio reactivo que buscan aumentar la capacidad de recobrar el equilibrio tras un estímulo inesperado (correcciones posturales automáticas). Más específicamente, los autores proponen los siguientes cinco niveles de ejercicios:

1. Ejercicios en bipedestación y sedestación con apoyo externo.
2. Ejercicios en sedestación sin apoyo externo.
3. Ejercicios en bipedestación con apoyo bipodal y sin apoyo externo.
4. Ejercicios en bipedestación con apoyo monopodal y sin apoyo externo. Integración del patrón de la marcha.
5. Ejercicios de equilibrio dinámico con superficies inestables y equilibrio reactivo.



**Figura 1.5.2.** Ejemplos de ejercicios para nivel 1 (panel superior izquierdo), nivel 2 (panel superior derecho), nivel 3 (panel inferior izquierdo) y nivel 4 (panel inferior derecho) del programa de entrenamiento del equilibrio diseñado por Oddsson y cols. (2007).

Este programa de entrenamiento ha sido utilizado posteriormente en dos estudios conducidos por este mismo grupo de investigación en los que se han obtenido mejoras significativas en control postural y patrón de la marcha y una reducción significativa del miedo a caer (Halvarsson y cols., 2011; Melzer y Oddsson, 2013).



**Figura 1.5.3.** Ejemplos de ejercicios para nivel 5 del programa de entrenamiento del equilibrio diseñado por Oddsson y cols. (2007).

#### **1.5.4. El entrenamiento de la fuerza para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio**

El ejercicio de fuerza contra resistencia con cargas elevadas es aceptado actualmente por la comunidad científica como un importante activo dentro del entrenamiento del adulto mayor, entre otras razones, por su efecto preventivo sobre la sarcopenia y la pérdida de densidad mineral ósea (Chodzko-Zajko y cols., 2009). No obstante, este tipo de entrenamiento de fuerza *per se* parece no ser un estímulo suficiente para mejorar el equilibrio y la capacidad funcional en adultos mayores que presentan independencia funcional, dos objetivos prioritarios que se consideran en esta población (Granacher, Muehlbauer y Gruber, 2012; Latham, Bennett, Stretton y Anderson, 2004; Orr, Raymond y Fiatarone Singh, 2008). La capacidad funcional suele definirse como el estado que nos permite llevar a cabo la tareas ordinarias pero también las inesperadas de nuestra vida diaria de forma segura, efectiva y sin excesiva fatiga (B. A. Clark, 1989). Suele evaluarse mediante test específicos, es decir, mediante tareas de las AVD realizadas a la máxima velocidad o con la máxima eficacia y/o eficiencia posible; o



alternativamente, utilizando test que se consideran funcionales (p. ej. Timed Up & Go test, Chair Stand Test, etc.).

Consecuentemente, parece pertinente considerar otras modalidades de entrenamiento de la fuerza que puedan tener un mayor efecto sobre el equilibrio y la capacidad funcional, sin dejar de lado el objetivo estructural de ganancia de masa muscular. En este sentido, dos revisiones recientes abogan por combinar en el entrenamiento de fuerza contracciones ejecutadas a velocidad lenta y contracciones ejecutadas de forma explosiva para optimizar las ganancias de capacidad funcional (Cadore y Izquierdo, 2013; Granacher y cols., 2011), en la línea del papel protagonista que en el último posicionamiento del ACSM ya se otorgaba al entrenamiento de la fuerza potencia en el adulto mayor (Chodzko-Zajko y cols., 2009).

También encontramos otros autores apuestan por propuestas como el entrenamiento en circuito (Romero-Arenas, Martínez-Pascual y Alcaraz, 2013), el entrenamiento de fuerza-resistencia excéntrica (p. ej. cicloergómetro modificado para acentuar la fase excéntrica o andar cuesta abajo) (Gault y Willems, 2013) o el entrenamiento de la zona central y el Pilates (Granacher, Gollhofer, Hortobagyi, Kressig y Muehlbauer, 2013) con el objetivo de focalizar los efectos sobre la capacidad funcional y el equilibrio. En cualquier caso, el principio de especificidad, entendido como la utilización de movimientos que se asemejen lo máximo posible a las AVD, parece ser clave para maximizar los efectos beneficiosos del entrenamiento de la fuerza sobre la capacidad funcional de los adultos mayores (Steib, Schoene y Pfeifer, 2010).

### **1.5.5. Entrenamiento concurrente, entrenamiento funcional y entrenamiento multicomponente para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio**

En el entrenamiento concurrente cada cualidad o capacidad física se trabaja de forma aislada, pudiéndose dar la concurrencia dentro de cada sesión o a lo largo del microciclo de entrenamiento. Algunos autores defienden que este tipo de entrenamiento, aunando las capacidades de fuerza y resistencia, es la estrategia más efectiva para mejorar la función neuromuscular y cardiovascular, y consecuentemente mantener la capacidad funcional durante el envejecimiento (Cadore y Izquierdo, 2013). A nivel metodológico, los últimos estudios sugieren que si la concurrencia de los componentes de fuerza y resistencia se da dentro de cada sesión, es preferible que los ejercicios de fuerza precedan a los de resistencia para optimizar las ganancias neuromusculares (Cadore y cols., 2012).

No obstante, encontramos pocos estudios que hayan comparado los efectos de este tipo de entrenamiento frente a un protocolo de fuerza o de resistencia en relación a sus efectos sobre la capacidad funcional y el equilibrio en el adulto mayor. Wood y cols. (2001) compararon tres programas de entrenamiento (fuerza, resistencia y entrenamiento concurrente) de igual duración (12 semanas) y frecuencia semanal (3 sesiones semanales) en una muestra de 36 participantes entre 60 y 84 años. Los autores encontraron que el grupo de entrenamiento concurrente mejoraba significativamente más que los otros dos grupos en los test de agilidad/equilibrio y fuerza-resistencia, pero no en los de coordinación y flexibilidad (Wood y cols., 2001). Más recientemente, Holviala y cols. (2012) han comparado tres programas de entrenamiento (fuerza, resistencia y entrenamiento concurrente) de igual duración (21 semanas) pero distinta frecuencia semanal (2 sesiones semanales en los grupos de fuerza y resistencia y 4 sesiones en el grupo de entrenamiento concurrente) en una muestra de 108 adultos mayores ( $56.3 \pm 9.9$  años). Los resultados mostraron que tanto el grupo de entrenamiento de fuerza como el de entrenamiento concurrente mejoraban en un test de equilibrio dinámico y en un test de caminar con carga, sin que hubiese diferencias significativas entre ambos (Holviala y cols., 2012).



Frente al entrenamiento concurrente, en la última década se ha popularizado un tipo de entrenamiento etiquetado como funcional o neuromotor (Blasco-Lafarga, 2013; Blasco-Lafarga, Caus, Sisamon y Yanguez, 2013; Garber y cols., 2011), que responde fielmente a la estrategia que proponen Steib, Schoene y Pfeifer (2010) en su revisión sobre los efectos de los diferentes tipos de entrenamiento de la fuerza en el adulto mayor: máxima prioridad al principio de especificidad. Dado que las AVD se desarrollan en un entorno que estimula nuestros órganos sensoriales, vestibulares y propioceptivos, el entrenamiento funcional trata de reproducir estas exigencias sobre el adulto mayor con el objetivo de mejorar su desempeño en las AVD. Este tipo de propuestas suelen incluir ejercicios de equilibrio, propiocepción, agilidad, coordinación y mejora del patrón de la marcha (Garber y cols., 2011).

De Vreede, Samson, van Meeteren, Duursma y Verhaar (2005) compararon los efectos de 12 semanas de un entrenamiento funcional -basado en ejercicios que intentaban reproducir las AVD en las que el adulto mayor suele reportar mayores dificultades- frente a un programa de fuerza contra resistencia de intensidad progresiva, en una muestra de 98 mujeres mayores de 70 años. Los autores mostraron que el grupo de entrenamiento funcional mejoraba significativamente más que el otro grupo experimental en una batería de test que evalúan el desempeño en las AVL (Assessment of Daily Activity Performance Battery; de Vreede y cols., 2004); aunque el grupo de entrenamiento de fuerza mostró una mejora significativamente mayor en el test de isometría máxima de extensores de rodilla y flexores de codo. Unos años más tarde, Manini y cols. (2007), con una muestra de adultos mayores parcialmente dependientes (utilizaron como criterio de inclusión que hubiesen declarado bastante o mucha dificultad para levantarse de una silla o subir un piso por las escaleras), concluyeron que una combinación de entrenamiento funcional y entrenamiento de fuerza era la opción que lograba mejoras más consistentes en fuerza muscular y desempeño de las AVL. Más recientemente, Solberg y cols. (2013) han llevado a cabo un ambicioso proyecto con 138 participantes ( $74.2 \pm 4.5$  años), cuatro grupos de estudio (grupo control, entrenamiento de fuerza, de resistencia y funcional) y una exhaustiva evaluación de fuerza muscular, capacidad funcional, composición corporal y percepción de bienestar. Los grupos de entrenamiento de fuerza y entrenamiento funcional exhibieron mejoras significativas y similares en los cuatro ámbitos evaluados,



mientras que el grupo que realizó ejercicio aeróbico únicamente mejoró en composición corporal y en menor medida en capacidad funcional.

Asimismo, encontramos otros dos tipos de entrenamiento utilizados habitualmente en esta población, el Tai-Chi y el baile, que poseen un marcado carácter neuromotor; el primero de ellos ha demostrado de manera consistente su eficacia en relación a la mejora del equilibrio y la reducción del riesgo de caídas en el adulto mayor (Blake y Hawley, 2012; Leung, Chan, Tsang, Tsang y Jones, 2011; H. Liu y Frank, 2010), mientras que los resultados en relación al segundo muestran mayor disparidad (Eyigor, Karapolat, Durmaz, Ibisoglu y Cakir, 2009; Granacher, Muehlbauer, Bridenbaugh, y cols., 2012; Hui, Chui y Woo, 2009; Kattenstroth y cols., 2013; Shigematsu y cols., 2002).

Paralelamente, otra de las propuestas que está adquiriendo mayor protagonismo en el acondicionamiento físico del adulto mayor son los programas de entrenamiento multicomponente. Este tipo de programas suelen incluir fundamentalmente ejercicio aeróbico junto con propuestas de equilibrio, fuerza y entrenamiento del patrón de la marcha (Baker, Atlantis y Fiatarone Singh, 2007). Takeshima y cols. (2007) recomiendan específicamente que estos programas de entrenamiento deben combinar ejercicio aeróbico junto a una estas tres propuestas: ejercicios de fuerza, equilibrio o Tai-Chi. Los autores basan esta propuesta en que el ejercicio aeróbico es la única forma de entrenamiento capaz de provocar una mejora en la capacidad cardiorrespiratoria, mientras que las otras tres formas de ejercicio inducen mejoras similares en la fuerza de los miembros superiores e inferiores así como en la capacidad de equilibrio/agilidad. Es importante puntualizar que en este estudio se utilizaron bandas elásticas para el entrenamiento de fuerza, y quizás este hecho pueda explicar, al menos parcialmente, las mejoras logradas en equilibrio/agilidad -a diferencia de lo que ocurre habitualmente con el entrenamiento de fuerza contra resistencia con cargas elevadas (Granacher, Muehlbauer y Gruber, 2012; Latham y cols., 2004; Orr y cols., 2008).

Sin embargo, son escasos los estudios que han evaluado los posibles beneficios de los programas multicomponente comparativamente con otros protocolos de entrenamiento en poblaciones de adultos mayores no frágiles. Encontramos varios estudios que han mostrado



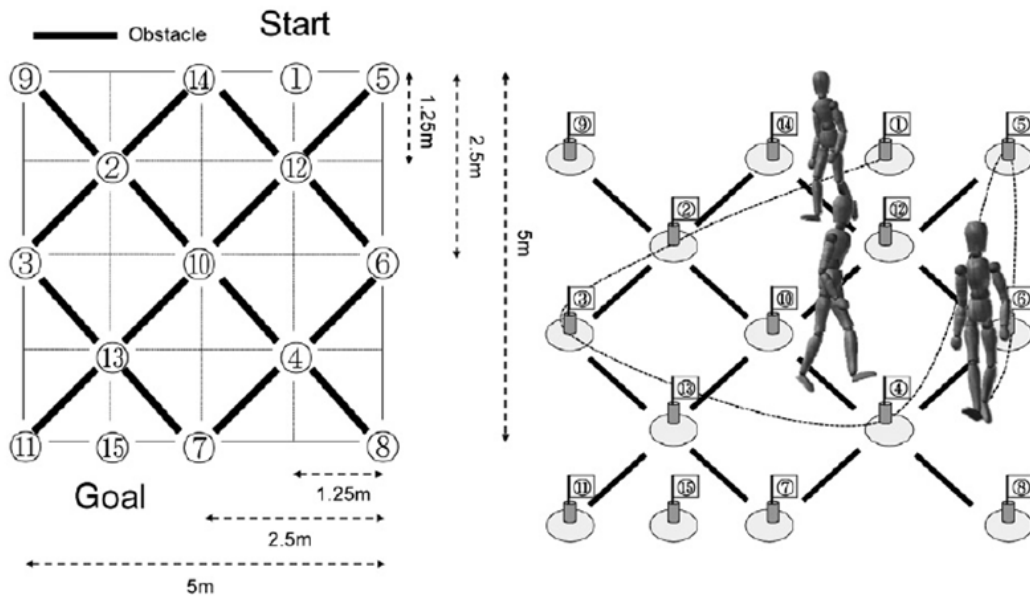
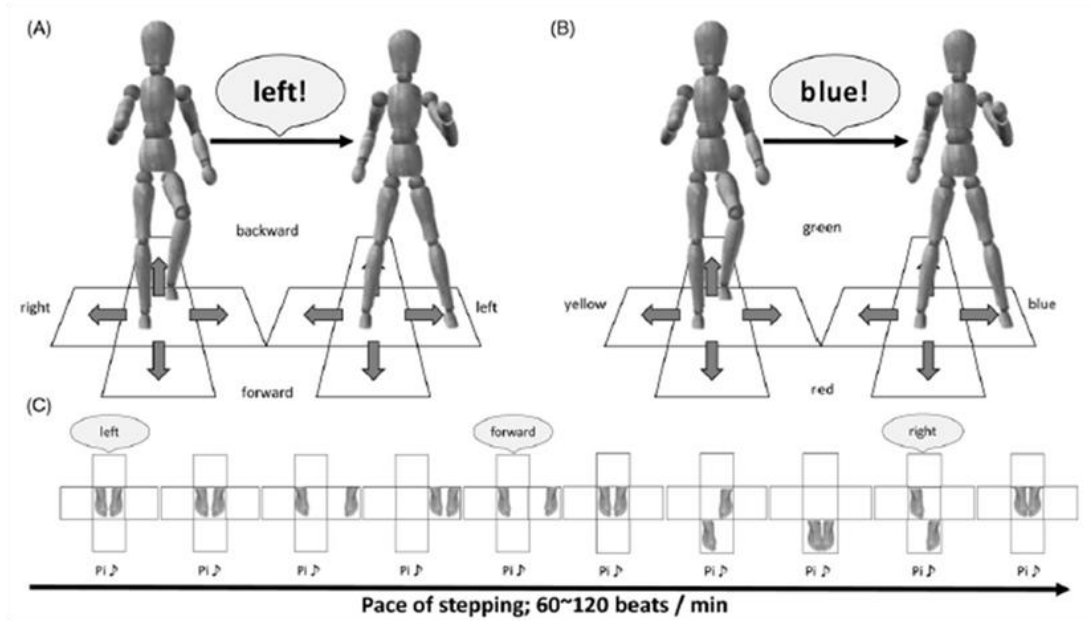
una mejora significativa en el equilibrio y la capacidad funcional (evaluada habitualmente mediante alguno o la totalidad de los ítems de la batería *Senior Fitness Test*) tras seguir un programa de este tipo (Cao, Maeda, Shima, Kurata y Nishizono, 2007; Carvalho, Marques y Mota, 2009; Freiburger, Haberle, Spirduso y Zijlstra, 2012; Kemmler y cols., 2010; Toraman, Erman y Agyar, 2004), pero todos ellos carecen de un grupo control activo que hubiese permitido contrastar si esos cambios se producían o no siguiendo otro protocolo de entrenamiento. Recientemente, Forte y cols. (2013) han mostrado que tanto un entrenamiento multicomponente como un entrenamiento de fuerza contra resistencia de intensidad progresiva de 12 semanas mejoraban la capacidad funcional (considerada como velocidad máxima andando, tiempo empleado en sentarse y levantarse 5 veces y potencia pico en un salto contramovimiento -CMJ-) en una muestra de 78 adultos mayores entre 65 y 75 años; sin que hubiese diferencias significativas entre ambos grupos. Sousa y Mendes (2013) han obtenido resultados similares en una muestra de 32 adultos mayores institucionalizados ( $72.9 \pm 6.6$  años). Después de 12 semanas de entrenamiento, tanto un protocolo multicomponente como un protocolo de fuerza contra resistencia de intensidad progresiva, mejoraban la resistencia aeróbica y la fuerza de miembros superiores e inferiores; sin que hubiese diferencias significativas entre ambos grupos.

### **1.5.6. Entrenamiento basado en el paradigma de la doble tarea para la mejora de la capacidad funcional y el equilibrio**

El paradigma de la “doble tarea” consiste en la participación simultánea en varias tareas, de modo que mientras se realiza la tarea motriz se incorpora una tarea cognitiva concurrente (o alternativamente, una segunda tarea motriz) (**ver figura 1.5.1; panel derecho**). En estas situaciones, la interferencia entre ambas tareas hace que disminuya el rendimiento en una de ellas o en ambas; y esa caída del rendimiento es más acusada en el adulto mayor que en el adulto joven, dada su menor capacidad o disponibilidad de recursos atencionales (Woollacott y Shumway-Cook, 2002). El rendimiento en este tipo de tareas, comparativamente con el rendimiento mostrado en la tarea motriz original -habitualmente andar lo más rápido posible- sin la concurrencia de una tarea cognitiva, se asocia significativamente con el riesgo de sufrir una caída en esta población (Beauchet y cols., 2009).

Encontramos en la literatura diferentes ejemplos de programas de entrenamiento para adultos mayores diseñados en base a este paradigma, desde andar o mantener el equilibrio (en apoyo monopodal, sobre una base de sustentación inestable, etc.) mientras se realiza una tarea mental concurrente -habitualmente de recuerdo o de tipo aritmético- (Hiyamizu y cols., 2012; Pellecchia, 2005; You y cols., 2009) o una segunda tarea motriz concurrente (Granacher y cols., 2010); hasta propuestas que podríamos denominar de entrenamiento integrado: *square-stepping exercise, trail walking exercise, complex obstacle negotiation exercise, dual-task switching exercise, rhythmic stepping exercise* (Shigematsu y cols., 2008; Teixeira y cols., 2013; Uemura y cols., 2012; Yamada y cols., 2012; Yamada, Tanaka, Nagai, Aoyama y Ichihashi, 2010, 2011) (**ver figura 1.5.4**).

Paralelamente, otros autores están investigando sobre la potencialidad de los videojuegos interactivos (p. ej. videojuegos de baile) y del entrenamiento computerizado utilizando feedback visual en la mejora del equilibrio del adulto mayor (Pichierri, Coppe, Lorenzetti, Murer y de Bruin, 2012; consultar Pichierri, Wolf, Murer y de Bruin, 2011 para una revisión). En general, los resultados de estos estudios coinciden en su mayoría en mostrar una disminución significativa del riesgo de sufrir caídas y/o una mejora en los diferentes test habitualmente utilizados para evaluar el equilibrio y la capacidad funcional del adulto mayor. No obstante, también es importante aclarar que estos trabajos en su mayoría tienen carácter preliminar o de estudio piloto; y una revisión muy reciente concluye que no existe hasta el momento evidencia suficiente para afirmar que el ejercicio físico puede mejorar el equilibrio estático y dinámico de los adultos mayores bajo condiciones de doble tarea (Gobbo, Bergamin, Sieverdes, Ermolao y Zaccaria, 2014). En cualquier caso, autores como Pichierri y cols. (2011) sugieren que los programas de ejercicio con adultos mayores deben incluir ambientes de entrenamiento estimulantes, de modo que las propuestas motrices que hagamos favorezcan la toma de decisiones; ya que son este tipo de actividades las que parece que favorecen una mejora conjunta del rendimiento motriz y cognitivo. Y por ello en este ámbito existe una demanda de nuevos estudios científicos que evalúen los efectos del ejercicio físico, diseñado desde una perspectiva multicomponente, funcional y neuromotriz, sobre variables tanto condicionales como cognitivas (Gobbo y cols., 2014; Pichierri y cols., 2011).



**Figura 1.5.4.** Representación gráfica y esquemática de los programas de entrenamiento *Rhythmic stepping exercise* (panel superior) y *Complex obstacle negotiation exercise* (panel inferior). Tomado de Yamada y cols. (2011, 2012).

## **1.6. OBJETIVOS E HIPÓTESIS**

A partir de las inquietudes que aparecen en el apartado anterior, y teniendo como referencia los trabajos analizados hasta el momento, el objetivo general de esta investigación es analizar los efectos de un programa de entrenamiento funcional, con alto componente cognitivo e incidencia en la intensidad, sobre la variabilidad del ritmo cardiaco, la función ejecutiva y la capacidad funcional del adulto mayor independiente. Asimismo, por una parte, se pretende comparar los efectos de esta intervención frente a un programa de ejercicio físico tradicional (con menor orientación funcional y cognitiva) y una actividad cognitiva sin componente motriz (clases de memorización); y por otra parte, se quiere comprobar si los cambios mostrados por los participantes en las diferentes variables evaluadas guardan relación entre sí o respecto a los valores iniciales de variabilidad del ritmo cardiaco, función ejecutiva y capacidad funcional.

### **1.6.1. Objetivos generales**

OG1. Valorar la influencia de un programa de entrenamiento funcional sobre la regulación neural de la FC y el rendimiento cognitivo en adultos mayores, frente a un programa de ejercicio físico con menor orientación funcional e incidencia sobre la intensidad, y una actividad cognitiva sin componente motriz.

OG2. Contrastar los efectos del envejecimiento sobre la capacidad condicional y coordinativa, la percepción subjetiva de salud y factores de riesgo cardiovascular como la TA y la composición corporal, así como la influencia positiva y negativa del ejercicio físico y el sedentarismo respectivamente.

OG3. Conocer las posibles relaciones entre las variables dependientes y su modificación en respuesta a la intervención realizada.

OG4. Diseñar un programa de entrenamiento funcional que integre contenidos de fuerza muscular, resistencia cardiovascular y habilidad motriz, utilizando un equipamiento cuyo coste facilite que pueda ser implementado en otros Centros Especiales de Atención al Mayor.



### 1.6.2. Objetivos específicos

OE1. Evaluar los efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la dinámica del ritmo cardiaco, frente a un programa de ejercicio físico con menor orientación funcional e incidencia sobre la intensidad, y una actividad cognitiva sin componente motriz.

OE2. Evaluar los efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la función ejecutiva en adultos mayores, frente a un programa de ejercicio físico con menor orientación funcional e incidencia sobre la intensidad, y una actividad cognitiva sin componente motriz.

OE3. Medir los efectos del envejecimiento sobre la fuerza, el equilibrio y la resistencia cardiorrespiratoria, así como la influencia positiva y negativa del ejercicio físico y el sedentarismo respectivamente.

OE4. Valorar los efectos del envejecimiento sobre la autopercepción de salud y factores de riesgo cardiovascular como la TA y la composición corporal; así como la influencia que puede ejercer sobre dichas variables el seguimiento de un programa de ejercicio físico frente a una actividad de memorización.

OE5. Evaluar la relación entre los diferentes niveles de las variables principales del estudio (VFC, función ejecutiva y capacidad condicional) al inicio de la intervención y el cambio mostrado por las distintas variables dependientes.

OE6. Contrastar las posibles interacciones entre la evolución de las diferentes variables principales y complementarias incluidas en el estudio.

OE7. Estructurar las propuestas y ejercicios de la intervención de manera que permitan una progresión constante en los requerimientos de equilibrio, coordinación y cognición; con el fin de que el programa de entrenamiento diseñado pueda ser aplicado también en adultos mayores independientes con un nivel condicional y coordinativo elevado.

OE8. Conocer las diferencias en la respuesta de la dinámica del ritmo cardiaco frente a las intervenciones realizadas en función de que se utilicen metodologías de análisis lineales vs. no-lineales.

### **1.6.2. Hipótesis**

H1. La utilización complementaria de metodologías de análisis lineales y no-lineales permite una evaluación completa y precisa de la dinámica del ritmo cardiaco en el adulto mayor y facilita la interpretación de los datos obtenidos.

H2. Un programa de entrenamiento funcional, que integre contenidos de fuerza, resistencia y habilidad motriz y permita una progresión en los requerimientos de coordinación, equilibrio y cognición -a diferencia de un programa de gimnasia de mantenimiento o una actividad de memorización- provoca una mejora de la regulación neural de la FC y la función ejecutiva en el adulto mayor.

H3. El envejecimiento, en ausencia de ejercicio físico, provoca una pérdida significativa de fuerza muscular, equilibrio y movilidad dinámica y un deterioro de la regulación neural de la FC y de factores de riesgo cardiovascular como la TA y la composición corporal (pérdida de masa muscular y ganancia de masa grasa).

H4. La realización de ejercicio físico no solo evita un empeoramiento de la capacidad condicional y la composición corporal en el adulto mayor, sino que permite un incremento de sus niveles de resistencia cardiovascular, fuerza muscular, equilibrio y movilidad dinámica; así como una mejora de la tensión arterial y la composición corporal.

H5. Los cambios en la regulación del ritmo cardiaco y la función ejecutiva como consecuencia del envejecimiento están interrelacionados. Asimismo, las modificaciones en la tensión arterial y la dinámica del ritmo cardiaco en el adulto mayor guardan una correspondencia.

H6. La mejora de la capacidad condicional y de la función ejecutiva en el adulto mayor se acompañan de un incremento de su autopercepción de salud.

H7. Con independencia del nivel condicional o cognitivo, el seguimiento de una actividad dentro de un Centro de Atención al Mayor permite el mantenimiento de los niveles de autopercepción de salud, gracias a los sentimientos de pertenencia y socialización que genera dicha actividad.





# **CAPÍTULO 2.**

# **METODOLOGÍA**

---



## **2.1. DISEÑO DEL ESTUDIO**

El presente estudio se sitúa en el ámbito de la investigación cuantitativa. Se trata de una investigación aplicada, cuasi-experimental y de carácter longitudinal, realizada sobre una muestra de adultos mayores pertenecientes al Centro Especializado de Atención al Mayor (CEAM) El Cabañal de Valencia. Durante el curso 2011 – 2012 se realizó un primer estudio piloto de 30 semanas de duración con un diseño de grupo único (sin grupo control). En base a los resultados obtenidos, se ajustaron tanto los contenidos, objetivos y temporalización del programa de Entrenamiento Funcional como los instrumentos de evaluación. De este modo, durante el curso 2012 – 2013 se llevó a cabo el estudio principal, de igual duración que el estudio piloto pero con la adición de dos grupos control.

La realización de ambos estudios ha sido posible gracias a la concesión de una ayuda Val I+d para Investigadores en Formación de la Consellería de Educación de la Generalitat Valenciana, así como a la colaboración establecida entre la Universitat de València, el CEAM El Cabañal y el Grupo de Investigación en Entrenamiento Funcional con Adultos Mayores (GiEFAM). Asimismo, la Facultat de Ciències de la Activitat Física i l'Esport ha cedido las instalaciones donde se ha llevado la intervención durante los cursos 2011 – 2012 y 2012 – 2013, y ésta ha sido posible gracias al apoyo de los propios Técnicos de GiEFAM así como de estudiantes en prácticas del Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.

### **2.1.1. Población de estudio y análisis de la muestra**

La muestra del estudio principal se compuso de un grupo experimental (GE) que siguió un programa de Entrenamiento Funcional -fruto de una colaboración institucional entre la Universitat de Valencia y el CEAM El Cabañal- y dos grupos control, formados por adultos mayores de las actividades de memorización (GC-MEM) y gimnasia de mantenimiento (GC-GIM) de este mismo centro. Los participantes de este estudio fueron seleccionados de forma no probabilística. La elección de los grupos control (GC-MEM y GC-GIM) respondió a los siguientes criterios:



- Lograr que todos los participantes proviniesen de una misma área poblacional, para intentar minimizar el posible efecto contaminante de los factores nivel socioeconómico y lugar de residencia (medio rural vs. medio urbano).
- Conseguir que todos los participantes siguiesen una actividad dirigida durante la fase experimental, con el fin de controlar el efecto contaminante que pudiese suponer la pertenencia y socialización dentro de un grupo y una institución (CEAM El Cabañal).
- Disponer de un primer grupo control (GC-GIM) que realizase un programa de ejercicio físico de igual frecuencia semanal y duración de las sesiones pero que tuviese una orientación menos funcional, para poder comparar la eficacia de nuestro programa frente a otra propuesta motriz, tal y como recomiendan algunos autores (Huffman, Slentz y Kraus, 2011); y de un segundo grupo control (GC-MEM) que llevase a cabo una actividad cognitiva sin componente motriz.

Todos las personas participaron en el estudio de forma voluntaria, recibiendo cumplida información de sus objetivos, aceptando los protocolos y metodología prefijados y habiendo firmado previamente una hoja de consentimiento informado en cumplimiento con la declaración de Helsinki (revisión del 2004), que se muestra en el anexo 2. El estudio fue previamente aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Valencia (se adjunta certificado en el anexo 1).

### 2.1.2. Criterios de selección de la muestra

- **Criterios de inclusión generales:** personas mayores de 65 años, con una anamnesis negativa y que tras el correspondiente proceso de información hubiesen firmado la hoja de consentimiento informado. Se consideró una anamnesis negativa aquellos casos en los que no se halló ninguna circunstancia (patología crónica o aguda, medicación, etc.) que impidiese la realización de alguno de los test de evaluación o pudiese alterar significativamente el resultado de los mismos. Con objeto de recabar dicha información se entrevistó personalmente a todos los participantes en el estudio (en los grupos GC-GIM y GC-MEM dichas entrevistas fueron realizadas por personal sanitario especializado del CEAM El Cabañal).

- **Criterios de inclusión específicos para los grupos GC-GIM y GE:** Capacidad condicional suficiente para la realización de ejercicio físico de intensidad moderada.
- **Criterios de exclusión:** personas menores de 65 años, o mayores de 65 años con una anamnesis positiva o con alguna patología crónica o aguda que limitara la posibilidad de seguir un programa de entrenamiento de intensidad moderada (para el GC-GIM y el GE).

## **2.2. INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN**

### **2.2.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca**

Los registros de FC se llevaron a cabo utilizando un pulsómetro RS800 (Polar Electro, Kempele, Finlandia), programado para registrar los intervalos RR con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz; junto con una banda elástica con electrodos, a la que se le aplicó gel de conductancia para optimizar la calidad de la señal cardiaca tal y como recomienda el fabricante. Este instrumento ha sido previamente validado para el registro de los intervalos RR y posterior análisis de la VFC (Gamelin, Berthoin y Bosquet, 2006; Nunan y cols., 2009).



**Figura 2.2.1.** Registro de los intervalos RR

Se solicitó a los participantes que en las dos horas anteriores a esta evaluación no ingiriesen ningún alimento. Los registros se realizaron en posición de tendido supino sobre una colchoneta de gimnasia, con el objetivo de crear unas condiciones de mayor comodidad. Asimismo, se pidió a los participantes que se tapasen los ojos con un antifaz para tratar de

minimizar el estímulo distractor que supone la luz ambiental, ya que los registros se realizaron en una sala con ventanas que dan al exterior. Finalmente, se solicitó a los participantes que no hablaran ni realizaran movimientos bruscos durante el curso del registro, aunque no se



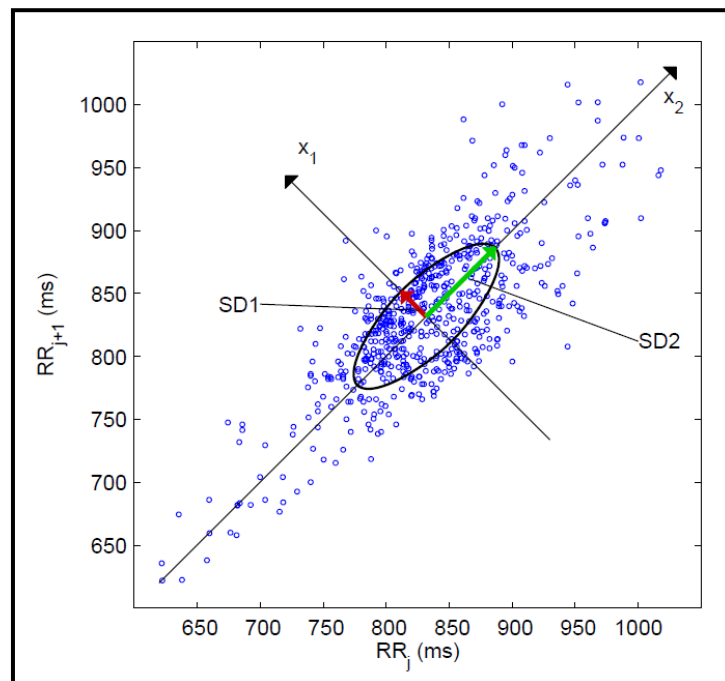
controló la frecuencia respiratoria, ya que estudios recientes han mostrado que esta disposición no mejora la reproducibilidad de los registros ni cambia significativamente los valores obtenidos (Bloomfield y cols., 2001; Kobayashi, 2009). No obstante, si se pidió a los sujetos que intentasen no alterar su ritmo respiratorio normal.

Los datos obtenidos fueron transferidos al programa informático Polar Pro Trainer (Polar Electro, Kempele, Finlandia) y cada fichero con los datos RR en formato *.txt* fue después analizado mediante el programa Kubios HRV Analysis Software 2.1 (The Biomedical Signal and Medical Imaging Analysis Group, Departamento de Física Aplicada, Universidad de Kuopio, Finlandia). Entre las opciones de corrección de errores que ofrece el programa, se optó por el nivel *medium*, de acuerdo a las recomendaciones del fabricante. De este modo, tras estimar la tendencia de la señal, el software identifica como posibles artefactos aquellos intervalos RR que se desvían más de 0.25 segundos de la línea base y dichos datos son interpolados por *splines*. El número de artefactos en los registros de todos los participantes incluidos en el análisis estadístico fue siempre menor del 1%.

Dentro del dominio temporal, se calculó la duración media de los intervalos RR (RRi), la desviación estándar de los intervalos RR (SDNN) y la raíz media cuadrática de las diferencias entre intervalos RR adyacentes (RMSSD). Previamente al análisis frecuencial, el software realiza una reconstrucción de la señal mediante interpolación por *splines* a 4 Hz, ya que este tipo de señales no están muestreadas de manera uniforme dada la propia naturaleza del método de obtención de los datos (Tarvainen, Niskanen, Lipponen, Ranta-aho y Karjalainen, 2008). Además, se utilizó un filtro Smooth priors ( $\lambda = 500$ ) para desestacionalizar la señal eliminando la tendencia de muy baja frecuencia, de acuerdo a las recomendaciones de Tarvainen, Ranta-Aho y Karjalainen (2002). De este modo se evita que la potencia espectral de dicha banda pueda afectar al análisis del resto de componentes del espectro de frecuencias. Una vez realizado este procesamiento previo de la señal, se calculó el poder espectral en cada banda de frecuencia utilizando una Transformada Rápida de Fourier, de acuerdo a las directrices establecidas: baja frecuencia (Low Frequency, LF, 0.04 – 0.15 Hz) y alta frecuencia (High Frequency, HF, 0.15 – 0.4 Hz). De igual forma se calculó el cociente entre alta y baja frecuencia (ratio LF/HF). No se analizó el componente de muy baja frecuencia (<0.04 Hz) ni la

potencia espectral total ya que su interpretación fisiológica en registros de corta duración se considera ambigua (Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996).

Paralelamente, se analizó la señal RR desde aproximaciones no-lineales. Se calculó el ratio entre los índices  $SD_1$  y  $SD_2$  ( $SD_1/SD_2$ ) del diagrama de Poincaré, el exponente de correlación fractal de corta duración ( $\alpha_1$ ) y la entropía muestral (SaEn) como medida de complejidad. En el diagrama de Poincaré cada intervalo RR es graficado en función del intervalo RR anterior, de modo que en el eje de coordenadas se representa una elipse en torno a la cual, y de acuerdo a la representación RR, se pueden calcular dos índices:  $SD_1$  (eje transversal) y  $SD_2$  (eje longitudinal). El primero representa la desviación instantánea de los intervalos RR; mientras que el segundo muestra la desviación estándar de la variación continua en dichos intervalos (Brennan, Palaniswami y Kamen, 2002; Sarmiento, 2008; Tulppo, Makikallio, Takala, Seppanen y Huikuri, 1996). En este estudio, no obstante, se ha considerado únicamente el ratio  $SD_1/SD_2$ , como estimación del equilibrio entre variabilidad a corto y largo plazo (Stein y cols., 2005).



**Figura 2.2.2.** Diagrama de Poincaré (tomado de Tarvainen y Niskanen, 2008)

En segundo lugar, se empleo un análisis de fluctuaciones sin tendencias (Detrended Fluctuation Analysis, DFA) (Peng, Havlin, Stanley y Goldberger, 1995) para evaluar el grado de autosimilaridad de la señal. Dicho análisis es una adaptación de la metodología basada en la función de la raíz media cuadrática de los desplazamientos aleatorios aplicados a series temporales no estacionarias. *Grosso modo*, esta metodología se basa en medir la raíz media cuadrática de las fluctuaciones de la señal -que previamente ha sido integrada y desestacionalizada- en ventanas de diferentes tamaños  $n$ , y trazarla frente al tamaño de la ventana de medición en una gráfica *log-log*. Posteriormente se calcula por mínimos cuadrados la pendiente de la recta que mejor ajusta dicha gráfica. Concretamente, en el caso de la señal R-R, suelen calcularse dos exponentes derivados de sendas rectas de ajuste. Sin embargo, puesto que se trabajó con registros de corta duración (5 minutos), utilizamos únicamente el exponente de correlación fractal de corta duración ( $\alpha_1$ ), tomando los valores desde  $n=4$  hasta  $n=11$  -de acuerdo a lo descrito previamente en la literatura (p. ej. Beckers y cols., 2006; Pikkujamsa y cols., 1999; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008). De forma complementaria, dada la naturaleza bidireccional de este índice (valores cercanos a 1.5 se consideran indicativos de un ritmo cardiaco excesivamente predecible, mientras que valores cercanos a 0.5 se consideran indicativos de un ritmo cardiaco excesivamente caótico; A. Goldberger y cols., 2002) se calculó también la distancia al valor óptimo de  $\alpha_1=1$  ( $\alpha_{1SCORE} = |1 - \alpha_1|$ ), tal y como sugieren Millar y cols. (2009).

En tercer lugar, se llevo a cabo un análisis de entropía muestral (Sample Entropy, SaEn) para cuantificar el grado de predictibilidad de la señal (Richman y Moorman, 2000). La entropía muestral se define como el negativo del logaritmo natural de la probabilidad condicional de que dos patrones similares de  $m$  puntos permanezcan semejantes si incrementamos el número de puntos a  $m+1$ . Para caracterizar la exigencia en el reconocimiento de esas semejanzas, es necesario ajustar previamente dos parámetros: la longitud del patrón ( $m$ ) y el margen de tolerancia ( $r$ ). Dichas variables fueron fijadas en  $m=2$  y  $r=20\%$  de la desviación estándar de los registros, tal y como sugieren Richman y Moorman (2000).



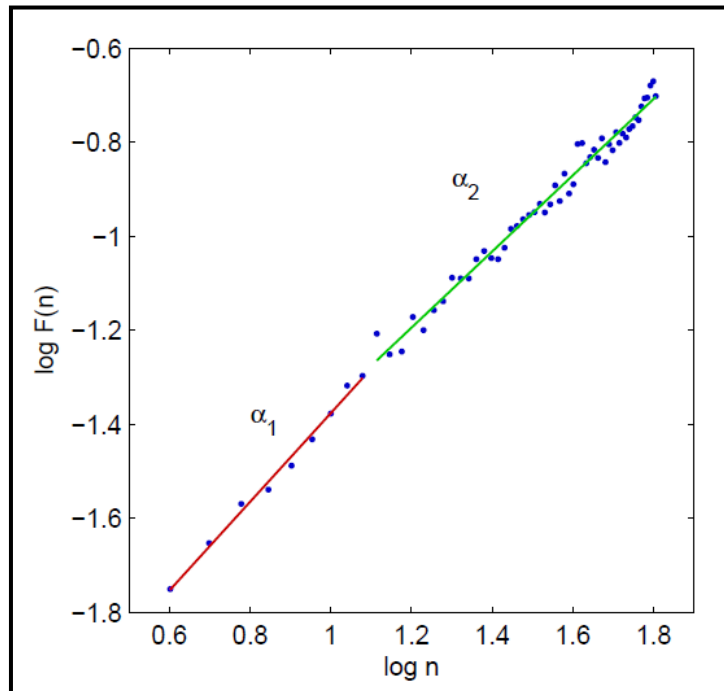


Figura 2.2.3. Análisis de fluctuaciones sin tendencias (Detrended Fluctuations Analysis) (tomado de Tarvainen y Niskanen, 2008)

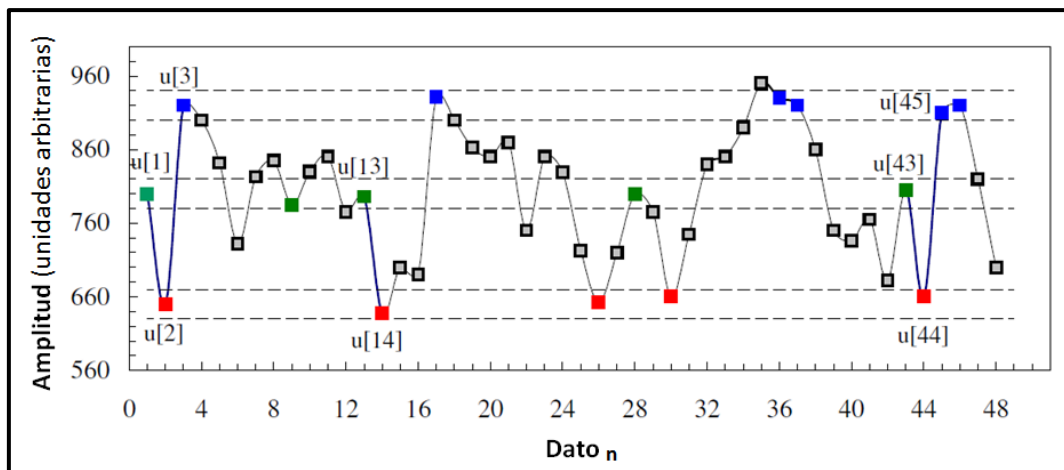


Figura 2.2.4. Representación esquemática del procedimiento para analizar la entropía muestral a partir de una serie temporal de datos simulada. En trazo discontinuo se representa el margen de tolerancia ( $r$ ) (traducido de A. L. Goldberger y cols., 2000)



### 2.2.2. Función ejecutiva

La función ejecutiva se evaluó midiendo su componente de inhibición. Para ello se utilizó el Test de Colores y Palabras de Stroop (Golden, 1994) (ver anexo 4). Esta prueba, que valora la habilidad de atención dividida y resistencia a la interferencia, se compone de tres partes:

- PRIMERA: Contiene nombres de colores (rojo, verde, azul) impresos en tinta negra.
- SEGUNDA: Está formada por filas de equis (XXX) impresas en rojo, verde y azul.
- TERCERA: Contiene nombres de colores (rojo, verde, azul) que se presentan impresos en un color distinto al que corresponde a la palabra escrita.

Siguiendo las instrucciones propuestas por Peña-Casanova, Gramunt y Gich (2004), las laminas se presentan siempre en el mismo orden. Se instruye al sujeto para que lea o nombre los elementos tan rápido como le sea posible. En la primera lamina se debe leer el nombre del color, en la segunda nombrar el color de impresión de las equis y en la tercera nombrar el color de impresión de los nombres de los colores, obviando el contenido verbal que nunca será congruente con el color de impresión. Se solicita a la persona evaluada que lea o nombre en voz alta las columnas de palabras (empezando por la primera de su izquierda) de arriba a abajo y cuando llegue a la última palabra comience a leer o nombrar la siguiente columna. Si comete un error, se le interrumpe y se le solicita de nuevo la ejecución del elemento en cuestión. No es necesario anotar los errores, ya que se penalizarán en un incremento del tiempo requerido para la ejecución. Las personas que utilizaban gafas para la corrección de problemas de hipermetropía realizaron el test con ellas.

Existen diferentes formas de administración de esta prueba, en función del número de laminas utilizadas, el uso de cuadrados, puntos o equis coloreadas, el número de colores empleados y la forma de puntuación. En este estudio se ha optado por la versión de Golden (Golden, 1978), en la que se registran el número de ítems correctos logrados en 45 segundos. De este modo, se obtienen tres puntuaciones principales: número de palabra leídas en la primera lámina (STR\_A), número de elementos realizados en la segunda lámina (STR\_B) y número de

elementos realizados en la tercera lámina (STR\_C). El resultado obtenido en el STR\_C se considera la medida de función ejecutiva como tal, mientras que los resultados del STR\_A y STR\_B se consideran evaluaciones de la habilidad lectora y la velocidad psicomotora respectivamente. Adicionalmente, se calcula una puntuación de interferencia (STR\_I) con el objetivo de controlar el posible efecto contaminante de esas dos capacidades (habilidad lectora y velocidad psicomotora). Este índice es la resultante de la diferencia entre la puntuación real y estimada en la tercera lamina:  $STR_I = STR_C - ((STR_A * STR_B)/(STR_A + STR_B))$ . Así, a mayor puntuación de STR\_I, menor susceptibilidad a la interferencia.

### **2.2.3. Fuerza muscular**



**Figura 2.2.5.** Test de Sentarse y Levantarse en una silla durante 30 s (CST).

La fuerza de miembros inferiores se evaluó con el test de sentarse y levantarse en una silla (CST), que forma parte de la batería Senior Fitness Test (Rikli y Jones, 2012). El participante comienza sentado en el medio de la silla sin reposabrazos, con la espalda recta -sin apoyarse en el respaldo-; los pies paralelos, apoyados completamente en el suelo y separados a la anchura de los hombros; y los brazos cruzados en el pecho. Desde esta posición y a la señal de “ya”, el participante debe levantarse completamente y volver a la posición inicial el mayor número de veces posible durante 30 segundos. Es importante realizar una demostración del ejercicio antes de realizar el test, primero lentamente para que el participante pueda observar la correcta ejecución del ejercicio; y después a mayor velocidad, para que así comprenda que el objetivo es hacerlo lo más rápido posible, pero sin dejar de extender totalmente las rodillas cuando pasa de la posición de sedestación a bipedestación.

Antes de comenzar el test, el participante realizaba el ejercicio uno o dos veces para asegurarnos que lo realizaba correctamente. La puntuación consistía en el número de veces que se levantaba y sentaba completamente durante los 30 s que duraba el test. Si en el momento de cumplirse el tiempo establecido el participante estaba en la posición de

bipedestación, se contabilizaba media repetición; mientras que si estaba en la transición de bipedestación a sedestación, se consideraba una repetición completa.



**Figura 2.2.6.** Test de prensión manual (GRIP)

Por otra parte, se evaluó la fuerza máxima isométrica de la musculatura flexora de los dedos de la mano, empleando un test de prensión (GRIP). Para ello se utilizó un dinamómetro de prensión manual adaptable Smedley (TTM; Tokio, Japón), que tiene una precisión de 0.1 Kg y ha sido utilizado en otros estudios anteriormente (p. ej. Oksuzyan y cols., 2010). Para cada participante, el dinamómetro se ajustaba de modo que la segunda falange del dedo corazón debía oponerse al instrumento de agarre en un ángulo de 90°. El sujeto era evaluado en bipedestación, con la cabeza erguida, mirando al

frente y con el antebrazo en extensión, sin rotarlo externa ni internamente. Durante la ejecución del test el sujeto no podía variar esta posición. A la voz de ¡ya!, el examinado debía flexionar los dedos de la mano con la máxima fuerza posible durante 5 segundos. Las instrucciones que se le daban al examinado en la posición inicial eran: “sostenga el dinamómetro con el brazo extendido a lo largo de su cuerpo, pero sin que llegue a tocarlo”; y en el desarrollo, “al escuchar la señal ¡ya!, cierre su mano tan fuerte como pueda durante 5 segundos, sin doblar el brazo ni acercarlo o separarlo del cuerpo”. Se realizaron dos intentos con cada mano y el orden seguido fue el siguiente: mano derecha - mano izquierda - mano derecha - mano izquierda. Después de cada intento el sujeto descansaba 1 minuto. Se conservó para el posterior análisis estadístico el mejor de los dos intentos realizados con la mano dominante.

## 2.2.4. Resistencia cardiovascular

La evaluación de la resistencia cardiovascular se realizó con el test de 6 min marcha (6MWT), que forma parte de la batería Senior Fitness Test (Rikli y Jones, 2012). Para ello se preparó un circuito rectangular de 20 metros de largo y 5 metros de ancho, con conos indicadores de tres tipos (naranjas en las esquinas; azules y verdes cada 5 y 2.5 metros respectivamente). Los

sujetos realizaron este test en un número máximo de 8 participantes por serie -saliendo un máximo de 2 personas desde cada uno de los 4 conos de color naranja- con el fin de facilitar que cada uno pudiese adoptar su propio ritmo, y que éste se viese lo menos alterado posible por el hecho de tener que adelantar o ser adelantado por otros compañeros. A la señal de ¡ya! los participantes comenzaban a caminar tan rápido como les era posible durante 6 minutos siguiendo el circuito marcado. A los 3 y a los 4 minutos del comienzo del test se les avisaba del tiempo que restaba para finalizar la prueba para ayudarles a que regulasen su ritmo. Cuando finalizaba el test, cada participante se quedaba parado hasta que su evaluador anotaba la distancia recorrida en la última vuelta tomando como referencia la marca (cono) más cercana. Dicha distancia se sumaba al número de vueltas completas realizadas para obtener la distancia total recorrida. Posteriormente se realizaba una propuesta de vuelta a la calma.



**Figura 2.2.7.** Test de 6 minutos marcha (6MWT)

## 2.2.5. Equilibrio y movilidad dinámica

La evaluación del equilibrio y movilidad dinámica de los participantes se llevó a cabo utilizando dos test: el Timed Up&Go test (TUGT) (Rikli y Jones, 2012), y la versión corta de la Escala de Equilibrio Avanzado de Fullerton (Hernandez y Rose, 2008; Rose, 2010).



**Figura 2.2.8.** Evaluación del Timed Up&Go test (TUGT)

El TUGT se considera un test de evaluación de la agilidad y el equilibrio dinámico (Rikli y Jones, 2012). Siguiendo las directrices establecidas en la batería Senior Fitness Test (2012), el participante comienza el test sentado en el medio de una silla sin reposabrazos, con el tronco ligeramente inclinado hacia adelante, las manos sobre los muslos y los pies apoyados completamente en el suelo, separados a la anchura de los hombros y uno de ellos ligeramente adelantado respecto al otro.

Desde esta posición y a la señal de “ya”, el participante se levanta y va caminando lo más rápido que le sea posible hasta rodear un cono situado a 2.44 metros (desde el borde anterior de la silla a la parte posterior del cono) y volver a sentarse. El tiempo comienza a contar desde el momento en que se da la voz de salida, aunque el participante no haya comenzado a moverse, y se detiene cuando ha apoyado completamente los dos glúteos sobre la silla. Se realizaban dos intentos, conservándose para el posterior análisis estadístico el mejor de ellos. Para la medición de los tiempos se utilizó una grabación de video de alta velocidad (210 Hz) realizada desde un plano lateral con una cámara de video modelo CASIO EX-FH100, que posteriormente fue analizada con el software Kinovea 0.8.7.

El test de equilibrio avanzado de Fullerton (FAB) (ver anexo 5) está indicado para adultos mayores que presentan independencia funcional. Se desarrolló como una alternativa a la Escala de Equilibrio de Berg, dada la tendencia de esta última a presentar un efecto techo cuando se administra a adultos mayores que no presentan problemas de movilidad severos (Rose, 2010) y ha demostrado una alta fiabilidad test-retest, inter- e intraevaluador (Rose,

Lucchese y Wiersma, 2006). Recientemente, se ha desarrollado una versión abreviada de esta escala que incluye los 4 ítems que han mostrado una mayor capacidad predictiva del riesgo de caídas (Hernandez y Rose, 2008) (ver figura 2.2.9).



**Figura 2.2.9.** Escala de Equilibrio Avanzado de Fullerton (versión reducida, Hernandez y Rose, 2008)

## 2.2.6. Estatura y composición corporal

La estatura de los participantes se midió con un tallímetro SECA 206 y se expresó con una precisión de 0.5 centímetros. El evaluado se colocaba de pie, descalzo, con la cabeza de forma que el plano de Frankfurt, que une el borde inferior de la órbita de los ojos y el superior del meato auditivo externo, fuese horizontal; con los pies juntos, rodillas extendidas y talones, glúteos y espalda en contacto con la pared donde estaba ubicado el tallímetro.



La valoración de la composición corporal se realizó mediante bioimpedancia, utilizando una báscula BC-601 (TANITA; Tokio, Japón). Este modelo de 8 electrodos utiliza un sistema tetrapolar de tarso-metatarso y carpo-metacarpo y una corriente de medición de 50 kHz y 100  $\mu$ A. Tiene una precisión de 0.1 kg en el peso corporal y 0.1 % en la estimación de la grasa corporal, y un rango de medida de 0 a 150 kg. Pietrobelli, Rubiano, St-Onge y Heymsfield (2004) validaron el uso de esta metodología (bioimpedancia de 8 electrodos y sistema tetrapolar) para la evaluación de la composición corporal enfrentándola con el sistema de referencia (absorciometría de rayos X de doble energía, DXA); y la báscula BC-601 así como su antecesora (BC-545), se han utilizado desde entonces en diferentes estudios (p.ej. Knechtle, Wirth, Knechtle y Rosemann, 2009; Maimoun y cols., 2013; Nair y cols., 2012).

**Figura 2.2.10.** Evaluación de la Composición Corporal

Se solicitó a los participantes que en las dos horas anteriores a la evaluación de composición corporal no tomaran ningún alimento. La medición se realizó con los sujetos descalzos, colocando cada pie sobre los pares de electrodos correspondientes y con los brazos extendidos y agarrando con cada mano los dos pares de electrodos situados a cada lado de la pantalla de visualización de la báscula. Asimismo, se vigiló que las piernas y los muslos no se tocasen entre sí y que los brazos no estuviesen en contacto con el torso, de acuerdo a las recomendaciones del fabricante. Se conservaron para su posterior análisis los siguientes datos de composición corporal: índice de masa corporal (IMC; peso/altura<sup>2</sup>), porcentaje de masa grasa (GC) y



porcentaje de masa muscular (MM). Además, en el caso de la GC, se clasificó a los participantes en obesos y no obesos utilizando como punto de corte  $\geq 25\%$  para hombres y  $\geq 35\%$  para mujeres (C. M. Phillips y cols., 2013). Esta variable se ha codificado para el análisis estadístico como GC\_OBES.

### **2.2.7. Tensión arterial**



La tensión arterial fue evaluada por personal sanitario especializado, utilizando para ello un esfigmomanómetro Minimus III (Riester, Jungingen, Alemania). Previamente la persona evaluada permaneció un mínimo de 5 minutos en reposo en posición de sedestación. Se midió la tensión arterial en ambos brazos y se conservó para su posterior análisis el promedio de ambas mediciones, tanto en el caso de la Tensión Arterial Sistólica (TAS) como para la Tensión Arterial Diastólica (TAD). Además del valor absoluto de TAS y TAD, se clasificó a los sujetos utilizando los siguientes puntos

**Figura 2.2.11.** Medición de la Tensión Arterial de corte (Perk y cols., 2012): HTA (TAS  $\geq 140$  mm Hg y/o TAD  $\geq 90$  mm Hg); Tensión Arterial Normal (TAS  $\geq 120$  mm Hg y/o TAD  $\geq 80$  mm); Tensión Arterial Óptima (TAS  $< 120$  mm Hg y TAD  $< 80$  mm Hg). Esta variable se ha codificado para el análisis estadístico como TAS\_TAD. Complementariamente, se calculó también el producto de la FC basal por la TAS (FC\*TAS/100) (Rate Pressure Product, RPP), como medida de la carga de trabajo cardiaco y estimación indirecta del consumo de oxígeno miocárdico (Gobel y cols., 1978; cit. por Mathewson y cols., 2011).

### **2.2.8. Autopercepción del estado de salud**

La evaluación de la calidad de vida en relación a la salud se realizó mediante el cuestionario SF-12 versión 2 en su opción “semanal” (Resnick y Nahm, 2001; Ware, Kosinski, Turner-Bowker y Gandek, 2002) (ver anexo 6). El SF-12 es una versión reducida del SF-36 formada por 12 ítems



del cuestionario original seleccionados mediante regresión múltiple (se eligieron uno o dos ítems de cada una de las dimensiones del SF-36). El SF-12 se diseñó con el objetivo de reducir el tiempo de administración manteniendo las 2 medidas sumario del cuestionario original: subcomponente mental y físico (Vilagut y cols., 2008). Los ítems del cuestionario SF-12 explican más del 90% de la varianza de estos índices sumario del SF-36, tanto en la versión original (Ware, Kosinski y Keller, 1996) como en su traducción al español (Vilagut y cols., 2008).

Este cuestionario utiliza respuestas de escala tipo Likert que evalúan intensidad o frecuencia, y que presentan entre 2 y 6 opciones en función del ítem. Aunque este cuestionario permite la opción de auto-administración, en este estudio se optó por la administración mediante entrevistador en entrevista personal. Posteriormente, utilizando una hoja de cálculo Excel 2007 implementada a tal efecto, se calcularon las puntuaciones correspondientes a las 8 subescalas originales del SF-36: función física (2 ítems), función social (1 ítem), rol físico (2 ítems), rol emocional (2 ítems), salud mental (2 ítems), vitalidad (1 ítem), dolor corporal (1 ítem) y salud general (1 ítem), siguiendo la misma codificación y criterios de corrección propuestos para el cuestionario original (Vilagut y cols., 2005):

- i. Homogeneización de la dirección de las respuestas mediante la recodificación de los 4 ítems que lo requieren, con el fin de que todos sigan el gradiente de «a mayor puntuación, mejor estado de salud».
- ii. Cálculo del sumatorio de los ítems que componen cada subescala (puntuación sin transformar de cada dimensión).
- iii. Transformación lineal de las puntuaciones absolutas para obtener puntuaciones en una escala entre 0 y 100 (puntuaciones transformadas de de cada dimensión).

De este modo, se obtuvieron las puntuaciones transformadas que pueden oscilar entre 0 (peor salud) y 100 (mejor salud). A partir de esas 8 puntuaciones, se calculó una puntuación total (SF12-GLOB) -promedio de las 8 dimensiones-, una puntuación del subcomponente físico (SF12-FIS) -promedio de las subescalas función física, rol físico, vitalidad, dolor corporal y salud general- y una puntuación del subcomponente mental (SF12-MEN) -promedio de las subescalas vitalidad, salud general, función social, rol emocional y salud mental.

## 2.3. TEMPORIZACIÓN DEL ESTUDIO

Se utilizó un diseño de medidas repetidas con dos momentos de muestreo o estudio, con la intención de comprobar si los resultados de la intervención (programa de Entrenamiento Funcional) arrojaban diferencias estadísticamente significativas frente a los dos grupos control ya citados anteriormente (GC-GIM y GC-MEM) (ver diagrama de flujo en figura 2.3.2). Los test de evaluación inicial comenzaron el 8 de octubre de 2012 y finalizaron el día 30 de ese mismo mes; mientras que los test finales se iniciaron el 21 de mayo y finalizaron el 11 de junio de 2013. En la figura 2.3.1 se muestra el cronograma correspondiente.

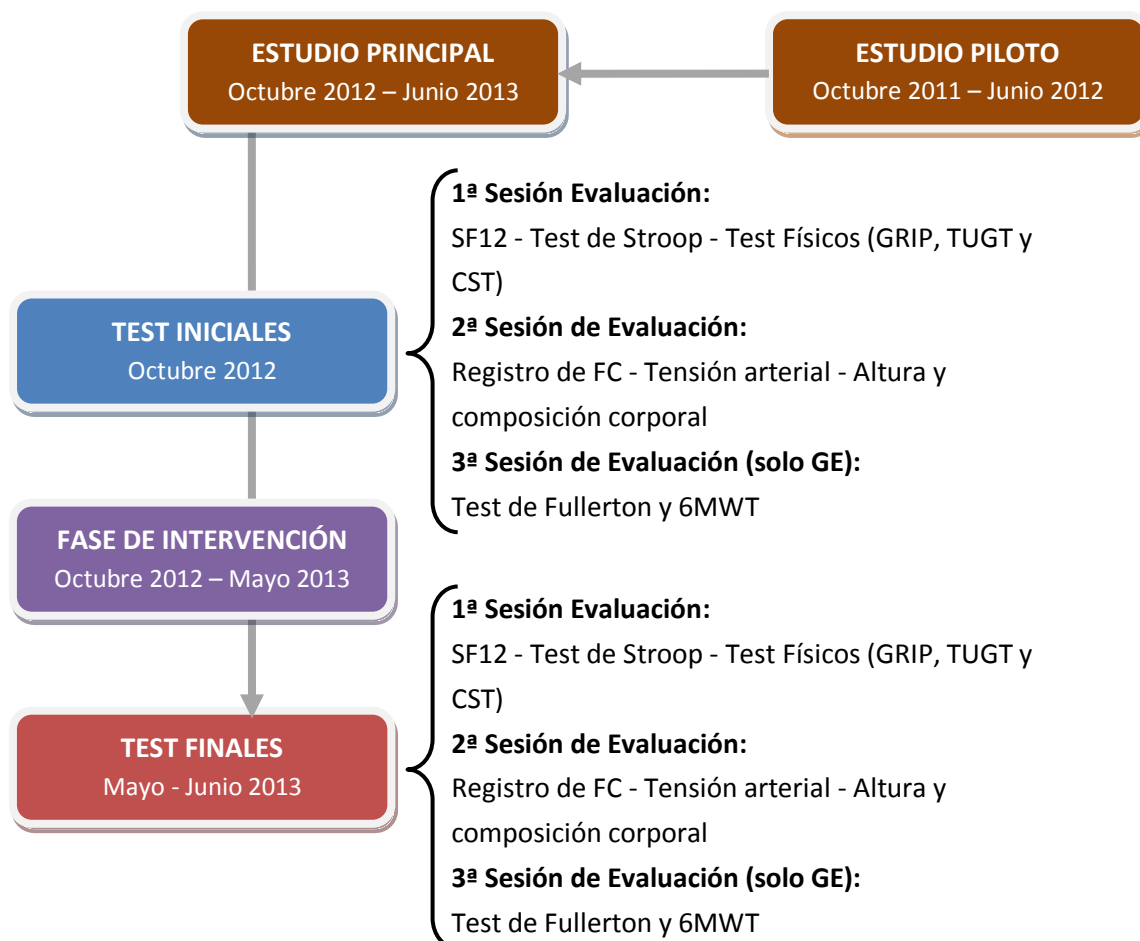


Figura 2.3.1. Temporización del estudio principal (curso 2012 – 2013)

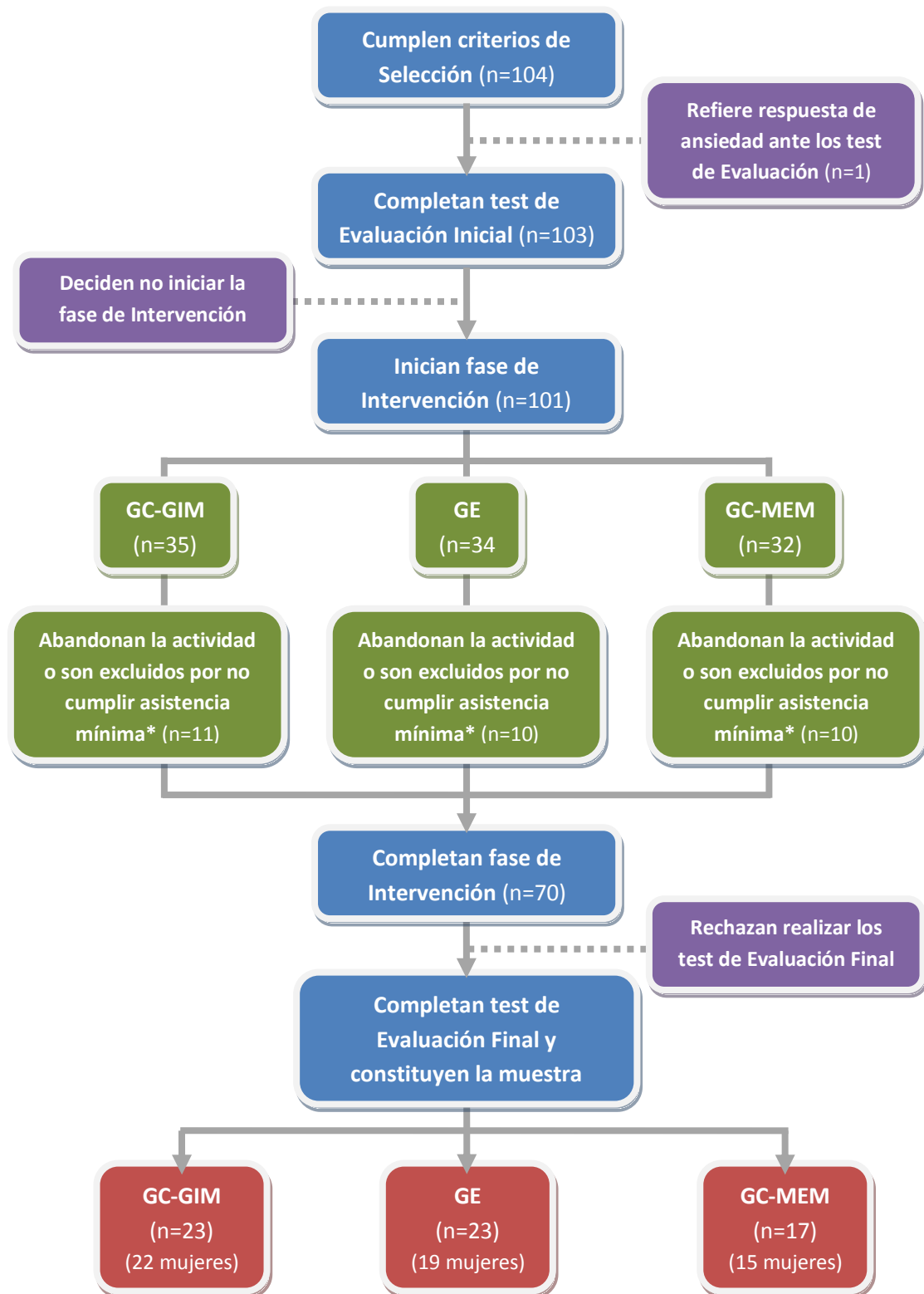


Figura 2.3.2. Diagrama de flujo del estudio principal (curso 2012 – 2013). \* La asistencia mínima se estableció en un porcentaje igual o mayor al 70%.

## 2.4. DESCRIPCIÓN DE LA INTERVENCIÓN

El GE siguió un programa de Entrenamiento Funcional, orientado al incremento de la habilidad motriz -con especial énfasis en el patrón de la marcha-, la mejora neuromuscular (integrando equilibrio y fuerza) y el aumento de la capacidad cardiovascular; intentando, además, que las propuestas motrices tuviesen una exigencia cognitiva alta. Esta propuesta se ha basado en las directrices de Blasco-Lafarga y cols. (2013a; 2013b), el programa FallProof desarrollado por Rose (2010) y las indicaciones en relación a la plasticidad cerebral en el adulto mayor de Lovden, Backman, Lindenberger, Schaefer y Schmiedek (2010). La intervención tuvo una duración total de 30 semanas, con una frecuencia semanal de 2 sesiones de 60 minutos de duración cada una, que se realizaban en martes y jueves. En la **tabla 2.4.1** se sintetiza la distribución temporal de objetivos y contenidos, y su evolución a lo largo de las tres fases en las que se dividió la intervención:

- **Fase de Familiarización:** desde el 23 de octubre de 2012 hasta el 3 de enero de 2013 (11 semanas).
- **Fase Neuromuscular:** desde el 8 de enero hasta 14 de marzo (10 semanas).
- **Fase Cardiovascular:** desde el 19 de marzo al 16 de mayo (9 semanas).



Figura 2.4.1. Programa GiEFAM 2012 - 2013

**Tabla 2.4.1.** Distribución temporal de objetivos y contenidos del Programa de Entrenamiento Funcional llevado a cabo con el GE

	<b>FASE DE FAMILIARIZACIÓN</b>	<b>FASE NEUROMUSCULAR</b>	<b>FASE CARDIOVASCULAR</b>
<b>OBJETIVOS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mejora de la propiocepción</li> <li>- Iniciación a las propuestas cardiovasculares</li> <li>- Iniciación a las propuestas neuromusculares</li> <li>- Introducción progresiva de retos cognitivos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Incremento de la intensidad en las propuestas cardiovasculares</li> <li>- Máximo protagonismo de las propuestas neuromusculares</li> <li>- Introducción progresiva de retos cognitivos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mantenimiento de los niveles de fuerza</li> <li>- Máximo protagonismo de las propuestas cardiovasculares</li> <li>- Integración del componente cognitivo en las propuestas condicionales</li> </ul>
<b>DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL CONTENIDOS</b>	Habilidad motriz: 25% Bloque cardiovascular: 15% Bloque neuromuscular: 60%	Habilidad motriz: 15% Bloque cardiovascular: 35% Bloque neuromuscular: 50%	Habilidad motriz: 15% Bloque cardiovascular: 50% Bloque neuromuscular: 35%
<b>PROPUESTAS DE HABILIDAD MOTRIZ</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios de mejora del patrón de la marcha</li> <li>- Ejercicios de habilidad óculo-manual con fitball</li> <li>- Ejercicios de coordinación intersegmentaria con balones de foam</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios de mejora del patrón de la marcha</li> <li>- Ejercicios de secuencias rítmicas</li> <li>- Ejercicios de respuesta a estímulos auditivos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios de mejora del patrón de la marcha</li> <li>- Ejercicios de secuencias rítmicas</li> <li>- Ejercicios de respuesta a estímulos auditivos</li> </ul>
<b>PROPUESTAS CARDIOVASCULARES</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios con consignas de desplazamiento</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios con consignas de desplazamiento</li> <li>- Entrenamientos fraccionados de alta intensidad</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios con consignas de desplazamiento</li> <li>- Entrenamientos fraccionados de alta intensidad</li> </ul>
<b>PROPUESTAS NEUROMUSCULARES</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios por parejas con tensores elásticos</li> <li>- Ejercicios individuales con mancuernas en sedestación sobre fitball</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios por parejas con tensores elásticos</li> <li>- Ejercicios individuales con mancuernas en sedestación sobre fitball</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ejercicios por parejas con tensores elásticos</li> <li>- Ejercicios individuales con mancuernas en sedestación sobre fitball</li> </ul>

En el bloque de Habilidad Motriz, se utilizaron ejercicios para la mejora del patrón de la marcha, ejercicios de habilidad óculo-manual con fitball, ejercicios de coordinación intersegmentaria con balones de foam, ejercicios de secuencias rítmicas con picas y steps y ejercicios de respuesta a estímulos auditivos. Los ejercicios de coordinación óculo-manual con fitball y coordinación intersegmentaria con balones de foam, además de incidir sobre la habilidad motriz, se emplearon en la fase de familiarización con el objetivo de favorecer la interacción social y enfatizar el componente lúdico y recreativo, dado que ambos se encuentran entre los factores que promueven en mayor medida la adherencia a un programa de entrenamiento para adultos mayores (Garmendia y cols., 2013).



**Figura 2.4.2.** Ejercicios de habilidad motriz con fitball y balones de foam (panel superior) y secuencia rítmica con picas (panel inferior).

Por otra parte, los ejercicios de secuencias rítmicas con picas y steps, que introdujimos en la segunda fase del programa, nos permitió integrar los ejercicios para la mejora del patrón de la marcha en un contexto con mayores exigencias cardiovasculares y especialmente cognitivas

(coordinación intersegmentaria, disociación entre miembro superior e inferior, cambios de orientación, trayectorias diagonales, transferencias de peso,...) (Blasco-Lafarga, Gil, y cols., 2013). A pesar de que en otros contextos suele utilizarse la música para regular el ritmo de ejecución, dada la gran heterogeneidad perceptiva y motriz de nuestros participantes se decidió prescindir de este elemento para facilitar la asimilación de la base conceptual de cada secuencia de movimientos que se proponía. Por último, se muestra un ejemplo de progresión para la mejora del patrón de la marcha, contenido que se desarrolla a lo largo de todo el programa de Entrenamiento Funcional.



Figura 2.4.3. Ejemplo de progresión para la mejora del Patrón de la Marcha



En el bloque de propuestas de componente Cardiovascular, se utilizaron ejercicios de consignas con desplazamientos y entrenamientos fraccionados de alta intensidad. En relación a esta última propuesta, es importante resaltar que dichos esfuerzos se realizaron siempre andando pero se solicitaba a los participantes que los hicieran a la mayor velocidad posible. En la **tabla 2.4.2** se muestra la progresión llevada a cabo en los parámetros condicionales de la carga (tensión muscular, repeticiones, velocidad de ejecución y volumen) para los entrenamientos fraccionados de alta intensidad.

**Tabla 2.4.2.** Evolución de los parámetros de carga en el entrenamiento Fraccionado de Alta Intensidad durante las 2 últimas fases del programa de Entrenamiento Funcional.

	<b>FASE NEUROMUSCULAR</b>	<b>FASE CARDIOVASCULAR</b>
<b>Tiempo de esfuerzo</b>	30 s – 1 min	30 s – 2 min
<b>Ratio esfuerzo:recuperación</b>	1:2 – 1:1	1:1 – 4:1
<b>Tipo de recuperación</b>	Siempre activa	
<b>Volumen total (min)</b>	10 – 15 min	15 – 20 min



**Figura 2.4.4.** Propuestas de ejercicios con predominio del componente cardiovascular

Dentro del trabajo de componente neuromuscular se utilizaron principalmente tres materiales de entrenamiento: fitballs, mancuernas y tensores elásticos. Así, por un lado, se construyeron propuestas basadas en la realización de ejercicios por parejas con tensores elásticos; y por otra parte, se diseñaron tareas individuales con mancuernas sentados en el fitball. En la **tabla 2.4.3** se sintetiza, para ambas propuestas, la progresión llevada a cabo en los parámetros condicionales de la carga (tensión muscular, repeticiones, velocidad de ejecución y volumen) a lo largo del programa de entrenamiento.

**Tabla 2.4.3.** Evolución de los parámetros de carga en las propuestas de carácter neuromuscular durante las tres fases del programa de Entrenamiento Funcional

	FASE DE FAMILIARIZACIÓN		FASE NEUROMUSCULAR		FASE CARDIOVASCULAR	
	Fitball & Manc.	Tensores elásticos	Fitball & Manc.	Tensores elásticos	Fitball & Manc.	Tensores elásticos
<b>Tensión muscular</b>	0.5-1 Kg	- Intens. débil - Separac. 4-5 m	1-2 Kg	- Intens. moderada - Separac. 5-6 m	1-2 Kg	- Intens. moderada - Separac. 5-6 m
<b>Repeticiones</b>	12 - 15		8 - 10		8 - 10	
<b>Recuperación</b>	Incompleta		Incompleta		Incompleta	
<b>Velocidad de ejecución</b>	2:2	1:1 2:2	2:2	1:1 2:2	2:2	1:1 2:2
<b>Volumen (series)</b>	1-2	1-2	3-4	3-4	2-3	2-3

Paralelamente a estos parámetros de carácter condicional, se realizó igualmente una progresión en los requerimientos de estabilización y coordinación, tanto en las propuestas de fitball y mancuernas como en los ejercicios con tensores elásticos. En el caso de los primeros, se atendió a los siguientes criterios (**figura 2.4.4**):

1. Grado de estabilidad/inestabilidad
2. Demanda coordinativa y cognitiva

Mientras que en los ejercicios con los tensores elásticos, se llevó a cabo una progresión en los requerimientos de estabilización y coordinación de acuerdo a los siguientes parámetros (figuras 2.4.5 y 2.4.6):

1. Tipo de ejecución
2. Base de sustentación (estabilidad)
3. Coordinaciones intersegmentarias

La progresión en las cargas de entrenamiento en estas propuestas se entiende, por tanto, desde una doble vertiente. Por una lado, desde una óptica condicional, se consideran las variables clásicas de tensión muscular, número de repeticiones, recuperación entre series, número de series y velocidad de ejecución. Y por otro lado, desde un punto de vista de los requerimientos coordinativos y de estabilización, la progresión en las cargas de entrenamiento viene dada por parámetros como la base de sustentación o la inclusión de coordinaciones intersegmentarias.



Figura 2.4.5. Criterios de progresión utilizados en los ejercicios con mancuernas en sedestación sobre fitball



Figura 2.4.6. Criterios de progresión utilizados en los ejercicios poliarticulares con tensores elásticos



Figura 2.4.7. Criterios de progresión utilizados en los ejercicios monoarticulares con tensores elásticos

A continuación se muestra un ejemplo de progresión para los ejercicios con tensores elásticos y para los ejercicios con mancuernas en sedestación sobre fitball.

Ejecución aislada (1 goma) no resistida  
Apoyo paralelo amplio

Ejecución aislada (1 goma) **resistida**  
Apoyo paralelo amplio

Ejecución **alterna** (2 gomas) no resistida  
**Apoyo en tándem**

Ejecución alterna (2 gomas) no resistida  
**Elevación rodilla contralateral**

Ejecución alterna (2 gomas) no resistida  
**Diferente tarea para cada lado**  
(izquierdo paso atrás – derecho levanta rodilla)

Figura 2.4.8. Ejemplo de progresión para el ejercicio de tracción dorsal con tensor elástico

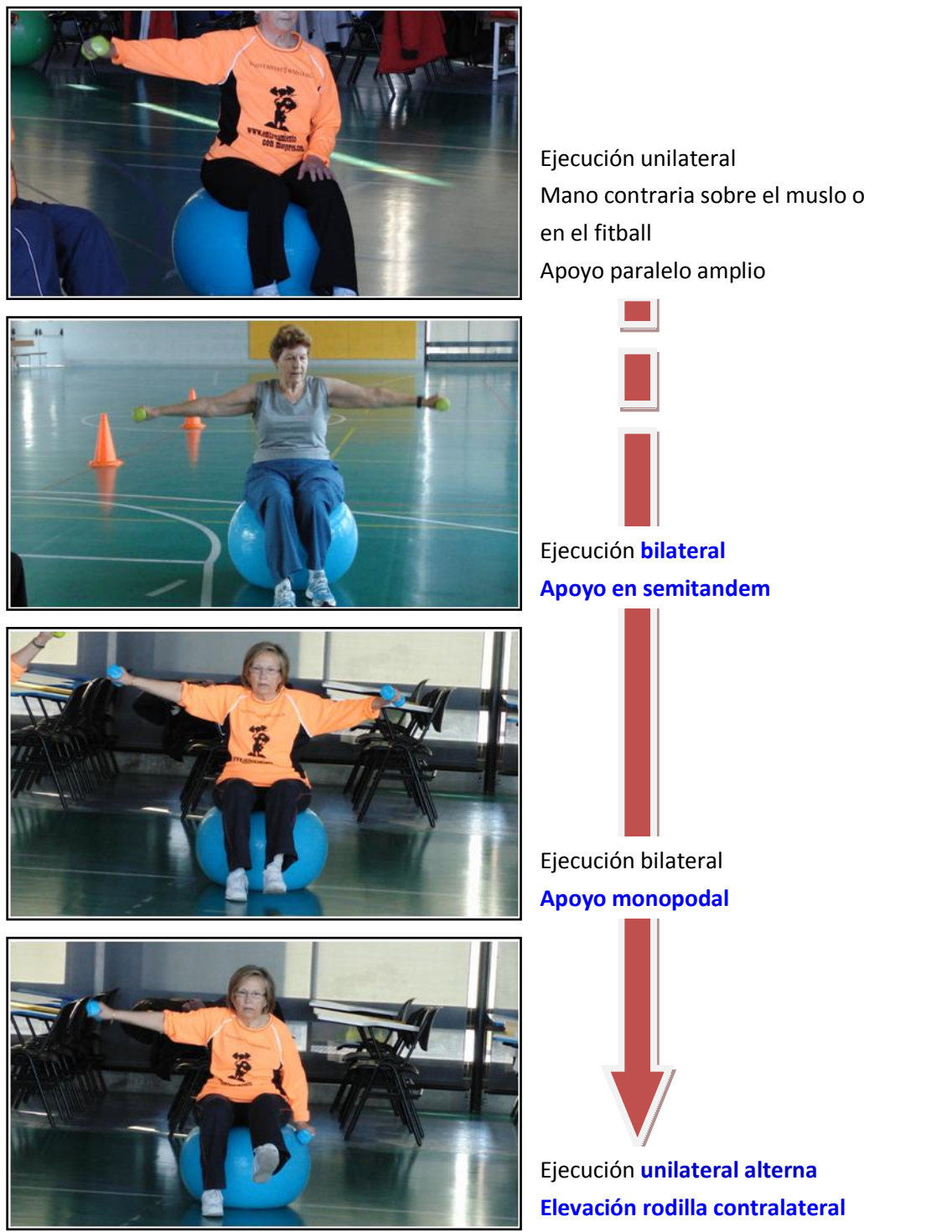


Figura 2.4.9. Ejemplo de progresión para el ejercicio de elevación lateral con mancuernas en sedestación sobre fitball

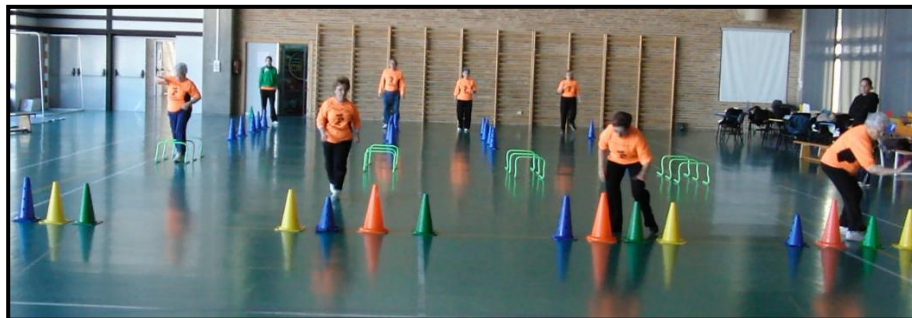
Dentro de los tres bloques en los que se estructuraban las sesiones (Habilidad Motriz, Cardiovascular y Neuromuscular) se intentó que los ejercicios implicaran una demanda cognitiva alta (especialmente en lo relacionado con la función ejecutiva), de modo que se siguió a lo largo de las 30 semanas de intervención una progresión no solamente en el componente condicional, sino también en el componente cognitivo. Así, las principales estrategias que utilizamos para incrementar la demanda cognitiva en nuestras propuestas de ejercicios fueron las siguientes (Martinez-Navarro, 2013):

- Propuestas basadas en **juegos de consignas y secuencias de movimientos** para estimular la memoria a corto plazo u operativa.
- Propuestas basadas en la **metodología del paradigma de la doble tarea**, tales como ejercicios en los que se realizaban simultáneamente movimientos con dos o más segmentos corporales (doble tarea motriz) o ejercicios en los que se simultaneaban tareas motrices y cognitivas. En las propuestas de doble tarea motriz, el incremento de la dificultad venía dado por la realización de dichas tareas en iguales o diferentes ejes y planos de movimiento; mientras que en las propuestas que simultaneaban una tarea cognitiva y otra motriz, el aumento de la dificultad dependía del componente cognitivo.
- Propuestas basadas en el **refuerzo de la capacidad inhibitoria**. Dentro de este bloque realizamos ejercicios de consignas en los que se alternaban estímulos rítmicos (respuesta prepotente) y aleatorios, con la ayuda de un metrónomo. Además, este tipo de ejercicios trataban de incidir sobre la mejora del tiempo de reacción así como sobre la iniciación, detención y modificación del patrón de la marcha en una situación de doble tarea, de acuerdo a lo descrito por Uemura y cols. (2012). De este modo reforzábamos las propuestas que hemos explicado en el punto anterior.



**Figura 2.4.10.** Ejercicio para el refuerzo de la función inhibitoria. Modificar sentido de la marcha (hacia adelante/hacia atrás) en respuesta a un estímulo auditivo, que tiene una frecuencia “de base” de 0.5 Hz sobre la que intercalamos pitidos aleatorios.

- Propuestas basadas en la **creación de entornos de juego que estimulan la capacidad de percepción visoespacial** (superación de obstáculos, recorridos de conos en zig-zag, etc.)



**Figura 2.4.11.** Entorno de juego con un recorrido en zig-zag entre conos, superación de obstaculines y tarea de memoria operativa con conos de colores



## 2.5. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO

Los datos fueron recogidos inicialmente en una hoja de cálculo Excel 2007 y posteriormente, una vez se hubieron depurado las variables sobre las que se iban a realizar los análisis, exportados a una base de datos creada con el software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS versión 15.0, SPSS Inc., Chicago, USA). Las variables dependientes e independientes, así como las covariables o variables de control, contempladas en el presente estudio se recogen en la **tabla 2.5.1**.

**Tabla 2.5.1.** Variables utilizadas en el análisis estadístico

<b>Variables independientes</b>	
<b>Intra-grupo:</b> Envejecimiento (2 niveles: pre-intervención y post-intervención)	
<b>Inter-grupo:</b> Actividad (3 niveles: GE, GC-GIM, GC-MEM)	
<b>Variables dependientes</b>	
<b>Frecuencia cardiaca</b>	Duración media de los intervalos RR (RRi)
<b>Índices lineales de Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca</b>	Desviación estándar de los intervalos RR (SDNN) Raíz media cuadrática de las diferencias entre intervalos RR adyacentes (RMSSD) Potencia espectral en la banda de baja frecuencia (LF) Potencia espectral en la banda de alta frecuencia (HF) Ratio entre la baja y la alta frecuencia (LF/HF)
<b>Índices no-lineales de dinámica del ritmo cardiaco</b>	Ratio entre los índices $SD_1$ y $SD_2$ del diagrama de Poincaré ( $SD1/SD2$ ) Entropía muestral (SaEn) Exponente de correlación fractal de corta duración ( $\alpha_1$ ) Distancia al valor óptimo de $\alpha_1=1$ ( $\alpha_{1SCORE}$ )
<b>Función ejecutiva</b>	Resultado en la parte A del test de Stroop (STR-A) Resultado en la parte B del test de Stroop (STR-B) Resultado en la parte C del test de Stroop (STR-C) Puntuación de interferencia del test de Stroop (STR-I)



<b>Capacidad condicional</b>	Tiempo empleado en el Timed up&go test (TUGT) Número de repeticiones en el test de sentarse y levantarse en una silla durante 30 s (CST) Fuerza máxima isométrica en el test de presión manual (GRIP) Distancia recorrida en el test de 6 minutos marcha (6MWT) Puntuación en la escala de equilibrio avanzando de Fullerton (FAB)
<b>Variables complementarias</b>	Tensión arterial sistólica (TAS) Tensión arterial diastólica (TAD) Valoración normativa de la tensión arterial (TAS_TAD) Carga de trabajo cardiaco (RPP) Índice de masa corporal (IMC) Porcentaje de grasa corporal (GC) Valoración normativa del porcentaje de grasa corporal (GC_OBES) Porcentaje de masa muscular (MM) Puntuación global del cuestionario SF-12 (SF12-GLOB) Puntuación del subcomponente físico del SF-12 (SF12-FIS) Puntuación del subcomponente mental del SF-12 (SF12-MEN)
<b>Covariables o variables de control</b>	
<b>Género</b>	
<b>Edad</b>	

La distribución de las variables se ha examinado utilizando la prueba de normalidad de Shaphiro-Wilk. Las variables SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF y SD1/SD2 han sido transformadas logarítmicamente para cumplir con los criterios de normalidad y permitir el posterior análisis de los datos mediante técnicas paramétricas. Dichas variables serán referidas en el texto a partir de ahora como lnSDNN, lnRMSSD, lnLF, lnHF, lnHF/LF y lnSD1/SD2. Seguidamente, se ha realizado un segundo análisis *a priori* para comprobar que no existiese una diferencia significativa de edad entre los grupos, utilizando para ello un análisis de varianza (ANOVA) de un único factor (actividad). Dicho análisis ha mostrado que no existían diferencias significativas inter-grupos para esta variable.

Posteriormente, se ha realizado un análisis de covarianza múltiple (MANCOVA) de un único factor (actividad), controlando el efecto de la variable género e introduciendo todas las

variables dependientes -excepto los índices de VFC y las variables categóricas TAS\_TAD y GC\_OBES-, con el objetivo de caracterizar la muestra y controlar posibles sesgos de partida. Para el análisis de los índices de VFC se ha utilizado este mismo procedimiento, pero se ha controlado además el posible efecto contaminante de RRI, dado que en estudios previos se ha descrito una importante dependencia de la FC sobre los índices lineales y no-lineales de VFC en condiciones de reposo (Platasa y Gal, 2006).

En segundo lugar, se ha realizado un análisis de varianza múltiple de dos factores (MANCOVA), uno de ellos inter-sujeto (actividad) y otro intra-sujeto (envejecimiento), controlando el efecto de la variable género e introduciendo todas las variables dependientes -excepto los índices de VFC y las variables categóricas TAS\_TAD y GC\_OBES-, con el propósito de analizar el efecto del envejecimiento en función de la actividad desarrollada. En este caso, para los índices de VFC, se controló el posible efecto contaminante de la diferencia pre-post en RRI ( $\Delta$  RRI), puesto que Plews, Laursen, Stanley, Kilding y Buchheit (2013) han sugerido recientemente que debe controlarse el efecto de los incrementos/disminuciones de la FC si queremos analizar el efecto de un programa de entrenamiento sobre la VFC; mientras que en el caso de las variables categóricas TAS\_TAD y GC\_OBES se ha utilizado una prueba de signos considerando cada uno de los 3 grupos evaluados (GE, GC-GIM, GC-MEM) por separado. Finalmente, el efecto del factor intra-sujeto envejecimiento sobre las variables 6MWT y FAB, que únicamente pudieron ser evaluadas en el GE, se ha analizado empleando una Prueba T de Student para muestras relacionadas. En todos los MANCOVAs la homogeneidad de la varianza se ha contrastado utilizando el estadístico *F* de Levene, y en los casos en que las pruebas de contraste han resultado significativas se ha procedido al análisis de las medidas marginales, realizando una comparación por pares con un ajuste de Bonferroni.

Por otra parte, en concordancia con otros estudios en este ámbito (p.ej. Liu-Ambrose, Nagamatsu, y cols., 2010; Williamson y cols., 2009), se han explorado posibles relaciones entre sí de los resultados post-intervención para las diferentes variables que en el análisis de varianza hubiesen mostrado un cambio significativo entre los dos momentos de muestreo. Para ello se han llevado a cabo correlaciones bivariadas de Pearson; excepto en el caso de los pares de datos que incluían índices de VFC, en los que se ha empleado una correlación parcial

controlando el efecto de  $\Delta$  R<sub>Ri</sub>. Previamente, los valores obtenidos en la condición post-intervención se han expresado en relación porcentual a los valores registrados en la condición pre-intervención, que se han tomado como referencia del 100% de cada individuo. Este procedimiento se ha utilizado para la totalidad de las variables excepto para los índices  $\alpha_{1SCORE}$  y STR-I. El valor relativo de  $\alpha_{1SCORE}$  se ha calculado restando al resultado post-intervención el resultado pre-intervención, de modo que valores inferiores a 0 serían indicativos de una reducción en la distancia al valor considerado óptimo para  $\alpha_1$  y viceversa. Mientras que el valor relativo de STR-I se ha obtenido hallando la distancia entre el resultado logrado en los dos momentos de muestreo y adicionándole signo negativo a esa distancia en caso de que el valor pre-intervención fuese mayor que el post-intervención; por tanto, valores superiores a 0 serían indicativos de una menor susceptibilidad a la interferencia tras la intervención y viceversa.

Finalmente, se ha llevado a cabo una correlación parcial (controlando el efecto de los factores edad y género, de la variable inter-sujeto actividad y de R<sub>Ri</sub> para los índices de VFC) entre los valores de las variables dependientes principales (VFC, función ejecutiva y capacidad funcional) antes de la intervención y los valores de todas las variables dependientes después de la intervención expresados en forma relativa. Este procedimiento se ha utilizado en diferentes estudios para analizar la posible relación entre la situación de partida de los participantes y el efecto que ha tenido sobre los mismos un determinado programa de entrenamiento (p.ej. Kattenstroth y cols., 2013; Solberg y cols., 2013; Wanderley y cols., 2013).

La magnitud de las correlaciones ( $r$ ) se valoró de la siguiente manera:  $r < 0.3$  se consideraron débiles,  $r > 0.3$  se consideraron moderadas y  $r > 0.5$  fuertes. Por otra parte, el tamaño del efecto para los contrastes univariados se valoró mediante el estadístico Eta parcial al cuadrado ( $\eta^2$  parcial), mientras que en las comparaciones por pares se utilizó la  $d$  de Cohen (1988). Se consideró una diferencia leve cuando  $d \leq 0.5$ , moderada cuando  $0.5 < d < 0.8$  y grande cuando  $d > 0.8$ . Se ha considerado estadísticamente significativo un valor de  $p < 0.05$ ; no obstante, se han considerado igualmente las tendencias a la significación ( $p < 0.1$ ) (Rosner, 2010). Los datos se presentan como medias y desviaciones estándar ( $\pm DE$ ).

# **CAPÍTULO 3.**

## **RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

---



Dentro de este tercer capítulo, se expondrán en primer lugar los resultados obtenidos y a continuación se procederá a la discusión de los mismos. Dado que uno de los objetivos principales de este trabajo era analizar las posibles relaciones entre variables, se ha optado por esta estructura secuencial que nos permite una visión de conjunto y de mayor complejidad en la discusión de los resultados alcanzados.

## **3.1. CARACTERIZACIÓN DE LA MUESTRA**

En este primer apartado se describen las características de la muestra antes de la intervención, con el objetivo de conocer por un lado su tipología (edad y distribución por género); e identificar por otro lado posibles diferencias de partida entre los grupos (GE, GC-GIM, GC-MEM), que debemos considerar posteriormente cuando analicemos el efecto de nuestra intervención sobre las variables dependientes. Las **tablas 3.1** recogen los descriptivos media y desviación estándar para cada variable en función del factor ACTIVIDAD. Además, dichas tablas incluyen los resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos, que permiten identificar la existencia o no de diferencias significativas entre grupos; y en su caso la posterior comparación por pares para determinar la dirección de dichas diferencias.

La **tabla 3.1.1** nos indica que tanto el grupo experimental como los dos grupos control están formados mayoritariamente por mujeres y que no existe una diferencia significativa de edad entre los grupos. La amplia diferencia en la distribución por género refleja la mayor predisposición de las mujeres a participar en actividades dirigidas ofertadas en centros sociales, como es el caso del CEAM El Cabañal; frente al rechazo que habitualmente muestran los hombres a tomar parte en este tipo de programas. De hecho, el Informe 2010 sobre las personas mayores en España (IMSERSO, 2012) indica que un 16.3% de las mujeres mayores de 65 años frente a solo un 11% de los hombres muestra interés por actividades como el Yoga, el Tai-Chi o la gimnasia.

	<b>GE</b> n=23 (83% mujeres)	<b>GC-GIM</b> n=23 (96% mujeres)	<b>GC-MEM</b> n=17 (88% mujeres)	<b>p</b>
<b>Edad (años)</b>	71.73 ± 5.08	72.36 ± 6.02	75.45 ± 6.07	0.11

**Tabla 3.1.1.** Descriptivos media y desviación estándar y resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos para la variable Edad.

La prueba de efectos inter-sujetos tampoco ha mostrado diferencias significativas para ninguna de las variables empleadas para evaluar la VFC (**tabla 3.1.2**); sin embargo, si ha arrojado diferencias significativas en la parte B del test de Stroop [ $F(2,56)=12.36$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.31], en la que el GE presenta mejores valores que el GC-GIM ( $p<0.05$ ;  $d=1.21$ ) y el GC-MEM ( $p<0.05$ ;  $d=1.16$ ). En las partes A y C del test y en la puntuación de interferencia no se han hallado diferencias significativas (**tabla 3.1.3**).

**Tabla 3.1.2.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos (controlando el efecto de las variables género y RRi) para los índices de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.

	<b>GE</b>	<b>GC-GIM</b>	<b>GC-MEM</b>	<b>p</b>
<b>RRi (ms)</b>	927.57 ± 125.59	852.80 ± 120.55	941.22 ± 166.22	0.90
<b>lnSDNN (ms)</b>	2.97 ± 0.63	2.72 ± 0.45	2.94 ± 0.46	0.95
<b>lnRMSSD (ms)</b>	2.88 ± 0.87	2.64 ± 0.62	3.04 ± 0.46	0.75
<b>lnLF (ms<sup>2</sup>)</b>	5.14 ± 1.12	4.65 ± 1.03	4.77 ± 1.39	0.86
<b>lnHF (ms<sup>2</sup>)</b>	4.55 ± 1.84	4.24 ± 1.29	4.68 ± 0.83	0.37
<b>lnLFHF</b>	0.59 ± 1.48	0.41 ± 0.81	0.09 ± 0.92	0.56
<b>lnSD1/SD2</b>	-0.62 ± 0.44	-0.62 ± 0.38	-0.36 ± 0.35	0.80
<b>SaEn</b>	1.68 ± 0.22	1.67 ± 0.24	1.82 ± 0.18	0.46
<b><math>\alpha_1</math></b>	1.08 ± 0.36	1.10 ± 0.32	0.90 ± 0.29	0.76
<b><math>\alpha_1</math> SCORE</b>	0.29 ± 0.22	0.26 ± 0.19	0.24 ± 0.17	0.90



**Tabla 3.1.3.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos (controlando el efecto de la variable género) para las variables de Función Ejecutiva. <sup>1</sup> GE>GC-GIM; <sup>2</sup> GE>GC-MEM

	GE	GC-GIM	GC-MEM	p
<b>STR-A</b>	85.26 ± 15.29	74.70 ± 17.15	77.18 ± 17.55	0.11
<b>STR-B</b>	59.74 ± 11.38	46.45 ± 11.17	47.94 ± 8.91	<0.01 <sup>1,2</sup>
<b>STR-C</b>	27.52 ± 8.61	24.75 ± 9.88	25.47 ± 5.94	0.40
<b>STR-I</b>	-7.43 ± 7.59	-3.27 ± 7.53	-3.89 ± 5.54	0.15

Por otra parte, en el bloque de capacidad condicional, la prueba de efectos inter-sujetos presenta un efecto significativo para las variables TUGT [F(2,58)=15.18; p<0.01;  $\eta^2$  parcial=0.34] y CST [F(2,56)=5.01; p<0.01;  $\eta^2$  parcial=0.15], pero no para la variable GRIP (**tabla 3.1.4**). El posterior análisis *post-hoc* revela que el GE presenta mejores valores en el CST que el GC-GIM (p<0.05; d=0.73) y el GC-MEM (p<0.05; d=0.87); y, de igual modo, el GE muestra mejor rendimiento en el TUGT que el GC-MEM (p<0.05; d=-1.86) y el GC-GIM (p<0.05; d=-1.13), pero éste último a su vez mejores resultados que el GC-MEM (p<0.05; d=-0.77).

**Tabla 3.1.4.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos (controlando el efecto de la variable género) para los índices de Capacidad Condicional. <sup>1</sup> GE>GC-GIM; <sup>2</sup> GE>GC-MEM; <sup>3</sup> GE>GC-GIM>GC-MEM

	GE	GC-GIM	GC-MEM	p
<b>TUGT (s)</b>	5.94 ± 0.74	6.97 ± 1.09	7.92 ± 1.47	<0.01 <sup>3</sup>
<b>CST (rep)</b>	17.13 ± 3.93	14.59 ± 3.12	14.12 ± 2.96	<0.01 <sup>1,2</sup>
<b>GRIP (kg)</b>	26.21 ± 6.83	23.76 ± 4.23	24.06 ± 5.79	0.56

Finalmente, dentro del bloque de variables complementarias (**tabla 3.1.5**), la prueba de efectos inter-sujetos muestra un efecto significativo para las siguientes variables: RPP [F(2,38)=10.21; p<0.05;  $\eta^2$  parcial=0.18], IMC [F(2,57)=4.49; p<0.05;  $\eta^2$  parcial=0.14], GC [F(2,57)=3.72; p<0.05;  $\eta^2$  parcial=0.11] y SF12-GLOB [F(2,59)=4.05; p<0.05;  $\eta^2$  parcial=0.12]; y casi significativo en el caso de SF12-FIS [F(2,59)=2.91; p=0.06;  $\eta^2$  parcial=0.09] y SF12-MEN [F(2,59)=3.03; p=0.06;  $\eta^2$  parcial=0.09].

En la posterior comparación por pares, encontramos que el GC-GIM presenta valores de RPP significativamente más altos que el GC-MEM ( $p < 0.05$ ;  $d = 1.22$ ) y casi significativamente más altos que el GE ( $p = 0.09$ ;  $d = 0.97$ ); y además, presenta un mayor porcentaje de GC que el GE ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.80$ ). Al mismo tiempo, el GC-MEM tiene un IMC significativamente mayor que el GE ( $p < 0.05$ ;  $d = 1.23$ ). Y por otra parte, el GE muestra resultados significativamente mejores en SF12-GLOB y casi significativamente mejores en SF12-FIS y SF12-MEN que el GC-GIM ( $p < 0.05$ ,  $d = 1.01$ ;  $p = 0.08$ ,  $d = 0.80$ ;  $p = 0.06$ ,  $d = 0.87$  respectivamente).

**Tabla 3.1.5.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados de la prueba de los efectos inter-sujetos (controlando el efecto de la variable género) para las variables complementarias. <sup>1</sup> GE>GC-GIM; <sup>2</sup> GC-GIM>GC-MEM; <sup>3</sup> GC-GIM>GE; <sup>4</sup> GC-MEM>GE

	GE	GC-GIM	GC-MEM	p
<b>TAS (mm Hg)</b>	129.67 ± 13.06	135.24 ± 16.09	125.41 ± 10.80	0.12
<b>TAD (mm Hg)</b>	70.54 ± 8.69	74.50 ± 7.51	70.15 ± 7.90	0.11
<b>RPP</b>	83.49 ± 14.97	97.55 ± 15.25	79.42 ± 16.43	<b>&lt;0.05</b> <sup>2</sup>
<b>IMC (kg/cm<sup>2</sup>)</b>	26.83 ± 2.72	29.63 ± 5.28	30.85 ± 4.06	<b>&lt;0.05</b> <sup>4</sup>
<b>GC (%)</b>	35.10 ± 5.57	39.72 ± 6.22	38.30 ± 4.07	<b>&lt;0.05</b> <sup>3</sup>
<b>MM (%)</b>	61.62 ± 5.31	57.22 ± 5.85	59.88 ± 7.63	0.13
<b>SF12-FIS</b>	76.09 ± 13.05	62.87 ± 20.01	70.86 ± 18.08	0.06
<b>SF12-MEN</b>	72.35 ± 10.98	59.17 ± 18.99	68.07 ± 20.75	0.06
<b>SF12-GLO</b>	77.83 ± 10.23	63.77 ± 17.29	73.14 ± 18.92	<b>&lt;0.05</b> <sup>1</sup>

Así pues, el GE presenta valores significativamente mejores en velocidad psicomotriz, capacidad condicional, composición corporal y autopercepción de salud en la evaluación previa a la intervención. Una de las razones que podría explicar estas diferencias es que todos los componentes del GE participaron en el estudio piloto realizado durante el curso 2011 – 2012. Este hecho supone una limitación en relación a la validez interna del estudio; no obstante, al menos en el aspecto condicional, Solberg y cols. (2013) han constatado recientemente que son precisamente aquellos adultos mayores con una menor condición física inicial los que obtienen una mejora más pronunciada tras un programa de ejercicio físico. Por tanto, parece que lejos de suponer inicialmente una ventaja, la mayor condición física de partida del GE habría dificultado la consecución de mejoras significativas en este grupo.

## 3.2. EFECTO DE LA INTERVENCIÓN

En este segundo apartado hemos analizado el efecto de la intervención sobre las distintas variables estudiadas. Se presentan en tablas los descriptivos media y desviación estándar, así como los resultados de la comparación de medias del test MANCOVA (covariable: genero) de 2 factores (factor intra-sujeto ENVEJECIMIENTO y factor inter-sujeto ACTIVIDAD), para cada una de las variables dependientes estudiadas. Dichas tablas se acompañan de representaciones gráficas para aquellas variables en las que se ha hallado un efecto significativo para la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD y se consideran más relevantes para la posterior discusión de los resultados obtenidos.

### 3.2.1. Variabilidad de la frecuencia cardiaca

La prueba de contrastes univariados muestra un efecto significativo del factor ENVEJECIMIENTO únicamente para la variable  $\ln SD1/SD2$  [ $F(1,33)=22.25$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.40], y el posterior análisis *post-hoc* no ha conseguido mostrar diferencias significativas entre momentos de muestreo para esta variable. Tampoco la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD presenta un efecto significativo sobre ninguna de las variables empleadas para evaluar la VFC. Sin embargo, si acudimos a la comparación por pares encontramos que el GE muestra un aumento significativo en RRI ( $p<0.05$ ;  $d=0.40$ ) y una mejora significativa en  $\alpha_1$  SCORE ( $p<0.05$ ;  $d=-0.51$ ), con un tamaño del efecto de leve a moderado (**ver figura 3.2.1**); mientras que el GC-MEM presenta un incremento leve pero significativo en  $\ln SDNN$  ( $p<0.05$ ;  $d=0.40$ ) y  $\ln RMSSD$  ( $p<0.05$ ;  $d=0.36$ ) (**ver figura 3.2.2**); y casi significativo en  $\ln HF$  ( $p=0.06$ ;  $d=0.38$ ). Además, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención indica que el GE presenta valores de RRI casi significativamente mayores que el GC-GIM ( $p=0.06$ ;  $d=1.08$ ). En la **tabla 3.2.1** se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.1.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de las variables género y  $\Delta$ RRi) de medidas repetidas para los índices de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca. Se incluyen en letra cursiva los valores sin transformación logarítmica de las variables SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF y SD1/SD2 para facilitar la interpretación de los datos. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ). <sup>β</sup> Tendencia a la significación respecto a la condición PRE ( $p < 0.1$ ).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>RRi (ms)</b>	927.57 ± 125.59	<b>971.47 ± 102.22*</b>	852.80 ± 120.55	863.57 ± 105.39	941.22 ± 166.22	939.63 ± 171.79
<b>lnSDNN (ms)</b>	2.97 ± 0.63 <i>23.84 ± 18.20</i>	2.97 ± 0.53 <i>22.50 ± 13.95</i>	2.72 ± 0.45 <i>16.66 ± 7.01</i>	2.66 ± 0.39 <i>15.28 ± 5.85</i>	2.94 ± 0.46 <i>20.47 ± 7.98</i>	<b>3.20 ± 0.88*</b> <i>33.14 ± 25.91</i>
<b>lnRMSSD (ms)</b>	2.88 ± 0.87 <i>26.70 ± 31.63</i>	2.92 ± 0.67 <i>23.93 ± 21.87</i>	2.64 ± 0.62 <i>16.12 ± 7.19</i>	2.60 ± 0.58 <i>15.45 ± 7.40</i>	3.04 ± 0.46 <i>22.93 ± 9.82</i>	<b>3.31 ± 1.03*</b> <i>42.12 ± 40.01</i>
<b>lnLF (ms<sup>2</sup>)</b>	5.14 ± 1.12 <i>283.59 ± 273.23</i>	5.21 ± 1.02 <i>293.47 ± 287.81</i>	4.65 ± 1.03 <i>187.51 ± 291.74</i>	4.31 ± 1.04 <i>116.86 ± 109.01</i>	4.77 ± 1.39 <i>216.36 ± 199.28</i>	5.16 ± 1.86 <i>500.03 ± 577.64</i>
<b>lnHF (ms<sup>2</sup>)</b>	4.55 ± 1.84 <i>550.31 ± 1517.19</i>	4.70 ± 1.41 <i>330.90 ± 665.24</i>	4.24 ± 1.29 <i>109.86 ± 90.16</i>	4.15 ± 1.31 <i>105.73 ± 83.56</i>	4.68 ± 0.83 <i>150.18 ± 147.65</i>	<b>5.23 ± 2.02<sup>β</sup></b> <i>810.48 ± 1338.73</i>
<b>lnLFHF</b>	0.59 ± 1.48 <i>3.47 ± 3.60</i>	0.50 ± 0.87 <i>2.23 ± 1.64</i>	0.41 ± 0.81 <i>2.24 ± 2.89</i>	0.15 ± 0.95 <i>1.79 ± 1.80</i>	0.09 ± 0.92 <i>1.50 ± 1.23</i>	-0.07 ± 0.97 <i>1.51 ± 1.93</i>
<b>lnSD1/SD2</b>	-0.62 ± 0.44 <i>0.59 ± 30</i>	-0.51 ± 0.37 <i>0.59 ± 0.22</i>	-0.62 ± 0.38 <i>0.57 ± 0.23</i>	-0.59 ± 0.37 <i>0.59 ± 0.21</i>	-0.36 ± 0.35 <i>0.73 ± 0.26</i>	-0.33 ± 0.41 <i>0.77 ± 0.32</i>
<b>SaEn</b>	1.68 ± 0.22	1.73 ± 0.19	1.67 ± 0.24	1.75 ± 0.21	1.82 ± 0.18	1.78 ± 0.30
<b>α<sub>1</sub></b>	1.08 ± 0.36	1.03 ± 0.26	1.10 ± 0.32	1.03 ± 0.29	0.90 ± 0.29	0.86 ± 0.32
<b>α<sub>1</sub> SCORE</b>	0.29 ± 0.22	<b>0.20 ± 0.15*</b>	0.26 ± 0.19	0.22 ± 0.18	0.24 ± 0.17	0.27 ± 0.20

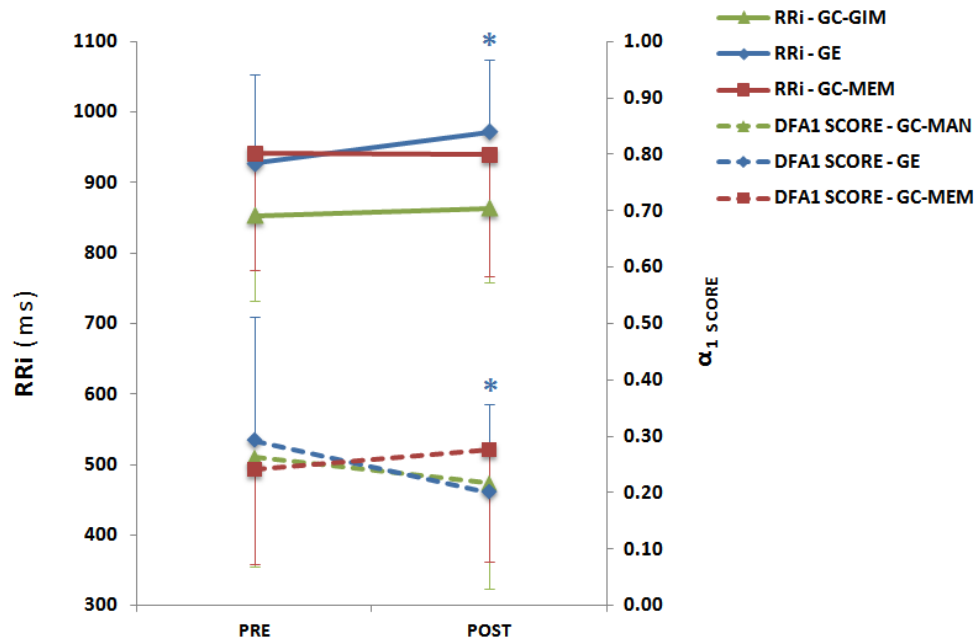


Figura 3.2.1. Efecto de la intervención sobre las variables RRI y  $\alpha_1$  SCORE. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0,05$ ).

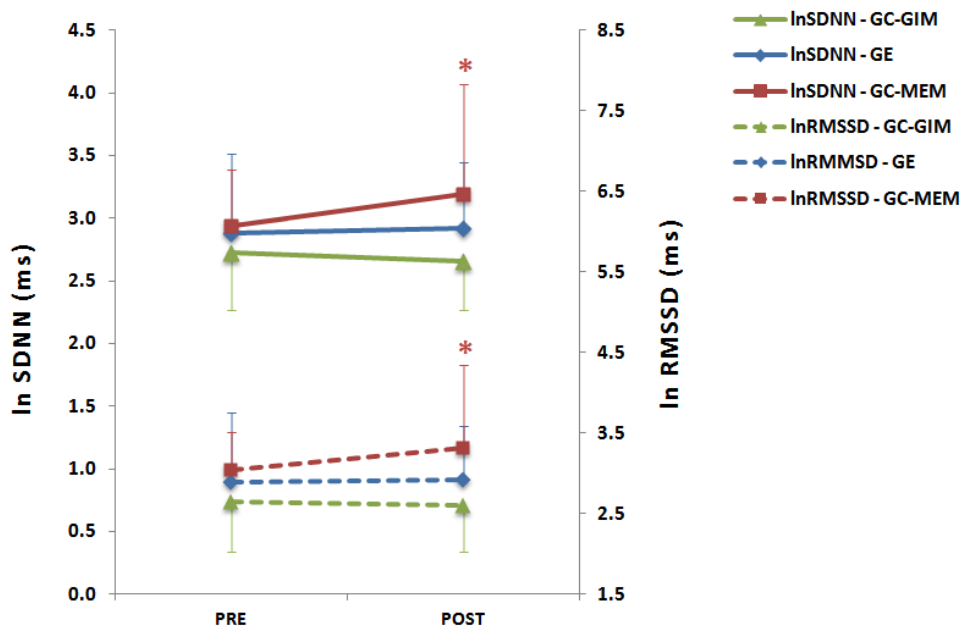


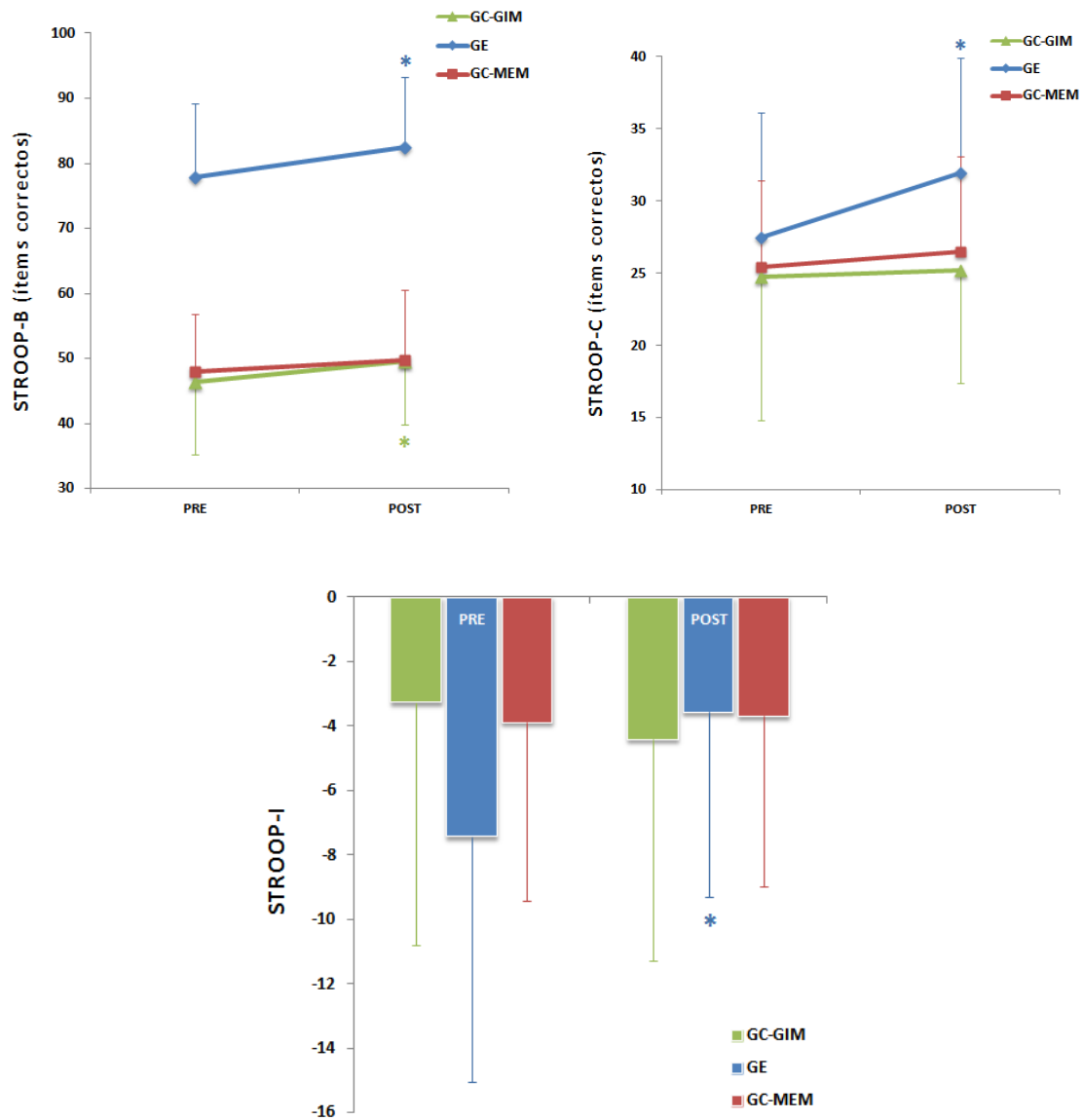
Figura 3.2.2. Efecto de la intervención sobre las variables lnSDNN y lnRMSSD. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ).

### 3.2.2. Función ejecutiva

La prueba de contrastes univariados muestra un efecto casi significativo del factor ENVEJECIMIENTO para la variable STR-B [ $F(1,56)=3.47$ ;  $p=0.07$ ;  $\eta^2$  parcial=0.06], y sobre todo un efecto significativo de la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD sobre la variable STR-I [ $F(2,56)=3.55$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2$  parcial=0.11]. Las posteriores comparaciones por pares indican que tanto el GE ( $p<0.05$ ;  $d=0.22$ ) como el GC-GIM ( $p<0.01$ ;  $d=0.33$ ) mejoran de forma significativa aunque leve en STR-B; mientras que el GE incrementa además, de forma significativa y moderada, su rendimiento en STR-C ( $p<0.01$ ;  $d=0.55$ ) y STR-I ( $p<0.01$ ;  $d=0.59$ ) (ver figura 3.2.3). Finalmente, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención nos indica que el GE posee valores de STR-B significativamente mayores que el GC-GIM ( $p<0.01$ ;  $d=1.25$ ) y el GC-MEM ( $p<0.01$ ;  $d=1.17$ ); e igualmente, valores de STR-C más altos que el GC-GIM ( $p<0.05$ ;  $d=0.87$ ) y casi significativamente más altos que el GC-MEM ( $p=0.07$ ;  $d=0.76$ ) tras la intervención. En la **tabla 3.2.2** se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.2.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de la variable género) de medidas repetidas para las variables de Función Ejecutiva. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p<0.05$ ). # Significativamente diferente del grupo GC-GIM en la condición POST ( $p<0.05$ ). § Significativamente diferente del grupo GC-MEM en la condición POST ( $p<0.05$ ).

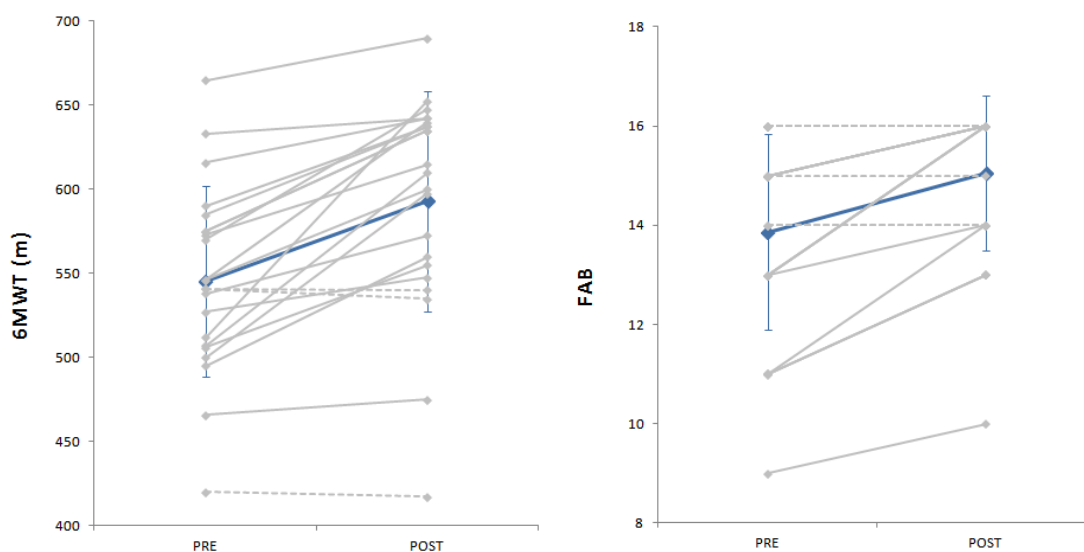
	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>STR-A</b>	85.26 ± 15.29	84.09 ± 17.75	74.70 ± 17.15	75.45 ± 16.93	77.18 ± 17.55	77.59 ± 17.57
<b>STR-B</b>	59.74 ± 11.38	<b>62.13 ±</b> <b>10.81<sup>*,#,\$</sup></b>	46.45 ± 11.17	<b>49.55 ±</b> <b>9.74<sup>*</sup></b>	47.94 ± 8.91	49.82 ± 10.67
<b>STR-C</b>	27.52 ± 8.61	<b>31.96 ±</b> <b>7.98<sup>*,#</sup></b>	24.75 ± 9.88	25.25 ± 7.81	25.47 ± 5.94	26.47 ± 6.60
<b>STR-I</b>	-7.43 ± 7.59	<b>-3.57 ±</b> <b>5.73<sup>*</sup></b>	-3.27 ± 7.53	-4.42 ± 6.87	-3.89 ± 5.54	-3.69 ± 5.27



**Figura 3.2.3.** Efecto de la intervención sobre las variables STR-B, STR-C y STR-I.  
\* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ).

### 3.2.3. Capacidad condicional

En este epígrafe cabe diferenciar entre aquellas variables que únicamente pudieron ser evaluadas en el grupo experimental (6MWT y FAB), y aquellas que sí fueron evaluadas en los tres grupos (TUGT, CST y GRIP). Por un parte, la prueba t para muestras relacionadas nos indica que el GE presenta una mejora significativa y moderada tanto en el 6MWT ( $p < 0.01$ ;  $d = 0.80$ ) como en el FAB ( $p < 0.01$ ;  $d = 0.68$ ) (**ver figura 3.2.4**). Por otra parte, en relación al segundo grupo de variables, las pruebas de contrastes univariados no muestran diferencias intra-sujeto en ninguna de las tres test de capacidad condicional pero sí un efecto significativo de la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD sobre CST [ $F(2,58) = 12.08$ ;  $p < 0.01$ ;  $\eta^2$  parcial = 0.29] y casi significativa sobre TUGT [ $F(2,58) = 2.77$ ;  $p = 0.07$ ;  $\eta^2$  parcial = 0.09].



**Figura 3.2.4.** Efecto de la intervención sobre las variables 6MWT y FAB. En trazo gris se muestra la evolución de cada individuo (en línea discontinua las evoluciones negativas o ausencia de cambio).

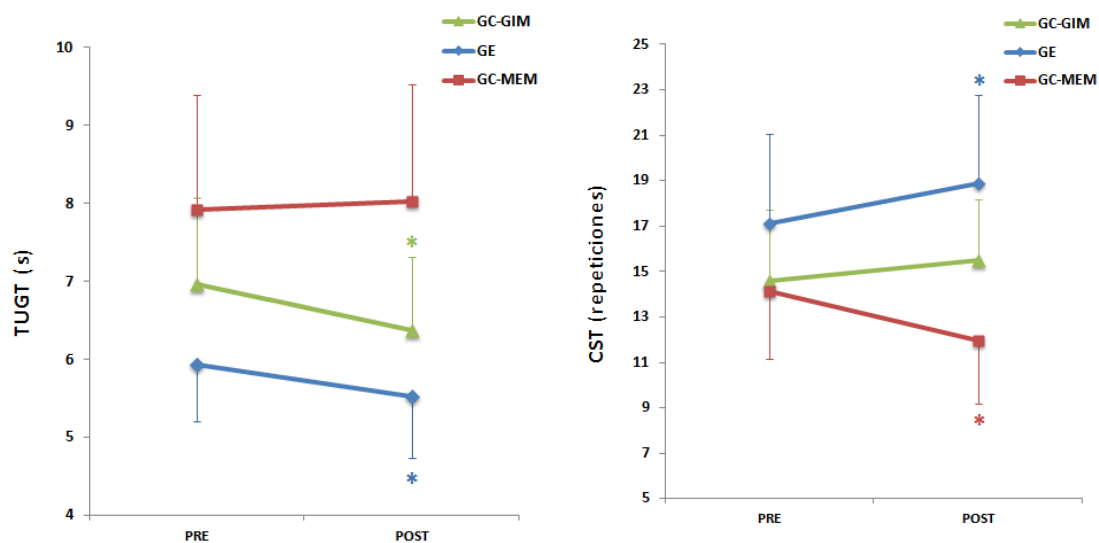
Las posteriores comparaciones por pares indican que el GE muestra una mejora significativa en TUGT ( $p < 0.05$ ;  $d = -0.57$ ) y CST ( $p < 0.01$ ;  $d = 0.45$ ), con un tamaño del efecto de leve a moderado; mientras que el GC-GIM evidencia una mejora significativa en TUGT ( $p < 0.01$ ;  $d = -0.60$ ) y casi significativa en CST ( $p = 0.08$ ;  $d = 0.33$ ), con un tamaño del efecto igualmente de leve a moderado. Por el contrario, el GC-MEM sufre un empeoramiento significativo, de leve a



moderado, en CST ( $p < 0.01$ ;  $d = -0.79$ ) y GRIP ( $p < 0.01$ ;  $d = -0.30$ ) (**ver figura 3.2.5**). Además, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención indica que el GE presenta valores en TUGT significativamente menores que el GC-MEM ( $p < 0.01$ ;  $d = -2.28$ ) y el GC-GIM ( $p < 0.05$ ;  $d = -1.02$ ) después de la intervención, y este último a su vez posee valores significativamente mejores que el GC-MEM ( $p < 0.01$ ;  $d = -1.41$ ). De modo similar, el GE presenta valores en CST significativamente más altos que el GC-MEM ( $p < 0.01$ ;  $d = 2.04$ ) y el GC-GIM ( $p < 0.01$ ;  $d = 1.02$ ) después de la intervención, y este último a su vez posee valores significativamente mejores que el GC-MEM ( $p < 0.01$ ;  $d = 1.37$ ). En la **tabla 3.2.3** se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.3.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de la variable género) de medidas repetidas para las variables de Capacidad Condicional. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ). <sup>β</sup> Tendencia a la significación respecto a la condición PRE ( $p < 0.1$ ). <sup>#</sup> Significativamente diferente del grupo GC-GIM en la condición POST ( $p < 0.05$ ). <sup>§</sup> Significativamente diferente del grupo GC-MEM en la condición POST ( $p < 0.05$ ).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>TUGT (s)</b>	5.94 ± 0.74	<b>5.52 ±</b> <b>0.78<sup>*,#,§</sup></b>	6.97 ± 1.09	<b>6.28 ±</b> <b>0.93<sup>*,§</sup></b>	7.92 ± 1.47	8.03 ± 1.50
<b>CST (rep)</b>	17.13 ± 3.93	<b>18.87 ±</b> <b>3.92<sup>*,#,§</sup></b>	14.59 ± 3.12	<b>15.52 ±</b> <b>2.65<sup>β,§</sup></b>	14.12 ± 2.96	<b>11.94 ±</b> <b>2.74<sup>*</sup></b>
<b>GRIP (kg)</b>	26.21 ± 6.83	25.42 ± 6.77	23.76 ± 4.23	23.13 ± 4.05	24.06 ± 5.79	<b>22.41 ±</b> <b>5.70<sup>*</sup></b>



**Figura 3.2.5.** Efecto de la intervención sobre las variables TUGT y CST. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p<0.05$ ).

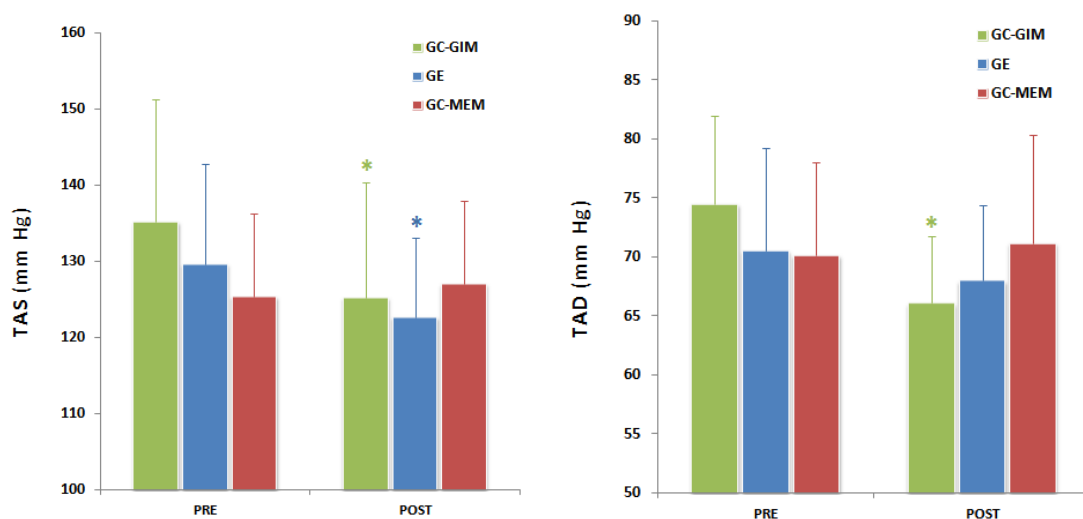
### 3.2.4. Tensión arterial y carga de trabajo cardiaco

Nuevamente, las pruebas de contrastes univariados no muestran diferencias intra-sujeto para las variables de tensión arterial y carga de trabajo cardiaco; pero, por el contrario, la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD sí muestra un efecto significativo para las tres variables: TAS [ $F(2,55)=5.16$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.16], TAD [ $F(2,55)=7.42$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.21] y RPP [ $F(2,32)=3.29$ ;  $p<0.05$ ;  $\eta^2$  parcial=0.17].

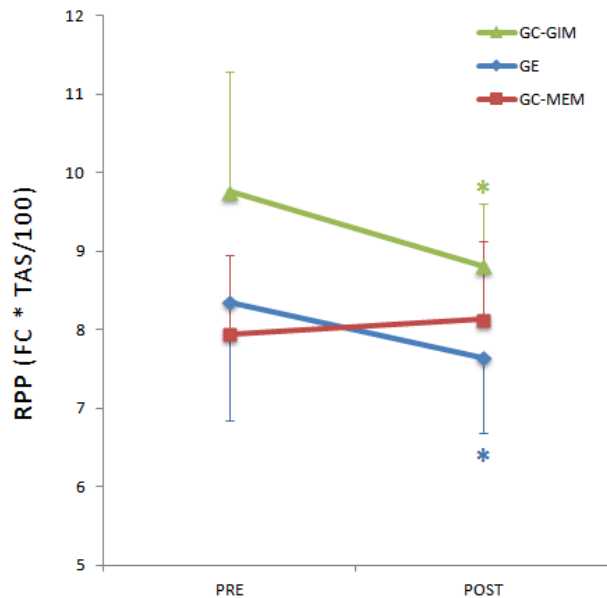
El posterior análisis *post-hoc* revela que el GE muestra una reducción significativa y moderada en la TAS ( $p<0.01$ ;  $d=-0.61$ ) y el RPP ( $p<0.01$ ;  $d=-0.58$ ) tras la intervención; mientras que el GC-GIM reduce significativamente la TAS ( $p<0.01$ ;  $d=-0.66$ ), la TAD ( $p<0.01$ ;  $d=-1.30$ ) y el RPP ( $p<0.01$ ;  $d=-0.81$ ), con un tamaño del efecto de moderado a grande (**ver figura 3.2.6 y 3.2.7**). El GC-MEM no muestra cambios significativos en ninguna de estas tres variables. Por otra parte, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención nos indica que el GE presenta valores de RPP significativamente más bajos que el GC-GIM ( $p<0.05$ ;  $d=-1.35$ ). En la **tabla 3.2.4** se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.4.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de la variable género) de medidas repetidas para las variables de tensión arterial y carga de trabajo cardiaco. \* Significativamente diferente de la condición PRE (p<0.05). # Significativamente diferente del grupo GC-GIM en la condición POST (p<0.05).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>TAS</b> (mm Hg)	129.67 ± 13.06	<b>122.70 ±</b> <b>10.37 *</b>	135.24 ± 16.09	<b>125.26 ±</b> <b>15.14 *</b>	125.41 ± 10.80	127.06 ± 10.87
<b>TAD</b> (mm Hg)	70.54 ± 8.69	67.98 ± 6.37	74.50 ± 7.51	<b>66.05 ±</b> <b>5.73 *</b>	70.15 ± 7.90	71.18 ± 9.19
<b>RPP</b>	83.49 ± 14.97	<b>76.46 ±</b> <b>9.68 *,#</b>	97.55 ± 15.25	<b>88.11 ±</b> <b>7.92 *</b>	79.42 ± 16.43	81.27 ± 12.35



**Figura 3.2.6.** Efecto de la intervención sobre las variables TAS y TAD. \* Significativamente diferente de la condición PRE (p<0.05).



**Figura 3.2.7.** Efecto de la intervención sobre la variable RPP.

\* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ).

Al mismo tiempo, las pruebas de signos para la variable categórica TAS\_TAD han mostrado diferencias significativas únicamente en el GC-GIM ( $p < 0.01$ ). No obstante, si observamos la **tabla 3.2.5** podemos comprobar que el GE ha mostrado un cambio cercano a la significación ( $p = 0.11$ ), con 8 casos de mejora y solo 2 personas que empeoraron su TAS\_TAD; mientras que en el caso del GC-MEM, 3 personas mejoraron y 3 empeoraron su estratificación de TA.

**Tabla 3.2.5.** Resultados y tabla de frecuencias de las pruebas de signos para la variable TAS\_TAD: HTA ( $TAS \geq 140$  mm Hg y/o  $TAD \geq 90$  mm Hg); Tensión Arterial Normal ( $TAS \geq 120$  mm Hg y/o  $TAD \geq 80$  mm); Tensión Arterial Óptima ( $TAS < 120$  mm Hg y  $TAD < 80$  mm Hg) (Perk y cols., 2012). DP: diferencias positivas; DN: diferencias negativas; E: Empates. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
	DP:8; DN:2; E:13		DP:8; DN:0; E:11 *		DP:3; DN:3; E:11	
<b>Tensión Arterial Óptima</b>	7	11	3	9	7	6
<b>Tensión Arterial Normal</b>	13	11	10	7	8	10
<b>HTA</b>	3	1	6	3	2	1

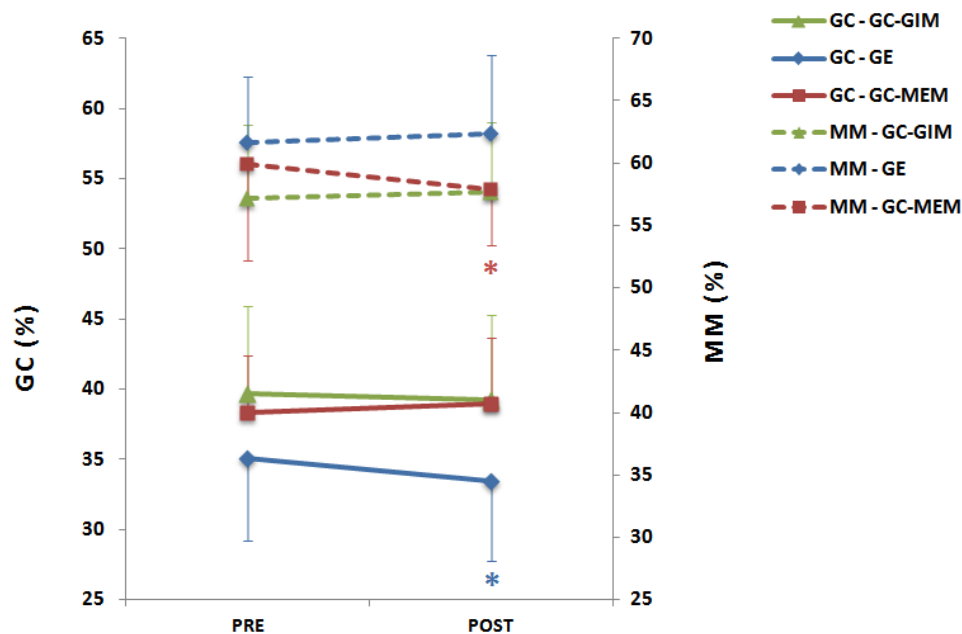
### 3.2.5. Composición corporal

Igual que ha sucedido con las el grupo de variables de capacidad condicional y de tensión arterial y carga de trabajo, las pruebas de contrastes univariados no muestran diferencias intra-sujeto para los índices de composición corporal pero la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD sí resulta significativa para la variable IMC [F(2,56)=3.36; p<0.05;  $\eta^2$  parcial=0.11] y casi significativa para la variable MM [F(2,32)=2.54; p=0.09;  $\eta^2$  parcial=0.08].

Las posteriores comparaciones por pares indican que el GE muestra una reducción leve pero significativa del IMC (p<0.01; d=-0.30) y la GC (p<0.05; d=-0.28); mientras que el GC-MEM experimenta una pérdida significativa, aunque igualmente leve, de MM (p<0.05; d=-0.33) (ver figura 3.2.8). Finalmente, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención revela que el GE posee valores de GC e IMC significativamente más bajos que el GC-GIM (p<0.05; -0.84>d>-0.94) y el GC-MEM (p<0.01; -0.96>d>-1.73); e igualmente, valores de MM significativamente mayores que el GC-GIM (p<0.05; d=0.81) y el GC-MEM (p<0.05; d=0.83). En la tabla 3.2.6 se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.6.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de la variable género) de medidas repetidas para las variables de composición corporal. \* Significativamente diferente de la condición PRE (p<0.05). # Significativamente diferente del grupo GC-GIM en la condición POST (p<0.05). § Significativamente diferente del grupo GC-MEM en la condición POST (p<0.05).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>IMC</b> <b>(kg/cm<sup>2</sup>)</b>	26.83 ± 2.72	<b>26.07 ±</b> <b>2.42<sup>*,#,\$</sup></b>	29.63 ± 5.28	29.35 ± 5.01	30.85 ± 4.06	31.20 ± 3.71
<b>GC</b> <b>(%)</b>	35.10 ± 5.57	<b>33.42 ±</b> <b>6.68<sup>*,#,\$</sup></b>	39.72 ± 6.22	39.24 ± 6.05	38.30 ± 4.07	38.96 ± 4.69
<b>MM</b> <b>(%)</b>	61.62 ± 5.31	<b>62.38 ±</b> <b>6.30<sup>#,§</sup></b>	57.22 ± 5.85	57.65 ± 5.67	59.88 ± 7.63	<b>57.88 ±</b> <b>4.48<sup>*</sup></b>



**Figura 3.2.8.** Efecto de la intervención sobre las variables GC y MM.

\* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0,05$ ).

Al mismo tiempo, las pruebas de signos para la variable categórica GC\_OBES no han mostrado diferencias significativas en ninguno de los grupos. No obstante, si observamos la **tabla 3.2.7** podemos comprobar que en el GE cinco participantes redujeron su GC pasando de niveles considerados de obesidad a niveles normales y solo una persona exhibió el cambio inverso; mientras que en el GC-GIM hubo dos cambios positivos y ninguno negativo y en el GC-MEM un cambio positivo y otro negativo.

**Tabla 3.2.7.** Resultados y tabla de frecuencias de las pruebas de signos para la variable GC\_OBES:  $\geq 25\%$  para hombres y  $\geq 35\%$  para mujeres (C. M. Phillips y cols., 2013). DP: diferencias positivas; DN: diferencias negativas; E: Empates.

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
	DP:5; DN:1; E:15		DP:2; DN:0; E:21		DP:1; DN:1; E:14	
<b>No obesos</b>	5	9	2	4	3	3
<b>Obesos</b>	16	12	21	19	13	13

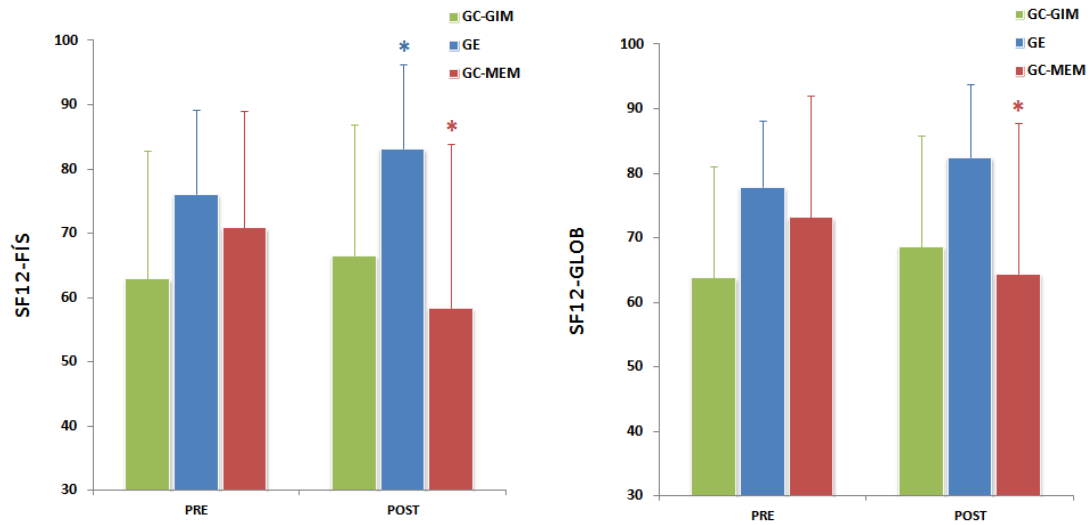
### 3.2.6. Salud autopercebida

También en relación a la salud autopercebida, no se observa un efecto significativo del factor intra-sujeto ENVEJECIMIENTO pero sí de la interacción ENVEJECIMIENTO\*ACTIVIDAD, que resulta significativa para las variables SF12-FIS [ $F(2,56)=6.60$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.19] y SF-12-GLOB [ $F(2,56)=5.54$ ;  $p<0.01$ ;  $\eta^2$  parcial=0.16].

El posterior análisis *post-hoc* indica que el GE muestra una mejora significativa y moderada en SF12-FIS ( $p<0.05$ ;  $d=0.55$ ); mientras que el GC-MEM empeora significativamente en SF12-FIS ( $p<0.01$ ;  $d=-0.59$ ) y SF12-GLOB ( $p<0.05$ ;  $d=-0.42$ ), con un tamaño del efecto de leve a moderado (ver figura 3.2.9). Además, tanto el GE como el GC-GIM presentan un incremento casi significativo en SF12-GLOB ( $p=0.09$ ,  $d=0.44$ ;  $p=0.09$ ,  $d=0.28$ , respectivamente), aunque en ambos casos esta diferencia *pre-post* es leve. Finalmente, la comparación inter-grupos para el momento de muestreo post-intervención indica que el GE posee valores de SF12-FIS significativamente mayores que el GC-GIM ( $p<0.05$ ;  $d=0.99$ ) y el GC-MEM ( $p<0.01$ ;  $d=1.36$ ); e igualmente, valores de SF12-GLOB significativamente más altos que el GC-GIM ( $p<0.05$ ;  $d=0.97$ ) y el GC-MEM ( $p<0.05$ ;  $d=1.10$ ). En la tabla 3.2.8 se muestran los descriptivos media y desviación estándar para cada momento de muestreo y grupo.

**Tabla 3.2.8.** Descriptivos media y desviación estándar, y resultados del test MANCOVA (controlando el efecto de la variable género) de medidas repetidas para las variables de salud autopercebida. \* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p<0.05$ ). <sup>β</sup> Tendencia a la significación respecto a la condición PRE ( $p<0.1$ ). <sup>#</sup> Significativamente diferente del grupo GC-GIM en la condición POST ( $p<0.05$ ). <sup>§</sup> Significativamente diferente del grupo GC-MEM en la condición POST ( $p<0.05$ ).

	GE		GC-GIM		GC-MEM	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
SF12-FIS	76.09 ± 13.05	<b>83.13 ±</b> <b>13.20</b> <sup>*,#,\$</sup>	62.87 ± 20.01	66.48 ± 20.50	70.86 ± 18.08	<b>58.36 ±</b> <b>25.48</b> <sup>*</sup>
SF12-MEN	72.35 ± 10.98	76.26 ± 11.86	59.17 ± 18.99	62.30 ± 16.78	68.07 ± 20.75	64.50 ± 23.66
SF12-GLO	77.83 ± 10.23	<b>82.47 ±</b> <b>11.31</b> <sup>β,#,\$</sup>	63.77 ± 17.29	<b>68.57 ±</b> <b>17.28</b> <sup>β</sup>	73.14 ± 18.92	<b>64.44 ±</b> <b>23.44</b> <sup>*</sup>



**Figura 3.2.9.** Efecto de la intervención sobre las variables SF12-FIS y SF12-GLOB.  
\* Significativamente diferente de la condición PRE ( $p < 0.05$ ).

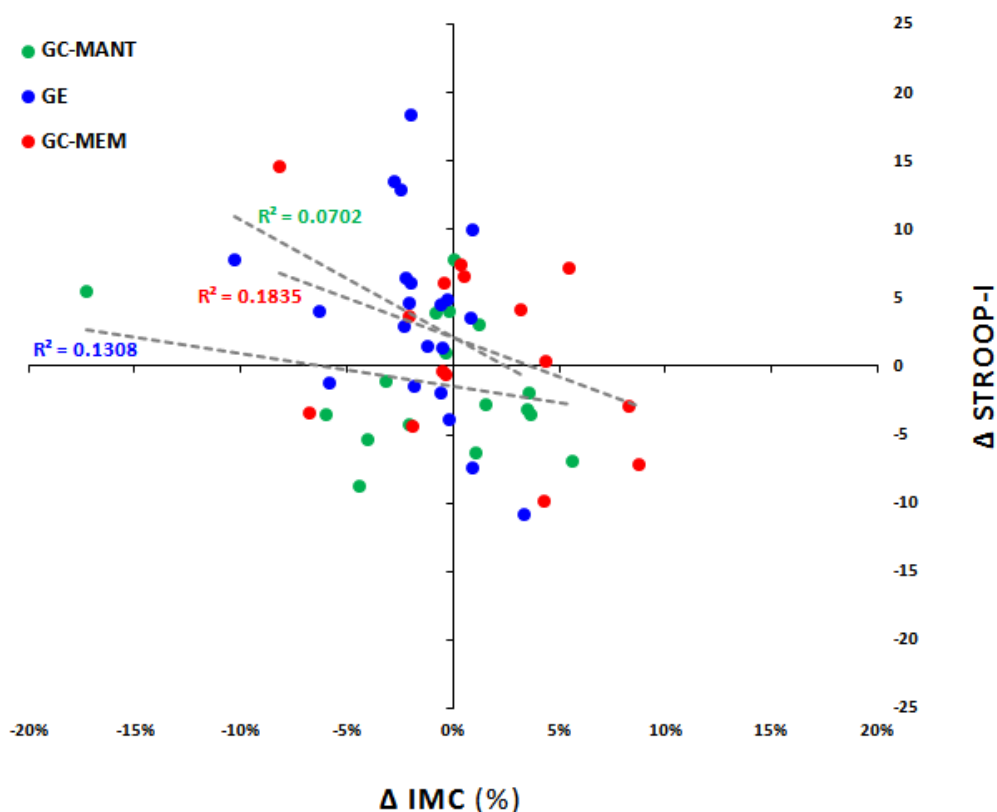
### 3.3. RELACIONES ENTRE VARIABLES

En este tercer apartado se muestran los resultados correspondientes a los análisis de correlación, con los que se ha perseguido un doble objetivo. Por una parte, para aquellas variables en que los ANOVAs de medidas repetidas habían mostrado diferencias pre-post significativas, observar si dichas diferencias guardaban relación entre sí. Y por otra parte, contrastar si mayores o menores niveles de las variables principales (función ejecutiva, capacidad condicional y variabilidad de la frecuencia cardiaca) al inicio mostraban una asociación con la magnitud del cambio experimentado por las diferentes variables dependientes tras los siete meses de intervención. Se presentan en tablas los resultados de dichos análisis de correlación, incluyendo además gráficos de dispersión para aquellas relaciones que han mostrado una asociación estadísticamente significativa y se consideran más relevantes para la discusión de los resultados.



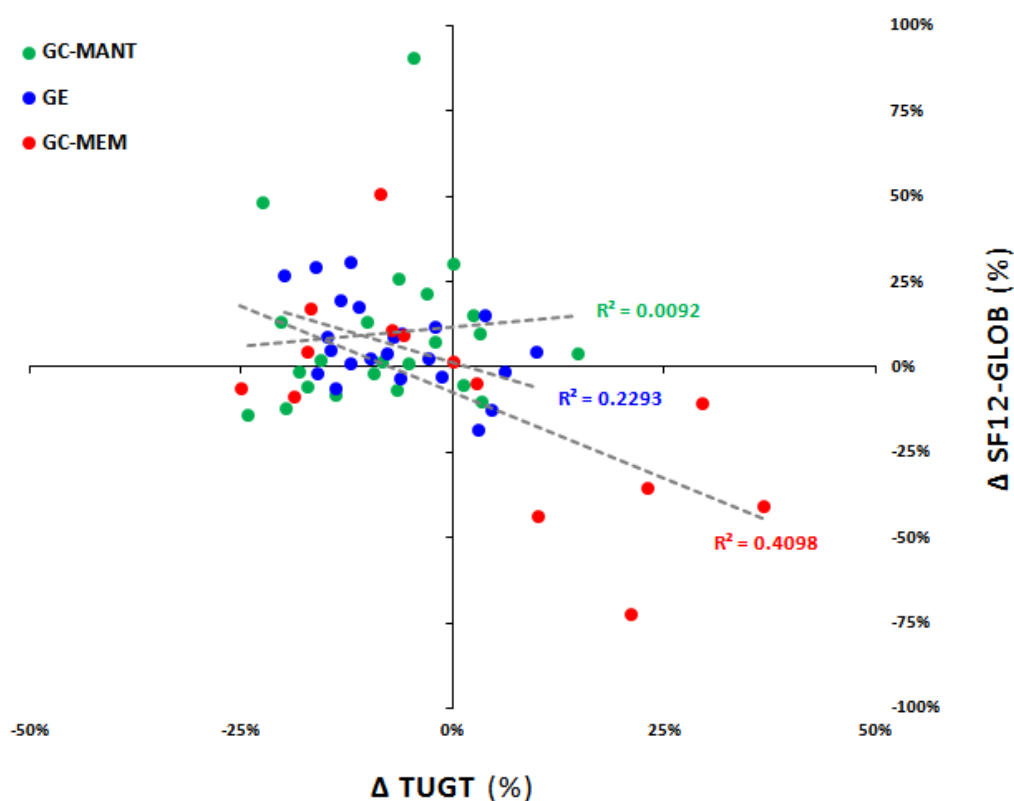
### 3.3.1. Relación entre los cambios mostrados por las variables dependientes

El incremento *pre-post* en TAS y TAD muestran una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=0.24$ ,  $p=0.08$ ;  $r=0.26$ ,  $p=0.06$  respectivamente). Por otra parte,  $\Delta$  IMC muestra una relación inversa y moderada con  $\Delta$  STR-I ( $r=-0.31$ ;  $p<0.05$ ) (ver figura 3.3.1) y una correlación inversa casi significativa con  $\Delta$  STR-C ( $r=-0.23$ ;  $p=0.08$ ), mientras que  $\Delta$  GC presenta una tendencia a la significación de signo negativo con estas mismas variables:  $\Delta$  STR-C ( $r=-0.23$ ;  $p=0.08$ ) y  $\Delta$  STR-I ( $r=-0.25$ ;  $p=0.06$ ); además de una asociación inversa débil pero significativa con  $\Delta$  GRIP ( $r=-0.26$ ;  $p<0.05$ ).



**Figura 3.3.1.** Relación entre los cambios experimentados por las variables IMC y STR-I. En trazo discontinuo se muestran las rectas de ajuste por mínimos cuadrados y el valor de la regresión lineal ( $R^2$ ) para cada grupo.

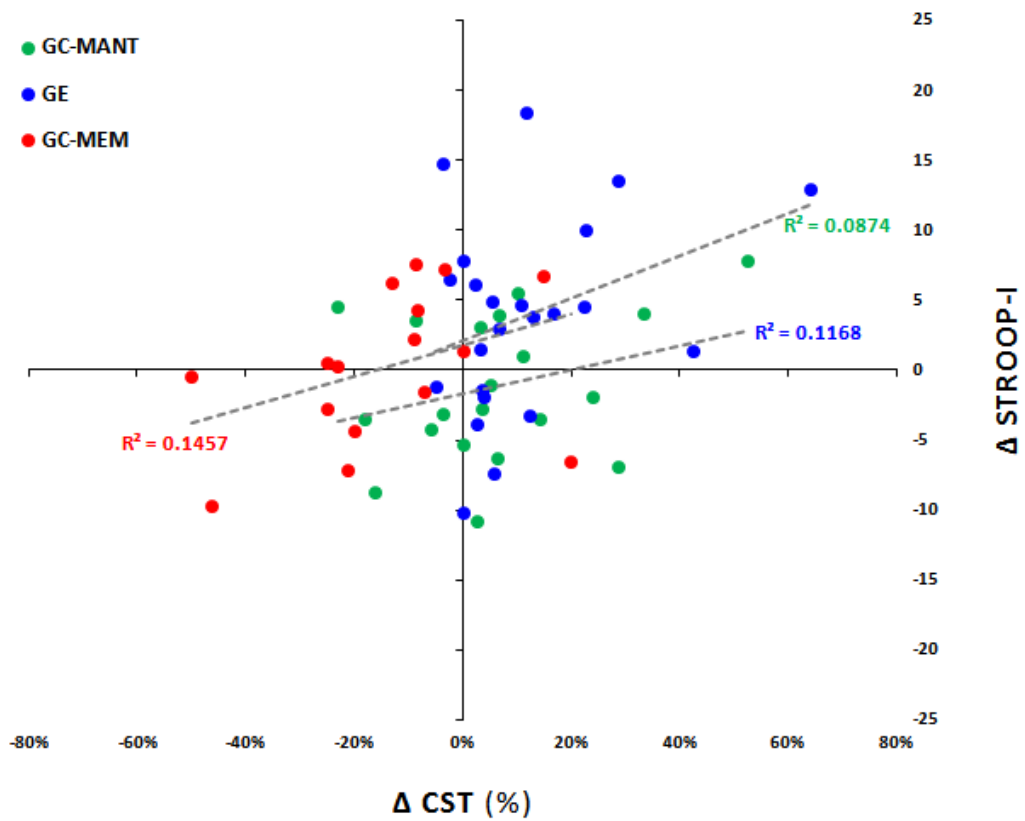
La mejora en SF12-FIS muestra una correlación de débil a moderada con las tres variables que evaluaban la capacidad condicional:  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.44$ ;  $p<0.05$ ) (ver figura 3.3.2),  $\Delta$  CST ( $r=0.29$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  GRIP ( $r=0.31$ ;  $p<0.05$ ); mientras que el  $\Delta$  SF12-GLOB se asocia con  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.42$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  GRIP ( $r=0.28$ ;  $p<0.05$ ), y muestra una tendencia a la significación con  $\Delta$  CST ( $r=0.23$ ;  $p=0.07$ ). La mejora en STRP-C y STR-I se asocian positivamente con  $\Delta$  CST ( $r=0.28$  y  $r=0.35$  respectivamente;  $p<0.05$ ) (ver figura 3.3.3), mientras que  $\Delta$  STR-B y  $\Delta$  CST presentan una correlación casi significativa pero de signo negativo ( $r=-0.23$ ;  $p=0.08$ ).



**Figura 3.3.2.** Relación entre los cambios experimentados por las variables TUGT y SF12-GLOB. En trazo discontinuo se muestran las rectas de ajuste por mínimos cuadrados y el valor de la regresión lineal ( $R^2$ ) para cada grupo.

El incremento de RRI presenta una correlación débil pero significativa con  $\Delta$  STR-I ( $r=-0.28$ ;  $p<0.05$ ). El cambio en lnSDNN muestra una asociación moderada con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.45$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  STR-B ( $r=-0.35$ ;  $p<0.05$ ), y una correlación moderada casi significativa con  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=-0.31$ ;  $p=0.06$ ). De modo similar, el incremento *pre-post* en lnRMSSD correlaciona significativamente con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.44$ ;  $p<0.05$ ) y casi significativamente con  $\Delta$  SF12-GLOB

( $r=-0.30$ ;  $p=0.07$ ) y  $\Delta$  STR-B ( $r=-0.32$ ;  $p=0.06$ ).  $\Delta$  InHF presenta una asociación significativa y moderada con  $\Delta$  IMC ( $r=0.39$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.39$ ;  $p<0.05$ ), y una tendencia a la significación de signo negativo con  $\Delta$  STR-B ( $r=-0.29$ ;  $p<0.07$ ). Finalmente, el cambio mostrado por  $\alpha_{1\text{ SCORE}}$  correlaciona significativamente con  $\Delta$  RPP ( $r=0.36$ ;  $p<0.05$ ) y casi significativamente con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.28$ ;  $p=0.09$ ) y  $\Delta$  CST ( $r=-0.30$ ;  $p=0.07$ ).



**Figura 3.3.3.** Relación entre los cambios experimentados por las variables CST y STR-I. En trazo discontinuo se muestran las rectas de ajuste por mínimos cuadrados y el valor de la regresión lineal ( $R^2$ ) para cada grupo.

**Tabla 3.3.1.** Resultados del análisis de correlación de Pearson entre los valores delta de las variables dependientes (excluyendo los índices de VFC) que en los análisis de Varianza habían mostrado cambios significativos tras la intervención. \*\* p<0.01; \* p<0.05; <sup>β</sup> p<0.1

	$\Delta$ TAS	$\Delta$ TAD	$\Delta$ RPP	$\Delta$ IMC	$\Delta$ GC	$\Delta$ MM	$\Delta$ SF12-FIS	$\Delta$ SF12-GLO	$\Delta$ STR-B	$\Delta$ STR-C	$\Delta$ STR-I	$\Delta$ TUGT	$\Delta$ CST	$\Delta$ GRIP
$\Delta$ RRi	0.20	0.01		-0.24	-0.25	0.20	0.12	0.01	0.16	0.18	<b>0.28</b> <sup>*</sup>	0.10	0.06	-0.05
$\Delta$ TAS				0.12	-0.07	-0.07	-0.17	<b>-0.24</b> <sup>β</sup>	-0.04	-0.13	<0.01	0.05	<0.01	0.02
$\Delta$ TAD				0.03	0.04	-0.13	-0.22	<b>-0.26</b> <sup>β</sup>	0.11	-0.03	<0.01	-0.04	-0.06	0.05
$\Delta$ RPP				0.10	0.07	-0.15	-0.22	-0.16	-0.27	-0.20	-0.18	0.01	-0.18	0.20
$\Delta$ IMC	0.12	0.03	0.10				-0.20	-0.12	-0.10	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	<b>-0.31</b> <sup>*</sup>	0.11	-0.09	-0.12
$\Delta$ GC	-0.07	0.04	0.07				-0.14	-0.04	-0.06	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	<b>-0.25</b> <sup>β</sup>	0.16	-0.04	<b>-0.26</b> <sup>*</sup>
$\Delta$ MM	-0.07	-0.13	-0.15				0.10	-0.07	0.02	0.11	0.09	-0.11	0.16	0.14
$\Delta$ SF12-FIS	-0.17	-0.22	-0.22	-0.20	-0.14	0.10			0.03	0.13	0.22	<b>-0.44</b> <sup>**</sup>	<b>0.29</b> <sup>*</sup>	<b>0.31</b> <sup>*</sup>
$\Delta$ SF12-GLO	<b>-0.24</b> <sup>β</sup>	<b>-0.26</b> <sup>β</sup>	-0.16	-0.12	-0.04	-0.07			0.09	0.13	0.17	<b>-0.42</b> <sup>**</sup>	<b>0.23</b> <sup>β</sup>	<b>0.28</b> <sup>*</sup>
$\Delta$ STR-B	-0.04	0.11	-0.27	-0.10	-0.06	0.02	0.03	0.09				0.11	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	-0.11
$\Delta$ STR-C	-0.13	-0.03	-0.20	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	0.11	0.13	0.13				-0.10	<b>0.28</b> <sup>*</sup>	0.15
$\Delta$ STR-I	<0.01	<0.01	-0.18	<b>-0.31</b> <sup>*</sup>	<b>-0.25</b> <sup>β</sup>	0.09	0.22	0.17				-0.02	<b>0.35</b> <sup>**</sup>	0.13
$\Delta$ TUGT	0.05	-0.04	0.01	0.11	0.16	-0.11	<b>-0.44</b> <sup>**</sup>	<b>-0.42</b> <sup>**</sup>	0.11	-0.10	-0.02			
$\Delta$ CST	<0.01	-0.06	-0.18	-0.09	-0.04	0.16	<b>0.29</b> <sup>*</sup>	<b>0.23</b> <sup>β</sup>	<b>-0.23</b> <sup>β</sup>	<b>0.28</b> <sup>*</sup>	<b>0.35</b> <sup>**</sup>			
$\Delta$ GRIP	0.02	0.05	0.20	-0.12	<b>-0.26</b> <sup>*</sup>	0.14	<b>0.31</b> <sup>*</sup>	<b>0.28</b> <sup>*</sup>	-0.11	0.15	0.13			

**Tabla 3.3.2.** Resultados del análisis de correlación parcial (controlando el efecto de la variable  $\Delta$  RRI) entre los valores delta de las variables dependientes (incluyendo los índices de VFC) que en los análisis de varianza habían mostrado cambios significativos tras la intervención. \*\*  $p < 0.01$ ; \*  $p < 0.05$ ; <sup>β</sup>  $p < 0.1$

	$\Delta$ TAS	$\Delta$ TAD	$\Delta$ RPP	$\Delta$ IMC	$\Delta$ GC	$\Delta$ MM	$\Delta$ SF12-FIS	$\Delta$ SF12-GLO	$\Delta$ STR-B	$\Delta$ STR-C	$\Delta$ STR-I	$\Delta$ TUGT	$\Delta$ CST	$\Delta$ GRIP
$\Delta$ lnSDNN	0.22	0.03	0.21	0.19	0.12	-0.13	<b>-0.45</b> **	<b>-0.31</b> <sup>β</sup>	<b>-0.35</b> *	-0.08	0.02	0.26	-0.27	-0.17
$\Delta$ lnRMSSD	0.19	-0.05	0.15	0.27	0.14	-0.13	<b>-0.44</b> **	<b>-0.30</b> <sup>β</sup>	<b>-0.32</b> <sup>β</sup>	-0.10	-0.01	0.16	-0.25	-0.15
$\Delta$ lnHF	0.05	-0.07	-0.05	<b>0.39</b> *	0.17	-0.10	<b>-0.39</b> *	-0.25	<b>-0.29</b> <sup>β</sup>	-0.05	-0.01	0.06	-0.08	-0.11
$\Delta$ $\alpha_1$ SCORE	0.12	0.09	<b>0.36</b> *	-0.26	0.14	-0.06	<b>-0.28</b> <sup>β</sup>	0.21	0.19	0.27	0.21	0.13	<b>-0.30</b> <sup>β</sup>	-0.08

### 3.3.2. Relación entre los valores iniciales y el cambio experimentado tras la intervención

#### 3.3.2.1. Relación entre los resultados iniciales de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y el cambio mostrado por las variables dependientes

El valor de RRI en el momento de muestreo pre-intervención presenta una relación inversa casi significativa  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.32$ ;  $p=0.06$ ), mientras que  $\ln$ SDNN muestra una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=0.30$ ;  $p=0.07$ ).  $\ln$ LF presenta una relación moderada de signo positivo con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=0.46$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=0.44$ ;  $p<0.05$ ) (**ver figura 3.3.4**) y de signo negativo con  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.37$ ;  $p<0.05$ ), además de una asociación inversa casi significativa con  $\Delta$  SF12-MEN ( $r=-0.30$ ;  $p=0.07$ ).  $\ln$ HF únicamente muestra una relación moderada con  $\Delta$  TAS ( $r=0.34$ ;  $p<0.05$ ); mientras que  $\ln$ LF/HF se asocia positivamente con  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=0.39$ ;  $p<0.05$ ) e inversamente con  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.42$ ;  $p<0.05$ ), y muestra una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=0.30$ ;  $p=0.08$ ),  $\Delta$  SF12-MEN ( $r=0.30$ ;  $p=0.07$ ) y  $\Delta$  STR-B ( $r=-0.32$ ;  $p=0.06$ ).

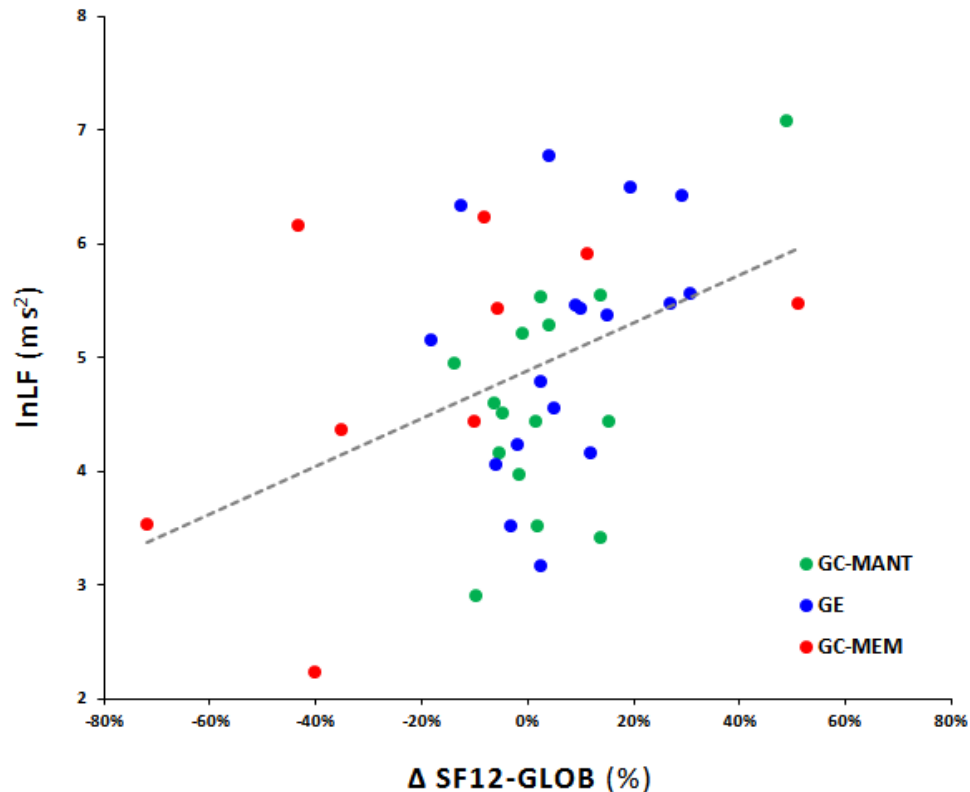
El ratio  $\ln$ SD1/SD2 presenta una correlación moderada con  $\Delta$  MM ( $r=0.36$ ;  $p<0.05$ ),  $\Delta$  SF12-MEN ( $r=-0.42$ ;  $p<0.05$ ),  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=-0.41$ ;  $p<0.05$ ),  $\Delta$  STR-B ( $r=0.36$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  TUGT ( $r=0.38$ ;  $p<0.05$ ); además de una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.30$ ;  $p=0.07$ ). SaEn se asocia inversamente con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=-0.36$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=-0.38$ ;  $p<0.05$ ), y positivamente con  $\Delta$  TUGT ( $r=0.38$ ;  $p<0.05$ ); y presenta además correlaciones casi significativas con  $\Delta$  STR-A ( $r=-0.28$ ;  $p=0.09$ ),  $\Delta$  STR-C ( $r=0.32$ ;  $p=0.06$ ) y  $\Delta$  STR-I ( $r=0.29$ ;  $p=0.09$ ). Finalmente,  $\alpha_1$  muestra una relación inversa y moderada con  $\Delta$  MM ( $r=-0.33$ ;  $p<0.05$ ),  $\Delta$  STR-B ( $r=-0.35$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  TUGT ( $r=-0.42$ ;  $p<0.05$ ); una asociación moderada de signo positivo con  $\Delta$  SF12-MEN ( $r=0.38$ ;  $p<0.05$ ) y  $\Delta$  SF12-GLOB ( $r=0.42$ ;  $p<0.05$ ); y una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-FIS ( $r=0.32$ ;  $p=0.06$ ). En la **tabla 3.3.3** se muestra el grado de correlación de los valores basales de VFC y el cambio experimentado por las variables dependientes.

**Tabla 3.3.3 (parte A).** Resultados del análisis de correlación parcial (controlando el efecto de las variables edad, genero y el factor inter-sujeto actividad) entre los valores basales de Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca y el cambio experimentado por las variables dependientes (excluidos los propios índices de VFC). Excepto para RRi, en el resto de pares de datos también se ha controlado esta variable.  
 \*\* p<0.01; \* p<0.05; <sup>β</sup> p<0.1

	$\Delta$ STR-A	$\Delta$ STR-B	$\Delta$ STR-C	$\Delta$ STR-I	$\Delta$ TUGT	$\Delta$ CST	$\Delta$ GRIP	$\Delta$ TAS
RRi	-0.12	0.08	-0.01	-0.08	<b>-0.32<sup>β</sup></b>	0.02	-0.01	0.25
lnSDNN	-0.18	0.08	-0.07	-0.09	-0.17	0.04	0.19	0.21
lnRMSSD	-0.24	0.22	<0.01	-0.09	0.04	-0.05	0.12	0.19
lnLF	-0.11	-0.13	-0.11	-0.06	<b>-0.37<sup>*</sup></b>	0.17	0.21	0.13
lnHF	-0.19	0.18	-0.09	-0.12	0.05	-0.09	0.03	<b>0.34<sup>*</sup></b>
lnLFHF	0.09	<b>-0.32<sup>β</sup></b>	-0.02	0.06	<b>-0.42<sup>*</sup></b>	0.27	0.18	-0.27
lnSD1/ SD2	-0.21	<b>0.36<sup>*</sup></b>	0.12	-0.06	<b>0.38<sup>*</sup></b>	-0.20	-0.05	0.06
SaEn	<b>-0.28<sup>β</sup></b>	-0.13	<b>0.32<sup>β</sup></b>	<b>0.29<sup>β</sup></b>	<b>0.38<sup>*</sup></b>	0.08	-0.07	0.02
$\alpha_1$	0.16	<b>-0.35<sup>*</sup></b>	-0.09	0.06	<b>-0.42<sup>*</sup></b>	0.20	0.13	-0.09
$\alpha_1$ SCORE	0.16	0.09	-0.11	-0.16	-0.15	-0.13	0.22	-0.05

**Tabla 3.3.3 (parte B).** Resultados del análisis de correlación parcial (controlando el efecto de las variables edad y genero y el factor inter-sujeto actividad) entre los valores basales de Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca y el cambio experimentado por las variables dependientes (excluidos los propios índices de VFC). Excepto para RRi, en el resto de pares de datos también se ha controlado esta variable.  
 \*\* p<0.01; \* p<0.05; <sup>β</sup> p<0.1

	$\Delta$ TAD	$\Delta$ RPP	$\Delta$ IMC	$\Delta$ GC	$\Delta$ MM	$\Delta$ SF12- FIS	$\Delta$ SF12- MEN	$\Delta$ SF12- GLOB
RRi	0.16		0.08	0.12	-0.16	0.06	0.26	0.23
lnSDNN	0.06	0.04	0.17	0.24	-0.18	<b>0.30<sup>β</sup></b>	0.17	0.26
lnRMSSD	0.06	0.06	0.13	0.12	0.02	0.09	-0.07	0.01
lnLF	0.09	<0.01	0.16	0.17	-0.27	<b>0.46<sup>**</sup></b>	<b>0.30<sup>β</sup></b>	<b>0.44<sup>**</sup></b>
lnHF	0.22	0.23	0.08	0.17	-0.10	0.15	<0.01	0.05
lnLFHF	-0.17	-0.27	0.07	-0.02	-0.16	<b>0.30<sup>β</sup></b>	<b>0.30<sup>β</sup></b>	<b>0.39<sup>*</sup></b>
lnSD1/ SD2	0.04	0.09	-0.02	-0.13	<b>0.36<sup>*</sup></b>	<b>-0.30<sup>β</sup></b>	<b>-0.42<sup>*</sup></b>	<b>-0.41<sup>*</sup></b>
SaEn	-0.17	0.13	-0.02	-0.07	0.08	<b>-0.36<sup>*</sup></b>	-0.23	<b>-0.38<sup>*</sup></b>
$\alpha_1$	-0.12	-0.14	<0.01	0.09	<b>-0.33<sup>*</sup></b>	<b>0.32<sup>β</sup></b>	<b>0.38<sup>*</sup></b>	<b>0.42<sup>*</sup></b>
$\alpha_1$ SCORE	-0.07	-0.05	0.11	0.13	-0.22	0.12	0.18	0.20



**Figura 3.3.4.** Relación entre el valor inicial de InLF y el cambio experimentado en SF12-GLOB tras la intervención. En trazo discontinuo se muestra la recta de ajuste por mínimos cuadrados.

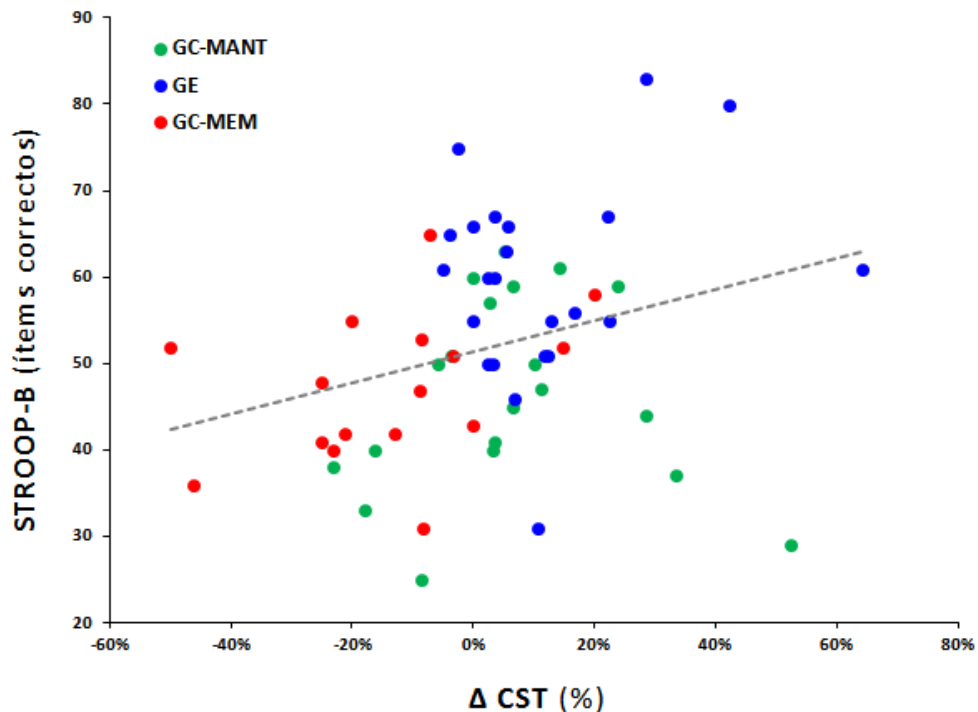
### 3.3.2.2. Relación entre los resultados iniciales de Función Ejecutiva y el cambio mostrado por las variables dependientes

El rendimiento en la parte B del test de Stroop antes de la intervención muestra una correlación moderada de signo positivo con  $\Delta$  CST ( $r=0.39$ ;  $p<0.01$ ) (**figura 3.3.5**) y una tendencia a la significación con  $\Delta$  GRIP ( $r=-0.24$ ;  $p=0.07$ ), mientras que el rendimiento en la parte C del test de Stroop presenta una asociación moderada de signo negativo con  $\Delta$  GRIP ( $r=-0.33$ ;  $p<0.05$ ) y una tendencia a la significación con  $\Delta$  SF12-MEN ( $r=-0.24$ ;  $p=0.08$ ) y  $\Delta$  SF-GLOB ( $r=-0.23$ ;  $p=0.09$ ). Por otra parte, STR-I antes de la intervención muestra una relación inversa y moderada con  $\Delta$  CST ( $r=-0.30$ ;  $p<0.05$ ). En la **tabla 3.3.4** se muestra el grado de correlación de los valores basales en el test de Stroop y el cambio experimentado por las variables dependientes.



**Tabla 3.3.4.** Resultados del análisis de correlación parcial (controlando el efecto de las variables edad y genero y el factor inter-sujeto actividad)entre los valores basales de Función Ejecutiva y el cambio experimentado por las variables dependientes (excluidos los índices de VFC y las propias variables de Función Ejecutiva). \*\* p<0.01; \* p<0.05; <sup>β</sup> p<0.1

	$\Delta$ TAS	$\Delta$ TAD	$\Delta$ RPP	$\Delta$ IMC	$\Delta$ GC	$\Delta$ MM
STR-A	-0.02	-0.04	-0.03	-0.02	0.11	<0.01
STR-B	-0.10	-0.13	-0.18	-0.12	0.03	-0.04
STR-C	0.08	0.02	0.02	0.10	0.08	0.06
STR-I	0.15	0.11	0.12	0.20	0.04	0.08
	$\Delta$ SF12-FIS	$\Delta$ SF12-MEN	$\Delta$ SF12-GLOB	$\Delta$ TUGT	$\Delta$ CST	$\Delta$ GRIP
STR-A	-0.17	-0.18	-0.17	0.15	0.22	-0.15
STR-B	0.02	-0.14	-0.07	-0.02	<b>0.39**</b>	<b>-0.24<sup>β</sup></b>
STR-C	-0.19	<b>-0.24<sup>β</sup></b>	<b>-0.23<sup>β</sup></b>	0.10	<0.01	<b>-0.33*</b>
STR-I	-0.17	-0.14	-0.17	0.07	<b>-0.30*</b>	-0.18



**Figura 3.3.5.** Relación entre el valor inicial de STR-B y el cambio experimentado en CST tras la intervención. En trazo discontinuo se muestra la recta de ajuste por mínimos cuadrados.

### 3.3.2.3. Relación entre los resultados iniciales de Capacidad Condicional y el cambio mostrado por las variables dependientes

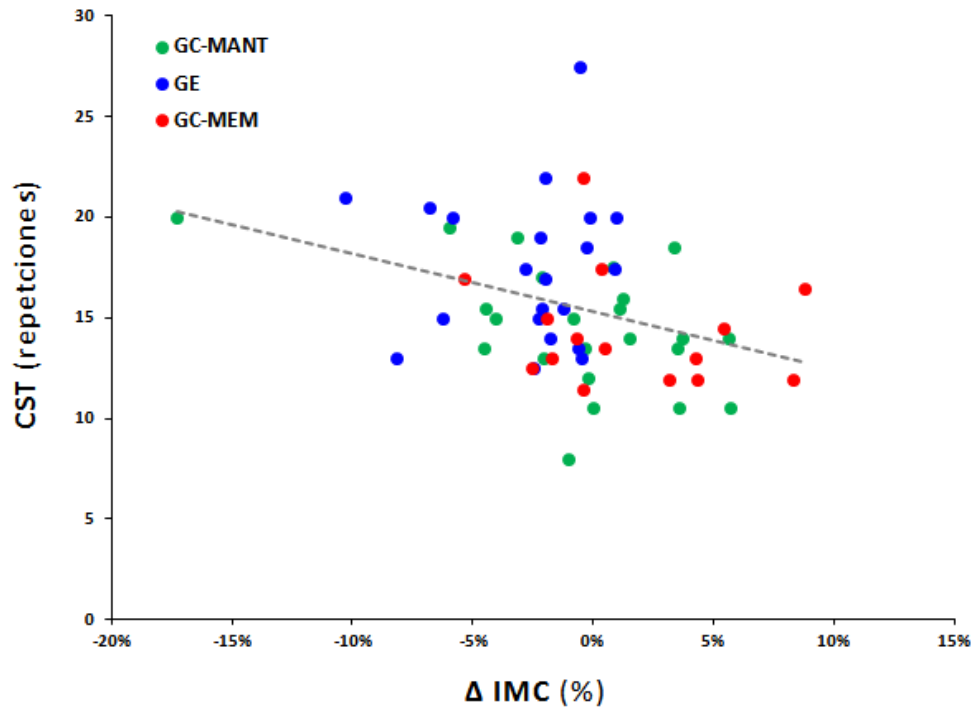
El tiempo empleado en completar el TUGT antes de la intervención muestra una tendencia a la significación con  $\Delta$  RPP ( $r=0.34$ ;  $p=0.06$ ) y  $\Delta$  MM ( $r=0.26$ ;  $p=0.06$ ), mientras que el número de repeticiones en el CST presenta una relación débil de signo negativo con  $\Delta$  IMC ( $r=-0.28$ ;  $p<0.05$ ) (ver figura 3.3.6) y de signo positivo con  $\Delta$  STR-B ( $r=0.27$ ;  $p<0.05$ ). Al mismo tiempo, el resultado en el GRIP antes de la intervención muestra una asociación inversa y moderada con  $\Delta$  RPP ( $r=-0.39$ ;  $p<0.05$ ). En la tabla 3.3.5 se muestra el grado de correlación de los valores basales en los test condicionales y el cambio experimentado por las variables dependientes.

**Tabla 3.3.5.** Resultados del análisis de correlación parcial (controlando el efecto de las variables edad y genero y el factor inter-sujeto actividad) entre los valores basales de Capacidad Condicional y el cambio experimentado por las variables dependientes (excluidos los índices de VFC y las propias variables de Capacidad Condicional). \*\*  $p<0.01$ ; \*  $p<0.05$ ; <sup>β</sup>  $p<0.1$

	$\Delta$ TAS	$\Delta$ TAD	$\Delta$ RPP	$\Delta$ IMC	$\Delta$ GC	$\Delta$ MM	
<b>TUGT</b>	0.14	-0.08	<b>0.34<sup>β</sup></b>	0.20	0.04	<b>-0.26<sup>β</sup></b>	
<b>CST</b>	-0.20	<0.01	-0.22	<b>-0.28<sup>*</sup></b>	-0.12	0.19	
<b>GRIP</b>	-0.14	-0.09	<b>-0.39<sup>*</sup></b>	0.06	0.05	0.09	

	$\Delta$ SF12-FIS	$\Delta$ SF12-MEN	$\Delta$ SF12-GLOB	$\Delta$ STR-A	$\Delta$ STR-B	$\Delta$ STR-C	$\Delta$ STR-I
<b>TUGT</b>	0.10	0.20	0.13	0.22	-0.10	<0.01	-0.10
<b>CST</b>	-0.03	-0.04	-0.03	-0.04	<b>0.27<sup>*</sup></b>	-0.03	-0.09
<b>GRIP</b>	0.09	0.04	0.07	<0.01	0.04	-0.01	<0.01



**Figura 3.3.6.** Relación entre el valor inicial de CST y el cambio experimentado en IMC tras la intervención. En trazo discontinuo se muestra la recta de ajuste por mínimos cuadrados.

### 3.4. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Globalmente, los resultados de nuestro trabajo sugieren que el seguimiento de un programa de entrenamiento funcional, con alto componente cognitivo e incidencia en la intensidad, permite obtener mejoras significativas en la regulación cardiovascular (dinámica del ritmo cardiaco, tensión arterial y carga de trabajo cardiaco), la función ejecutiva, la capacidad condicional, la composición corporal y la autopercepción de salud en adultos mayores de 65 años independientes. Además, estas mejoras se han evidenciado con una frecuencia de tan solo 2 sesiones semanales de 1 hora de duración y con un promedio de asistencia a las clases del  $81.07 \pm 8.7\%$ . Aunque suele recomendarse un seguimiento de al menos el 80 - 85 % de las sesiones para garantizar que los resultados de un programa de ejercicio físico sean satisfactorios (Pisters y cols., 2010), dado que el nivel de adherencia en esta población suele ser especialmente bajo (Garmendia y cols., 2013), se optó por fijar un mínimo de asistencia del 70% para incluir a los participantes en el análisis. Las mejoras obtenidas adquieren por tanto mayor relevancia si consideramos que algunos participantes del GE no alcanzaron el umbral del 80 - 85% que suele establecerse para asegurar la eficacia de un programa de entrenamiento.

La realización durante el curso 2011 – 2012 de un primer estudio piloto nos permitió ajustar la estructura temporal de los contenidos y las progresiones de nuestra propuesta de Entrenamiento Funcional, mejorando la interacción entre los componentes cardiovascular, neuromuscular y de habilidad motriz y la implicación del componente cognitivo. De hecho, el GC-GIM, que siguió un programa de ejercicio físico de igual frecuencia semanal y duración de las sesiones, obtuvo mejoras significativas en la capacidad condicional, la tensión arterial, la carga de trabajo cardiaco y la autopercepción de salud; pero no en la regulación neural del ritmo cardiaco, la función ejecutiva ni la composición corporal. Estos resultados demuestran la pertinencia de dotar a los programas de entrenamiento con mayores de una mayor orientación funcional y un énfasis en la implicación cognitiva y la intensidad para lograr mejoras más holísticas.

Al mismo tiempo, nuestro trabajo parece indicar que el envejecimiento, en ausencia de ejercicio físico sistematizado, provoca una pérdida significativa de la capacidad condicional, un empeoramiento de la composición corporal y la autopercepción de salud y un probable deterioro de la regulación neural del ritmo cardiaco en un periodo de tan solo 30 semanas. Dentro del estudio principal, se registró mediante acelerometría el nivel de actividad física habitual antes y después de la intervención. Sin embargo, en la evaluación post-intervención un número elevado de los participantes del GC-GIM y el GC-MEM rehusaron realizar esta parte de los test, reduciéndose de forma importante la muestra analizada; y por esta razón se decidió no incluir estos datos en los resultados de trabajo. Este hecho nos impide cuantificar el nivel de sedentarismo y su evolución como consecuencia de la intervención realizada. No obstante, dado que el GC-MEM no participó en ningún programa de entrenamiento físico durante la intervención, parece que el menor nivel de actividad física de este grupo en comparación con el GE y GC-GIM habría acrecentado los efectos negativos del envejecimiento *per se* y podría explicar -al menos parcialmente- la pérdida de capacidad funcional y el deterioro de la composición corporal, la autopercepción de salud y la regulación neural del ritmo cardiaco.

Para fundamentar estas afirmaciones vamos a apoyarnos en el análisis y discusión de las principales aportaciones de nuestro trabajo, considerando tanto los análisis de varianza como los de correlación y comparativamente con los hallazgos descritos anteriormente en la literatura.

#### 3.4.1. Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca

La mejora mostrada por el GE en la variable  $\alpha_{1 \text{ SCORE}}$ , que coincide con otros estudios realizados en diferentes poblaciones (p.ej. adultos mayores hipertensos; Millar, Levy, McGowan, McCartney y MacDonald, 2013; personas con tetraplejia; Millar y cols., 2009; o adultos jóvenes; Rakobowchuk, Harris, Taylor, Cubbon y Birch, 2013), evidencia una mejora en la regulación del ritmo cardiaco tras la intervención realizada. Además, en otros dos estudios (Karavirta y cols., 2009; Mendes y cols., 2010) aunque no se analizó  $\alpha_{1 \text{ SCORE}}$ , se hallaron cambios significativos en  $\alpha_1$  conducentes a un valor más próximo a 1; en el caso de Karavirta y

cols. (2009) tras una intervención 21 semanas de entrenamiento concurrente en una muestra de 93 hombres de mediana edad ( $55.6 \pm 7.4$  años), y en el caso de Mendes y cols. (2010) después de un programa de ejercicio hospitalario de corta duración en 47 pacientes ( $60 \pm 8$  años) operados de bypass arterial coronario. Este mejor equilibrio entre predictibilidad y aleatoriedad en la señal cardíaca ( $\alpha_1$  más próximo a 1) se ha asociado a un menor riesgo de mortalidad cardíaca en el adulto mayor (T. H. Makikallio y cols., 2001; Stein, Barzilay, Chaves, Mistretta, y cols., 2008).

Paralelamente, el aumento de RRI en el GE denota una reducción de la modulación simpática en reposo y, conjuntamente con la disminución de RPP, indican una reducción de la carga de trabajo cardíaco. Estos cambios muestran una regulación cardiovascular más adaptativa, capaz de reducir el gasto cardíaco en ausencia de demandas metabólicas importantes (Fredericks, Choi, Hart, Butt y Mital, 2005). No en vano, estudios anteriores han demostrado que un menor RPP en reposo se asocia no solo a un menor riesgo de mortalidad cardiovascular, angina de pecho e infarto de miocardio (Deedwania y Nelson, 1990; cit. por Atkinson, Leary, George, Murphy y Jones, 2009), sino también a un mejor rendimiento cognitivo en el adulto mayor (Capuana y cols., 2012; Mathewson y cols., 2011); por lo que la reducción de RPP en el GE podría contribuir parcialmente a la mejora cognitiva exhibida tras la intervención. Los análisis de correlación han mostrado además una asociación significativa entre  $\Delta$  RRI y  $\Delta$  STR-I. Este resultado sugiere que la mejora en el comportamiento cardiovascular (menor FC y menor RPP en reposo) y la mejora cognitiva logradas como consecuencia del programa de Entrenamiento Funcional estarían interrelacionadas, corroborando los resultados de la investigación experimental de Albinet y cols. (2010) así como los estudios poblacionales TILDA, MIDUS y *Women's Health and Aging* (Frewen y cols., 2013; D. H. Kim y cols., 2006; Kimhy y cols., 2013).

La mejora en la dinámica fractal del ritmo cardíaco contrasta, sin embargo, con la ausencia de cambio en los índices lineales de VFC (a excepción de RRI). Esta aparente discrepancia podría explicarse por diferentes motivos. En primer lugar, estudios previos sugieren que las mejoras en la dinámica no-lineal del ritmo cardíaco precederían en el tiempo a las de los índices lineales (Heffernan y cols., 2008; Karavirta y cols., 2009; Millar y cols., 2009). Además, se ha demostrado que los efectos del ejercicio físico sobre la regulación del ritmo cardíaco

disminuyen con la edad (Sandercock y cols., 2005), de modo que 2 sesiones de entrenamiento semanales podrían no haber supuesto un estímulo suficiente para alterar la VFC; y el carácter multicomponente de nuestra propuesta, que incluía ejercicios de habilidad motriz, resistencia y fuerza, también podría haber generado respuestas adaptativas más heterogéneas (comparativamente con un entrenamiento divergente de fuerza o resistencia) (Karavirta y cols., 2013). Estudios anteriores en adultos mayores habían encontrado cambios significativos en índices de dominio tiempo y/o frecuencia después de programas de ejercicio aeróbico (Albinet y cols., 2010; Earnest y cols., 2008; Jurca y cols., 2004; Levy y cols., 1998; Madden y cols., 2006; Pichot y cols., 2005; Stein y cols., 1999), Tai-Chi (Audette y cols., 2006) y Yoga (Santaella y cols., 2011); pero no tras entrenamientos de fuerza (Forte y cols., 2003; Gerage y cols., 2013; Karavirta y cols., 2009; Madden y cols., 2006; Wanderley y cols., 2013), a excepción del estudio de Melo y cols. (2008).

No obstante, tal y como señalábamos en el marco teórico, son varios los autores que apuntan que la interpretación de los índices lineales en adultos mayores debe realizarse con suma cautela (De Meersman y Stein, 2007; Greiser y cols., 2009; Stein y cols., 2009); ya que valores espuriamente altos podrían enmascarar una disfunción del nódulo sinusal y no una mejor regulación del ritmo cardiaco, como cabría esperar de esos mismos valores en una población de adultos jóvenes (Platisa y Gal, 2006; Stein y cols., 2005). Este último argumento resulta especialmente pertinente en relación a los resultados obtenidos en nuestro trabajo. Por una parte, si observamos en la **tabla 3.2.1** los valores sin transformación logarítmica encontramos que los índices lineales presentan DE muy elevadas, superiores en algunos casos a la media; lo cual implica un coeficiente de variación superior al 100% y nos indica la presencia de valores extremos. Por otra parte, los análisis de correlación muestran que el incremento en lnSDNN de la condición PRE a la condición POST se ha asociado inversamente con el cambio en SF12-FIS y STR-B. De modo similar,  $\Delta$  lnRMSSD presenta una correlación inversa con  $\Delta$  SF12-FIS y  $\Delta$  lnHF se ha asociado positivamente con  $\Delta$  IMC y negativamente con  $\Delta$  SF12-FIS. Por tanto, considerando dichas correlaciones, el incremento significativo en los índices lineales lnSDNN y lnRMSSD y casi significativo en lnHF mostrados por el GC-MEM se asociaría a un empeoramiento de la salud física percibida y la velocidad psicomotora, y a un incremento del IMC. Anteriormente, Poliakova y cols. (2012) ya habían mostrado una correlación positiva



entre el PC y SDNN en una muestra de adultos de mediana edad con rasgos de SM; y habían atribuido esa relación inicialmente no esperada al hecho de que una mayor VFC no siempre es sinónimo de una mejor regulación de la FC.

Siguiendo con los análisis de correlación, los valores de regulación del ritmo cardiaco antes de la intervención han mostrado asociaciones significativas con los cambios en STR-B, TUGT, TAS, MM y SF-12. Un ritmo cardiaco más aleatorio y con mayor variabilidad a corto plazo (menor  $\alpha_1$  y mayor  $\ln SD1/SD2$ ) se ha asociado a una mejora más pronunciada tanto en la velocidad psicomotora (STR-B) como en la masa muscular tras la fase experimental. Por el contrario, un ritmo cardiaco con mayor variabilidad a largo plazo, mayor BRS, más regular y predecible (mayor  $\alpha_1$ ,  $\ln LF$  y  $\ln LFHF$ ; menor  $\ln SD1/SD2$  y SaEn) se ha asociado a una mejora más acentuada en equilibrio y movilidad dinámica (TUGT) así como en las variables de salud percibida (SF12-FIS, SF12-MEN y SF-GLOB). Así pues, opuestamente al perfil de dinámica del ritmo cardiaco que consideraríamos indicativo de una regulación más flexible y adaptativa en el adulto joven, mayor predominio de la variabilidad a largo plazo frente a corto plazo y una estructura más regular y predecible parece ser más deseable en el adulto mayor.

En cualquier caso, globalmente, nuestros resultados sugieren que diferentes perfiles de regulación del ritmo cardiaco favorecen en mayor o menor medida distintas adaptaciones al entrenamiento en el adulto mayor, y corroboran y amplían un estudio muy reciente de Baynard, Goulopoulou, Sosnoff, Fernhall y Kanaley (2014). Este trabajo analiza los efectos de un programa de entrenamiento aeróbico de 16 semanas realizado en una muestra de 57 personas de entre 40 y 60 años (la totalidad de los eran cuales obesos y un 37% padecían además DM tipo II), en función de su VFC (índice HF) antes de la intervención. Los autores obtuvieron que aquellos sujetos con un valor por encima del percentil 50 mostraron un incremento de su  $VO_2\max$  y una reducción de su IMC y su PC, mientras que los sujetos del grupo opuesto exhibieron una mejora de su estatus glucémico.

Por otra parte, la correlación positiva entre  $\ln HF$  y  $\Delta TAS$  podría indicarnos que una menor modulación vagal antes de la intervención se ha asociado a un mayor descenso de la TAS. Este resultado contrastaría con estudios anteriores (Boutcher, Park, Dunn y Boutcher, 2013;



Hautala y cols., 2003), en los que un mayor valor de HF antes de un periodo de entrenamiento se ha asociado a una adaptación deseable al mismo (incremento  $VO_2\text{max}$ ). Sin embargo, dichos estudios se han llevado a cabo con adultos jóvenes o de mediana edad. En estas poblaciones el índice HF se considera de manera inequívoca un indicador de la modulación vagal; mientras que en adultos mayores, valores espuriamente altos en esta variable pueden enmascarar a menudo una disfunción del nódulo sinusal (Platisa y Gal, 2006; Stein y cols., 2005). Por esta razón debemos ser cautelosos en la interpretación de la correlación entre  $\ln\text{HF}$  y  $\Delta\text{TAS}$ .

En definitiva, nuestros resultados refuerzan la recomendación de contrastar los índices lineales con metodología no-lineal, especialmente en poblaciones de adultos mayores (Nicolini y cols., 2012). No en vano, aunque de forma no significativa, el aumento de la VFC en el GC-MEM se acompañó de una reducción en  $\alpha_1$  (**ver tabla 3.2.1**); y los valores de esta variable en el muestreo POST, conjuntamente con los de SaEn, son indicativos de un ritmo cardiaco caótico y aleatorio (Blasco-Lafarga y cols., 2010).

#### 3.4.2. Función ejecutiva

Los resultados en relación al test de Stroop muestran que los dos grupos que realizaron ejercicio físico (GE y GC-GIM) incrementaron su rendimiento en la parte de velocidad psicomotora (STR\_B), pero únicamente el GE mejoró en función ejecutiva (STR\_C y STR\_I). Este hallazgo concuerda con estudios anteriores que habían mostrado mejoras en este dominio cognitivo utilizando tanto el test de Stroop (Liu-Ambrose y cols., 2008; Liu-Ambrose, Nagamatsu, y cols., 2010; Predovan y cols., 2012; Smith y cols., 2010) como otras formas de evaluación (Cassilhas y cols., 2007; Forte, Boreham, Leite, y cols., 2013). Asimismo, tanto protocolos de entrenamiento aeróbico (Smith y cols., 2010), como protocolos de fuerza (Cassilhas y cols., 2007; Liu-Ambrose y cols., 2008; Liu-Ambrose, Nagamatsu, y cols., 2010) o de entrenamiento multicomponente (Forte, Boreham, Leite, y cols., 2013) y neuromotor (p.ej. Tai-Chi, Baile; Miller y Taylor-Piliae, 2014; Predovan y cols., 2012; Wayne y cols., 2014) habían demostrado anteriormente su potencialidad para mejorar la función ejecutiva en el adulto mayor.



Sin embargo, solo dos de esas intervenciones habían logrado una mejora cognitiva con una frecuencia de entrenamiento de tan solo 2 sesiones semanales (Forte, Boreham, Leite, y cols., 2013; Liu-Ambrose, Nagamatsu, y cols., 2010). Además, el tamaño del efecto en nuestro GE (0.55 para STR\_C y 0.59 para STR\_I) es muy superior al encontrado por Smith y cols. (2010) en su meta-análisis de estudios de entrenamiento aeróbico (0.123). Estas dos circunstancias sugieren que nuestra propuesta de Entrenamiento Funcional podría constituir una modalidad de ejercicio físico especialmente indicada para la mejora de la función ejecutiva en el adulto mayor. En primer lugar, la combinación de ejercicios de habilidad motriz, fuerza y resistencia cardiovascular habría facilitado una sinergia de los efectos que han mostrado cada uno de estos 3 tipos de entrenamiento sobre el desempeño cognitivo del adulto mayor. A nivel funcional, el ejercicio condicional (de fuerza o resistencia) permite un uso más eficiente de los recursos neuronales, mientras que el entrenamiento coordinativo (ejercicios de habilidad motriz) facilita la utilización de mecanismos cerebrales compensatorios (Forte, Boreham, Leite, y cols., 2013; Voelcker-Rehage y cols., 2011; Voelcker-Rehage y Niemann, 2013). Paralelamente, a nivel estructural, se postula que el ejercicio aeróbico aumentaría los niveles periféricos de BDNF mientras que el entrenamiento de fuerza incrementaría la biodisponibilidad de IGF-1 (Cassilhas y cols., 2012). En segundo lugar, el empleo de desafíos cognitivos y la intencionalidad de que los ejercicios implicaran una alta demanda de función ejecutiva habría fomentado la creación de ambientes de entrenamiento estimulantes y potenciado los efectos sinérgicos del entrenamiento físico y mental (Hotting y Roder, 2013; Kempermann y cols., 2010; Theill y cols., 2013; A. G. Thomas y cols., 2012). Finalmente, un tercer aspecto que podría explicar la idoneidad de nuestra intervención en relación a la mejora de la función ejecutiva sería la naturaleza adaptativa de las propuestas de entrenamiento, cuya dificultad condicional, coordinativa y cognitiva era ajustada sesión a sesión en función del progreso mostrado por los participantes (Lovden y cols., 2010).

La mejora lograda por el GE en la función ejecutiva tiene además una relevancia clínica importante, dado que se ha sugerido que el rendimiento en esta capacidad cognitiva podría ser el rasgo crítico que advirtiera de un riesgo aumentado de sufrir demencia en el adulto mayor (Bisiacchi, Borella, Bergamaschi, Carretti y Mondini, 2008; Blacker y cols., 2007; L. R. Clark y cols., 2012; Rozzini y cols., 2007). En el estudio prospectivo de L. R. Clark y cols. (2012),

realizado en adultos mayores sin deterioro cognitivo, aquellos participantes que mostraron un declive en la Escala de Demencia de Mattis después del periodo de seguimiento, un año antes habían obtenido resultados significativamente peores en el test de Stroop que aquellos que no exhibieron un cambio significativo en dicha escala. Sin embargo, en el punto de partida, los grupos (participantes que mostraron y no mostraron declive) no difirieron en la frecuencia de alelos para el gen de susceptibilidad a la enfermedad de Alzheimer (gen APOE) ni en el propio resultado de la Escala de Demencia de Mattis. Igualmente, en personas con deterioro cognitivo leve, se ha demostrado que el empeoramiento de la función ejecutiva se asocia significativamente con la conversión a enfermedad de Alzheimer (Blacker y cols., 2007; Rozzini y cols., 2007). Nuestros resultados estarían en línea por tanto con los meta-análisis que han analizado el posible efecto neuroprotector del ejercicio físico y que han hallado una evidencia sólida de que las personas que realizan ejercicio físico regularmente presentan un menor riesgo tanto de padecer demencia como declive cognitivo durante el envejecimiento (Hamer y Chida, 2009; Morgan y cols., 2012; Sofi y cols., 2011).

Por otra parte, la asociación inversa hallada entre el cambio en el IMC y en STR\_I (**ver figura 3.3.1**), junto con la tendencia a la significación con STR\_C y de ambas (STR\_C y STR\_I) con la GC, sugiere que la reducción de tejido adiposo y la mejora de la composición corporal podrían guardar una correspondencia con la mejora cognitiva lograda gracias al seguimiento de un programa de Entrenamiento Funcional. Los estudios transversales nos muestran de manera consistente una relación inversa entre la GC y el rendimiento cognitivo (evaluado con el *Mini-Mental State Examination*) en los hombres (Kanaya y cols., 2009; Yoon y cols., 2012). Entre las mujeres, en cambio, los resultados son más contradictorios (Driscoll y cols., 2011; Kanaya y cols., 2009; Waldstein y Katzel, 2006; Yoon y cols., 2012); aunque Walther, Birdsill, Glisky y Ryan (2010) han mostrado que un mayor IMC se asociaba no solo a un peor funcionamiento ejecutivo, sino también a un menor volumen de sustancia gris en diferentes áreas del CPF, en una muestra de 95 mujeres entre 52 y 92 años. No obstante, únicamente encontramos un estudio longitudinal que haya analizado la posible relación entre los cambios en la composición corporal y el rendimiento cognitivo tras un programa de entrenamiento en adultos mayores. Dao y cols. (2013) hallaron una asociación significativa entre la pérdida de GC y la mejora en el test de Stroop en una muestra de 114 mujeres entre 65 y 75 años, pero no entre esta última y

la modificación de la masa muscular. Nuestros resultados, por tanto, corroboran y amplían este cuerpo de conocimiento.

Siguiendo con los resultados de los análisis de correlación, la asociación positiva entre  $\Delta$  STR\_C y  $\Delta$  STR\_I, por una parte, y  $\Delta$  CST por otra, concuerda con el estudio de Williamson y cols. (2009), en el que los autores encontraron una correlación significativa entre el cambio manifestado en el test de Sustitución de Dígitos y Símbolos (que evalúa velocidad psicomotora y memoria operativa) y en CST después de un entrenamiento multicomponente de 1 año de duración. En ese mismo estudio se halló además una relación significativa entre la mejora en la función ejecutiva (test de Stroop) y el equilibrio; mientras que Liu-Ambrose y cols. (2010) encontraron una asociación entre la mejora en STR\_C y el incremento en la velocidad habitual del paso tras un entrenamiento de fuerza de 12 meses de duración. Nuestros resultados, sin embargo, no han mostrado una correlación significativa entre el cambio manifestado en la función ejecutiva y el TUGT, que se considera una medida de equilibrio y movilidad dinámica. No obstante, esta ausencia de relación sí concuerda con el estudio observacional de Blankevoort y cols. (2013), en el que los autores muestran que el equilibrio se asocia significativamente al desempeño cognitivo en los hombres de edad avanzada pero no en las mujeres (nuestra muestra está compuesta por un 88.9% de mujeres).

La relación entre el cambio experimentado en la función ejecutiva y en la fuerza de los miembros inferiores corrobora los trabajos observacionales que han hallado una relación significativa entre los niveles de fuerza y función ejecutiva en el adulto mayor (Blankevoort y cols., 2013; Huh y cols., 2011; Nieto y cols., 2008; Scherder y cols., 2010). De hecho, nuestros resultados muestran que una mayor velocidad psicomotora (STR\_B) al inicio de la intervención se ha asociado positivamente con  $\Delta$  CST (**ver figura 3.3.5**); e igualmente, un mayor rendimiento en este último antes del periodo experimental ha correlacionado positivamente con  $\Delta$  STR\_B. Este resultado concuerda con la reciente revisión de Clouston y cols. (2013), en la que los autores, tras analizar todos los estudios prospectivos publicados entre 2000 y 2011, concluyen que una peor capacidad funcional de partida se asocia a un mayor declive cognitivo; e igualmente, un peor estatus cognitivo inicial a un mayor declive funcional. Y conjuntamente, en línea con las hipótesis de Forte y cols. (2013), nuestros resultados sugieren que los efectos

del ejercicio físico sobre la fuerza muscular de los miembros inferiores y la velocidad psicomotora guardan una relación de mediación mutua en el adulto mayor. Sin embargo, a diferencia de Gothe y cols. (2014), nuestros resultados no han mostrado una asociación significativa entre los valores iniciales del Stroop y el  $\Delta$  TUGT; aunque en el mencionado estudio únicamente uno de los cuatro test empleados para evaluar la función ejecutiva predijo el cambio en el TUGT tras el periodo de entrenamiento.

Finalmente, la correlación encontrada entre STR\_I antes de la intervención y  $\Delta$  CST debe interpretarse con cautela. Inicialmente podría sugerirnos que en aquellos adultos mayores que presentaban un peor rendimiento en tareas ejecutivas al inicio del entrenamiento, el efecto del ejercicio físico sobre la fuerza muscular de los miembros inferiores habría sido más pronunciado. No obstante, dado que STR\_I depende directamente de STR\_C e inversamente de STR\_A y STR\_B, algunos resultados muy bajos de STR\_I en los test iniciales fueron fruto no tanto de un mal rendimiento en la tarea de función ejecutiva (STR\_C) como de un gran desempeño en STR\_A y STR\_B, que se utilizan como condiciones control. Considerando este sesgo de STR\_I, que castiga de alguna manera a las personas con una mayor velocidad de lectura, la correlación entre STR\_I y  $\Delta$  CST es probablemente una consecuencia de la asociación entre STR\_B y CST que analizábamos en el párrafo anterior.

### **3.4.3. Capacidad Funcional**

Los resultados en relación a los test físicos muestran que los dos grupos que realizaron ejercicio físico (GE y GC-GIM) incrementaron su rendimiento en el TUGT y el CST, aunque la mejora del GC-GIM en este segundo test no llegó a la significación ( $p=0.083$ ). Por el contrario, el GC-MEM evidenció un empeoramiento significativo en CST y GRIP. Además, en los dos test que únicamente pudieron ser evaluados en el GE (6MWT y FAB), encontramos también una mejora significativa tras el programa de entrenamiento funcional.

Estos resultados sugieren que el envejecimiento, en ausencia de ejercicio físico sistematizado, conlleva una pérdida significativa de la fuerza muscular en el adulto mayor independiente, lo cual realza los efectos positivos del ejercicio físico en esta población. A nivel pronóstico, una



pérdida en la fuerza de prensión manual de 1 kg se asocia a un incremento del 3% en el riesgo de mortalidad por cualquier causa en el adulto mayor (Cooper, Kuh y Hardy, 2010); y una reducción de 1 lb (0.45 kg) a un aumento del 1.5% en el riesgo de padecer Alzheimer (Buchman, Wilson, Boyle, Bienias y Bennett, 2007). Además, nuestros resultados muestran que el déficit en la capacidad funcional en el GC-MEM se acompañó de una pérdida significativa de MM en un periodo de tan solo 30 semanas. Por tanto, considerando la definiciones más actuales de sarcopenia, que postulan que se trata de un síndrome caracterizado por la pérdida progresiva y generalizada no solo de masa muscular esquelética sino también de fuerza (Cruz-Jentoft y cols., 2010), nuestros resultados sugieren que la no realización de ejercicio físico dirigido en el adulto mayor acentúa la sarcopenia (Montero-Fernandez y Serra-Rexach, 2013). Por otra parte, la mejora conjunta de la resistencia cardiovascular, la fuerza muscular, el equilibrio y la movilidad dinámica en el GE contrasta con la mayor parte de los estudios en este ámbito, que habitualmente han reportado un cambio significativo en alguna de estas variables pero no en las tres simultáneamente.

La mayor parte de los estudios que han analizado los efectos del entrenamiento aeróbico sobre la fuerza y el equilibrio en el adulto mayor no han encontrado mejoras significativas (Chodzko-Zajko y cols., 2009). Encontramos algunas excepciones en la literatura (Marques y cols., 2011; Martins y cols., 2011), pero se trata de estudios en los que el entrenamiento aeróbico se ha “enriquecido” con ejercicios enfocados a la mejora del equilibrio y/o la fuerza. Así, Martins y cols. (2011) hallaron una mejora significativa tanto de la fuerza como del equilibrio y la movilidad dinámica (CST y TUGT) después de un entrenamiento aeróbico de 16 semanas, pero los autores reconocen que incluyeron en sus sesiones secuencias rítmicas y ejercicios con steps para incidir sobre el equilibrio. De modo similar, Marques y cols. (2011) reportaron un incremento significativo del equilibrio y la movilidad dinámica (TUGT y test de equilibrio monopodal) tras un entrenamiento aeróbico de 32 semanas, pero en la descripción de dicho programa se explica que se realizaron secuencias rítmicas y ejercicios de baile.

Sí existe cierto consenso en relación a los efectos beneficiosos del entrenamiento de fuerza sobre la capacidad cardiovascular (Frontera, Meredith, O'Reilly y Evans, 1990); pero parece que tampoco es un estímulo suficiente para mejorar el equilibrio en el adulto mayor

independiente (Granacher, Muehlbauer y Gruber, 2012; Latham y cols., 2004; Orr y cols., 2008). En este sentido, Cadore e Izquierdo (2013) defienden que el entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia, combinando en el primero de ellos contracciones realizadas a velocidad lenta y contracciones ejecutadas de forma explosiva, si mejoraría el equilibrio y la movilidad dinámica en el adulto mayor; sin embargo, los estudios que han utilizado este tipo de entrenamiento y han evaluado sus efectos sobre el equilibrio no arrojan resultados concluyentes (Holviala y cols., 2012; Wood y cols., 2001). Solo encontramos un estudio que haya reportado una mejora significativa en el equilibrio después de 6 meses de entrenamiento concurrente (fuerza y resistencia) (Gudlaugsson y cols., 2012), y cabe mencionar que los autores solo realizaron análisis inter-grupo comparando el cambio mostrado por el grupo experimental frente a un grupo control que no realizó ejercicio físico.

Alternativamente al entrenamiento concurrente, en la última década se ha popularizado un tipo de ejercicio físico etiquetado como funcional o neuromotor (Garber y cols., 2011). La mayor parte de estudios que han empleado esta forma de entrenamiento han mostrado una mejora en el rendimiento (evaluado tanto en términos de eficacia como de eficiencia) en test específicos que tratan de reproducir las AVD (p.ej. de Vreede y cols., 2005; Manini y cols., 2007); sin embargo, en el único estudio que encontramos que ha evaluado la capacidad funcional utilizando las pruebas habituales de la batería *Senior Fitness Test*, los autores no encontraron una mejora significativa ni del equilibrio y la movilidad dinámica (TUGT) ni de la capacidad cardiovascular (6MWT) (Solberg y cols., 2013).

Bajo el paraguas de entrenamiento funcional o neuromotor, también suele incluirse el Tai-Chi y los programas de baile para adultos mayores. El primero de ellos, tal y como apuntábamos en el marco teórico, ha demostrado de manera consistente su eficacia en relación a la mejora del equilibrio y la reducción del riesgo de caídas (Blake y Hawley, 2012; Leung y cols., 2011; H. Liu y Frank, 2010); sin embargo sus efectos sobre la resistencia cardiovascular y la fuerza muscular son más discutibles (Blake y Hawley, 2012). De modo similar, los resultados de los estudios que han utilizado programas de baile tampoco arrojan datos concluyentes. Shigematsu y cols. (2002) hallaron un incremento del equilibrio estático y la movilidad dinámica pero no encontraron, por el contrario, cambios significativos en la fuerza de los



miembros inferiores ni en la resistencia cardiovascular tras una intervención de 3 meses basada en ejercicio aeróbico de baile. Hui, Chui y Woo (2009) sí encontraron una mejora significativa en los test de 6MWT, CST y TUGT después de un programa de baile de 12 semanas, pero no en un test de fuerza isométrica máxima de cuádriceps. Granacher y cols. (2012) hallaron cambios significativos en algunas variables de equilibrio estático y patrón de la marcha tras una intervención de 8 semanas (clases de salsa), pero no en fuerza explosiva de miembros inferiores (potencia pico en un CMJ). Finalmente, Kattenstroth y cols. (2013) han mostrado recientemente mejoras significativas en diferentes medidas de control postural pero no en la capacidad cardiovascular después de un programa de clases de baile de 6 meses de duración. Así pues, parece que los programas de baile para adultos mayores tendrían un efecto significativo sobre el equilibrio y el control postural, pero no sobre la fuerza muscular y la capacidad cardiorrespiratoria.

Otra de las propuestas que está adquiriendo mayor protagonismo en el acondicionamiento físico del adulto mayor son los programas de entrenamiento multicomponente. En 2004, Toraman y cols. demostraron que un programa de entrenamiento que combinara fuerza, resistencia y flexibilidad con una frecuencia de 3 días/semana y una duración de 9 semanas incrementaba significativamente el rendimiento en los test de 6MWT, CST y TUGT en un grupo de 21 adultos mayores (Toraman y cols., 2004). Sin embargo, la mayor parte de estudios posteriores que han utilizado este tipo de entrenamiento no han encontrado una mejora simultánea de las tres capacidades (resistencia cardiovascular, fuerza muscular y equilibrio y movilidad dinámica) (Carvalho y cols., 2009; Sousa y Mendes, 2013), o no han evaluado alguna de ellas (p.ej. la resistencia cardiovascular) (Cao y cols., 2007; Forte, Boreham, Costaleite, y cols., 2013; Freiburger y cols., 2012).

Carvalho y cols. (2009) hallaron un incremento significativo de la fuerza de los miembros inferiores y la movilidad dinámica (CST y TUGT), pero tras 8 meses de entrenamiento los sujetos no mostraron una mejora cardiovascular (6MWT). Sousa y Mendes (2013) encontraron un aumento significativo de la resistencia cardiovascular y la fuerza de los miembros inferiores (6MWT y CST), pero no de la movilidad dinámica (TUGT) después un programa de entrenamiento de 12 semanas. Solo Kemmler y cols. (2010), quienes compararon un



entrenamiento multicomponente frente a una intervención semiactiva (combinación de ejercicio de baja intensidad y educación para la salud) de 18 meses, obtuvieron que el primer grupo mejoró significativamente más que el segundo en fuerza muscular, resistencia cardiovascular y movilidad dinámica. No obstante, en este estudio únicamente se realizaron comparaciones inter-grupo y los test utilizados para evaluar la fuerza fueron poco funcionales (fuerza máxima isométrica).

En la intersección entre entrenamiento multicomponente y neuromotor, situaríamos nuestro programa de Entrenamiento Funcional. La utilización de propuestas fraccionadas de alta intensidad en el bloque cardiovascular podría explicar cómo, a pesar de haber dedicado un tiempo limitado a esta capacidad (entre un 15 y un 50% del tiempo total de la sesión), el GE mostró una mejora significativa en el 6MWT (Gibala y cols., 2012; Whitehurst, 2012). De modo similar, a diferencia del entrenamiento de fuerza contra resistencia tradicional que parece ser un estímulo insuficiente para mejorar el equilibrio en adultos mayores independientes (Granacher, Muehlbauer y Gruber, 2012; Latham y cols., 2004; Orr y cols., 2008), la integración de requerimientos de estabilización y coordinación intersegmentaria en nuestros ejercicios del bloque neuromuscular habría permitido la consecución de una mejora significativa en los dos test utilizados para evaluar el equilibrio y la movilidad dinámica (FAB y TUGT), sin que esta capacidad se haya trabajado específicamente a lo largo del programa de entrenamiento.

Por otra parte, encontramos pocos estudios que hayan reportado el tamaño del efecto de las mejoras logradas en capacidad condicional. En el trabajo de Toraman y cols. (2004) los autores obtuvieron resultados muy parejos a los nuestros:  $d=0.80$  en el 6MWT (frente a  $d=0.80$  en nuestro estudio),  $d=0.50$  en el TUGT (frente a  $d=0.57$  en nuestro estudio) y  $d=0.70$  en el CST (frente a  $d=0.45$  en nuestro estudio); mientras que Carvalho y cols. (2009) encontraron un tamaño de efecto mayor para TUGT y CST ( $d=1.80$  en ambos casos) pero el cambio en el 6MWT fue de menor magnitud ( $d=0.60$ ). Por tanto, nuestros resultados concuerdan con los reportados previamente en la literatura, a pesar de que antes de la intervención el GE presentaba valores de capacidad condicional significativamente mayores que los otros dos grupos; un perfil que, de acuerdo al estudio de Solberg y cols. (2013), podría haber limitado su capacidad de mejora.

Además, el incremento en la fuerza muscular, el equilibrio y la movilidad dinámica mostrado por el GE, conjuntamente con la mejora en la función ejecutiva, se asocia a una disminución del riesgo de caídas en el adulto mayor (Hsu, Nagamatsu, Davis y Liu-Ambrose, 2012; Kearney, Harwood, Gladman, Lincoln y Masud, 2013; Liu-Ambrose, Nagamatsu, Hsu y Bolandzadeh, 2013; Montero-Odasso, Verghese, Beauchet y Hausdorff, 2012; Sherrington y Henschke, 2013; Shumway-Cook, Brauer y Woollacott, 2000); y la prevención de las caídas en el adulto mayor constituye uno de los principales objetivos respecto a la reducción de la morbilidad y el incremento de la EVLI en esta población. De acuerdo al *Central Benefit Model* propuesto por Liu-Ambrose y cols. (2013) (**ver figura 3.4.1**), el efecto del ejercicio físico sobre la reducción del riesgo de caídas en el adulto mayor se produciría no solo gracias al incremento de la capacidad funcional (fuerza y equilibrio especialmente), sino también por una mejora de la función ejecutiva. Los autores sostienen este planteamiento con datos empíricos y justifican que dado que nos movemos en un entorno que requiere seleccionar constantemente los estímulos relevantes e inhibir en ocasiones patrones de respuesta habituales pero circunstancialmente inseguros, parece lógico que una mejor función ejecutiva se asocie a un menor riesgo de caídas (Liu-Ambrose y cols., 2013).

Hsu y cols. (2012) apuntan que la relación entre función ejecutiva y riesgo de caídas podría deberse a que algunos componentes de las funciones ejecutivas juegan un papel protagonista en las estrategias de equilibrio - reequilibrio y prevención de caídas; paralelamente, Sherrington y Henschke (2013) consideran que los efectos del entrenamiento de fuerza en la reducción del riesgo de caídas en el adulto mayor están mediados en gran parte por una mejora en el control motor. Dado que nuestra propuesta de entrenamiento enfatiza la progresión en los requerimientos de equilibrio y coordinación en los ejercicios de fuerza planteados, esta línea argumentativa añade mayor evidencia a la afirmación de que GE ha reducido el riesgo de sufrir caídas tras la intervención.

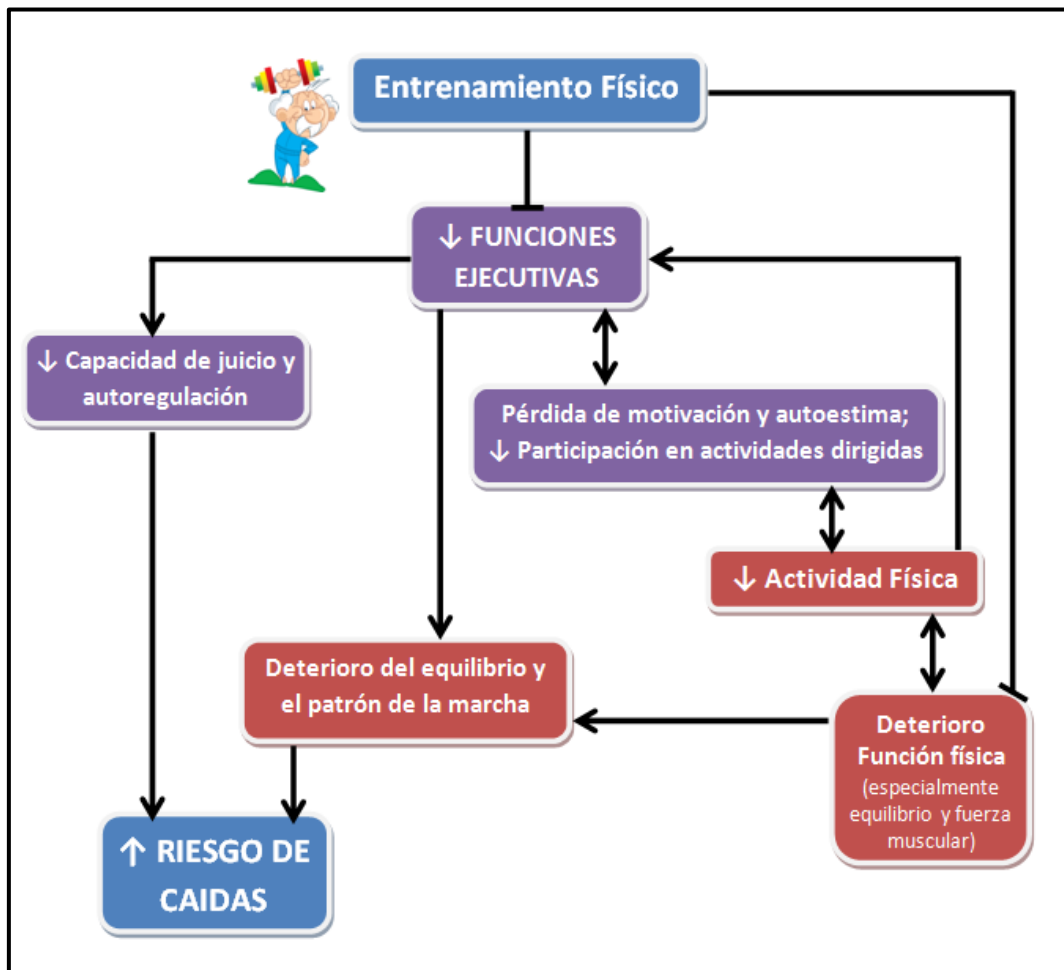


Figura 3.4.1. Esquema conceptual del *Central Benefit Model* (adaptado de Liu-Ambrose y cols., 2013)

Los análisis de correlación muestran una relación positiva entre el aumento de la capacidad condicional (TUGT, CST y GRIP) y el incremento de SF12-FIS y SF12-GLOB (**ver figura 3.3.2**), lo cual demuestra que aquellas personas que lograron una mejora física más acentuada fueron también quienes percibieron que se había incrementado en mayor medida no solo su salud física, sino también su salud global. Estos resultados refuerzan y amplían estudios anteriores que ya habían mostrado asociaciones significativas entre capacidad condicional y salud percibida. En un estudio observacional con 116 adultos mayores de 65 años, Ozcan, Donat, Gelecek, Ozdirenc y Karadibak (2005) encontraron que mayores valores de SF12-FIS y SF12-GLOB se asociaban a mejores valores de equilibrio, fuerza muscular y movilidad dinámica (TUGT). De modo similar, Wanderley y cols. (2011) demostraron una correlación positiva entre

el rendimiento en el 6MWT y las subescalas de función física, rol físico y vitalidad del cuestionario SF-36, así como entre la fuerza ejercida en el GRIP y las subescalas de rol físico y vitalidad. Utilizando un diseño experimental, de Souza Santos, Dantas y Moreira (2011) encontraron una relación significativa entre la mejora en el test de 2-min de marcha estacionaria (que evalúa la capacidad cardiovascular) y el incremento en la salud percibida, pero no entre esta última y los test CST y TUGT, en una muestra de 323 mujeres postmenopáusicas tras un programa de entrenamiento de 10 meses. Igualmente, en el estudio de Sillanpaa, Hakkinen, Holviala y Hakkinen (2012) se halló una correlación significativa entre el cambio en el componente de salud general y el  $VO_2$ max en el grupo que realizó entrenamiento concurrente, así como entre este último y el componente de dolor corporal en el grupo que llevó a cabo un entrenamiento de resistencia.

Continuando con los análisis de correlación, el tiempo empleado en el TUGT en los test iniciales ha mostrado una tendencia a la significación positiva con  $\Delta$  RPP y negativa con  $\Delta$  MM. Por tanto, un mejor equilibrio y movilidad dinámica al inicio del programa se ha asociado a una disminución de la carga de trabajo cardíaco y a un aumento de la masa muscular tras el periodo experimental. De modo similar, mayores niveles iniciales de fuerza de presión manual se han relacionado con una disminución de RPP y un mejor rendimiento en el CST con una pérdida en el IMC. Globalmente, una mejor capacidad condicional inicial se ha asociado a mejoras en la composición corporal y a una disminución de la carga de trabajo cardíaco tras la intervención.

#### **3.4.4. Composición corporal**

Los cambios de peso en el adulto mayor deben interpretarse con cautela. El envejecimiento normal conlleva una pérdida de masa muscular y una ganancia de tejido adiposo; cuando estos dos fenómenos se exageran y coexisten sarcopenia y obesidad en el adulto mayor (síndrome que se conoce como obesidad sarcopénica) los efectos deletéreos sobre los factores de riesgo cardiovascular aumentan exponencialmente (Chung, Kang, Lee, Lee y Lee, 2013). Sin embargo, muchos adultos mayores frágiles presentan delgadez excesiva, y de hecho una pérdida de peso no intencionada  $>4.5$  kg o  $>5\%$  anual se considera un indicador de fragilidad (Clegg y Young,

2011). Pero, en el extremo opuesto, se conoce que la obesidad también contribuye a la dependencia y la fragilidad; en la medida en que reduce la capacidad del adulto mayor para llevar a cabo sus AVD y aumenta su inestabilidad metabólica (Porter Starr, McDonald y Bales, 2014). Por tanto, una pérdida de peso intencionada será un cambio de composición corporal deseable en el adulto mayor, pero siempre que se acompañe de una reducción de GC y un mantenimiento o ganancia de MM (Montero-Fernandez y Serra-Rexach, 2013; Porter Starr y cols., 2014).

La última revisión del ACSM en relación al ejercicio físico con adultos mayores (Chodzko-Zajko y cols., 2009) concluye que el ejercicio aeróbico de intensidad moderada se ha demostrado eficaz para reducir la GC en el adulto mayor con sobrepeso; pero que, por el contrario, la mayoría de estudios han reportado que este tipo de entrenamiento no tiene efectos significativos sobre la MM. Asimismo, Chodzko-Zajko y cols. (2009) afirman que existe una evidencia bastante sólida de que el entrenamiento de fuerza favorecería tanto una pérdida de GC como un incremento de MM. Sin embargo, aquellos estudios que han empleado protocolos de entrenamiento multicomponente o con un mayor protagonismo neuromotor no han arrojado resultados definitivos en relación a la composición corporal.

Kemmler y cols. (2010), en su estudio con entrenamiento multicomponente de 18 meses de duración, sí hallaron una reducción de la GC y un incremento de la MM. En cambio, Solberg y cols. (2013) encontraron un incremento de la MM pero no una reducción de la GC después de 13 semanas de entrenamiento funcional. En el estudio de Cao y cols. (2007) tampoco se obtuvo un cambio significativo en la GC tras 12 semanas de entrenamiento multicomponente. De modo similar, Toraman y cols. (2004), Sousa y cols. (2013) y Forte y cols. (2013) no hallaron cambios significativos en la GC ni en la MM tras 9 semanas, 12 semanas y 3 meses respectivamente de entrenamiento multicomponente. Tampoco Manini y cols. (2007) encontraron modificaciones significativas en la GC ni la MM tras 10 semanas de entrenamiento funcional. Finalmente, otras formas de entrenamiento de carácter neuromotor como el Tai-Chi o el Yoga se han mostrado igualmente ineficaces para modificar la composición corporal del adulto mayor (incrementar la MM y/o disminuir la GC) (Hunter y cols., 2013; G. N. Thomas y cols., 2005). En cambio, nuestra propuesta de Entrenamiento Funcional, a pesar del menor

tiempo dedicado a los componentes de fuerza y resistencia cardiovascular (comparativamente con programas de entrenamiento que no incluyen ejercicios de habilidad motriz y desafíos cognitivos), ha logrado igualmente una modificación positiva de la composición corporal (pérdida de GC e incremento, aunque no significativo, de la MM). Además, la prueba de signos ha desvelado que cuando la GC es analizada como variable categórica, 5 participantes del GE redujeron su GC por debajo del umbral de obesidad tras la intervención.

### 3.4.5. Tensión arterial

La literatura nos indica que tanto el ejercicio aeróbico como el entrenamiento de fuerza se han asociado a reducciones significativas en la TAS y la TAD en el adulto mayor, aunque en el caso del segundo la evidencia científica es menos sólida (G. Huang y cols., 2013; Queiroz, Kanegusuku y Forjaz, 2010). Además, el entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia parece ser incluso más efectivo que el ejercicio de resistencia por si solo en esta población (Sousa, Mendes, Abrantes, Sampaio y Oliveira, 2013). Sin embargo, de modo similar a lo que ocurría con la composición corporal, los estudios que han empleado protocolos de entrenamiento con un mayor protagonismo neuromotor (p.ej. Tai-Chi, Yoga, baile) no han arrojado resultados consistentes (S. H. Kim y cols., 2011; Lee, Lee, Kim y Ernst, 2010; Vogler, O'Hara, Gregg y Burnell, 2011).

Nuestros resultados muestran que los dos grupos que realizaron ejercicio físico (GE y GC-GIM) exhibieron una reducción significativa en la TAS, mientras que el GC-GIM logró además una caída significativa en la TAD. La ausencia de una reducción significativa en la TAD en el GE podría explicarse por la utilización de estímulos de alta intensidad (especialmente en los ejercicios con gomas). Tsutsumi, Don, Zaichkowsky y Delizonna (1997) demostraron que en adultos mayores normotensos el entrenamiento de baja intensidad (entre un 55 y un 65% de 1RM) reducía tanto la TAS como la TAD, mientras que el ejercicio de fuerza de alta intensidad (entre un 65 y un 75% de 1RM) únicamente disminuía la TAS. No obstante, dado que los adultos mayores son especialmente vulnerables al desarrollo de HTA sistólica aislada, podemos afirmar que ambos programas de entrenamiento tendrían un efecto beneficioso sobre la TA. Además, cuantitativamente, la reducción de la TAS en el GE ( $9.50 \pm 0.75$  mm Hg) y

el GC-GIM ( $9.31 \pm 0.98$  mm Hg) es bastante mayor que la reportada en las revisiones que han evaluado el efecto del entrenamiento aeróbico (5.4 mm Hg en adultos mayores; G. Huang y cols., 2013) y el entrenamiento de fuerza dinámica (1.8 mm Hg; Cornelissen y Smart, 2013) sobre la TA; y similar a la encontrada tras entrenamientos de fuerza isométrica (10.9 mm Hg; Cornelissen y Smart, 2013). Estos resultados tienen una relevancia clínica importante, dado que se ha estimado que en adultos normotensos e hipertensos una reducción de 5 mm Hg en la TAS supone una reducción del riesgo de mortalidad del 4 y el 9% por enfermedad coronaria, del 6 y el 15% por EceV y del 3 y el 7% por cualquier causa, respectivamente (Lloyd-Jones, 2005; cit. por G. Huang y cols., 2013).

Paralelamente, la prueba de signos ha demostrado que únicamente el GC-GIM evidenció un cambio significativo en la TA cuando los valores de ésta fueron analizados como variable categórica (TAS\_TAD; HTA, prehipertensión y tensión arterial óptima) y no como variables escalares independientes (TAS y TAD). El hecho de que el GE no haya mostrado una mejora significativa en TAS\_TAD tras la intervención podría explicarse por sus mejores valores de partida (**ver tabla 3.1.5**), que habrían limitado su capacidad de mejora comparativamente con el GC-GIM.

Por otra parte, a diferencia de otros estudios (Sousa y cols., 2013; Stewart y cols., 2005), nuestros resultados no han mostrado una correlación significativa entre los cambios en composición corporal, por un lado, y TA y carga de trabajo cardiaco, por otro. El hecho de que únicamente un 17.46% de nuestros participantes presentaban al inicio valores de TAS y TAD considerados como HTA -a diferencia de los estudios precedentes que incluían mayor porcentaje de sujetos hipertensos y prehipertensos-, podría explicar esta ausencia de relación con los cambios mostrados por el resto de variables evaluadas.

#### 3.4.6. Salud autopercebida

El GE mejoró significativamente en SF12-FIS y casi significativamente SF12-GLOB, mientras que el GC-MEM empeoró significativamente en esas dos mismas variables. Estos resultados sugieren que la pertenencia y socialización dentro de un grupo no son un estímulo suficiente



para incrementar la salud percibida del adulto mayor independiente; y que, por el contrario, el envejecimiento provoca un deterioro de la capacidad funcional que se acompaña de una peor percepción de la salud física y de la salud global en aquellos adultos mayores que no realizan ninguna actividad física dirigida. En el extremo opuesto, el seguimiento de un programa de entrenamiento funcional incrementaría no solo la percepción de salud física sino también la percepción de salud global. Esta mejora en la percepción de salud global podría estar mediada, de acuerdo al modelo de McAuley y cols. (2008; 2013), por un aumento de la percepción de autoeficacia; dado que nuestro programa de entrenamiento funcional enfatiza la progresión en la dificultad coordinativa, de equilibrio-reequilibrio y cognitiva de las propuestas, los participantes pueden percibir fácilmente su mejora paulatina en el desempeño de las tareas de entrenamiento. Además, el GE evidenció este incremento en la salud percibida a pesar de presentar niveles de partida por encima de 70 tanto en SF12-GLOB como en las subescalas física y mental, y por tanto mayor vulnerabilidad a un posible efecto techo (de Vreede y cols., 2007).

Los estudios que encontramos en la literatura en relación a los efectos del ejercicio físico sobre la salud percibida del adulto mayor muestran en su mayoría resultados menos consistentes que los hallados en el presente estudio. En las revisiones de 2004 y 2007 sobre los efectos del entrenamiento de fuerza y multicomponente respectivamente, se concluye que estas dos formas de entrenamiento tienen un efecto limitado sobre la percepción de salud del adulto mayor (Baker y cols., 2007; Latham y cols., 2004). Además, en el *Position Stand* de 2009 del ACSM se concluye que la asociación entre actividad física y calidad de vida se limita a determinados aspectos de este constructo y que la evidencia de dicha asociación es débil (Chodzko-Zajko y cols., 2009).

Cassilhas y cols. (2007), en su estudio con entrenamiento de fuerza de 24 semanas, no encontraron una mejora en la salud global autopercebida ni en las dimensiones relacionadas con la subescala física, solo aumentó significativamente la dimensión de salud general y vitalidad. De modo similar, de Vreede y cols. (2007) encontraron que tanto un programa de entrenamiento de fuerza como un entrenamiento funcional de 12 semanas tenían un efecto limitado sobre la percepción de salud global y los subcomponentes físico y mental. Kimura y



cols. (2010) encontraron un incremento significativo en la subescala de salud mental tras un entrenamiento de fuerza de 12 semanas de duración, pero no en la percepción de salud global ni en la subescala física.

Por el contrario, Cakar y cols. (2010) sí encontraron una mejora significativa en diferentes componentes de la escala SF-36 (rol emocional, fatiga, vitalidad, energía, función física, función social) tras un entrenamiento multicomponente de 6 semanas de duración. También Sillanpaa y cols. (2012) hallaron un incremento significativo en los componentes de salud general, vitalidad y salud física de la escala SF-36 tras un entrenamiento concurrente de fuerza y resistencia de 21 semanas; así como una mejora en los componentes de dolor corporal, salud general y rol físico tras un entrenamiento de resistencia de igual duración. Los resultados de las investigaciones que han evaluado el efecto de formas de entrenamiento de carácter condicional (fuerza, resistencia, entrenamiento concurrente, multicomponente o funcional) sobre la percepción de salud son por tanto contradictorios. Sin embargo, propuestas de carácter más neuromotor, como el Yoga, el Tai-Chi o el baile, sí parece que tendrían un efecto positivo consistente sobre la percepción de salud del adulto mayor (Eyigor y cols., 2009; Hui y cols., 2009; Patel y cols., 2012; Yau, 2008).

Por tanto, considerando la totalidad de los resultados obtenidos, parece indudable la importancia de implantar en las instituciones públicas y privadas de atención al mayor programas de entrenamiento funcional que incluyan desafíos cognitivos y permitan una progresión constante en la dificultad e intensidad de las propuestas motrices, así como facilitar y promover el acceso a los mismos. Además, nuestra programa de entrenamiento puede llevarse a cabo con materiales de coste reducido y sin la necesidad de contar con grandes equipamientos, lo cual facilita la reproducibilidad de esta propuesta en otros emplazamientos.



# **CAPÍTULO 4.**

## **CONCLUSIONES**

---



## **4.1. CONCLUSIONES**

En relación al **primer objetivo específico**, *evaluar los efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la dinámica del ritmo cardiaco, frente a un programa de ejercicio físico con menor orientación funcional e incidencia sobre la intensidad, y una actividad cognitiva sin componente motriz*; y al **segundo objetivo específico**, *evaluar los efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la función ejecutiva en adultos mayores, frente a un programa de ejercicio físico con menor orientación funcional e incidencia sobre la intensidad, y una actividad cognitiva sin componente motriz*, los resultados obtenidos nos permiten afirmar que:

- La realización de un programa de Entrenamiento Funcional de 30 semanas provoca una mejora en el equilibrio entre predictibilidad y aleatoriedad en la dinámica del ritmo cardiaco y una disminución de la FC en reposo, confirmándose por tanto nuestra segunda hipótesis.
- El seguimiento de un programa de Entrenamiento Funcional que incluya desafíos cognitivos tiene efectos positivos sobre la función ejecutiva del adulto mayor, a diferencia de un programa de actividad física de mantenimiento o la asistencia a clases de memorización. Estos resultados confirman igualmente nuestra segunda hipótesis y tienen un importante valor clínico, dado que el declive en esta capacidad cognitiva se considera uno de los rasgos críticos para advertir un riesgo aumentado de sufrir demencia en el adulto mayor.

En relación al **tercer objetivo específico**, *medir los efectos del envejecimiento sobre la fuerza, el equilibrio y la resistencia cardiorrespiratoria, así como la influencia positiva y negativa del ejercicio físico y el sedentarismo respectivamente*; y al **cuarto objetivo específico**, *valorar los efectos del envejecimiento sobre la autopercepción de salud y factores de riesgo cardiovascular como la TA y la composición corporal; así como la influencia que puede ejercer sobre dichas variables el seguimiento de un programa de ejercicio físico frente a una actividad de memorización*, los resultados obtenidos nos permiten concluir que:



- El envejecimiento, en ausencia de ejercicio físico sistematizado, provoca una reducción significativa de masa muscular y de los niveles de fuerza tanto de miembros superiores como inferiores en un periodo de tan solo 30 semanas. Sin embargo, en ese mismo periodo de tiempo, no se observa un deterioro significativo del equilibrio y la movilidad dinámica ni tampoco un incremento de la tensión arterial o de la grasa corporal; por tanto nuestra tercera hipótesis se cumple solo parcialmente.
- En el extremo opuesto, el seguimiento de un programa de entrenamiento provoca una mejora de la resistencia cardiorrespiratoria, la fuerza, el equilibrio y la movilidad dinámica, así como una reducción de la tensión arterial sistólica. Sin embargo, parece necesario que dicha propuesta motriz implique una progresión constante en el nivel de exigencia para lograr cambios en la composición corporal (reducción del IMC y la GC). Estos resultados confirman nuestra cuarta hipótesis.
- Respecto a la autopercepción de salud, los resultados obtenidos niegan nuestra séptima hipótesis y sugieren que la pertenencia y socialización dentro de un grupo no son un estímulo suficiente para incrementar la salud percibida del adulto mayor independiente. Aquellos adultos mayores que no realizan ejercicio físico sistematizado muestran un empeoramiento en la percepción de la salud física y global; mientras que quienes si siguen un programa de entrenamiento (especialmente cuando se trata de una propuesta de entrenamiento funcional con desafíos cognitivos) perciben no solo un aumento de su salud física sino también de su salud global.

Respecto al **quinto objetivo específico**, *evaluar la relación entre los diferentes niveles de las variables principales del estudio (VFC, función ejecutiva y capacidad condicional) al inicio de la intervención y el cambio mostrado por las distintas variables dependientes*; y al **sexto objetivo específico**, *contrastar las posibles interacciones entre la evolución de las diferentes variables principales y complementarias incluidas en el estudio*, los resultados obtenidos demuestran que:

- La disminución de la FC tras el seguimiento de un programa de Entrenamiento Funcional guarda una correspondencia con la mejora en la función ejecutiva. Al mismo tiempo, aquellos adultos mayores que no participan en ninguna actividad física dirigida muestran un incremento de la VFC que se asocia, sin embargo, a un aumento del IMC y un deterioro de la salud física percibida y la velocidad psicomotora. Este patrón de correlaciones nos sugiere que el incremento en la VFC mostrado por el GC-MEM no refleja un aumento de la modulación vagal, sino un incremento no deseable de las oscilaciones de origen no neural. Estos resultados confirman nuestra primera hipótesis, y también la quinta hipótesis.
- Los cambios en el IMC tras la intervención guardan una correspondencia con la evolución mostrada por la función ejecutiva, de modo que aquellos participantes que han exhibido una mayor reducción de su peso corporal son quienes han logrado una mejora más pronunciada en el test de Stroop. Asimismo, las variables  $\Delta$  TAD y  $\Delta$   $\alpha_1$  SCORE han mostrado una correlación positiva, confirmando que existe una correspondencia entre la mejora en la tensión arterial diastólica y la regulación del ritmo cardiaco; sin embargo, las otras variables de tensión arterial y ritmo cardiaco no han mostrado asociaciones significativas.
- El incremento de la capacidad condicional, pero no la mejora en la función ejecutiva, se ha correspondido con el aumento en la percepción de salud física y global tras la intervención, confirmando solo parcialmente nuestra sexta hipótesis.
- El aumento en la fuerza de los miembros inferiores se ha correspondido con la mejora de la función ejecutiva. Además, se ha confirmado que aquellos participantes con mayores niveles de fuerza al inicio de la intervención son quienes han obtenido una mayor mejora cognitiva tras la misma. Y de igual modo, aquellas personas que presentaban valores más elevados en el test de función ejecutiva antes del programa de entrenamiento, son quienes han exhibido una mejora más pronunciada en la fuerza de los miembros inferiores.



En relación al **cuarto objetivo general**, *diseñar un programa de entrenamiento funcional que integre contenidos de fuerza muscular, resistencia cardiovascular y habilidad motriz, utilizando un equipamiento cuyo coste facilite la reproducibilidad del mismo*; y al **séptimo objetivo específico**, *estructurar las propuestas y ejercicios de la intervención de manera que permitan una progresión constante en los requerimientos de equilibrio, coordinación y cognición*, la realización del presente trabajo de investigación ha permitido:

- El diseño de un programa de Entrenamiento Funcional que puede implementarse con un equipamiento asequible económicamente. Además, nuestra propuesta de intervención integra contenidos de fuerza muscular, resistencia cardiovascular y habilidad motriz, secuenciados de modo que existe una progresión en los requerimientos de equilibrio, coordinación y cognición a medida que avanza el programa de entrenamiento.

Finalmente, respecto al **octavo objetivo específico**, *conocer las diferencias en la respuesta de la dinámica del ritmo cardiaco frente a las intervenciones realizadas en función de que se utilicen metodologías de análisis lineales vs. no-lineales*, los resultados obtenidos nos permiten afirmar que:

- La utilización complementaria de metodologías de análisis lineales y no-lineales permite una evaluación más fiable de la dinámica del ritmo cardiaco en el adulto mayor, dado que algunos índices lineales habitualmente asociados a la modulación vagal en el adulto joven (HF, RMSSD) pueden reflejar en esta población una ausencia de regulación neural y una dependencia excesiva de mecanismos intrínsecos. Estos resultados confirman de nuevo nuestra primera hipótesis.



## **4.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

En relación al diseño del estudio, la selección no probabilística de la muestra supone una de las principales limitaciones. Además, todos los componentes del GE participaron en el estudio piloto realizado durante el curso 2011 – 2012. Este hecho ha propiciado que existieran diferencias significativas inter-grupo en velocidad psicomotriz, capacidad condicional, composición corporal y autopercepción de salud antes de la intervención. Estas diferencias podrían por tanto explicar parte de las mejoras logradas como consecuencia del programa de Entrenamiento Funcional que no fueron alcanzadas por el GC-GIM. Sin embargo, al menos en el aspecto condicional, Solberg y cols. (2013) han constatado recientemente que son precisamente aquellos adultos mayores con una menor condición física inicial los que obtienen una mejora más pronunciada. Por tanto, el incremento significativo de la capacidad cardiovascular, la fuerza muscular y el equilibrio y la movilidad dinámica en el GE sugiere que nuestra propuesta de intervención puede ser especialmente efectiva en adultos mayores con un nivel condicional elevado.

Respecto a los instrumentos de evaluación empleados, la medición de la velocidad máxima del paso durante la realización de propuestas de doble tarea (motriz-cognitiva y motriz-motriz) habría complementado los resultados obtenidos en el test de Stroop y nos habría permitido obtener datos más sólidos en relación a los efectos de nuestro programa de entrenamiento sobre la función ejecutiva. Asimismo, la utilización de algún cuestionario o test que valorase el miedo a caer habría suplementado los resultados de los test de equilibrio y función ejecutiva y nos habría proporcionado una evidencia más sólida sobre los efectos de nuestra intervención sobre el riesgo de caídas en el adulto mayor. Por último, la imposibilidad de realizar el test de 6 minutos marcha (por limitaciones de espacio) y la escala de equilibrio de Fullerton (por limitaciones de disponibilidad de tiempo) en los grupos control ha impedido poder contrastar los resultados obtenidos por el grupo experimental en estas dos variables.



Por otra parte, asumimos como limitación no haber utilizado, de forma complementaria al registro mediante acelerometría, un cuestionario para cuantificar el nivel de actividad física habitual. En el estudio piloto sí se empleó la versión española del *Modified Baecke Questionnaire* (Guirao-Goris, Cabrero-García, Moreno Pina y Muñoz-Mendoza, 2009; Vilaró y cols., 2007); que nos habría permitido valorar, en ausencia de los datos de acelerometría, el nivel de sedentarismo de los diferentes grupos y su evolución tras la intervención. De modo similar, aunque se registró la medicación crónica de todos los participantes antes y después de la intervención, se decidió no incluirla en el análisis.

Finalmente, en relación a los registros de los intervalos RR, la utilización de cardiotacómetros en lugar de registros electrocardiográficos supone una limitación, especialmente en esta población (mujeres mayores de 60 años) (Quintana, Heathers y Kemp, 2012; Wallen, Hasson, Theorell, Canlon y Osika, 2012); ya que posibles artefactos fisiológicos (latidos ectópicos, eventos arrítmicos) que pudieran estar presentes en la señal son más difícilmente detectables y podrían haber alterado los subsiguientes análisis de VFC. No obstante, este instrumento ha sido validado en diferentes estudios (Gamelin y cols., 2006; Nunan y cols., 2009) e incluso se ha abogado por utilizarlo indistintamente con los ECG ambulatorios (Holter) (Weippert y cols., 2010). Además, como medida preventiva para descartar registros que pudiesen contener artefactos fisiológicos, se decidió utilizar solo aquellos registros en los que el número de correcciones fuese menor del 1% (frente al 5% que suele utilizarse habitualmente; Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). Por otra parte, aunque ninguno de los participantes varió su medicación crónica de la condición pre-intervención a la condición post-intervención, no se controló el posible efecto contaminante de tratamientos farmacológicos agudos; y este hecho podría afectar los análisis de VFC. Globalmente, de cara a futuros estudios, sería deseable poder contar con un registro ECG y con la colaboración de un cardiólogo para incrementar la fiabilidad de los resultados de VFC obtenidos. Del mismo modo, la realización de los registros RR en un entorno médico con un mejor control de las condiciones ambientales mejoraría la reproducibilidad de los registros.

### **4.3. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN**

Entre los posibles trabajos a desarrollar en relación a los efectos del ejercicio físico sobre la salud del adulto mayor, nos planteamos las siguientes líneas de investigación:

- Caracterizar la respuesta aguda de la VFC ante diferentes tareas motrices (con mayor o menor implicación de los diferentes capacidades condicionales) y en función de la exigencia de función ejecutiva.
- Analizar la incidencia de intervenciones focalizadas en alguno de los componentes que constituyen nuestra propuesta de entrenamiento (ejercicios de patrón de la marcha, entrenamiento fraccionado de alta intensidad, ejercicios de fuerza con incidencia sobre el equilibrio y la coordinación, etc.).
- Evaluar la incidencia de nuestro programa de entrenamiento sobre los niveles de actividad física habitual.
- Introducir instrumentos de evaluación que nos permitan analizar el efecto de nuestra intervención sobre la velocidad y la variabilidad de la marcha en condiciones de tarea simple y doble tarea (motriz-motriz o cognitiva-motriz).
- Valorar la posible influencia de nuestro programa de entrenamiento sobre la medicación crónica en el adulto mayor.



# **CAPÍTULO 5.**

# **BIBLIOGRAFÍA**

---



- Acharya, U. R., Faust, O., Sree, S. V., Ghista, D. N., Dua, S., Joseph, P. y cols. (2013). An integrated diabetic index using heart rate variability signal features for diagnosis of diabetes. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 16(2), 222-234.
- Adamson, P. B. (2005). Continuous heart rate variability from an implanted device: a practical guide for clinical use. *Congest Heart Fail*, 11(6), 327-330.
- Ahern, G. L., Sollers, J. J., Lane, R. D., Labiner, D. M., Herring, A. M., Weinand, M. E. y cols. (2001). Heart rate and heart rate variability changes in the intracarotid sodium amobarbital test. *Epilepsia*, 42(7), 912-921.
- Ahmad, S., Tejuja, A., Newman, K. D., Zarychanski, R. y Seely, A. J. (2009). Clinical review: a review and analysis of heart rate variability and the diagnosis and prognosis of infection. *Crit Care*, 13(6), 232.
- Albinet, C. T., Boucard, G., Bouquet, C. A. y Audiffren, M. (2010). Increased heart rate variability and executive performance after aerobic training in the elderly. *Eur J Appl Physiol*, 109(4), 617-624.
- Almonacid, M. y Blasco-Lafarga, C. (2013). Estrategias de intervención multimodal en las personas mayores. TFG. Departamento Educación Física y Deportiva. Universidad de Valencia. Pendiente de publicación.
- Allen, J. S., Bruss, J., Brown, C. K. y Damasio, H. (2005). Normal neuroanatomical variation due to age: the major lobes and a parcellation of the temporal region. *Neurobiol Aging*, 26(9), 1245-1260; discussion 1279-1282.
- Anderson-Hanley, C., Arciero, P. J., Brickman, A. M., Nimon, J. P., Okuma, N., Westen, S. C. y cols. (2012). Exergaming and older adult cognition: a cluster randomized clinical trial. *Am J Prev Med*, 42(2), 109-119.
- Angevaren, M., Aufdemkampe, G., Verhaar, H. J., Aleman, A. y Vanhees, L. (2008). Physical activity and enhanced fitness to improve cognitive function in older people without known cognitive impairment. *Cochrane Database Syst Rev*(3), CD005381.
- Assoumou, H. G., Pichot, V., Barthelemy, J. C., Dauphinot, V., Celle, S., Gosse, P. y cols. (2010). Metabolic syndrome and short-term and long-term heart rate variability in elderly free of clinical cardiovascular disease: the PROOF study. *Rejuvenation Res*, 13(6), 653-663.
- Atkinson, G., Leary, A. C., George, K. P., Murphy, M. B. y Jones, H. (2009). 24-hour variation in the reactivity of rate-pressure-product to everyday physical activity in patients attending a hypertension clinic. *Chronobiol Int*, 26(5), 958-973.
- Aubert, A. E., Seps, B. y Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Med*, 33(12), 889-919.
- Audette, J. F., Jin, Y. S., Newcomer, R., Stein, L., Duncan, G. y Frontera, W. R. (2006). Tai Chi versus brisk walking in elderly women. *Age Ageing*, 35(4), 388-393.



- Backman, L., Ginovart, N., Dixon, R. A., Wahlin, T. B., Wahlin, A., Halldin, C. y cols. (2000). Age-related cognitive deficits mediated by changes in the striatal dopamine system. *Am J Psychiatry*, 157(4), 635-637.
- Baker, M. K., Atlantis, E. y Fiatarone Singh, M. A. (2007). Multi-modal exercise programs for older adults. *Age Ageing*, 36(4), 375-381.
- Balady, G. J., Williams, M. A., Ades, P. A., Bittner, V., Comoss, P., Foody, J. M. y cols. (2007). Core components of cardiac rehabilitation/secondary prevention programs: 2007 update: a scientific statement from the American Heart Association Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention Committee, the Council on Clinical Cardiology; the Councils on Cardiovascular Nursing, Epidemiology and Prevention, and Nutrition, Physical Activity, and Metabolism; and the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation. *Circulation*, 115(20), 2675-2682.
- Baltes, P. B. y Lindenberger, U. (1997). Emergence of a powerful connection between sensory and cognitive functions across the adult life span: a new window to the study of cognitive aging? *Psychol Aging*, 12(1), 12-21.
- Barantke, M., Krauss, T., Ortak, J., Lieb, W., Reppel, M., Burgdorf, C. y cols. (2008). Effects of gender and aging on differential autonomic responses to orthostatic maneuvers. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 19(12), 1296-1303.
- Barnes, D. E., Santos-Modesitt, W., Poelke, G., Kramer, A. F., Castro, C., Middleton, L. E. y cols. (2013). The Mental Activity and eXercise (MAX) trial: a randomized controlled trial to enhance cognitive function in older adults. *JAMA Intern Med*, 173(9), 797-804.
- Bavelier, D. y Neville, H. J. (2002). Cross-modal plasticity: where and how? *Nat Rev Neurosci*, 3(6), 443-452.
- Baynard, T., Goulopoulou, S., Sosnoff, R. F., Fernhall, B. y Kanaley, J. A. (2014). Cardiovascular modulation and efficacy of aerobic exercise training in obese individuals. *Med Sci Sports Exerc*, 46(2), 369-375.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Dubost, V., Allali, G., Kressig, R. W., Bridenbaugh, S. y cols. (2009). Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? *Eur J Neurol*, 16(7), 786-795.
- Beckers, F., Verheyden, B. y Aubert, A. E. (2006). Aging and nonlinear heart rate control in a healthy population. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 290(6), H2560-2570.
- Benarroch, E. E. (1993). The central autonomic network: functional organization, dysfunction, and perspective. *Mayo Clin Proc*, 68(10), 988-1001.
- Bentourkia, M., Bol, A., Ivanoiu, A., Labar, D., Sibomana, M., Coppens, A. y cols. (2000). Comparison of regional cerebral blood flow and glucose metabolism in the normal brain: effect of aging. *J Neurol Sci*, 181(1-2), 19-28.



- Berlingeri, M., Danelli, L., Bottini, G., Sberna, M. y Paulesu, E. (2013). Reassessing the HAROLD model: is the hemispheric asymmetry reduction in older adults a special case of compensatory-related utilisation of neural circuits? *Exp Brain Res*, 224(3), 393-410.
- Bernardi, L., Keller, F., Sanders, M., Reddy, P. S., Griffith, B., Meno, F. y cols. (1989). Respiratory sinus arrhythmia in the denervated human heart. *J Appl Physiol* (1985), 67(4), 1447-1455.
- Berntson, G. G., Bigger, J. T., Jr., Eckberg, D. L., Grossman, P., Kaufmann, P. G., Malik, M. y cols. (1997). Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. *Psychophysiology*, 34(6), 623-648.
- Berryman, N., Bherer, L., Nadeau, S., Lauziere, S., Lehr, L., Bobeuf, F. y cols. (2013). Executive functions, physical fitness and mobility in well-functioning older adults. *Exp Gerontol*, 48(12), 1402-1409.
- Billman, G. E. (2011). Heart rate variability - a historical perspective. *Front Physiol*, 2, 86.
- Bird, S. R. y Hawley, J. A. (2012). Exercise and type 2 diabetes: new prescription for an old problem. *Maturitas*, 72(4), 311-316.
- Bisiacchi, P. S., Borella, E., Bergamaschi, S., Carretti, B. y Mondini, S. (2008). Interplay between memory and executive functions in normal and pathological aging. *J Clin Exp Neuropsychol*, 30(6), 723-733.
- Blacker, D., Lee, H., Muzikansky, A., Martin, E. C., Tanzi, R., McArdle, J. J. y cols. (2007). Neuropsychological measures in normal individuals that predict subsequent cognitive decline. *Arch Neurol*, 64(6), 862-871.
- Blake, H. y Hawley, H. (2012). Effects of Tai Chi exercise on physical and psychological health of older people. *Curr Aging Sci*, 5(1), 19-27.
- Blankevoort, C. G., Scherder, E. J., Wieling, M. B., Hortobagyi, T., Brouwer, W. H., Geuze, R. H. y cols. (2013). Physical predictors of cognitive performance in healthy older adults: a cross-sectional analysis. *PLoS One*, 8(7), e70799.
- Blasco-Lafarga, C. (2013). Fundamentación teórica del entrenamiento funcional en los adultos mayores. CL 1. En C. Blasco-Lafarga (Ed.), *El Entrenamiento Funcional en los Adultos Mayores II Jornadas [CD-ROM]* (pp. 13). Alicante: Departamento de Educación Física y Deportiva y GiEFAM. Universidad de Valencia.
- Blasco-Lafarga, C., Caus, N., Sisamon, M. E. y Yanguéz, E. (2013). Fundamentación del entrenamiento en mayores desde la perspectiva neuromuscular. CL 2. En C. Blasco-Lafarga (Ed.), *El Entrenamiento Funcional en los Adultos Mayores II Jornadas [CD-ROM]* (pp. 13). Alicante: Departamento de Educación Física y Deportiva y GiEFAM. Universidad de Valencia.



- Blasco-Lafarga, C., Gil, J., Roldan, A., Martinez-Navarro, I., Cordellat, A. y Sanchis-Soler, G. (2013). Secuencias rítmicas en el entrenamiento funcional en los adultos mayores. PR 3. En C. Blasco-Lafarga (Ed.), *El Entrenamiento Funcional en los Adultos Mayores II Jornadas [CD-ROM]*. Alicante: Departamento de Educación Física y Deportiva y GiEFAM. Universidad de Valencia.
- Blasco-Lafarga, C., Martinez-Navarro, I., Sisamon, M. E., Caus, N., Yanguéz, E. y Llorens-Soriano, P. (2010). Linear and nonlinear heart rate dynamics in elderly inpatients. Relations with comorbidity and depression. *Medicina (Kaunas)*, 46(6), 393-400.
- Bloomfield, D. M., Magnano, A., Bigger, J. T., Jr., Rivadeneira, H., Parides, M. y Steinman, R. C. (2001). Comparison of spontaneous vs. metronome-guided breathing on assessment of vagal modulation using RR variability. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 280(3), H1145-1150.
- Boutcher, S. H., Cotton, Y., Nurhayati, Y., Craig, G. A. y McLaren, P. F. (1997). Autonomic nervous function at rest in aerobically trained and untrained older men. *Clin Physiol*, 17(4), 339-346.
- Boutcher, S. H., Park, Y., Dunn, S. L. y Boutcher, Y. N. (2013). The relationship between cardiac autonomic function and maximal oxygen uptake response to high-intensity intermittent-exercise training. *J Sports Sci*, 31(9), 1024-1029.
- Boyke, J., Driemeyer, J., Gaser, C., Buchel, C. y May, A. (2008). Training-induced brain structure changes in the elderly. *J Neurosci*, 28(28), 7031-7035.
- Bravi, A., Longtin, A. y Seely, A. J. (2011). Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications. *Biomed Eng Online*, 10, 90.
- Brennan, M., Palaniswami, M. y Kamen, P. (2002). Poincare plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 283(5), H1873-1886.
- Britton, A., Singh-Manoux, A., Hnatkova, K., Malik, M., Marmot, M. G. y Shipley, M. (2008). The association between heart rate variability and cognitive impairment in middle-aged men and women. The Whitehall II cohort study. *Neuroepidemiology*, 31(2), 115-121.
- Brown, T. E., Beightol, L. A., Koh, J. y Eckberg, D. L. (1993). Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol*, 75(5), 2310-2317.
- Buccelletti, E., Gilardi, E., Scaini, E., Galiuto, L., Persiani, R., Biondi, A. y cols. (2009). Heart rate variability and myocardial infarction: systematic literature review and metanalysis. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 13(4), 299-307.
- Buckner, R. L. (2004). Memory and executive function in aging and AD: multiple factors that cause decline and reserve factors that compensate. *Neuron*, 44(1), 195-208.

- Buchheit, M., Simon, C., Viola, A. U., Doutreleau, S., Piquard, F. y Brandenberger, G. (2004). Heart rate variability in sportive elderly: relationship with daily physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 36(4), 601-605.
- Buchman, A. S., Wilson, R. S., Boyle, P. A., Bienias, J. L. y Bennett, D. A. (2007). Grip strength and the risk of incident Alzheimer's disease. *Neuroepidemiology*, 29(1-2), 66-73.
- Burdette, J. H., Laurienti, P. J., Espeland, M. A., Morgan, A., Telesford, Q., Vechlekar, C. D. y cols. (2010). Using network science to evaluate exercise-associated brain changes in older adults. *Front Aging Neurosci*, 2, 23.
- Cabeza, R. (2002). Hemispheric asymmetry reduction in older adults: the HAROLD model. *Psychol Aging*, 17(1), 85-100.
- Cabeza, R., Anderson, N. D., Locantore, J. K. y McIntosh, A. R. (2002). Aging gracefully: compensatory brain activity in high-performing older adults. *Neuroimage*, 17(3), 1394-1402.
- Cabeza, R., Nyberg, L. y Park, D. C. (2005). Cognitive neuroscience of ageing. Emergence of a new discipline. *Cognitive neuroscience of ageing*, 3-15.
- Cadore, E. L. y Izquierdo, M. (2013). How to simultaneously optimize muscle strength, power, functional capacity, and cardiovascular gains in the elderly: an update. *Age*, 35(6), 2329-2344.
- Cadore, E. L., Izquierdo, M., Alberton, C. L., Pinto, R. S., Conceicao, M., Cunha, G. y cols. (2012). Strength prior to endurance intra-session exercise sequence optimizes neuromuscular and cardiovascular gains in elderly men. *Exp Gerontol*, 47(2), 164-169.
- Cakar, E., Dincer, U., Kiralp, M. Z., Cakar, D. B., Durmus, O., Kilac, H. y cols. (2010). Jumping combined exercise programs reduce fall risk and improve balance and life quality of elderly people who live in a long-term care facility. *Eur J Phys Rehabil Med*, 46(1), 59-67.
- Cao, Z. B., Maeda, A., Shima, N., Kurata, H. y Nishizono, H. (2007). The effect of a 12-week combined exercise intervention program on physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women. *J Physiol Anthropol*, 26(3), 325-332.
- Capuana, L. J., Dywan, J., Tays, W. J. y Segalowitz, S. J. (2012). Cardiac workload and inhibitory control in younger and older adults. *Biol Psychol*, 90(1), 60-70.
- Carnethon, M. R., Golden, S. H., Folsom, A. R., Haskell, W. y Liao, D. (2003). Prospective investigation of autonomic nervous system function and the development of type 2 diabetes: the Atherosclerosis Risk In Communities study, 1987-1998. *Circulation*, 107(17), 2190-2195.



- Carro, E., Trejo, J. L., Busiguina, S. y Torres-Aleman, I. (2001). Circulating insulin-like growth factor I mediates the protective effects of physical exercise against brain insults of different etiology and anatomy. *J Neurosci*, 21(15), 5678-5684.
- Carvalho, M. J., Marques, E. y Mota, J. (2009). Training and detraining effects on functional fitness after a multicomponent training in older women. *Gerontology*, 55(1), 41-48.
- Cassilhas, R. C., Lee, K. S., Fernandes, J., Oliveira, M. G., Tufik, S., Meeusen, R. y cols. (2012). Spatial memory is improved by aerobic and resistance exercise through divergent molecular mechanisms. *Neuroscience*, 202, 309-317.
- Cassilhas, R. C., Viana, V. A., Grassmann, V., Santos, R. T., Santos, R. F., Tufik, S. y cols. (2007). The impact of resistance exercise on the cognitive function of the elderly. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8), 1401-1407.
- Cevese, A., Gulli, G., Polati, E., Gottin, L. y Grasso, R. (2001). Baroreflex and oscillation of heart period at 0.1 Hz studied by alpha-blockade and cross-spectral analysis in healthy humans. *J Physiol*, 531(Pt 1), 235-244.
- Clark, B. A. (1989). Tests for fitness in older adults: AAHPERD Fitness Task Force. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 60(3), 66-71.
- Clark, L. R., Schiehser, D. M., Weissberger, G. H., Salmon, D. P., Delis, D. C. y Bondi, M. W. (2012). Specific measures of executive function predict cognitive decline in older adults. *J Int Neuropsychol Soc*, 18(1), 118-127.
- Clegg, A. y Young, J. (2011). The frailty syndrome. *Clin Med*, 11(1), 72-75.
- Clouston, S. A., Brewster, P., Kuh, D., Richards, M., Cooper, R., Hardy, R. y cols. (2013). The Dynamic Relationship Between Physical Function and Cognition in Longitudinal Aging Cohorts. *Epidemiol Rev*.
- Cobley, J. N., Bartlett, J. D., Kayani, A., Murray, S. W., Louhelainen, J., Donovan, T. y cols. (2012). PGC-1alpha transcriptional response and mitochondrial adaptation to acute exercise is maintained in skeletal muscle of sedentary elderly males. *Biogerontology*, 13(6), 621-631.
- Codorniu, J. L. (2007). El impacto de la Ley de la dependencia y del efecto demográfico en los gastos de los cuidados de larga duración. *Estudios de Economía Aplicada*, 25(2), 379-406.
- Coelho, F. G., Gobbi, S., Andreatto, C. A., Corazza, D. I., Pedroso, R. V. y Santos-Galduroz, R. F. (2013). Physical exercise modulates peripheral levels of brain-derived neurotrophic factor (BDNF): a systematic review of experimental studies in the elderly. *Arch Gerontol Geriatr*, 56(1), 10-15.

- Coen, R. F., Lawlor, B. A. y Kenny, R. (2011). Failure to demonstrate that memory improvement is due either to aerobic exercise or increased hippocampal volume. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 108(18), E89-E89.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum.
- Colcombe, S. J., Erickson, K. I., Scalf, P. E., Kim, J. S., Prakash, R., McAuley, E. y cols. (2006). Aerobic exercise training increases brain volume in aging humans. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 61(11), 1166-1170.
- Colcombe, S. J. y Kramer, A. F. (2003). Fitness effects on the cognitive function of older adults: a meta-analytic study. *Psychol Sci*, 14(2), 125-130.
- Colcombe, S. J., Kramer, A. F., Erickson, K. I. y Scalf, P. (2005). The implications of cortical recruitment and brain morphology for individual differences in inhibitory function in aging humans. *Psychol Aging*, 20(3), 363-375.
- Colcombe, S. J., Kramer, A. F., Erickson, K. I., Scalf, P., McAuley, E., Cohen, N. J. y cols. (2004). Cardiovascular fitness, cortical plasticity, and aging. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 101(9), 3316-3321.
- Colivicchi, F., Bassi, A., Santini, M. y Caltagirone, C. (2005). Prognostic implications of right-sided insular damage, cardiac autonomic derangement, and arrhythmias after acute ischemic stroke. *Stroke*, 36(8), 1710-1715.
- Cooper, R., Kuh, D. y Hardy, R. (2010). Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *BMJ*, 341, c4467.
- Cornelissen, V. A. y Smart, N. A. (2013). Exercise training for blood pressure: a systematic review and meta-analysis. *J Am Heart Assoc*, 2(1), e004473.
- Costa, M. D., Peng, C. K. y Goldberger, A. L. (2008). Multiscale analysis of heart rate dynamics: entropy and time irreversibility measures. *Cardiovasc Eng*, 8(2), 88-93.
- Cotman, C. W., Berchtold, N. C. y Christie, L. A. (2007). Exercise builds brain health: key roles of growth factor cascades and inflammation. *Trends Neurosci*, 30(9), 464-472.
- Cruz-Jentoft, A. J., Baeyens, J. P., Bauer, J. M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F. y cols. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing*, 39(4), 412-423.
- Chang, C. J., Yang, Y. C., Lu, F. H., Lin, T. S., Chen, J. J., Yeh, T. L. y cols. (2010). Altered cardiac autonomic function may precede insulin resistance in metabolic syndrome. *Am J Med*, 123(5), 432-438.



- Chiang, J. K., Fu, C. H., Kuo, T. B. y Koo, M. (2011). Association between frequency domain heart rate variability and unplanned readmission to hospital in geriatric patients. *BMC Public Health*, *11*, 137.
- Chiang, J. K., Koo, M., Kuo, T. B. y Fu, C. H. (2010). Association between cardiovascular autonomic functions and time to death in patients with terminal hepatocellular carcinoma. *J Pain Symptom Manage*, *39*(4), 673-679.
- Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Fiatarone Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C. R., Salem, G. J. y cols. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc*, *41*(7), 1510-1530.
- Chung, J. Y., Kang, H. T., Lee, D. C., Lee, H. R. y Lee, Y. J. (2013). Body composition and its association with cardiometabolic risk factors in the elderly: a focus on sarcopenic obesity. *Arch Gerontol Geriatr*, *56*(1), 270-278.
- Dao, E., Davis, J. C., Sharma, D., Chan, A., Nagamatsu, L. S. y Liu-Ambrose, T. (2013). Change in body fat mass is independently associated with executive functions in older women: a secondary analysis of a 12-month randomized controlled trial. *PLoS One*, *8*(1), e52831.
- Davis, S. W., Dennis, N. A., Daselaar, S. M., Fleck, M. S. y Cabeza, R. (2008). Que PASA? The posterior-anterior shift in aging. *Cereb Cortex*, *18*(5), 1201-1209.
- de Bruyne, M. C., Kors, J. A., Hoes, A. W., Klootwijk, P., Dekker, J. M., Hofman, A. y cols. (1999). Both decreased and increased heart rate variability on the standard 10-second electrocardiogram predict cardiac mortality in the elderly: the Rotterdam Study. *Am J Epidemiol*, *150*(12), 1282-1288.
- De Meersman, R. E. y Stein, P. K. (2007). Vagal modulation and aging. *Biol Psychol*, *74*(2), 165-173.
- de Souza Santos, C. A., Dantas, E. E. y Moreira, M. H. (2011). Correlation of physical aptitude; functional capacity, corporal balance and quality of life (QoL) among elderly women submitted to a post-menopausal physical activities program. *Arch Gerontol Geriatr*, *53*(3), 344-349.
- de Vreede, P. L., Samson, M. M., van Meeteren, N. L., Duursma, S. A. y Verhaar, H. J. (2005). Functional-task exercise versus resistance strength exercise to improve daily function in older women: a randomized, controlled trial. *J Am Geriatr Soc*, *53*(1), 2-10.
- de Vreede, P. L., Samson, M. M., van Meeteren, N. L., van der Bom, J. G., Duursma, S. A. y Verhaar, H. J. (2004). Functional tasks exercise versus resistance exercise to improve daily function in older women: a feasibility study. *Arch Phys Med Rehabil*, *85*(12), 1952-1961.

- de Vreede, P. L., van Meeteren, N. L., Samson, M. M., Wittink, H. M., Duursma, S. A. y Verhaar, H. J. (2007). The effect of functional tasks exercise and resistance exercise on health-related quality of life and physical activity. A randomised controlled trial. *Gerontology*, 53(1), 12-20.
- Dekker, J. M., Schouten, E. G., Klootwijk, P., Pool, J., Swenne, C. A. y Kromhout, D. (1997). Heart rate variability from short electrocardiographic recordings predicts mortality from all causes in middle-aged and elderly men. The Zutphen Study. *Am J Epidemiol*, 145(10), 899-908.
- Dinas, P. C., Koutedakis, Y. y Flouris, A. D. (2013). Effects of active and passive tobacco cigarette smoking on heart rate variability. *Int J Cardiol*, 163(2), 109-115.
- Draganski, B., Gaser, C., Busch, V., Schuierer, G., Bogdahn, U. y May, A. (2004). Neuroplasticity: changes in grey matter induced by training. *Nature*, 427(6972), 311-312.
- Driscoll, I., Espeland, M. A., Wassertheil-Smoller, S., Gaussoin, S. A., Ding, J., Granek, I. A. y cols. (2011). Weight change and cognitive function: findings from the Women's Health Initiative Study of Cognitive Aging. *Obesity (Silver Spring)*, 19(8), 1595-1600.
- Duschek, S., Muckenthaler, M., Werner, N. y del Paso, G. A. (2009). Relationships between features of autonomic cardiovascular control and cognitive performance. *Biol Psychol*, 81(2), 110-117.
- Earnest, C. P., Lavie, C. J., Blair, S. N. y Church, T. S. (2008). Heart rate variability characteristics in sedentary postmenopausal women following six months of exercise training: the DREW study. *PLoS One*, 3(6), e2288.
- Eckberg, D. L. (1997). Sympathovagal balance: a critical appraisal. *Circulation*, 96(9), 3224-3232.
- Elghozi, J. L. y Julien, C. (2007). Sympathetic control of short-term heart rate variability and its pharmacological modulation. *Fundam Clin Pharmacol*, 21(4), 337-347.
- Erickson, K. I., Miller, D. L. y Roecklein, K. A. (2012). The aging hippocampus: interactions between exercise, depression, and BDNF. *Neuroscientist*, 18(1), 82-97.
- Erickson, K. I., Prakash, R. S., Voss, M. W., Chaddock, L., Hu, L., Morris, K. S. y cols. (2009). Aerobic fitness is associated with hippocampal volume in elderly humans. *Hippocampus*, 19(10), 1030-1039.
- Erickson, K. I., Raji, C. A., Lopez, O. L., Becker, J. T., Rosano, C., Newman, A. B. y cols. (2010). Physical activity predicts gray matter volume in late adulthood: the Cardiovascular Health Study. *Neurology*, 75(16), 1415-1422.



- Erickson, K. I., Voss, M. W., Prakash, R. S., Basak, C., Szabo, A., Chaddock, L. y cols. (2011). Exercise training increases size of hippocampus and improves memory. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 108(7), 3017-3022.
- Etnier, J. L. (2008). Interrelationships of exercise, mediator variables and cognition. En W. W. Spirduso, L. W. Poon y W. J. Chodzko-Zajko (Eds.), *Exercise and its mediating effects on cognition* (pp. 13-30). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Etnier, J. L., Nowell, P. M., Landers, D. M. y Sibley, B. A. (2006). A meta-regression to examine the relationship between aerobic fitness and cognitive performance. *Brain Res Rev*, 52(1), 119-130.
- Eyigor, S., Karapolat, H., Durmaz, B., Ibisoglu, U. y Cakir, S. (2009). A randomized controlled trial of Turkish folklore dance on the physical performance, balance, depression and quality of life in older women. *Arch Gerontol Geriatr*, 48(1), 84-88.
- Eyler, L. T., Sherzai, A., Kaup, A. R. y Jeste, D. V. (2011). A review of functional brain imaging correlates of successful cognitive aging. *Biol Psychiatry*, 70(2), 115-122.
- Felber Dietrich, D., Schindler, C., Schwartz, J., Barthelemy, J. C., Tschopp, J. M., Roche, F. y cols. (2006). Heart rate variability in an ageing population and its association with lifestyle and cardiovascular risk factors: results of the SAPALDIA study. *Europace*, 8(7), 521-529.
- Felber Dietrich, D., Schwartz, J., Schindler, C., Gaspoz, J. M., Barthelemy, J. C., Tschopp, J. M. y cols. (2007). Effects of passive smoking on heart rate variability, heart rate and blood pressure: an observational study. *Int J Epidemiol*, 36(4), 834-840.
- Finkel, D., Reynolds, C. A., McArdle, J. J. y Pedersen, N. L. (2005). The longitudinal relationship between processing speed and cognitive ability: genetic and environmental influences. *Behav Genet*, 35(5), 535-549.
- Forte, R., Boreham, C. A., Leite, J. C., De Vito, G., Brennan, L., Gibney, E. R. y cols. (2013). Enhancing cognitive functioning in the elderly: multicomponent vs resistance training. *Clin Interv Aging*, 8, 19-27.
- Forte, R., Boreham, C. A. G., Costaleite, J., Ditroilo, M., Rodrigues-Krause, J., Brennan, L. y cols. (2013). Functional and muscular gains in older adults: multicomponent vs. resistance exercise. *Journal of Aging Research & Clinical Practice*, 2(2).
- Forte, R., De Vito, G. y Figura, F. (2003). Effects of dynamic resistance training on heart rate variability in healthy older women. *Eur J Appl Physiol*, 89(1), 85-89.
- Forte, R., Pesce, C., Leite, J. C., De Vito, G., Gibney, E. R., Tomporowski, P. D. y cols. (2013). Executive function moderates the role of muscular fitness in determining functional mobility in older adults. *Aging Clin Exp Res*, 25(3), 291-298.



- Fredericks, T. K., Choi, S. D., Hart, J., Butt, S. E. y Mital, A. (2005). An investigation of myocardial aerobic capacity as a measure of both physical and cognitive workloads. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(12), 1097-1107.
- Freiberger, E., Haberle, L., Spirduso, W. W. y Zijlstra, G. A. (2012). Long-term effects of three multicomponent exercise interventions on physical performance and fall-related psychological outcomes in community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*, 60(3), 437-446.
- Frewen, J., Finucane, C., Savva, G. M., Boyle, G., Coen, R. F. y Kenny, R. A. (2013). Cognitive function is associated with impaired heart rate variability in ageing adults: the Irish longitudinal study on ageing wave one results. *Clin Auton Res*.
- Frontera, W. R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P. y Evans, W. J. (1990). Strength training and determinants of VO<sub>2</sub>max in older men. *J Appl Physiol* (1985), 68(1), 329-333.
- Fukusaki, C., Kawakubo, K. y Yamamoto, Y. (2000). Assessment of the primary effect of aging on heart rate variability in humans. *Clin Auton Res*, 10(3), 123-130.
- Galetta, F., Franzoni, F., Femia, F. R., Roccella, N., Pentimone, F. y Santoro, G. (2005). Lifelong physical training prevents the age-related impairment of heart rate variability and exercise capacity in elderly people. *J Sports Med Phys Fitness*, 45(2), 217-221.
- Gamelin, F. X., Berthoin, S. y Bosquet, L. (2006). Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Med Sci Sports Exerc*, 38(5), 887-893.
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M. y cols. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7), 1334-1359.
- García-Manso, J. y Martín-González, J. (2008). *La formación del deportista en un sistema de rendimiento deportivo*.
- Garmendia, M. L., Dangour, A. D., Albala, C., Eguiguren, P., Allen, E. y Uauy, R. (2013). Adherence to a physical activity intervention among older adults in a post-transitional middle income country: a quantitative and qualitative analysis. *J Nutr Health Aging*, 17(5), 466-471.
- Gault, M. L. y Willems, M. E. (2013). Aging, Functional Capacity and Eccentric Exercise Training. *Aging Dis*, 4(6), 351-363.
- Gazzaley, A., Cooney, J. W., Rissman, J. y D'Esposito, M. (2005). Top-down suppression deficit underlies working memory impairment in normal aging. *Nat Neurosci*, 8(10), 1298-1300.



- Gehi, A. K., Lampert, R., Veledar, E., Lee, F., Goldberg, J., Jones, L. y cols. (2009). A twin study of metabolic syndrome and autonomic tone. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 20(4), 422-428.
- Gerage, A. M., Forjaz, C. L., Nascimento, M. A., Januario, R. S., Polito, M. D. y Cyrino, E. S. (2013). Cardiovascular adaptations to resistance training in elderly postmenopausal women. *Int J Sports Med*, 34(9), 806-813.
- Gerritsen, J., Dekker, J. M., TenVoorde, B. J., Kostense, P. J., Heine, R. J., Bouter, L. M. y cols. (2001). Impaired autonomic function is associated with increased mortality, especially in subjects with diabetes, hypertension, or a history of cardiovascular disease: the Hoorn Study. *Diabetes Care*, 24(10), 1793-1798.
- Gibala, M. J., Little, J. P., Macdonald, M. J. y Hawley, J. A. (2012). Physiological adaptations to low-volume, high-intensity interval training in health and disease. *J Physiol*, 590(Pt 5), 1077-1084.
- Gobbo, S., Bergamin, M., Sieverdes, J. C., Ermolao, A. y Zaccaria, M. (2014). Effects of exercise on dual-task ability and balance in older adults: A systematic review. *Arch Gerontol Geriatr*, 58(2), 177-187.
- Goh, J. O. y Park, D. C. (2009). Neuroplasticity and cognitive aging: the scaffolding theory of aging and cognition. *Restor Neurol Neurosci*, 27(5), 391-403.
- Goldberg, E. (2002). *El cerebro ejecutivo: lóbulos frontales y mente civilizada*. Barcelona: Crítica.
- Goldberger, A., Peng, C. y Lipsitz, L. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of aging*, 23(1), 23-26.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G. y cols. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 101(23), E215-220.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P., Peng, C. K. y Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 99 Suppl 1, 2466-2472.
- Golden, C. J. (1978). *Stroop Color and Word Test*. Chicago: Stoelting Co.
- Golden, C. J. (1994). *Stroop: test de colores y palabras*. Madrid: TEA ediciones.
- Goldstein, D. S., Benth, O., Park, M. Y. y Sharabi, Y. (2011). Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes. *Exp Physiol*, 96(12), 1255-1261.

- Gothe, N. P., Fanning, J., Awick, E., Chung, D., Wojcicki, T. R., Olson, E. A. y cols. (2014). Executive function processes predict mobility outcomes in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 62(2), 285-290.
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobagyi, T., Kressig, R. W. y Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Med*, 43(7), 627-641.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Bridenbaugh, S., Bleiker, E., Wehrle, A. y Kressig, R. W. (2010). Balance training and multi-task performance in seniors. *Int J Sports Med*, 31(5), 353-358.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Bridenbaugh, S. A., Wolf, M., Roth, R., Gschwind, Y. y cols. (2012). Effects of a salsa dance training on balance and strength performance in older adults. *Gerontology*, 58(4), 305-312.
- Granacher, U., Muehlbauer, T. y Gruber, M. (2012). A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J Aging Res*, 2012, 708905.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Zahner, L., Gollhofer, A. y Kressig, R. W. (2011). Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports Med*, 41(5), 377-400.
- Greenwood, P. M. (2007). Functional plasticity in cognitive aging: review and hypothesis. *Neuropsychology*, 21(6), 657-673.
- Greiser, K. H., Kluttig, A., Schumann, B., Swenne, C. A., Kors, J. A., Kuss, O. y cols. (2009). Cardiovascular diseases, risk factors and short-term heart rate variability in an elderly general population: the CARLA study 2002-2006. *Eur J Epidemiol*, 24(3), 123-142.
- Grossman, P. y Taylor, E. W. (2007). Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions. *Biol Psychol*, 74(2), 263-285.
- Gruenberg, E. M. (1977). The failures of success. *Milbank Memorial Fund Quarterly*, 55(1), 3-24.
- Gudlaugsson, J., Gudnason, V., Aspelund, T., Siggeirsdottir, K., Olafsdottir, A. S., Jonsson, P. V. y cols. (2012). Effects of a 6-month multimodal training intervention on retention of functional fitness in older adults: a randomized-controlled cross-over design. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 9, 107.
- Guirao-Goris, J. A., Cabrero-García, J., Moreno Pina, J. P. y Muñoz-Mendoza, C. L. (2009). Revisión estructurada de los cuestionarios y escalas que miden la actividad física en los adultos mayores y ancianos. *Gaceta sanitaria*, 23(4), 334. e331-334. e317.



- Guiraud, T., Nigam, A., Gremeaux, V., Meyer, P., Juneau, M. y Bosquet, L. (2012). High-intensity interval training in cardiac rehabilitation. *Sports Med*, 42(7), 587-605.
- Gutchess, A. H., Welsh, R. C., Hedden, T., Bangert, A., Minear, M., Liu, L. L. y cols. (2005). Aging and the neural correlates of successful picture encoding: frontal activations compensate for decreased medial-temporal activity. *J Cogn Neurosci*, 17(1), 84-96.
- Halvarsson, A., Oddsson, L., Olsson, E., Faren, E., Pettersson, A. y Stahle, A. (2011). Effects of new, individually adjusted, progressive balance group training for elderly people with fear of falling and tend to fall: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 25(11), 1021-1031.
- Hall, J. E. (2011). *Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica*: Elsevier Health Sciences.
- Hamer, M. y Chida, Y. (2009). Physical activity and risk of neurodegenerative disease: a systematic review of prospective evidence. *Psychol Med*, 39(1), 3-11.
- Hansen, A. L., Johnsen, B. H., Sollers, J. J., 3rd, Stenvik, K. y Thayer, J. F. (2004). Heart rate variability and its relation to prefrontal cognitive function: the effects of training and detraining. *Eur J Appl Physiol*, 93(3), 263-272.
- Hansen, A. L., Johnsen, B. H. y Thayer, J. F. (2003). Vagal influence on working memory and attention. *Int J Psychophysiol*, 48(3), 263-274.
- Hansen, A. L., Johnsen, B. H. y Thayer, J. F. (2009). Relationship between heart rate variability and cognitive function during threat of shock. *Anxiety Stress Coping*, 22(1), 77-89.
- Harte, C. B. y Meston, C. M. (2013). Effects of Smoking Cessation on Heart Rate Variability Among Long-Term Male Smokers. *Int J Behav Med*.
- Hautala, A. J., Makikallio, T. H., Kiviniemi, A., Laukkanen, R. T., Nissila, S., Huikuri, H. V. y cols. (2003). Cardiovascular autonomic function correlates with the response to aerobic training in healthy sedentary subjects. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 285(4), H1747-1752.
- Heathers, J. A. (2012). Sympathovagal balance from heart rate variability: an obituary. *Exp Physiol*, 97(4), 556.
- Heffernan, K. S., Sosnoff, J. J., Fahs, C. A., Shinsako, K. K., Jae, S. Y. y Fernhall, B. (2008). Fractal scaling properties of heart rate dynamics following resistance exercise training. *J Appl Physiol*, 105(1), 109-113.
- Hemingway, H., Shipley, M., Brunner, E., Britton, A., Malik, M. y Marmot, M. (2005). Does autonomic function link social position to coronary risk? The Whitehall II study. *Circulation*, 111(23), 3071-3077.

- Henden, P. L., Sondergaard, S., Rydenhag, B., Reinsfelt, B., Ricksten, S. E. y Aneman, A. (2013). Can Baroreflex Sensitivity and Heart Rate Variability Predict Late Neurological Outcome in Patients With Traumatic Brain Injury? *J Neurosurg Anesthesiol*.
- Hernandez, D. y Rose, D. J. (2008). Predicting which older adults will or will not fall using the Fullerton Advanced Balance scale. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(12), 2309-2315.
- Hillebrand, S., Gast, K. B., de Mutsert, R., Swenne, C. A., Jukema, J. W., Middeldorp, S. y cols. (2013). Heart rate variability and first cardiovascular event in populations without known cardiovascular disease: meta-analysis and dose-response meta-regression. *Europace*, 15(5), 742-749.
- Hirota, C., Watanabe, M., Sun, W., Tanimoto, Y., Kono, R., Takasaki, K. y cols. (2010). Association between the Trail Making Test and physical performance in elderly Japanese. *Geriatr Gerontol Int*, 10(1), 40-47.
- Hiyamizu, M., Morioka, S., Shomoto, K. y Shimada, T. (2012). Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 26(1), 58-67.
- Holviala, J., Kraemer, W. J., Sillanpaa, E., Karppinen, H., Avela, J., Kauhanen, A. y cols. (2012). Effects of strength, endurance and combined training on muscle strength, walking speed and dynamic balance in aging men. *Eur J Appl Physiol*, 112(4), 1335-1347.
- Holzschneider, K., Wolbers, T., Roder, B. y Hotting, K. (2012). Cardiovascular fitness modulates brain activation associated with spatial learning. *Neuroimage*, 59(3), 3003-3014.
- Hotta, N., Otsuka, K., Murakami, S., Yamanaka, G., Kubo, Y., Matsuoka, O. y cols. (2005). Fractal analysis of heart rate variability and mortality in elderly community-dwelling people -- Longitudinal Investigation for the Longevity and Aging in Hokkaido County (LILAC) study. *Biomed Pharmacother*, 59 Suppl 1, S45-48.
- Hotting, K. y Roder, B. (2013). Beneficial effects of physical exercise on neuroplasticity and cognition. *Neurosci Biobehav Rev*.
- Hsu, C. L., Nagamatsu, L. S., Davis, J. C. y Liu-Ambrose, T. (2012). Examining the relationship between specific cognitive processes and falls risk in older adults: a systematic review. *Osteoporos Int*, 23(10), 2409-2424.
- Huang, C. M., Polk, T. A., Goh, J. O. y Park, D. C. (2012). Both left and right posterior parietal activations contribute to compensatory processes in normal aging. *Neuropsychologia*, 50(1), 55-66.
- Huang, G., Shi, X., Gibson, C. A., Huang, S. C., Coudret, N. A. y Ehlman, M. C. (2013). Controlled aerobic exercise training reduces resting blood pressure in sedentary older adults. *Blood Press*, 22(6), 386-394.



- Huffman, K. M., Slentz, C. A. y Kraus, W. E. (2011). Control arms in exercise training studies: transitioning from an era of intervention efficacy to one of comparative clinical effectiveness research. *J Appl Physiol (1985)*, 111(3), 946-948.
- Huh, Y., Yang, E. J., Lee, S. A., Lim, J. Y., Kim, K. W. y Paik, N. J. (2011). Association between executive function and physical performance in older Korean adults: findings from the Korean Longitudinal Study on Health and Aging (KLoSHA). *Arch Gerontol Geriatr*, 52(3), e156-161.
- Hui, E., Chui, B. T. y Woo, J. (2009). Effects of dance on physical and psychological well-being in older persons. *Arch Gerontol Geriatr*, 49(1), e45-50.
- Huikuri, H. V., Makikallio, T. H. y Perkiomaki, J. (2003). Measurement of heart rate variability by methods based on nonlinear dynamics. *J Electrocardiol*, 36 Suppl, 95-99.
- Huikuri, H. V., Perkiomaki, J. S., Maestri, R. y Pinna, G. D. (2009). Clinical impact of evaluation of cardiovascular control by novel methods of heart rate dynamics. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 367(1892), 1223-1238.
- Hunter, S. D., Dhindsa, M. S., Cunningham, E., Tarumi, T., Alkatan, M., Nualnim, N. y cols. (2013). The effect of Bikram yoga on arterial stiffness in young and older adults. *J Altern Complement Med*, 19(12), 930-934.
- IMSERSO. (2012). *INFORME 2010. Las personas mayores en España*. Madrid: Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.
- INE (2013). Anuario Estadístico de España. Disponible en [http://www.ine.es/prodyser/pubweb/anuario13/anu13\\_02demog.pdf](http://www.ine.es/prodyser/pubweb/anuario13/anu13_02demog.pdf)
- Jarczok, M. N., Koenig, J., Schuster, A. K., Thayer, J. F. y Fischer, J. E. (2013). Nighttime heart rate variability, overnight urinary norepinephrine, and glycemic status in apparently healthy human adults. *Int J Cardiol*.
- Jarczok, M. N., Li, J., Mauss, D., Fischer, J. E. y Thayer, J. F. (2013). Heart rate variability is associated with glycemic status after controlling for components of the metabolic syndrome. *Int J Cardiol*, 167(3), 855-861.
- Jeanne, M., Logier, R., De Jonckheere, J. y Tavernier, B. (2009). Heart rate variability during total intravenous anesthesia: effects of nociception and analgesia. *Auton Neurosci*, 147(1-2), 91-96.
- Jelinek, H. F., Md Imam, H., Al-Aubaidy, H. y Khandoker, A. H. (2013). Association of cardiovascular risk using non-linear heart rate variability measures with the framingham risk score in a rural population. *Front Physiol*, 4, 186.
- Jokinen, V., Sourander, L. B., Karanko, H., Makikallio, T. H. y Huikuri, H. V. (2005). Changes in cardiovascular autonomic regulation among elderly subjects: follow-up of sixteen years. *Ann Med*, 37(3), 206-212.

- Julien, C. (2006). The enigma of Mayer waves: Facts and models. *Cardiovasc Res*, 70(1), 12-21.
- Jurado, M. B. y Rosselli, M. (2012). Reorganización de las Funciones Cerebrales en el Envejecimiento Normal. *Revista Neuropsicología, Neuropsiquiatría y Neurociencias*, 12(1), 37-58.
- Jurca, R., Church, T. S., Morss, G. M., Jordan, A. N. y Earnest, C. P. (2004). Eight weeks of moderate-intensity exercise training increases heart rate variability in sedentary postmenopausal women. *Am Heart J*, 147(5), e21.
- Kanaya, A. M., Lindquist, K., Harris, T. B., Launer, L., Rosano, C., Satterfield, S. y cols. (2009). Total and regional adiposity and cognitive change in older adults: The Health, Aging and Body Composition (ABC) study. *Arch Neurol*, 66(3), 329-335.
- Karavirta, L., Costa, M. D., Goldberger, A. L., Tulppo, M. P., Laaksonen, D. E., Nyman, K. y cols. (2013). Heart rate dynamics after combined strength and endurance training in middle-aged women: heterogeneity of responses. *PLoS One*, 8(8), e72664.
- Karavirta, L., Tulppo, M. P., Laaksonen, D. E., Nyman, K., Laukkanen, R. T., Kinnunen, H. y cols. (2009). Heart rate dynamics after combined endurance and strength training in older men. *Med Sci Sports Exerc*, 41(7), 1436-1443.
- Kattenstroth, J. C., Kalisch, T., Holt, S., Tegenthoff, M. y Dinse, H. R. (2013). Six months of dance intervention enhances postural, sensorimotor, and cognitive performance in elderly without affecting cardio-respiratory functions. *Front Aging Neurosci*, 5, 5.
- Kaup, A. R., Mirzakhani, H., Jeste, D. V. y Eyster, L. T. (2011). A review of the brain structure correlates of successful cognitive aging. *J Neuropsychiatry Clin Neurosci*, 23(1), 6-15.
- Kearney, F. C., Harwood, R. H., Gladman, J. R., Lincoln, N. y Masud, T. (2013). The relationship between executive function and falls and gait abnormalities in older adults: a systematic review. *Dement Geriatr Cogn Disord*, 36(1-2), 20-35.
- Kemmler, W., von Stengel, S., Engelke, K., Haberle, L., Mayhew, J. L. y Kalender, W. A. (2010). Exercise, body composition, and functional ability: a randomized controlled trial. *Am J Prev Med*, 38(3), 279-287.
- Kempermann, G., Fabel, K., Ehninger, D., Babu, H., Leal-Galicia, P., Garthe, A. y cols. (2010). Why and how physical activity promotes experience-induced brain plasticity. *Front Neurosci*, 4, 189.
- Kennedy, K. M. y Raz, N. (2009). Aging white matter and cognition: differential effects of regional variations in diffusion properties on memory, executive functions, and speed. *Neuropsychologia*, 47(3), 916-927.



- Kim, D. H., Lipsitz, L. A., Ferrucci, L., Varadhan, R., Guralnik, J. M., Carlson, M. C. y cols. (2006). Association between reduced heart rate variability and cognitive impairment in older disabled women in the community: Women's Health and Aging Study I. *J Am Geriatr Soc*, 54(11), 1751-1757.
- Kim, S. H., Kim, M., Ahn, Y. B., Lim, H. K., Kang, S. G., Cho, J. H. y cols. (2011). Effect of dance exercise on cognitive function in elderly patients with metabolic syndrome: a pilot study. *J Sports Sci Med*, 10(4), 671-678.
- Kimhy, D., Crowley, O. V., McKinley, P. S., Burg, M. M., Lachman, M. E., Tun, P. A. y cols. (2013). The association of cardiac vagal control and executive functioning--findings from the MIDUS study. *J Psychiatr Res*, 47(5), 628-635.
- Kimura, K., Obuchi, S., Arai, T., Nagasawa, H., Shiba, Y., Watanabe, S. y cols. (2010). The influence of short-term strength training on health-related quality of life and executive cognitive function. *J Physiol Anthropol*, 29(3), 95-101.
- Kleiger, R. E., Miller, J. P., Bigger, J. T., Jr. y Moss, A. J. (1987). Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*, 59(4), 256-262.
- Kluttig, A., Schumann, B., Swenne, C. A., Kors, J. A., Kuss, O., Schmidt, H. y cols. (2010). Association of health behaviour with heart rate variability: a population-based study. *BMC Cardiovasc Disord*, 10, 58.
- Knechtle, B., Wirth, A., Knechtle, P. y Rosemann, T. (2009). An ultra-cycling race leads to no decrease in skeletal muscle mass. *Int J Sports Med*, 30(3), 163-167.
- Kobayashi, H. (2009). Does paced breathing improve the reproducibility of heart rate variability measurements? *J Physiol Anthropol*, 28(5), 225-230.
- Koskinen, T., Kahonen, M., Jula, A., Mattsson, N., Laitinen, T., Keltikangas-Jarvinen, L. y cols. (2009). Metabolic syndrome and short-term heart rate variability in young adults. The cardiovascular risk in young Finns study. *Diabet Med*, 26(4), 354-361.
- Kraft, E. (2012). Cognitive function, physical activity, and aging: possible biological links and implications for multimodal interventions. *Neuropsychol Dev Cogn B Aging Neuropsychol Cogn*, 19(1-2), 248-263.
- Kuch, B., Hense, H. W., Sinnreich, R., Kark, J. D., von Eckardstein, A., Sapoznikov, D. y cols. (2001). Determinants of short-period heart rate variability in the general population. *Cardiology*, 95(3), 131-138.
- Kuo, T. B., Lin, T., Yang, C. C., Li, C. L., Chen, C. F. y Chou, P. (1999). Effect of aging on gender differences in neural control of heart rate. *Am J Physiol*, 277(6 Pt 2), H2233-2239.



- Kuoppa, P., Niskanen, E., Karjalainen, P. y Tarvainen, M. P. (2012). Cerebral cortex and sub-cortex lateralization in cardiovascular regulation: correlations of BOLD fMRI and heart rate variability. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012, 3412-3415.
- Kupari, M., Virolainen, J., Koskinen, P. y Tikkanen, M. J. (1993). Short-term heart rate variability and factors modifying the risk of coronary artery disease in a population sample. *Am J Cardiol*, 72(12), 897-903.
- Kupper, N. H., Willemsen, G., van den Berg, M., de Boer, D., Posthuma, D., Boomsma, D. I. y cols. (2004). Heritability of ambulatory heart rate variability. *Circulation*, 110(18), 2792-2796.
- La Rovere, M. T., Bigger, J. T., Jr., Marcus, F. I., Mortara, A. y Schwartz, P. J. (1998). Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction. ATRAMI (Autonomic Tone and Reflexes After Myocardial Infarction) Investigators. *Lancet*, 351(9101), 478-484.
- Laitio, T., Jalonen, J., Kuusela, T. y Scheinin, H. (2007). The role of heart rate variability in risk stratification for adverse postoperative cardiac events. *Anesth Analg*, 105(6), 1548-1560.
- Latham, N. K., Bennett, D. A., Stretton, C. M. y Anderson, C. S. (2004). Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 59(1), 48-61.
- Lee, M. S., Lee, E. N., Kim, J. I. y Ernst, E. (2010). Tai chi for lowering resting blood pressure in the elderly: a systematic review. *J Eval Clin Pract*, 16(4), 818-824.
- Lemaitre, H., Crivello, F., Grassiot, B., Alperovitch, A., Tzourio, C. y Mazoyer, B. (2005). Age- and sex-related effects on the neuroanatomy of healthy elderly. *Neuroimage*, 26(3), 900-911.
- Leung, D., Chan, C., Tsang, H., Tsang, W. y Jones, A. (2011). Tai chi as an intervention to improve balance and reduce falls in older adults: A systematic and meta-analytical review. *Alternative therapies in health and medicine*, 17(1), 40.
- Levy, W. C., Cerqueira, M. D., Harp, G. D., Johannessen, K. A., Abrass, I. B., Schwartz, R. S. y cols. (1998). Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am J Cardiol*, 82(10), 1236-1241.
- Liao, D., Cai, J., Barnes, R. W., Tyroler, H. A., Rautaharju, P., Holme, I. y cols. (1996). Association of cardiac autonomic function and the development of hypertension: the ARIC study. *Am J Hypertens*, 9(12 Pt 1), 1147-1156.
- Liao, D., Cai, J., Rosamond, W. D., Barnes, R. W., Hutchinson, R. G., Whitsel, E. A. y cols. (1997). Cardiac autonomic function and incident coronary heart disease: a population-based case-cohort study. The ARIC Study. Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Am J Epidemiol*, 145(8), 696-706.



- Liao, D., Sloan, R. P., Cascio, W. E., Folsom, A. R., Liese, A. D., Evans, G. W. y cols. (1998). Multiple metabolic syndrome is associated with lower heart rate variability. The Atherosclerosis Risk in Communities Study. *Diabetes Care*, 21(12), 2116-2122.
- Lindenberger, U. y Baltes, P. B. (1994). Sensory functioning and intelligence in old age: a strong connection. *Psychol Aging*, 9(3), 339-355.
- Lipsitz, L. A. y Goldberger, A. L. (1992). Loss of 'complexity' and aging. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 267(13), 1806.
- Little, J. P., Gillen, J. B., Percival, M. E., Safdar, A., Tarnopolsky, M. A., Punthakee, Z. y cols. (2011). Low-volume high-intensity interval training reduces hyperglycemia and increases muscle mitochondrial capacity in patients with type 2 diabetes. *J Appl Physiol* (1985), 111(6), 1554-1560.
- Liu-Ambrose, T., Davis, J. C., Nagamatsu, L. S., Hsu, C. L., Katarynych, L. A. y Khan, K. M. (2010). Changes in executive functions and self-efficacy are independently associated with improved usual gait speed in older women. *BMC Geriatr*, 10, 25.
- Liu-Ambrose, T., Donaldson, M. G., Ahamed, Y., Graf, P., Cook, W. L., Close, J. y cols. (2008). Otago home-based strength and balance retraining improves executive functioning in older fallers: a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*, 56(10), 1821-1830.
- Liu-Ambrose, T., Nagamatsu, L. S., Graf, P., Beattie, B. L., Ashe, M. C. y Handy, T. C. (2010). Resistance training and executive functions: a 12-month randomized controlled trial. *Arch Intern Med*, 170(2), 170-178.
- Liu-Ambrose, T., Nagamatsu, L. S., Hsu, C. L. y Bolandzadeh, N. (2013). Emerging concept: 'central benefit model' of exercise in falls prevention. *Br J Sports Med*, 47(2), 115-117.
- Liu-Ambrose, T., Nagamatsu, L. S., Voss, M. W., Khan, K. M. y Handy, T. C. (2012). Resistance training and functional plasticity of the aging brain: a 12-month randomized controlled trial. *Neurobiol Aging*, 33(8), 1690-1698.
- Liu, C. C., Kuo, T. B. y Yang, C. C. (2003). Effects of estrogen on gender-related autonomic differences in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 285(5), H2188-2193.
- Liu, H. y Frank, A. (2010). Tai chi as a balance improvement exercise for older adults: a systematic review. *J Geriatr Phys Ther*, 33(3), 103-109.
- Lovden, M., Backman, L., Lindenberger, U., Schaefer, S. y Schmiedek, F. (2010). A theoretical framework for the study of adult cognitive plasticity. *Psychol Bull*, 136(4), 659-676.
- Lustig, C., Shah, P., Seidler, R. y Reuter-Lorenz, P. A. (2009). Aging, training, and the brain: a review and future directions. *Neuropsychol Rev*, 19(4), 504-522.
- Madden, K. M., Levy, W. C. y Stratton, J. K. (2006). Exercise training and heart rate variability in older adult female subjects. *Clin Invest Med*, 29(1), 20-28.

- Maimoun, L., Coste, O., Georgopoulos, N. A., Roupas, N. D., Mahadea, K. K., Tsouka, A. y cols. (2013). Despite a High Prevalence of Menstrual Disorders, Bone Health Is Improved at a Weight-Bearing Bone Site in World-Class Female Rhythmic Gymnasts. *J Clin Endocrinol Metab.*
- Makikallio, A. M., Makikallio, T. H., Korpelainen, J. T., Sotaniemi, K. A., Huikuri, H. V. y Myllyla, V. V. (2004). Heart rate dynamics predict poststroke mortality. *Neurology*, 62(10), 1822-1826.
- Makikallio, T. H., Huikuri, H. V., Makikallio, A., Sourander, L. B., Mitrani, R. D., Castellanos, A. y cols. (2001). Prediction of sudden cardiac death by fractal analysis of heart rate variability in elderly subjects. *J Am Coll Cardiol*, 37(5), 1395-1402.
- Malatesta, D., Simar, D., Saad, H. B., Prefaut, C. y Caillaud, C. (2010). Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65- to 80-year-olds. *Exp Gerontol*, 45(6), 427-434.
- Malliani, A., Pagani, M., Montano, N. y Mela, G. S. (1998). Sympathovagal balance: a reappraisal. *Circulation*, 98(23), 2640-2643.
- Manini, T., Marko, M., VanArnam, T., Cook, S., Fernhall, B., Burke, J. y cols. (2007). Efficacy of resistance and task-specific exercise in older adults who modify tasks of everyday life. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62(6), 616-623.
- Marques, E. A., Wanderley, F., Machado, L., Sousa, F., Viana, J. L., Moreira-Goncalves, D. y cols. (2011). Effects of resistance and aerobic exercise on physical function, bone mineral density, OPG and RANKL in older women. *Exp Gerontol*, 46(7), 524-532.
- Martinez-Navarro, I. (2013). Efectos del ejercicio físico sobre el rendimiento cognitivo. CL 3. En C. Blasco-Lafarga (Ed.), *El Entrenamiento Funcional en los Adultos Mayores II Jornadas [CD-ROM]*. Alicante: Departamento de Educación Física y Deportiva y GiEFAM. Universidad de Valencia.
- Martins, R. A., Coelho E Silva, M. J., Pindus, D. M., Cumming, S. P., Teixeira, A. M. y Verissimo, M. T. (2011). Effects of strength and aerobic-based training on functional fitness, mood and the relationship between fatness and mood in older adults. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 51(3), 489-496.
- Mathewson, K. J., Dywan, J., Snyder, P. J., Tays, W. J. y Segalowitz, S. J. (2011). Autonomic regulation and maze-learning performance in older and younger adults. *Biol Psychol*, 88(1), 20-27.
- Mathewson, K. J., Jetha, M. K., Drmic, I. E., Bryson, S. E., Goldberg, J. O., Hall, G. B. y cols. (2010). Autonomic predictors of Stroop performance in young and middle-aged adults. *Int J Psychophysiol*, 76(3), 123-129.



- Mazzeo, R. S., Cavanagh, P., Evans, W. J., Fiatarone, M., Hagberg, J., McAuley, E. y cols. (1998). ACSM Position Stand: Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(6), 992-1008.
- McAuley, E., Doerksen, S. E., Morris, K. S., Motl, R. W., Hu, L., Wojcicki, T. R. y cols. (2008). Pathways from physical activity to quality of life in older women. *Ann Behav Med*, 36(1), 13-20.
- McDonough, I. M., Wong, J. T. y Gallo, D. A. (2013). Age-related differences in prefrontal cortex activity during retrieval monitoring: testing the compensation and dysfunction accounts. *Cereb Cortex*, 23(5), 1049-1060.
- McEntee, W. J. y Crook, T. H. (1990). Age-associated memory impairment: a role for catecholamines. *Neurology*, 40(3 Pt 1), 526-530.
- McGough, E. L., Kelly, V. E., Logsdon, R. G., McCurry, S. M., Cochrane, B. B., Engel, J. M. y cols. (2011). Associations between physical performance and executive function in older adults with mild cognitive impairment: gait speed and the timed "up & go" test. *Phys Ther*, 91(8), 1198-1207.
- MedlinePlus en español [Internet]. (6/2/2012). Síndrome Metabólico. Consultado el 29/09/2013, disponible en <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007290.htm>
- Melo, R. C., Quiterio, R. J., Takahashi, A. C., Silva, E., Martins, L. E. y Catai, A. M. (2008). High eccentric strength training reduces heart rate variability in healthy older men. *Br J Sports Med*, 42(1), 59-63.
- Melzer, I. y Oddsson, L. (2013). Improving balance control and self-reported lower extremity function in community-dwelling older adults: a randomized control trial. *Clin Rehabil*, 27(3), 195-206.
- Mendes, R. G., Simoes, R. P., De Souza Melo Costa, F., Pantoni, C. B., Di Thommazo, L., Luzzi, S. y cols. (2010). Short-term supervised inpatient physiotherapy exercise protocol improves cardiac autonomic function after coronary artery bypass graft surgery--a randomised controlled trial. *Disabil Rehabil*, 32(16), 1320-1327.
- Mietus, J. E., Peng, C. K., Henry, I., Goldsmith, R. L. y Goldberger, A. L. (2002). The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure. *Heart*, 88(4), 378-380.
- Millar, P. J., Levy, A. S., McGowan, C. L., McCartney, N. y MacDonald, M. J. (2013). Isometric handgrip training lowers blood pressure and increases heart rate complexity in medicated hypertensive patients. *Scand J Med Sci Sports*, 23(5), 620-626.
- Millar, P. J., Rakobowchuk, M., Adams, M. M., Hicks, A. L., McCartney, N. y MacDonald, M. J. (2009). Effects of short-term training on heart rate dynamics in individuals with spinal cord injury. *Auton Neurosci*, 150(1-2), 116-121.

- Miller, S. M. y Taylor-Piliae, R. E. (2014). Effects of Tai Chi on cognitive function in community-dwelling older adults: A review. *Geriatr Nurs*, 35(1), 9-19.
- Min, K. B., Min, J. Y., Paek, D. y Cho, S. I. (2008). The impact of the components of metabolic syndrome on heart rate variability: using the NCEP-ATP III and IDF definitions. *Pacing Clin Electrophysiol*, 31(5), 584-591.
- Moak, J. P., Goldstein, D. S., Eldadah, B. A., Saleem, A., Holmes, C., Pechnik, S. y cols. (2007). Supine low-frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation. *Heart Rhythm*, 4(12), 1523-1529.
- Montero-Fernandez, N. y Serra-Rexach, J. A. (2013). Role of exercise on sarcopenia in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med*, 49(1), 131-143.
- Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O. y Hausdorff, J. M. (2012). Gait and cognition: a complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. *J Am Geriatr Soc*, 60(11), 2127-2136.
- Morgan, G. S., Gallacher, J., Bayer, A., Fish, M., Ebrahim, S. y Ben-Shlomo, Y. (2012). Physical activity in middle-age and dementia in later life: findings from a prospective cohort of men in Caerphilly, South Wales and a meta-analysis. *J Alzheimers Dis*, 31(3), 569-580.
- Mortimer, J. A., Ding, D., Borenstein, A. R., DeCarli, C., Guo, Q., Wu, Y. y cols. (2012). Changes in brain volume and cognition in a randomized trial of exercise and social interaction in a community-based sample of non-demented Chinese elders. *J Alzheimers Dis*, 30(4), 757-766.
- Moses, P., Roe, K., Buxton, R. B., Wong, E. C., Frank, L. R. y Stiles, J. (2002). Functional MRI of global and local processing in children. *Neuroimage*, 16(2), 415-424.
- Mourot, L., Bouhaddi, M., Gandelin, E., Cappelle, S., Nguyen, N. U., Wolf, J. P. y cols. (2007). Conditions of autonomic reciprocal interplay versus autonomic co-activation: effects on non-linear heart rate dynamics. *Auton Neurosci*, 137(1-2), 27-36.
- Muñoz-Céspedes, J. y Tirapu-Ustárriz, J. (2004). Rehabilitación de las funciones ejecutivas. *Revista de Neurología*, 38(7), 656-663.
- Nair, M., Ali, M. K., Ajay, V. S., Shivashankar, R., Mohan, V., Pradeepa, R. y cols. (2012). CARRS Surveillance study: design and methods to assess burdens from multiple perspectives. *BMC Public Health*, 12, 701.
- Naranjo-Orellana, J. y De la Cruz-Torres, B. (2010). La entropía y la irreversibilidad temporal multiescala en el análisis de sistemas complejos en fisiología humana. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(1), 29-32.



- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C. y cols. (2007). Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8), 1435-1445.
- Netz, Y., Dwolatzky, T., Zinker, Y., Argov, E. y Agmon, R. (2011). Aerobic fitness and multidomain cognitive function in advanced age. *Int Psychogeriatr*, 23(1), 114-124.
- Nicolini, P., Ciulla, M. M., De Asmundis, C., Magrini, F. y Brugada, P. (2012). The prognostic value of heart rate variability in the elderly, changing the perspective: from sympathovagal balance to chaos theory. *Pacing Clin Electrophysiol*, 35(5), 622-638.
- Nieto, M. L., Albert, S. M., Morrow, L. A. y Saxton, J. (2008). Cognitive status and physical function in older african americans. *J Am Geriatr Soc*, 56(11), 2014-2019.
- NIH. (1996). Physical activity and cardiovascular health. NIH Consensus Development Panel on Physical Activity and Cardiovascular Health. *JAMA*, 276(3), 241-246.
- Nolan, J., Batin, P. D., Andrews, R., Lindsay, S. J., Brooksby, P., Mullen, M. y cols. (1998). Prospective study of heart rate variability and mortality in chronic heart failure: results of the United Kingdom heart failure evaluation and assessment of risk trial (UK-heart). *Circulation*, 98(15), 1510-1516.
- Nunan, D., Donovan, G., Jakovljevic, D. G., Hodges, L. D., Sandercock, G. R. y Brodie, D. A. (2009). Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Med Sci Sports Exerc*, 41(1), 243-250.
- Oddsson, L. I., Boissy, P. y Melzer, I. (2007). How to improve gait and balance function in elderly individuals—compliance with principles of training. *European Review of Aging and Physical Activity*, 4(1), 15-23.
- Oksuzyan, A., Crimmins, E., Saito, Y., O'Rand, A., Vaupel, J. W. y Christensen, K. (2010). Cross-national comparison of sex differences in health and mortality in Denmark, Japan and the US. *Eur J Epidemiol*, 25(7), 471-480.
- Orr, R., Raymond, J. y Fiatarone Singh, M. (2008). Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults : a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med*, 38(4), 317-343.
- Osztovits, J., Horvath, T., Littvay, L., Steinbach, R., Jermendy, A., Tarnoki, A. y cols. (2011). Effects of genetic vs. environmental factors on cardiovascular autonomic function: a twin study. *Diabet Med*, 28(10), 1241-1248.
- Ozcan, A., Donat, H., Gelecek, N., Ozdirenc, M. y Karadibak, D. (2005). The relationship between risk factors for falling and the quality of life in older adults. *BMC Public Health*, 5, 90.

- Pagani, M., Lombardi, F., Guzzetti, S., Rimoldi, O., Furlan, R., Pizzinelli, P. y cols. (1986). Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ Res*, 59(2), 178-193.
- Pagani, M., Lucini, D. y Porta, A. (2012). Sympathovagal balance from heart rate variability: time for a second round? *Exp Physiol*, 97(10), 1141-1142.
- Pagani, M., Montano, N., Porta, A., Malliani, A., Abboud, F. M., Birkett, C. y cols. (1997). Relationship between spectral components of cardiovascular variabilities and direct measures of muscle sympathetic nerve activity in humans. *Circulation*, 95(6), 1441-1448.
- Palatini, P. y Julius, S. (2009). The role of cardiac autonomic function in hypertension and cardiovascular disease. *Curr Hypertens Rep*, 11(3), 199-205.
- Paolisso, G., Manzella, D., Barbieri, M., Rizzo, M. R., Gambardella, A. y Varricchio, M. (1999). Baseline heart rate variability in healthy centenarians: differences compared with aged subjects (>75 years old). *Clin Sci (Lond)*, 97(5), 579-584.
- Paraschiv-Ionescu, A. y Aminian, K. (2009). Nonlinear analysis of physiological time series *Advanced biosignal processing* (pp. 307-333): Springer Berlin Heidelberg.
- Parati, G., Mancia, G., Di Rienzo, M. y Castiglioni, P. (2006). Point: cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control of circulation. *J Appl Physiol (1985)*, 101(2), 676-678; discussion 681-672.
- Park, D. C. (2002). Mecanismos básicos que explican el declive del funcionamiento cognitivo con el envejecimiento. En D. C. Park y N. Schwartz (Eds.), *Envejecimiento cognitivo* (pp. 3-22). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Park, D. C. y Bischof, G. N. (2013). The aging mind: neuroplasticity in response to cognitive training. *Dialogues Clin Neurosci*, 15(1), 109-119.
- Park, D. C., Polk, T. A., Park, R., Minear, M., Savage, A. y Smith, M. R. (2004). Aging reduces neural specialization in ventral visual cortex. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 101(35), 13091-13095.
- Park, D. C. y Reuter-Lorenz, P. (2009). The adaptive brain: aging and neurocognitive scaffolding. *Annu Rev Psychol*, 60, 173-196.
- Park, D. C. y Schwartz, N. (2002). *Envejecimiento cognitivo*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Park, D. C. y Shaw, R. J. (1992). Effect of environmental support on implicit and explicit memory in younger and older adults. *Psychol Aging*, 7(4), 632-642.



- Park, D. C., Smith, A. D., Lautenschlager, G., Earles, J. L., Frieske, D., Zwahr, M. y cols. (1996). Mediators of long-term memory performance across the life span. *Psychol Aging*, 11(4), 621-637.
- Park, G., Vasey, M. W., Van Bavel, J. J. y Thayer, J. F. (2013). Cardiac vagal tone is correlated with selective attention to neutral distractors under load. *Psychophysiology*, 50(4), 398-406.
- Patel, N. K., Newstead, A. H. y Ferrer, R. L. (2012). The effects of yoga on physical functioning and health related quality of life in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Altern Complement Med*, 18(10), 902-917.
- Payer, D., Marshuetz, C., Sutton, B., Hebrank, A., Welsh, R. C. y Park, D. C. (2006). Decreased neural specialization in old adults on a working memory task. *Neuroreport*, 17(5), 487-491.
- Pellecchia, G. L. (2005). Dual-task training reduces impact of cognitive task on postural sway. *J Mot Behav*, 37(3), 239-246.
- Peng, C. K., Havlin, S., Stanley, H. E. y Goldberger, A. L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*, 5(1), 82-87.
- Peña-Casanova, J., Gramunt, N. y Gich, J. (2004). *Test neuropsicológicos*. Barcelona: Elsevier Masson.
- Pereira, A. C., Huddleston, D. E., Brickman, A. M., Sosunov, A. A., Hen, R., McKhann, G. M. y cols. (2007). An in vivo correlate of exercise-induced neurogenesis in the adult dentate gyrus. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 104(13), 5638-5643.
- Perini, R., Fisher, N., Veicsteinas, A. y Pendergast, D. R. (2002). Aerobic training and cardiovascular responses at rest and during exercise in older men and women. *Med Sci Sports Exerc*, 34(4), 700-708.
- Perk, J., De Backer, G., Gohlke, H., Graham, I., Reiner, Z., Verschuren, M. y cols. (2012). European Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice (version 2012). The Fifth Joint Task Force of the European Society of Cardiology and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice (constituted by representatives of nine societies and by invited experts). *Eur Heart J*, 33(13), 1635-1701.
- Perkiomaki, J. S. (2011). Heart rate variability and non-linear dynamics in risk stratification. *Front Physiol*, 2, 81.
- Persson, J., Lustig, C., Nelson, J. K. y Reuter-Lorenz, P. A. (2007). Age differences in deactivation: a link to cognitive control? *J Cogn Neurosci*, 19(6), 1021-1032.



- Persson, J., Nyberg, L., Lind, J., Larsson, A., Nilsson, L. G., Ingvar, M. y cols. (2006). Structure-function correlates of cognitive decline in aging. *Cereb Cortex*, 16(7), 907-915.
- Phillips, C. M., Tierney, A. C., Perez-Martinez, P., Defoort, C., Blaak, E. E., Gjelstad, I. M. y cols. (2013). Obesity and body fat classification in the metabolic syndrome: impact on cardiometabolic risk metabotype. *Obesity (Silver Spring)*, 21(1), E154-161.
- Phillips, S. M., Wojcicki, T. R. y McAuley, E. (2013). Physical activity and quality of life in older adults: an 18-month panel analysis. *Qual Life Res*, 22(7), 1647-1654.
- Piccirillo, G., Bucca, C., Bauco, C., Cinti, A. M., Michele, D., Fimognari, F. L. y cols. (1998). Power spectral analysis of heart rate in subjects over a hundred years old. *Int J Cardiol*, 63(1), 53-61.
- Pichierri, G., Coppe, A., Lorenzetti, S., Murer, K. y de Bruin, E. D. (2012). The effect of a cognitive-motor intervention on voluntary step execution under single and dual task conditions in older adults: a randomized controlled pilot study. *Clin Interv Aging*, 7, 175-184.
- Pichierri, G., Wolf, P., Murer, K. y de Bruin, E. D. (2011). Cognitive and cognitive-motor interventions affecting physical functioning: a systematic review. *BMC Geriatr*, 11, 29.
- Pichot, V., Roche, F., Denis, C., Garet, M., Duverney, D., Costes, F. y cols. (2005). Interval training in elderly men increases both heart rate variability and baroreflex activity. *Clin Auton Res*, 15(2), 107-115.
- Pietrobelli, A., Rubiano, F., St-Onge, M. P. y Heymsfield, S. B. (2004). New bioimpedance analysis system: improved phenotyping with whole-body analysis. *Eur J Clin Nutr*, 58(11), 1479-1484.
- Pikkujamsa, S. M., Makikallio, T. H., Sourander, L. B., Raiha, I. J., Puukka, P., Skytta, J. y cols. (1999). Cardiac interbeat interval dynamics from childhood to senescence : comparison of conventional and new measures based on fractals and chaos theory. *Circulation*, 100(4), 393-399.
- Pisters, M. F., Veenhof, C., Schellevis, F. G., Twisk, J. W., Dekker, J. y De Bakker, D. H. (2010). Exercise adherence improving long-term patient outcome in patients with osteoarthritis of the hip and/or knee. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 62(8), 1087-1094.
- Platisa, M. M. y Gal, V. (2006). Dependence of heart rate variability on heart period in disease and aging. *Physiol Meas*, 27(10), 989-998.
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E. y Buchheit, M. (2013). Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: opening the door to effective monitoring. *Sports Med*, 43(9), 773-781.



- Poliakova, N., Despres, J. P., Bergeron, J., Almeras, N., Tremblay, A. y Poirier, P. (2012). Influence of obesity indices, metabolic parameters and age on cardiac autonomic function in abdominally obese men. *Metabolism*, 61(9), 1270-1279.
- Porter Starr, K. N., McDonald, S. R. y Bales, C. W. (2014). Obesity and Physical Frailty in Older Adults: A Scoping Review of Lifestyle Intervention Trials. *J Am Med Dir Assoc*.
- Prakash, E. S. (2012). 'Sympathovagal balance from heart rate variability: an obituary', but what is sympathovagal balance? *Exp Physiol*, 97(10), 1140.
- Prakash, R. S., Voss, M. W., Erickson, K. I., Lewis, J. M., Chaddock, L., Malkowski, E. y cols. (2011). Cardiorespiratory fitness and attentional control in the aging brain. *Front Hum Neurosci*, 4, 229.
- Predovan, D., Fraser, S. A., Renaud, M. y Bherer, L. (2012). The effect of three months of aerobic training on stroop performance in older adults. *J Aging Res*, 2012, 269815.
- Queiroz, A. C., Kanegusuku, H. y Forjaz, C. L. (2010). Effects of resistance training on blood pressure in the elderly. *Arq Bras Cardiol*, 95(1), 135-140.
- Quintana, D. S., Heathers, J. A. y Kemp, A. H. (2012). On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *Eur J Appl Physiol*, 112(12), 4179-4180.
- Rahman, F., Pechnik, S., Gross, D., Sewell, L. y Goldstein, D. S. (2011). Low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation. *Clin Auton Res*, 21(3), 133-141.
- Rajendra Acharya, U., Paul Joseph, K., Kannathal, N., Lim, C. M. y Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Med Biol Eng Comput*, 44(12), 1031-1051.
- Rakobowchuk, M., Harris, E., Taylor, A., Cubbon, R. M. y Birch, K. M. (2013). Moderate and heavy metabolic stress interval training improve arterial stiffness and heart rate dynamics in humans. *Eur J Appl Physiol*, 113(4), 839-849.
- Ramaekers, D., Ector, H., Aubert, A. E., Rubens, A. y Van de Werf, F. (1998). Heart rate variability and heart rate in healthy volunteers. Is the female autonomic nervous system cardioprotective? *Eur Heart J*, 19(9), 1334-1341.
- Raz, N. (2009). Decline and compensation in aging brain and cognition: promises and constraints. Preface. *Neuropsychol Rev*, 19(4), 411-414.
- Raz, N., Lindenberger, U., Rodrigue, K. M., Kennedy, K. M., Head, D., Williamson, A. y cols. (2005). Regional brain changes in aging healthy adults: general trends, individual differences and modifiers. *Cereb Cortex*, 15(11), 1676-1689.
- Raz, N. y Rodrigue, K. M. (2006). Differential aging of the brain: patterns, cognitive correlates and modifiers. *Neurosci Biobehav Rev*, 30(6), 730-748.

- Reland, S., Ville, N. S., Wong, S., Senhadji, L. y Carre, F. (2004). Does the level of chronic physical activity alter heart rate variability in healthy older women? *Clin Sci (Lond)*, 107(1), 29-35.
- Resnick, B. y Nahm, E. S. (2001). Reliability and validity testing of the revised 12-item Short-Form Health Survey in older adults. *J Nurs Meas*, 9(2), 151-161.
- Reuter-Lorenz, P. A. (2002). Neuropsicología cognitiva del cerebro envejecido *Envejecimiento cognitivo* (pp. 95-116). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Reuter-Lorenz, P. A. y Cappell, K. A. (2008). Neurocognitive aging and the compensation hypothesis. *Current Directions in Psychological Science*, 17(3), 177-182.
- Reuter-Lorenz, P. A., Jonides, J., Smith, E. E., Hartley, A., Miller, A., Marshuetz, C. y cols. (2000). Age differences in the frontal lateralization of verbal and spatial working memory revealed by PET. *J Cogn Neurosci*, 12(1), 174-187.
- Reuter-Lorenz, P. A., Stanczak, L. y Miller, A. C. (1999). Neural recruitment and cognitive aging: Two hemispheres are better than one, especially as you age. *Psychological Science*, 10(6), 494-500.
- Richman, J. S. y Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 278(6), H2039-2049.
- Riganello, F., Garbarino, S. y Sannita, W. G. (2012). Heart Rate Variability, Homeostasis, and Brain Function. *Journal of Psychophysiology*, 26(4), 178-203.
- Rikli, R. E. y Jones, C. J. (2012). *Senior fitness test manual* (2nd ed.): Human Kinetics.
- Rodríguez, M. A. V. (2011). Mecanismos del envejecimiento cognitivo. *Revista de Neuropsicología*, 6(1), 15-21.
- Romero-Arenas, S., Martínez-Pascual, M. y Alcaraz, P. E. (2013). Impact of Resistance Circuit Training on Neuromuscular, Cardiorespiratory and Body Composition Adaptations in the Elderly. *Aging Dis*, 4(5), 256-263.
- Rosano, C., Venkatraman, V. K., Guralnik, J., Newman, A. B., Glynn, N. W., Launer, L. y cols. (2010). Psychomotor speed and functional brain MRI 2 years after completing a physical activity treatment. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 65(6), 639-647.
- Rose, D. J. (2010). *Fallproof!: a comprehensive balance and mobility training program* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Rose, D. J., Lucchese, N. y Wiersma, L. D. (2006). Development of a multidimensional balance scale for use with functionally independent older adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(11), 1478-1485.
- Rosner, B. (2010). *Fundamentals of biostatistics*. Brooks/Cole: Cengage Learning.



- Rosselli, M., Matute, E. y Jurado, M. B. (2008). Las Funciones Ejecutivas a través de la Vida. *Revista Neuropsicología, Neuropsiquiatría y Neurociencias*, 8(1), 23-46.
- Rossi, S., Miniussi, C., Pasqualetti, P., Babiloni, C., Rossini, P. M. y Cappa, S. F. (2004). Age-related functional changes of prefrontal cortex in long-term memory: a repetitive transcranial magnetic stimulation study. *J Neurosci*, 24(36), 7939-7944.
- Rovio, S., Spulber, G., Nieminen, L. J., Niskanen, E., Winblad, B., Tuomilehto, J. y cols. (2010). The effect of midlife physical activity on structural brain changes in the elderly. *Neurobiol Aging*, 31(11), 1927-1936.
- Rozzini, L., Chilovi, B. V., Conti, M., Bertoletti, E., Delrio, I., Trabucchi, M. y cols. (2007). Conversion of amnesic Mild Cognitive Impairment to dementia of Alzheimer type is independent to memory deterioration. *Int J Geriatr Psychiatry*, 22(12), 1217-1222.
- Ruscheweyh, R., Willemer, C., Kruger, K., Duning, T., Warnecke, T., Sommer, J. y cols. (2011). Physical activity and memory functions: an interventional study. *Neurobiol Aging*, 32(7), 1304-1319.
- Ryan, M. L., Thorson, C. M., Otero, C. A., Vu, T. y Proctor, K. G. (2011). Clinical applications of heart rate variability in the triage and assessment of traumatically injured patients. *Anesthesiol Res Pract*, 2011, 416590.
- Saiz, M. (19 de diciembre de 2010). Enfermedades crónicas, la pandemia del siglo XXI. *El Mundo*, pp. 8-9. Extraído de <http://www.elmundo.es/elmundosalud/2010/12/20/noticias/1292839860.html>
- Salthouse, T. A. (1996). The processing-speed theory of adult age differences in cognition. *Psychol Rev*, 103(3), 403-428.
- Salthouse, T. A. (2002). Cuestiones prioritarias sobre el envejecimiento cognitivo. En D. C. Park y N. Schwartz (Eds.), *Envejecimiento cognitivo* (pp. 43-58). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Salthouse, T. A. (2011). Neuroanatomical substrates of age-related cognitive decline. *Psychol Bull*, 137(5), 753-784.
- Sandercock, G. R. y Brodie, D. A. (2006). The role of heart rate variability in prognosis for different modes of death in chronic heart failure. *Pacing Clin Electrophysiol*, 29(8), 892-904.
- Sandercock, G. R., Bromley, P. D. y Brodie, D. A. (2005). Effects of exercise on heart rate variability: inferences from meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 37(3), 433-439.
- Santaella, D. F., Devesa, C. R., Rojo, M. R., Amato, M. B., Drager, L. F., Casali, K. R. y cols. (2011). Yoga respiratory training improves respiratory function and cardiac sympathovagal balance in elderly subjects: a randomised controlled trial. *BMJ Open*, 1(1), e000085.

- Sarmiento, S. (2008). *Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), en deportistas, durante la aplicación de cargas incrementales y estables de diferentes intensidades. Un análisis tiempo-frecuencia (Wavelet)*. Tesis Doctoral, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, Las Palmas de Gran Canaria.
- Sassi, R., Signorini, M. G. y Cerutti, S. (2009). Multifractality and heart rate variability. *Chaos*, 19(2), 028507.
- Scherder, E. J., Eggermont, L. H., Geuze, R. H., Vis, J. y Verkerke, G. J. (2010). Quadriceps strength and executive functions in older women. *Am J Phys Med Rehabil*, 89(6), 458-463.
- Schmidt, H., Hoyer, D., Hennen, R., Heinroth, K., Rauchhaus, M., Prondzinsky, R. y cols. (2008). Autonomic dysfunction predicts both 1- and 2-month mortality in middle-aged patients with multiple organ dysfunction syndrome. *Crit Care Med*, 36(3), 967-970.
- Schmitt, D. T. y Ivanov, P. (2007). Fractal scale-invariant and nonlinear properties of cardiac dynamics remain stable with advanced age: a new mechanistic picture of cardiac control in healthy elderly. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 293(5), R1923-1937.
- Schneider-Garces, N. J., Gordon, B. A., Brumback-Peltz, C. R., Shin, E., Lee, Y., Sutton, B. P. y cols. (2010). Span, CRUNCH, and beyond: working memory capacity and the aging brain. *J Cogn Neurosci*, 22(4), 655-669.
- Schroeder, E. B., Chambless, L. E., Liao, D., Prineas, R. J., Evans, G. W., Rosamond, W. D. y cols. (2005). Diabetes, glucose, insulin, and heart rate variability: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *Diabetes Care*, 28(3), 668-674.
- Schroeder, E. B., Liao, D., Chambless, L. E., Prineas, R. J., Evans, G. W. y Heiss, G. (2003). Hypertension, blood pressure, and heart rate variability: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *Hypertension*, 42(6), 1106-1111.
- Schuit, A. J., van Amelsvoort, L. G., Verheij, T. C., Rijncke, R. D., Maan, A. C., Swenne, C. A. y cols. (1999). Exercise training and heart rate variability in older people. *Med Sci Sports Exerc*, 31(6), 816-821.
- Schwarz, N. y Knäuper, B. (2002). Cognición, envejecimiento y autoinformes. En D. C. Park y N. Schwartz (Eds.), *Envejecimiento cognitivo* (pp. 229-250). Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Seely, A. J. y Macklem, P. T. (2004). Complex systems and the technology of variability analysis. *Crit Care*, 8(6), R367-384.
- Seyd, A., Joseph, P. K. y Jacob, J. (2012). Automated Diagnosis of Diabetes Using Heart Rate Variability Signals. *Journal of medical systems*, 36(3), 1935-1941.
- Shaffer, F. y Venner, J. (2013). Heart rate variability anatomy and physiology. *Biofeedback*, 41(1), 13-25.



- Shatil, E. (2013). Does combined cognitive training and physical activity training enhance cognitive abilities more than either alone? A four-condition randomized controlled trial among healthy older adults. *Front Aging Neurosci*, 5, 8.
- Sherrington, C. y Henschke, N. (2013). Why does exercise reduce falls in older people? Unrecognised contributions to motor control and cognition? *Br J Sports Med*, 47(12), 730-731.
- Shibasaki, K., Ogawa, S., Yamada, S., Iijima, K., Eto, M., Kozaki, K. y cols. (2013). Association of decreased sympathetic nervous activity with mortality of older adults in long-term care. *Geriatr Gerontol Int*.
- Shigematsu, R., Chang, M., Yabushita, N., Sakai, T., Nakagaichi, M., Nho, H. y cols. (2002). Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. *Age Ageing*, 31(4), 261-266.
- Shigematsu, R., Okura, T., Nakagaichi, M., Tanaka, K., Sakai, T., Kitazumi, S. y cols. (2008). Square-stepping exercise and fall risk factors in older adults: a single-blind, randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 63(1), 76-82.
- Shimizu, K., Arai, Y., Hirose, N., Yonemoto, T. y Wakida, Y. (2002). Prognostic significance of heart rate variability in centenarians. *Clin Exp Hypertens*, 24(1-2), 91-97.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S. y Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, 80(9), 896-903.
- Sillanpaa, E., Hakkinen, A., Laaksonen, D. E., Karavirta, L., Kraemer, W. J. y Hakkinen, K. (2010). Serum basal hormone concentrations, nutrition and physical fitness during strength and/or endurance training in 39-64-year-old women. *Int J Sports Med*, 31(2), 110-117.
- Sillanpaa, E., Hakkinen, K., Holviala, J. y Hakkinen, A. (2012). Combined strength and endurance training improves health-related quality of life in healthy middle-aged and older adults. *Int J Sports Med*, 33(12), 981-986.
- Singh, J. P., Larson, M. G., O'Donnell, C. J. y Levy, D. (2001). Genetic factors contribute to the variance in frequency domain measures of heart rate variability. *Auton Neurosci*, 90(1-2), 122-126.
- Singh, J. P., Larson, M. G., O'Donnell, C. J., Tsuji, H., Evans, J. C. y Levy, D. (1999). Heritability of heart rate variability: the Framingham Heart Study. *Circulation*, 99(17), 2251-2254.
- Singh, J. P., Larson, M. G., O'Donnell, C. J., Wilson, P. F., Tsuji, H., Lloyd-Jones, D. M. y cols. (2000). Association of hyperglycemia with reduced heart rate variability (The Framingham Heart Study). *Am J Cardiol*, 86(3), 309-312.

- Singh, J. P., Larson, M. G., Tsuji, H., Evans, J. C., O'Donnell, C. J. y Levy, D. (1998). Reduced heart rate variability and new-onset hypertension: insights into pathogenesis of hypertension: the Framingham Heart Study. *Hypertension*, 32(2), 293-297.
- Smith, P. J., Blumenthal, J. A., Hoffman, B. M., Cooper, H., Strauman, T. A., Welsh-Bohmer, K. y cols. (2010). Aerobic exercise and neurocognitive performance: a meta-analytic review of randomized controlled trials. *Psychosom Med*, 72(3), 239-252.
- Snell, R. S. (2007). *Neuroanatomia Clínica/Clinical Neuroanatomy*: Ed. Médica Panamericana.
- Snieder, H., van Doornen, L. J., Boomsma, D. I. y Thayer, J. F. (2007). Sex differences and heritability of two indices of heart rate dynamics: a twin study. *Twin Res Hum Genet*, 10(2), 364-372.
- Snowden, M., Steinman, L., Mochan, K., Grodstein, F., Prohaska, T. R., Thurman, D. J. y cols. (2011). Effect of exercise on cognitive performance in community-dwelling older adults: review of intervention trials and recommendations for public health practice and research. *J Am Geriatr Soc*, 59(4), 704-716.
- Soares-Miranda, L., Sandercock, G., Vale, S., Santos, R., Abreu, S., Moreira, C. y cols. (2012). Metabolic syndrome, physical activity and cardiac autonomic function. *Diabetes Metab Res Rev*, 28(4), 363-369.
- Sofi, F., Valecchi, D., Bacci, D., Abbate, R., Gensini, G. F., Casini, A. y cols. (2011). Physical activity and risk of cognitive decline: a meta-analysis of prospective studies. *J Intern Med*, 269(1), 107-117.
- Solberg, P. A., Kvamme, N. H., Raastad, T., Ommundsen, Y., Tomten, S. E., Halvari, H. y cols. (2013). Effects of different types of exercise on muscle mass, strength, function and well-being in elderly. *European Journal of Sport Science*, 13(1), 112-125.
- Soumare, A., Tavernier, B., Alperovitch, A., Tzourio, C. y Elbaz, A. (2009). A cross-sectional and longitudinal study of the relationship between walking speed and cognitive function in community-dwelling elderly people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 64(10), 1058-1065.
- Sousa, N. y Mendes, R. (2013). Effects of resistance versus multicomponent training on body composition and functional fitness in institutionalized elderly women. *J Am Geriatr Soc*, 61(10), 1815-1817.
- Sousa, N., Mendes, R., Abrantes, C., Sampaio, J. y Oliveira, J. (2013). A randomized 9-month study of blood pressure and body fat responses to aerobic training versus combined aerobic and resistance training in older men. *Exp Gerontol*, 48(8), 727-733.
- Spiriduso, W. W., Poon, L. W. y Chodzko-Zajko, W. J. (2008). *Exercise and its mediating effects on cognition*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Steib, S., Schoene, D. y Pfeifer, K. (2010). Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 42(5), 902-914.



- Stein, P. K., Barzilay, J. I., Chaves, P. H., Domitrovich, P. P. y Gottdiener, J. S. (2009). Heart rate variability and its changes over 5 years in older adults. *Age Ageing*, 38(2), 212-218.
- Stein, P. K., Barzilay, J. I., Chaves, P. H., Mistretta, S. Q., Domitrovich, P. P., Gottdiener, J. S. y cols. (2008). Novel measures of heart rate variability predict cardiovascular mortality in older adults independent of traditional cardiovascular risk factors: the Cardiovascular Health Study (CHS). *J Cardiovasc Electrophysiol*, 19(11), 1169-1174.
- Stein, P. K., Barzilay, J. I., Chaves, P. H., Traber, J., Domitrovich, P. P., Heckbert, S. R. y cols. (2008). Higher levels of inflammation factors and greater insulin resistance are independently associated with higher heart rate and lower heart rate variability in normoglycemic older individuals: the Cardiovascular Health Study. *J Am Geriatr Soc*, 56(2), 315-321.
- Stein, P. K., Barzilay, J. I., Domitrovich, P. P., Chaves, P. M., Gottdiener, J. S., Heckbert, S. R. y cols. (2007). The relationship of heart rate and heart rate variability to non-diabetic fasting glucose levels and the metabolic syndrome: the Cardiovascular Health Study. *Diabet Med*, 24(8), 855-863.
- Stein, P. K., Domitrovich, P. P., Hui, N., Rautaharju, P. y Gottdiener, J. (2005). Sometimes higher heart rate variability is not better heart rate variability: results of graphical and nonlinear analyses. *J Cardiovasc Electrophysiol*, 16(9), 954-959.
- Stein, P. K., Ehsani, A. A., Domitrovich, P. P., Kleiger, R. E. y Rottman, J. N. (1999). Effect of exercise training on heart rate variability in healthy older adults. *Am Heart J*, 138(3 Pt 1), 567-576.
- Stein, P. K., Kleiger, R. E. y Rottman, J. N. (1997). Differing effects of age on heart rate variability in men and women. *Am J Cardiol*, 80(3), 302-305.
- Stewart, K. J., Bacher, A. C., Turner, K. L., Fleg, J. L., Hees, P. S., Shapiro, E. P. y cols. (2005). Effect of exercise on blood pressure in older persons: a randomized controlled trial. *Arch Intern Med*, 165(7), 756-762.
- Stolarz, K., Staessen, J. A., Kuznetsova, T., Tikhonoff, V., State, D., Babeanu, S. y cols. (2003). Host and environmental determinants of heart rate and heart rate variability in four European populations. *J Hypertens*, 21(3), 525-535.
- Sullivan, E. V. y Pfefferbaum, A. (2006). Diffusion tensor imaging and aging. *Neurosci Biobehav Rev*, 30(6), 749-761.
- Takekuma, N., Rogers, N. L., Rogers, M. E., Islam, M. M., Koizumi, D. y Lee, S. (2007). Functional fitness gain varies in older adults depending on exercise mode. *Med Sci Sports Exerc*, 39(11), 2036-2043.
- Tarvainen, M. y Niskanen, J. (2008). *Kubios HRV version 2.0 user's guide*. Kuopio: Department of Physics, University of Kuopio.



- Tarvainen, M., Niskanen, J., Lipponen, J., Ranta-aho, P. y Karjalainen, P. (2008). *Kubios HRV—A Software for Advanced Heart Rate Variability Analysis*. Paper presented at the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerp, Belgium.
- Tarvainen, M., Ranta-Aho, P. y Karjalainen, P. (2002). An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(2), 172-175.
- Tasaki, H., Serita, T., Irita, A., Hano, O., Iliev, I., Ueyama, C. y cols. (2000). A 15-year longitudinal follow-up study of heart rate and heart rate variability in healthy elderly persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(12), M744-749.
- Task Force of the European Society of Cardiology y the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 93(5), 1043-1065.
- Taylor, J. A. y Studinger, P. (2006). Counterpoint: cardiovascular variability is not an index of autonomic control of the circulation. *J Appl Physiol (1985)*, 101(2), 678-681; discussion 681.
- Teixeira, C. V., Gobbi, S., Pereira, J. R., Ueno, D. T., Shigematsu, R. y Gobbi, L. T. (2013). Effect of square-stepping exercise and basic exercises on functional fitness of older adults. *Geriatr Gerontol Int*, 13(4), 842-848.
- Tentolouris, N., Argyrakopoulou, G. y Katsilambros, N. (2008). Perturbed autonomic nervous system function in metabolic syndrome. *Neuromolecular Med*, 10(3), 169-178.
- Thayer, J. F., Ahs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., 3rd y Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev*, 36(2), 747-756.
- Thayer, J. F. y Fischer, J. E. (2013). Heart rate variability, overnight urinary norepinephrine, and plasma cholesterol in apparently healthy human adults. *Int J Cardiol*, 162(3), 240-244.
- Thayer, J. F. y Lane, R. D. (2000). A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation. *J Affect Disord*, 61(3), 201-216.
- Thayer, J. F. y Lane, R. D. (2009). Claude Bernard and the heart-brain connection: further elaboration of a model of neurovisceral integration. *Neurosci Biobehav Rev*, 33(2), 81-88.
- Thayer, J. F., Sollers, J. J., 3rd, Labiner, D. M., Weinand, M., Herring, A. M., Lane, R. D. y cols. (2009). Age-related differences in prefrontal control of heart rate in humans: a pharmacological blockade study. *Int J Psychophysiol*, 72(1), 81-88.



- Theill, N., Schumacher, V., Adelsberger, R., Martin, M. y Jancke, L. (2013). Effects of simultaneously performed cognitive and physical training in older adults. *BMC Neurosci*, 14, 103.
- Thomas, A. G., Dennis, A., Bandettini, P. A. y Johansen-Berg, H. (2012). The effects of aerobic activity on brain structure. *Front Psychol*, 3, 86.
- Thomas, G. N., Hong, A. W., Tomlinson, B., Lau, E., Lam, C. W., Sanderson, J. E. y cols. (2005). Effects of Tai Chi and resistance training on cardiovascular risk factors in elderly Chinese subjects: a 12-month longitudinal, randomized, controlled intervention study. *Clin Endocrinol (Oxf)*, 63(6), 663-669.
- Tirapu-Ustárroz, J., García-Molina, A., Luna-Lario, P., Roig-Rovira, T. y Pelegrín-Valero, C. (2008a). Modelos de funciones y control ejecutivo (I). *Rev Neurol*, 46(684), 92.
- Tirapu-Ustárroz, J., García-Molina, A., Luna-Lario, P., Roig-Rovira, T. y Pelegrín-Valero, C. (2008b). Modelos de funciones y control ejecutivo (II). *Rev Neurol*, 46(12), 742-750.
- Tirapu-Ustárroz, J., Luna-Lario, P., Hernández-Goñi, P. y García-Suescun, I. (2011). Relación entre la sustancia blanca y las funciones cognitivas. *Rev Neurol*, 52, 725-742.
- Tirapu-Ustárroz, J., Muñoz-Céspedes, J. M. y Pelegrín-Valero, C. (2002). Funciones ejecutivas: necesidad de una integración conceptual. *Revista de Neurología*, 34(7), 673-685.
- Toraman, N. F., Erman, A. y Agyar, E. (2004). Effects of multicomponent training on functional fitness in older adults. *J Aging Phys Act*, 12(4), 538-553.
- Tsuji, H., Larson, M. G., Venditti, F. J., Jr., Manders, E. S., Evans, J. C., Feldman, C. L. y cols. (1996). Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events. The Framingham Heart Study. *Circulation*, 94(11), 2850-2855.
- Tsuji, H., Venditti, F. J., Jr., Manders, E. S., Evans, J. C., Larson, M. G., Feldman, C. L. y cols. (1994). Reduced heart rate variability and mortality risk in an elderly cohort. The Framingham Heart Study. *Circulation*, 90(2), 878-883.
- Tsuji, H., Venditti, F. J., Jr., Manders, E. S., Evans, J. C., Larson, M. G., Feldman, C. L. y cols. (1996). Determinants of heart rate variability. *J Am Coll Cardiol*, 28(6), 1539-1546.
- Tsutsumi, T., Don, B. M., Zaichkowsky, L. D. y Delizonna, L. L. (1997). Physical fitness and psychological benefits of strength training in community dwelling older adults. *Appl Human Sci*, 16(6), 257-266.
- Tulppo, M. P., Kiviniemi, A. M., Hautala, A. J., Kallio, M., Seppanen, T., Makikallio, T. H. y cols. (2005). Physiological background of the loss of fractal heart rate dynamics. *Circulation*, 112(3), 314-319.

- Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Takala, T. E., Seppanen, T. y Huikuri, H. V. (1996). Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol*, 271(1 Pt 2), H244-252.
- Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tateuchi, H., Mori, S., Tanaka, B. y cols. (2012). Effects of dual-task switch exercise on gait and gait initiation performance in older adults: preliminary results of a randomized controlled trial. *Arch Gerontol Geriatr*, 54(2), e167-171.
- UN (2002). World population ageing 1950-2050. Disponible en <http://www.un.org/esa/population/publications/worldageing19502050/>
- Uusitalo, A. L., Vanninen, E., Levalahti, E., Battie, M. C., Videman, T. y Kaprio, J. (2007). Role of genetic and environmental influences on heart rate variability in middle-aged men. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 293(2), H1013-1022.
- Vaillancourt, D. E. y Newell, K. M. (2002a). Complexity in aging and disease: response to commentaries. *Neurobiol Aging*, 23(1), 27-29.
- Vaillancourt, D. E. y Newell, K. M. (2002b). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiol Aging*, 23(1), 1-11.
- Vale, R. G., de Oliveira, R. D., Pernambuco, C. S., de Meneses, Y. P., Novaes Jda, S. y de Andrade Ade, F. (2009). Effects of muscle strength and aerobic training on basal serum levels of IGF-1 and cortisol in elderly women. *Arch Gerontol Geriatr*, 49(3), 343-347.
- Vandeput, S., Verheyden, B., Aubert, A. E. y Van Huffel, S. (2012). Nonlinear heart rate dynamics: circadian profile and influence of age and gender. *Med Eng Phys*, 34(1), 108-117.
- Varadhan, R., Chaves, P. H., Lipsitz, L. A., Stein, P. K., Tian, J., Windham, B. G. y cols. (2009). Frailty and impaired cardiac autonomic control: new insights from principal components aggregation of traditional heart rate variability indices. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 64(6), 682-687.
- Verdejo-García, A. y Bechara, A. (2010). Neuropsicología de las funciones ejecutivas. *Psicothema*, 22(2), 227-235.
- Vergheze, J., Wang, C., Lipton, R. B., Holtzer, R. y Xue, X. (2007). Quantitative gait dysfunction and risk of cognitive decline and dementia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 78(9), 929-935.
- Verheyden, B., Eijnde, B. O., Beckers, F., Vanhees, L. y Aubert, A. E. (2006). Low-dose exercise training does not influence cardiac autonomic control in healthy sedentary men aged 55-75 years. *J Sports Sci*, 24(11), 1137-1147.



- Vilagut, G., Ferrer, M., Rajmil, L., Rebollo, P., Permanyer-Miralda, G., Quintana, J. M. y cols. (2005). El cuestionario de salud SF-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos. *Gaceta sanitaria*, 19(2), 135-150.
- Vilagut, G., María Valderas, J., Ferrer, M., Garin, O., López-García, E. y Alonso, J. (2008). Interpretación de los cuestionarios de salud SF-36 y SF-12 en España: componentes físico y mental. *Medicina clínica*, 130(19), 726-735.
- Vilaró, J., Gimeno, E., Sánchez Férez, N., Hernando, C., Díaz, I., Ferrer, M. y cols. (2007). Actividades de la vida diaria en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica: validación de la traducción española y análisis comparativo de 2 cuestionarios. *Medicina clínica*, 129(9), 326-332.
- Voelcker-Rehage, C., Godde, B. y Staudinger, U. M. (2010). Physical and motor fitness are both related to cognition in old age. *Eur J Neurosci*, 31(1), 167-176.
- Voelcker-Rehage, C., Godde, B. y Staudinger, U. M. (2011). Cardiovascular and coordination training differentially improve cognitive performance and neural processing in older adults. *Front Hum Neurosci*, 5, 26.
- Voelcker-Rehage, C. y Niemann, C. (2013). Structural and functional brain changes related to different types of physical activity across the life span. *Neurosci Biobehav Rev*.
- Vogler, J., O'Hara, L., Gregg, J. y Burnell, F. (2011). The impact of a short-term iyengar yoga program on the health and well-being of physically inactive older adults. *Int J Yoga Therap*(21), 61-72.
- Voos, M. C., Custodio, E. B. y Malaquias, J., Jr. (2011). Relationship of executive function and educational status with functional balance in older adults. *J Geriatr Phys Ther*, 34(1), 11-18.
- Voss, A., Heitmann, A., Schroeder, R., Peters, A. y Perz, S. (2012). Short-term heart rate variability--age dependence in healthy subjects. *Physiol Meas*, 33(8), 1289-1311.
- Voss, M. W., Heo, S., Prakash, R. S., Erickson, K. I., Alves, H., Chaddock, L. y cols. (2012). The influence of aerobic fitness on cerebral white matter integrity and cognitive function in older adults: Results of a one-year exercise intervention. *Hum Brain Mapp*.
- Voss, M. W., Prakash, R. S., Erickson, K. I., Basak, C., Chaddock, L., Kim, J. S. y cols. (2010). Plasticity of brain networks in a randomized intervention trial of exercise training in older adults. *Front Aging Neurosci*, 2.
- Waldstein, S. R. y Katzel, L. I. (2006). Interactive relations of central versus total obesity and blood pressure to cognitive function. *Int J Obes (Lond)*, 30(1), 201-207.
- Walhovd, K. B., Fjell, A. M., Reinvang, I., Lundervold, A., Dale, A. M., Eilertsen, D. E. y cols. (2005). Effects of age on volumes of cortex, white matter and subcortical structures. *Neurobiol Aging*, 26(9), 1261-1270; discussion 1275-1268.

- Walther, K., Birdsill, A. C., Glisky, E. L. y Ryan, L. (2010). Structural brain differences and cognitive functioning related to body mass index in older females. *Hum Brain Mapp*, 31(7), 1052-1064.
- Wallen, M. B., Hasson, D., Theorell, T., Canlon, B. y Osika, W. (2012). Possibilities and limitations of the Polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *Eur J Appl Physiol*, 112(3), 1153-1165.
- Wanderley, F. A., Moreira, A., Sokhatska, O., Palmares, C., Moreira, P., Sandercock, G. y cols. (2013). Differential responses of adiposity, inflammation and autonomic function to aerobic versus resistance training in older adults. *Exp Gerontol*, 48(3), 326-333.
- Wanderley, F. A., Silva, G., Marques, E., Oliveira, J., Mota, J. y Carvalho, J. (2011). Associations between objectively assessed physical activity levels and fitness and self-reported health-related quality of life in community-dwelling older adults. *Qual Life Res*, 20(9), 1371-1378.
- Wang, X., Ding, X., Su, S., Li, Z., Riese, H., Thayer, J. F. y cols. (2009). Genetic influences on heart rate variability at rest and during stress. *Psychophysiology*, 46(3), 458-465.
- Ware, J., Kosinski, M. y Keller, S. (1996). A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*, 34(3), 220-233.
- Ware, J., Kosinski, M., Turner-Bowker, D. y Gandek, B. (2002). *How to score version 2 of the SF-12 Health Survey (with a supplement documenting version 1)*. . Lincoln, RI: QualityMetric, Inc.
- Wayne, P. M., Walsh, J. N., Taylor-Piliae, R. E., Wells, R. E., Papp, K. V., Donovan, N. J. y cols. (2014). Effect of Tai Chi on Cognitive Performance in Older Adults: Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Geriatr Soc*.
- Weinstein, A. M., Voss, M. W., Prakash, R. S., Chaddock, L., Szabo, A., White, S. M. y cols. (2012). The association between aerobic fitness and executive function is mediated by prefrontal cortex volume. *Brain Behav Immun*, 26(5), 811-819.
- Weippert, M., Kumar, M., Kreuzfeld, S., Arndt, D., Rieger, A. y Stoll, R. (2010). Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol*, 109(4), 779-786.
- Welman, K. E., Robertson, N. y Fourie, C. (2013). *Reactive vs. anticipatory balance training in older adults*. Paper presented at the 18th Annual Congress of the European College of Sports Sciences.
- Whitehurst, M. (2012). High-Intensity Interval Training An Alternative for Older Adults. *American Journal of Lifestyle Medicine*, 6(5), 382-386.



- Wilson, R. S., Beckett, L. A., Barnes, L. L., Schneider, J. A., Bach, J., Evans, D. A. y cols. (2002). Individual differences in rates of change in cognitive abilities of older persons. *Psychol Aging*, 17(2), 179-193.
- Williamson, J. D., Espeland, M., Kritchevsky, S. B., Newman, A. B., King, A. C., Pahor, M. y cols. (2009). Changes in cognitive function in a randomized trial of physical activity: results of the lifestyle interventions and independence for elders pilot study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 64(6), 688-694.
- Wood, R. H., Reyes, R., Welsch, M. A., Favaloro-Sabatier, J., Sabatier, M., Matthew Lee, C. y cols. (2001). Concurrent cardiovascular and resistance training in healthy older adults. *Med Sci Sports Exerc*, 33(10), 1751-1758.
- Woollacott, M. y Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*, 16(1), 1-14.
- Xhyheri, B., Manfrini, O., Mazzolini, M., Pizzi, C. y Bugiardini, R. (2012). Heart rate variability today. *Prog Cardiovasc Dis*, 55(3), 321-331.
- Yamada, M., Aoyama, T., Arai, H., Nagai, K., Tanaka, B., Uemura, K. y cols. (2012). Complex obstacle negotiation exercise can prevent falls in community-dwelling elderly Japanese aged 75 years and older. *Geriatr Gerontol Int*, 12(3), 461-467.
- Yamada, M., Tanaka, B., Nagai, K., Aoyama, T. y Ichihashi, N. (2010). Trail-walking exercise and fall risk factors in community-dwelling older adults: preliminary results of a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*, 58(10), 1946-1951.
- Yamada, M., Tanaka, B., Nagai, K., Aoyama, T. y Ichihashi, N. (2011). Rhythmic stepping exercise under cognitive conditions improves fall risk factors in community-dwelling older adults: Preliminary results of a cluster-randomized controlled trial. *Aging Ment Health*, 15(5), 647-653.
- Yasui, H., Takamoto, K., Hori, E., Urakawa, S., Nagashima, Y., Yada, Y. y cols. (2010). Significant correlation between autonomic nervous activity and cerebral hemodynamics during thermotherapy on the neck. *Auton Neurosci*, 156(1-2), 96-103.
- Yau, M. K. (2008). Tai Chi exercise and the improvement of health and well-being in older adults. *Med Sport Sci*, 52, 155-165.
- Yoon, D. H., Choi, S. H., Yu, J. H., Ha, J. H., Ryu, S. H. y Park, D. H. (2012). The relationship between visceral adiposity and cognitive performance in older adults. *Age Ageing*, 41(4), 456-461.
- You, J. H., Shetty, A., Jones, T., Shields, K., Belay, Y. y Brown, D. (2009). Effects of dual-task cognitive-gait intervention on memory and gait dynamics in older adults with a history of falls: a preliminary investigation. *NeuroRehabilitation*, 24(2), 193-198.

Ziegler, G., Dahnke, R., Yeragani, V. K. y Bar, K. J. (2009). The relation of ventromedial prefrontal cortex activity and heart rate fluctuations at rest. *Eur J Neurosci*, 30(11), 2205-2210.

Zulfiqar, U., Jurivich, D. A., Gao, W. y Singer, D. H. (2010). Relation of high heart rate variability to healthy longevity. *Am J Cardiol*, 105(8), 1181-1185.

### **Referencias bibliográficas complementarias**

American Psychological Association. (2010). The Basics of APA Style. Consultado el 15/08/2013, disponible en <http://www.apastyle.org/>





# **CAPÍTULO 6.**

## **ANEXOS**

---



## **ANEXO 1:**

**CERTIFICADO DEL COMITÉ DE ÉTICA  
DE LA UNIVERSIDAD DE VALENCIA**



**D. Fernando A. Verdú Pascual**, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 15 de abril de 2013, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

*“Efectos de un programa de entrenamiento funcional sobre la mejora en la capacidad funcional, la calidad de vida y el patrón de actividad física diaria de los adultos mayores”*, número de procedimiento H1363126067752,

cuya investigadora principal es Dña. Cristina Blasco Lafarga, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintitrés de abril de dos mil trece.



Fernando Verdu Pascual  
Certifico la precisión e  
integridad de este documento  
2013.04.23 20:06:58 +02'00'



**ANEXO 2:**  
**HOJA DE CONSENTIMIENTO**  
**INFORMADO**







**Departamento de Educación Física y Deportiva  
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)**

## **HOJA DE CONSENTIMIENTO**

### **PROYECTO DE ACTIVIDAD FÍSICA SALUDABLE EN ADULTOS MAYORES**

Don/ Doña: \_\_\_\_\_,

con DNI: \_\_\_\_\_

Por el presente documento expreso mi consentimiento voluntario para participar en el proyecto de Actividad Física Saludable en Adultos Mayores promovido por el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia.

Previamente a mi firma se me ha informado sobre las características y exigencias del mencionado programa; de los ejercicios que van a realizarse y de los datos que van a recogerse, antes, durante y con posterioridad al mismo.

Por todo ello, firmo mi consentimiento para participar en este proyecto, al tiempo que cedo mis datos y resultados para que puedan ser usados y difundidos, siempre de forma anónima, en publicaciones de carácter científico.

Y para que así conste, firmo la presente en \_\_\_\_\_,

a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

Fdo.:



**ANEXO 3:**  
**HOJA DE CONSENTIMIENTO**  
**PARA LA CESIÓN DE LOS DERECHOS**  
**DE IMAGEN**





Departamento de Educación Física y Deportiva  
Unidad de Investigación en Rendimiento Físico y Deportivo (UIRFIDE)

## HOJA DE CONSENTIMIENTO PARA LA CESIÓN DE DERECHOS DE IMAGEN

### PROYECTO DE ACTIVIDAD FÍSICA SALUDABLE EN ADULTOS MAYORES

Don/ Doña: \_\_\_\_\_,

con DNI: \_\_\_\_\_

Por el presente documento cedo voluntariamente mis derechos de imagen sobre aquellas fotos y videos que puedan tomarse en el marco del proyecto de **Entrenamiento Funcional y Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca en los Adultos Mayores** promovido por el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia durante el presente curso 2011-2012. La utilización de los mismos se hará siempre de forma anónima, sin hacer constar el nombre de las personas que aparezcan, y en publicaciones únicamente de carácter científico o divulgativo.

Y para que así conste, firmo la presente en \_\_\_\_\_,

a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

Fdo.:



**ANEXO 4:**  
**TEST DE STROOP**





ROJO	AZUL	VERDE	ROJO	AZUL
VERDE	VERDE	ROJO	AZUL	VERDE
AZUL	ROJO	AZUL	VERDE	ROJO
VERDE	AZUL	ROJO	ROJO	AZUL
ROJO	ROJO	VERDE	AZUL	VERDE
AZUL	VERDE	AZUL	VERDE	ROJO
ROJO	AZUL	VERDE	AZUL	VERDE
AZUL	VERDE	ROJO	VERDE	ROJO
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	AZUL
AZUL	VERDE	VERDE	AZUL	VERDE
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	ROJO
ROJO	AZUL	ROJO	VERDE	AZUL
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	VERDE
AZUL	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
ROJO	VERDE	VERDE	AZUL	AZUL
AZUL	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
ROJO	VERDE	AZUL	ROJO	VERDE
VERDE	ROJO	VERDE	AZUL	AZUL
ROJO	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
VERDE	ROJO	VERDE	AZUL	VERDE



ROJO	AZUL	VERDE	ROJO	AZUL
VERDE	VERDE	ROJO	AZUL	VERDE
AZUL	ROJO	AZUL	VERDE	ROJO
VERDE	AZUL	ROJO	ROJO	AZUL
ROJO	ROJO	VERDE	AZUL	VERDE
AZUL	VERDE	AZUL	VERDE	ROJO
ROJO	AZUL	VERDE	AZUL	VERDE
AZUL	VERDE	ROJO	VERDE	ROJO
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	AZUL
AZUL	VERDE	VERDE	AZUL	VERDE
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	ROJO
ROJO	AZUL	ROJO	VERDE	AZUL
VERDE	ROJO	AZUL	ROJO	VERDE
AZUL	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
ROJO	VERDE	VERDE	AZUL	AZUL
AZUL	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
ROJO	VERDE	AZUL	ROJO	VERDE
VERDE	ROJO	VERDE	AZUL	AZUL
ROJO	AZUL	ROJO	VERDE	ROJO
VERDE	ROJO	VERDE	AZUL	VERDE



**ANEXO 5:**  
**TEST DE EQUILIBRIO AVANZADO DE**  
**FULLERTON**



**1. Paso sobre y por encima de un escalón de 15 cm de alto (step).**

- 0. Incapaz de subir al escalón sin perder el equilibrio o necesitar ayuda manual
- 1. Capaz de subir al escalón con la pierna de ataque, pero la pierna de paso toca el escalón o lo rodea durante la fase de balanceo en ambas direcciones
- 2. Capaz de subir al escalón con la pierna de ataque, pero la pierna de paso toca el escalón o lo rodea durante la fase de balanceo en una dirección
- 3. Capaz de completar correctamente la acción de subir y bajar del escalón en ambas direcciones, pero con estrecha supervisión en una o ambas direcciones
- 4. Capaz de completar correctamente la acción de subir y bajar del escalón del escalón en ambas direcciones con seguridad y sin ayuda

**2. Caminar con los pies en tándem.**

- 0. Incapaz de dar 10 pasos sin ayuda
- 1. Capaz de dar 10 pasos, pero realizando más de 5 interrupciones
- 2. Capaz de dar 10 pasos realizando 5 o menos interrupciones
- 3. Capaz de dar 10 pasos realizando 2 o menos interrupciones
- 4. Capaz de dar 10 pasos sin ayuda y sin interrupciones

**3. Monopedestación.**

- 0. Incapaz de intentarlo o requiere ayuda para no caerse
- 1. Capaz de levantar la pierna sin ayuda pero incapaz de mantener la posición más de 5 segundos
- 2. Capaz de levantar la pierna sin ayuda y mantener la posición más de 5 pero menos de 12 seg.
- 3. Capaz de levantar la pierna sin ayuda y mantener la posición más de 12 pero menos de 20 seg.
- 4. Capaz de levantar la pierna sin ayuda y mantener la posición más de 20 segundos

**4. Bipedestación sobre foam con los ojos cerrados.**

- 0. Incapaz de subir al foam y mantenerse de pie con los ojos abiertos sin ayuda
- 1. Capaz de subir al foam y mantenerse de pie con los ojos abiertos sin ayuda, pero incapaz o no dispuesto a hacerlos con los ojos cerrados
- 2. Capaz de subir al foam y mantenerse de pie con los ojos cerrados y sin ayuda, pero incapaz de mantener la posición más de 10 segundos
- 3. Capaz de subir al foam y mantenerse de pie con los ojos cerrados y sin ayuda, y mantener la posición más de 10 pero menos de 20 segundos
- 4. Capaz de subir al foam y mantenerse de pie con los ojos cerrados y sin ayuda, y mantener la posición más de 20 segundos





**ANEXO 6:**  
**CUESTIONARIO SF-12**



Nombre y Fecha:

---

### CUESTIONARIO SF-12

1. En general, usted diría que su salud es:

1	2	3	4	5
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Excelente	Muy buena	Buena	Regular	Mala

Las siguientes preguntas se refieren a actividades o cosas que usted podría hacer en un día normal. **Su salud actual, ¿le limita para...?**

	1 Sí, me limita mucho	2 Sí, Me limita un poco	3 No, no me limita nada
2. <b>Realizar esfuerzos moderados</b> , como mover una mesa, pasar la aspiradora o caminar más de 1 hora	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. <b>Subir varios pisos por la escalera</b>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Durante la última semana, a causa de su salud física...

	1 SÍ	2 NO
4. ¿Hizo <b>menos</b> de lo que hubiera querido hacer?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. ¿Tuvo que <b>dejar de hacer algunas tareas</b> en su trabajo o en sus actividades cotidianas?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



Durante **la última semana**, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)...

6. ¿Hizo **menos** de lo que hubiera querido hacer, por algún problema emocional?

<b>1</b>	<b>2</b>
<b>SÍ</b>	<b>NO</b>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

7. ¿No hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan **cuidadosamente** como de costumbre, por algún problema emocional?

<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
--------------------------	--------------------------

8. Durante **la última semana**, ¿hasta qué punto **el dolor** le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Nada</b>	<b>Un poco</b>	<b>Regular</b>	<b>Bastante</b>	<b>Mucho</b>

Las preguntas que siguen se refieren a cómo se ha sentido y cómo le han ido las cosas durante **la última semana**. ¿cuánto tiempo...

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
	<b>Siempre</b>	<b>Casi siempre</b>	<b>Muchas veces</b>	<b>Algunas veces</b>	<b>Sólo alguna vez</b>	<b>Nunca</b>
9. se sintió calmado y tranquilo?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. tuvo mucha energía?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. se sintió desanimado y triste?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

12. Durante **la última semana**, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Siempre</b>	<b>Casi siempre</b>	<b>Algunas veces</b>	<b>Sólo alguna vez</b>	<b>Nunca</b>

**ANEXO 7:**  
**INFORME INDIVIDUALIZADO**



NOMBRE :	MARIA MARTÍNEZ
FECHA DE LA VALORACIÓN INICIAL :	11 de octubre de 2012
FECHA DE LA VALORACIÓN FINAL :	14 de mayo de 2013

**VALORACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL**

	11-oct-12	14-may-13	
PESO (kg)	74,7	73,2	-2,0%
TALLA (m)	1,59		
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	29,55		

**VALORACIÓN DE LA TENSIÓN ARTERIAL**

	11-oct-12	14-may-13	
TENSIÓN ARTERIAL SISTÓLICA	128	115	-9,8%
TENSIÓN ARTERIAL DIASTÓLICA	60	65	8,3%

**VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN COGNITIVA**

TEST DE COLORES y PALABRAS

	11-oct-12	14-may-13	
Parte "A" (segundos)	79	74	-6,3%
Parte "B" (segundos)	50	55	10,0%
Parte "C" (segundos)	20	27	35,0%

**VALORACIÓN DE LA CONDICIÓN FÍSICA**

	11-oct-12	14-may-13	
IR y VOLVER AL CONO (segundos)	6,0	5,3	-12,1%
SENTARSE y LEVANTARSE EN 30 seg (repeticiones)	22	23	2,3%

**OBSERVACIONES**

Has reducido tu peso corporal y la tensión arterial, tanto sistólica como diastólica.

Has mejorado en dos de las tres partes del test cognitivo, por tanto has aumentado tu agilidad mental de manera importante desde octubre hasta ahora.

Has mejorado en los dos test de condición física, por lo tanto has mejorado tanto en movilidad dinámica como en fuerza y resistencia.