



Universitat de València
Facultad de Medicina y Odontología
Departamento de Fisiología

Programa de Doctorado en Fisiología

Influencia de la práctica deportiva en la morfología de la espalda. Estudio mediante proyección de luz estructurada

Tesis doctoral

Presentada por:

Jorge Guillén Hernández

Dirigida por:

Dra. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda

Dra. M^a Rosario Salvador Palmer

Dr. Rolando de Jesús González Peña

Valencia 2014

Dña. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda, Doctora en Física y Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia.

Dña. M^a Rosario Salvador Palmer, Doctora en Física y Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia.

D. Rolando de Jesús González Peña, Doctor en Ciencias y Profesor Contratado Doctor del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia.

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, **“Influencia de la práctica deportiva en la morfología de la espalda. Estudio mediante proyección de luz estructurada”**, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por **D. Jorge Guillén Hernández** y constituye su Tesis para optar al grado de Doctor.

Y para que conste y en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado en Valencia, a veintisiete de junio de dos mil catorce.

Fdo.: Rosa M^a Cibrián Fdo.: M^a Rosario Salvador Fdo.: Rolando González Peña

A mis padres y mis hermanos

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar me gustaría agradecer a todos los compañeros de la Unidad de Biofísica del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia por todo el apoyo que me han brindado a lo largo de estos años de convivencia, la ayuda prestada a la hora de realizar este trabajo, así como los buenos momentos que hemos pasado juntos.

A las Dras. Rosa Cibrián y Rosario Salvador por haberme tutelado este trabajo. Me han integrado dentro del Departamento haciéndome sentir uno más de la familia de Biofísica. Gracias por vuestro apoyo a lo largo de estos años que hemos convivido desde el inicio de los estudios de doctorado. Hemos disfrutado de muy buenos momentos y la relación que comenzó siendo meramente académica ha trascendido a un nivel personal. Siempre habéis estado disponibles, con una paciencia inagotable y un trabajo constante. Sois las principales responsables de que este trabajo pueda ver la luz.

Un agradecimiento especial a las Dras. M^a Fe Mínguez y Laura Pino, del Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario de Valencia, por su colaboración y ayuda en los estudios para la exploración clínica de las posibles patologías de la espalda de los deportistas.

Al Club Deportivo Teruel, Hércules de Alicante Club de Fútbol, Sociedad Cultural Deportiva San Blas de Alicante y Valencia Basket que nos facilitaron la muestra para realizar el estudio a través de sus equipos en todas las categorías inferiores y su primer equipo.

Este trabajo se ha llevado a cabo gracias a la ayuda 29/UPB10/10 del Consejo Superior de Deportes recibida en 2010.

Por último quiero agradecer el apoyo incondicional recibido de mi familia que siempre ha confiado en mí y me han apoyado tanto en los buenos como en los malos momentos. Siempre me han animado a continuar y luchar por lo que quiero, sobre todo en los momentos de debilidad, y gracias a ellos este trabajo ha tenido lugar.

A todos vosotros gracias por estar ahí siempre que os he necesitado.

ÍNDICE

1. Introducción.....	1
1.1 Morfología de la espalda.....	3
1.1.1 Estructura anatómica del raquis	3
1.1.2 Descripción anatómica de la musculatura lumbar	5
1.1.3 Características biomecánicas del raquis lumbar	10
1.1.4 Acondicionamiento del raquis lumbar	13
1.1.5 Evolución de la columna vertebral con la edad	16
1.1.6 Influencia del entrenamiento en la forma de la columna.....	17
1.1.7 Métodos no lesivos de valoración de la morfología de la espalda.....	22
1.2 Características morfológicas y lesiones de los futbolistas.....	28
1.2.1 Morfología del jugador de fútbol.....	28
1.2.2 Tipología de las lesiones en el fútbol	29
2. Hipótesis y objetivos.....	33
3. Material y método.	35
3.1 Población estudiada	35
3.1.1 Club Deportivo Teruel	36

3.1.2	Hércules Club de Fútbol	38
3.1.3	SCD San Blas	39
3.1.4	Valencia Basket	39
3.2	Variables del estudio	41
3.2.1	Medidas antropométricas	42
3.2.2	Posición en el campo.....	42
3.2.3	Lesiones sufridas durante la temporada	43
3.2.4	Exploración física	44
3.3	Método de obtención de la topografía de la espalda	46
3.3.1	Dispositivo experimental	47
3.3.2	Fundamento del método	50
3.3.3	Captura de la imagen	54
3.3.4	Procesado de la imagen	55
3.3.5	Variables topográficas	60
3.3	Métodos estadísticos	70
4.	Resultados.	73
4.1	Análisis descriptivo de la muestra	73
4.1.1	Categorías deportivas	74
4.1.2	Posición de juego	79
4.2	Influencia de las características morfométricas y de juego con la producción de lesiones	87
4.2.1	Tipos de lesiones deportivas	87
4.2.2	Variables que influyen en la producción de lesiones.....	89
4.2.3	Variables que influyen en el tipo de lesión	95

4.3 Características antropométricas	102
4.3.1 Simetría de las piernas y estudio de la giba	102
4.3.2 Estudio de las variables topográficas de la espalda.....	109
4.3.2.1. Relación de las variables topográficas con las variables morfométricas y posición de juego	114
4.3.2.2. Relación de las variables topográficas con las disimetría y medida de la giba	122
4.4.3.3 Comparativa de las variables topográficas en jugadores de fútbol versus baloncesto	124
5. Discusión.	129
5.1 Análisis descriptivo de la muestra	129
5.2 Influencia de las características morfométricas y de juego con la producción de lesiones	134
5.3 Características antropométricas	142
5.3.1 Simetría de las piernas y estudio de la giba	142
5.3.2 Estudio de las variables topográficas de la espalda.....	143
5.3.2.1. Relación de las variables topográficas con las variables morfométricas y posición de juego	143
5.3.2.2. Relación de las variables topográficas con las disimetría y medida de la giba	152
5.3.2.3 Comparativa de las variables topográficas en jugadores de fútbol versus baloncesto	153

6. Conclusiones.....157

7. Bibliografía.....159

8. Anexos.....181

ANEXO 1: Informe del Comité Ético 181

ANEXO 2: Consentimiento informado 182

ANEXO 3: Publicaciones derivadas del estudio 183

1. INTRODUCCIÓN

*"Un comienzo no desaparece nunca,
ni siquiera con un final"*

Harry Mulisch

1. INTRODUCCIÓN

La representación y evaluación de la topografía de la espalda ha sido y es un objetivo tradicional en la práctica médica, tanto por las posibilidades de realizar un diagnóstico de patologías de la columna como para evaluar la morfología de ésta. Se han desarrollado métodos no lesivos para el estudio de las deformidades de la columna y particularmente de la escoliosis idiopática (Shands et al. 1955, Cronis et al. 1965, Vanderpool et al. 1969, Morais et al. 1985, Viosca et al. 1995, Rang et al. 2000, Cañadel et al. 2000, Mínguez 2002, López 2012), patología ésta asociada con deformación de la columna, de amplia prevalencia dentro de la población en general, pero sobre todo en la población infantil. La no lesividad de estos métodos facilita su utilización también en el ámbito deportivo, ya que el deporte uno de los elementos que ayudan a mantener o modificar la forma de la columna y la musculatura de la espalda.

El método utilizado en el presente estudio pertenece a este grupo de técnicas no lesivas y permite realizar un diagnóstico precoz

de la existencia de patologías asociadas con desviación de la columna, así como analizar la morfología de la espalda asociada a variables como la edad, el peso, la estatura y la práctica deportiva en los deportistas integrantes de los clubs deportivos, sobre todo en las edades infantiles y juveniles, donde la prevalencia de la escoliosis es mayor.

En nuestro estudio hemos elegido este método para analizar los efectos que sobre la espalda puede producir la práctica deportiva. Hemos utilizado para el análisis el fútbol, ya que es el deporte más implantado en nuestro país, con una amplia participación en las edades infantiles y juveniles y numerosos clubs deportivos de distintas categorías. En nuestro caso tuvimos la colaboración ofrecida por el Club Deportivo Teruel, equipo de 2ª división B, la Fundación Hércules Club de Fútbol de Alicante y la Escuela de la Sociedad Cultural y Deportiva San Blas de Alicante, que nos permitieron analizar diferentes grupos de edad.

El fútbol, como cualquier otro deporte, se clasifica por una serie de factores. Se trata de un deporte colectivo y de contacto entre jugadores propios y rivales. Está caracterizado por acciones de alta intensidad de corta duración, con pausa de diversa duración en el medio (Casajús et al. 2001). En función de estos factores de rendimiento, el jugador de fútbol lleva asociadas unas características morfológicas propias, así como un tipo de lesiones comunes, características de este deporte.

1.1. Morfología de la espalda

La morfología de la espalda viene fundamentalmente determinada por la forma de la columna vertebral y el desarrollo muscular.

1.1.1. Estructura anatómica del raquis

La columna vertebral debe su peculiar estructura a las tres principales funciones que tiene que desarrollar: soporte, movilidad y protectora de la médula espinal.

En el plano frontal, la disposición correcta de la columna es su completa verticalidad y la ausencia de curvaturas laterales (en la actualidad la Sociedad para el Estudio e Investigación de la Escoliosis considera normal la existencia de las curvas hasta 10° Cobb, Staheli 2002).

El plano sagital presenta tres curvaturas móviles opuestas entre sí (lordosis cervical, cifosis dorsal y lordosis lumbar), cuyo rango de normalidad es motivo de controversia aún en la actualidad (Santonja et al. 1995) (Figura 1.1). Varios autores (Fon et al. 1980, Propst-Proctor et al. 1983, Willner et al. 1983, Voutsinas et al. 1986, Hellsing et al. 1987, Singer et al. 1990, Santonja et al. 1995) consideran como rango de normalidad para la cifosis y para la lordosis de (20-40)° en bipedestación. Al aumento de la curvatura torácica se le denomina

hipercifosis y al aumento de la curvatura lumbar se le denomina hiperlordosis (Kapandji 1999).

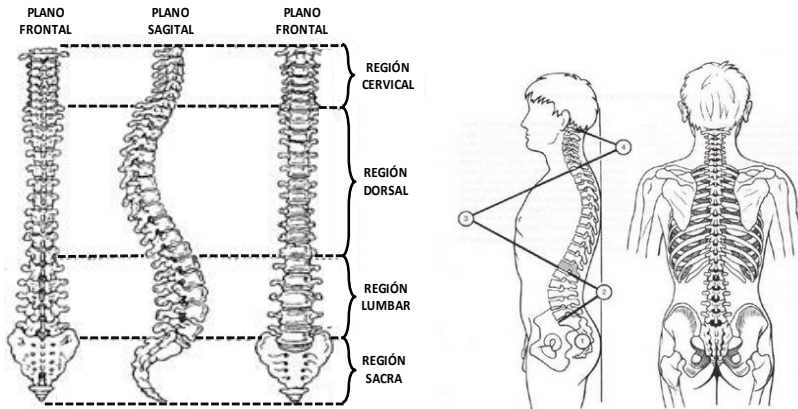


Figura 1.1. Regiones de la columna vertebral. Kapandji (1999).

El raquis está dividido en varias zonas, según las curvaturas que se observan lateralmente:

- Curvatura **cervical**, formada por 7 vértebras cervicales, de concavidad posterior.
- Curvatura **dorsal**, formada por 12 vértebras dorsales, de convexidad posterior.
- Curvatura **lumbar**, formada por 5 vértebras lumbares, de concavidad posterior.
- Curvatura **sacra**, es fija, sin movilidad, a causa de la soldadura definitiva de las vértebras sacras, esta curvatura es de cavidad anterior y finaliza en el **coxis**.

Las vértebras cervicales, dorsales y lumbares se articulan creando una gran posibilidad de movimiento como se ha comentado en el punto anterior. Está comprobado que las curvas del raquis lo hacen más resistente y flexible (Kapandji 1999).

1.1.2. Descripción anatómica de la musculatura lumbar

A diferencia de la región cervical y dorsal, la columna lumbar está prácticamente recubierta por fuertes grupos musculares que permiten su movilidad (Figura 1.2).

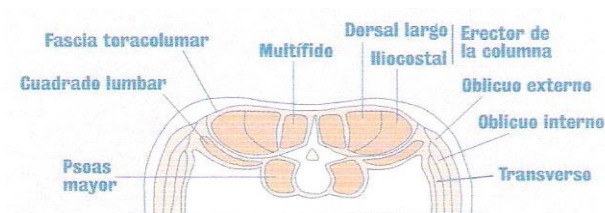


Figura 1.2. - Musculatura lumbar. Jarmey (2003)

La estructura más superficial es *fascia toracolumbar*. Se trata de una hoja fibrosa que nace en las apófisis costiformes de las vértebras lumbares, la cresta ilíaca y el sacro, de forma que envuelve la musculatura lumbar superficial y sirve de origen para los músculos dorsal ancho y transverso del abdomen, implicados en los movimientos de flexión lateral (Bog Duk et al. 1994).

En cuanto a la musculatura, la principal masa de la musculatura intrínseca del tronco se encuentra en la zona lumbar y constituye la denominada musculatura lumbar (Lisón et al. 1998),

compuesta por el *erector spinae* y el *transverso spinae* (Graves et al. 1994).

El *erector spinae* (Figura 1.3) está formado por el longísimo, el iliocostal y el espinoso. Se origina en la parte posterior de la pelvis y sacro, insertándose en la cara posterior de varias costillas (Shirado et al. 1995). Es un músculo cuyos fascículos musculares varían su longitud desde unos 5.2 cm en el espinal a 12 en el iliocostal (López-Miñarro et al. 2009).

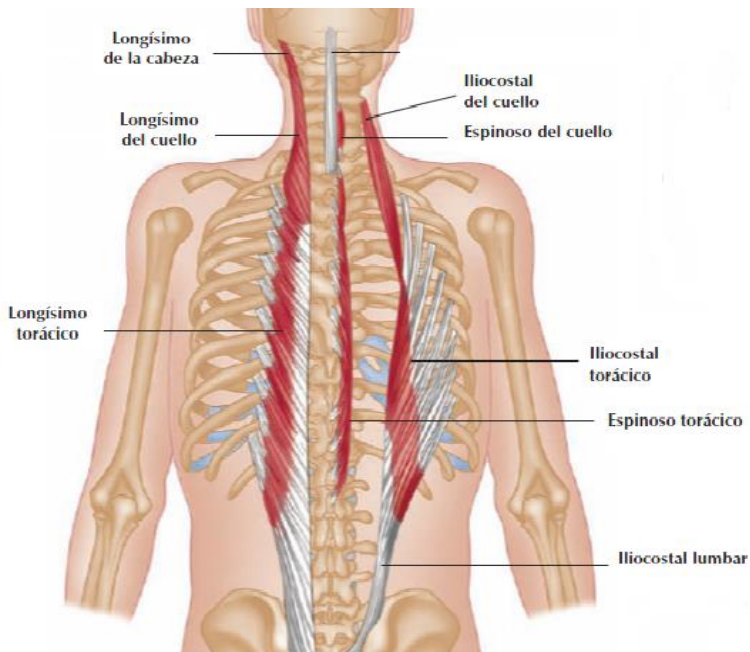


Figura 1.3. Vista del sistema muscular erector spinae, compuesto por los músculos longísimo, iliocostal y espinal. Jarmey (2003).

Estos músculos trabajan en conjunción con los glúteos (mayor, menor y mediano) e isquiosurales (bíceps femoral, semitendinoso y semimenbranoso), los cuales rotan la pelvis

posteriormente (desrotación) durante la extensión del tronco (Graves et al. 1994).

La mayoría de las fibras musculares del erector spinae carecen de fijación directa en los segmentos espinales móviles lumbares y, por tanto, son incapaces de ejercer fuerzas directas en los segmentos vertebrales móviles (Friz et al. 1998).

Desde el punto de vista dinámico, este músculo se encarga de extender el tronco desde una posición flexionada (Mannion et al. 1997). También proporciona gran parte de la fuerza extensora requerida en el levantamiento de cargas (Fritz et al. 1998).

Con respecto al sistema muscular *transverso spinae*, se compone de tres grupos de músculos cortos situados a nivel profundo del erector de la columna. De la zona más superficial a la más profunda se encuentran: los semiespinosos (sin acción en zona lumbar, Figura 1.4), los multífidos (Figura 1.5.A) y los rotadores (Figura 1.5.B). Sus fibras se suelen extender en dirección medial y craneal desde las apófisis transversas hasta las apófisis espinosas superiores. Comparten con el *erector spinae* el componente de extensión del raquis, pero además tienen componente rotatorio, (Jarmey 2003).

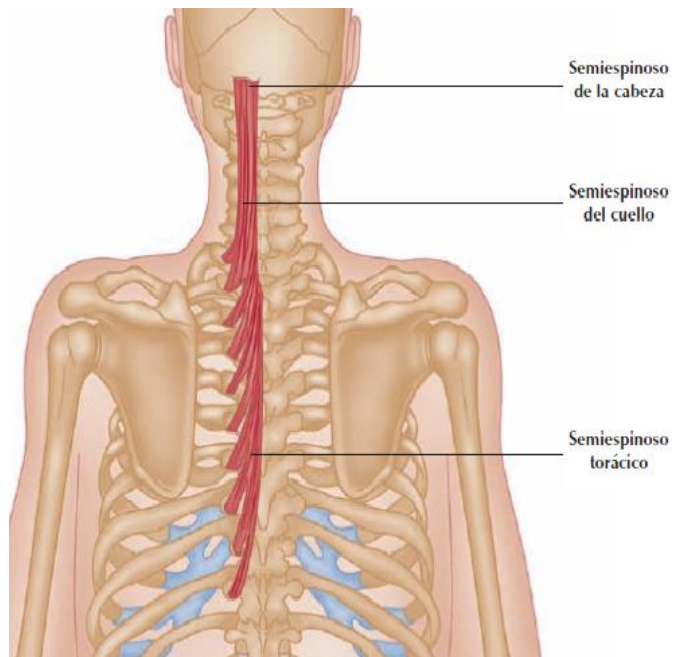


Figura 1.4. Esquema del músculo semiespinoso . Jarmey (2003).

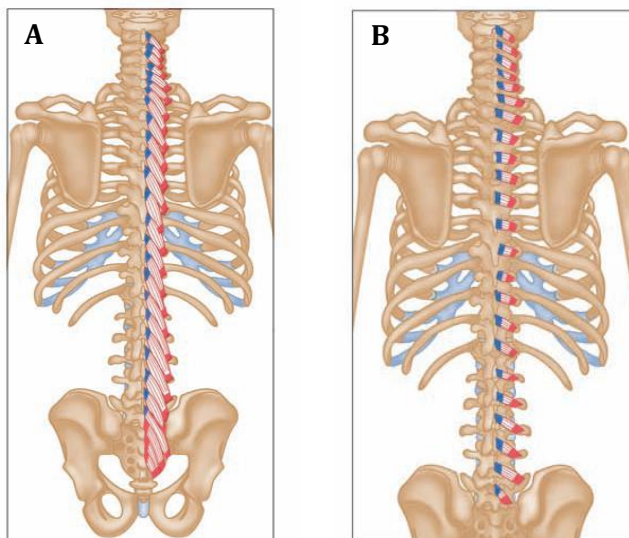


Figura 1.5. Esquema de los músculos: multifidos (A) y rotadores (B). Jarmey (2003).

Lateralmente está situado el *cuadrado lumbar* que se extiende entre la decimosegunda costilla y las apófisis transversas hacia la cresta ilíaca, siendo el principal flexor lateral de la región lumbar.

En la parte anterior se encuentran el *psoas mayor*, cuyo origen son las vértebras y discos intervertebrales lumbares y el hueso *ilíaco*, a partir de la cresta ilíaca (que se unen formando el iliopsoas) que actúan como flexores de la columna lumbar.

Al igual que ocurre con la musculatura abdominal, el principal objetivo del fortalecimiento de la musculatura lumbar es preparar la musculatura del tronco para responder adecuadamente a cargas inesperadas, estabilizando las estructuras raquídeas. De hecho, los *extensores lumbares* pueden llegar a absorber una presión en el raquis lumbar de un 55%, lo que supone una liberación de carga y estrés considerable (Ordóñez et al. 1987).

Los extensores lumbares también cumplen la función de proveer estabilidad a la columna vertebral para que ésta se oponga a la fuerza de la gravedad y mantener la postura erecta, controlando cualquier movimiento de flexión adelante (Mannion et al. 1997).

1.1.3. Características biomecánicas del raquis lumbar

En el mantenimiento de la postura corporal intervienen elementos pasivos o de soporte (huesos y ligamentos) y elementos activos (músculos) que actúan de forma coordinada y aseguran el equilibrio durante los movimientos.

La estabilidad de la columna lumbar durante la posición erecta depende del grado de lordosis lumbar, es decir, el ángulo lumbosacro, de aproximadamente 30° para el equilibrio de la cintura pelviana. Dicho ángulo está formado por la línea paralela al borde superior del sacro y la horizontal. De tal forma, la línea del centro de gravedad es aquella que atraviesa las charnelas dorsolumbar y lumbosacra a través del plano de la cadera, pasando por delante de las rodillas. Durante el movimiento, el sistema ligamentoso se tensa aproximadamente a partir de los 45° de inclinación del tronco. Sin embargo, la fascia toracolumbar actúa desde el principio de la flexión, ya que no supone una sobrecarga para las articulaciones intervertebrales. Cuando la inclinación es menor de 45° predomina la contracción anterior del músculo erector del tronco, que ejerce mayor compresión sobre el disco que el sistema ligamentoso (Hukins et al. 1994, Martín Santos et al. 1996).

En general, la zona anterior del tronco es flexible y actúa como amortiguador de impactos, mientras que la zona posterior sirve de soporte y protección de los elementos neurales.

Cada segmento funcional está sometido a fuerzas de compresión, cizalla y torsión; sin embargo, en la columna lumbar se ejecutan fundamentalmente movimientos de flexoextensión, ya que la rotación está limitada por la angulación sagital de las articulaciones interapofisarias (Martín Santos et al. 1996).

La contracción muscular que inicia los movimientos y la tensión que se ejerce para mantener una determinada postura, supone una fuerza de compresión axial sobre la columna. Dicha fuerza recae sobre la porción anterior del segmento funcional de las vértebras y aumenta la presión en el interior de los discos intervertebrales, fundamentalmente a la altura del núcleo pulposo y la porción interna del anillo fibroso (Figura 1.6).

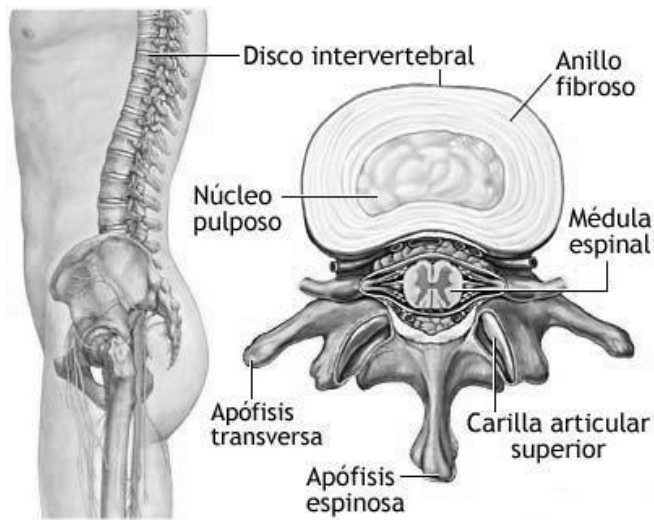


Figura 1.6. - Disco intervertebral (www.umm.edu).

Las propiedades elásticas del disco y el elevado contenido en agua y proteoglicanos permiten el soporte de grandes fuerzas. La

presión intradiscal varía con los cambios posturales, de forma que en posición supina es aproximadamente de 25 kg, pero aumenta 4 veces en bipedestación y es de 250 kg en posición sedente en anteroflexión, ya que se añade la tensión ligamentosa y la del músculo erector de la columna. La fuerza puede ser mucho mayor durante el soporte de una carga externa, ya que la contracción muscular debe compensar el peso de la masa, y tanto mayor cuanto mayor sea la distancia a la que se encuentre del tronco, por lo que toda carga debe mantenerse lo más cerca posible del cuerpo (Martín Santos et al. 2000).

Durante los movimientos de flexoextensión, la porción anterior y la posterior de los discos intervertebrales se ven sometidas, respectivamente, a fuerzas de compresión y de cizalla, que afectan fundamentalmente a la porción periférica del disco. Los músculos, los ligamentos y las articulaciones intervertebrales soportan fuerzas de distensión contrarias que protegen la zona anterior discal, pero también pueden resultar dañados tras sobrecargas excesivas.

Los movimientos de rotación ejercen fuerzas de torsión que recaen, tanto sobre las fibras de colágeno periféricas del disco intervertebral como al propio disco, a diferencia de las fuerzas de compresión axial que recaen únicamente sobre las articulaciones posteriores (Hukins et al. 1994, Martín Santos et al. 1996).

1.1.4. Acondicionamiento del raquis lumbar

Se ha demostrado la relación existente entre la debilidad lumbar, los desequilibrios musculares o hábitos posturales incorrectos, o los programas de ejercicios físicos inadecuados y las algias lumbares (Pollock et al. 1989, Lisón et al. 1998, Morin et al. 1998, Carpenter et al. 1999, Pamblanco et al. 2000). Se ha comprobado que sujetos con bajos niveles de fuerza en los músculos extensores del tronco, son más propensos a padecer alteraciones raquídeas (Graves et al. 1992, Cholewicki et al. 1997, Mannion et al. 1997, Lisón et al. 1998). El entrenamiento de la musculatura lumbar, por tanto, está indicado para prevenir alteraciones en el raquis lumbar (Mannion et al. 1997, Lisón et al. 1998).

La inestabilidad raquídea provocada por debilidad de la musculatura es un factor importante que puede desencadenar la aparición de dolor lumbar (Sjölie et al. 2001). Kollmitzer et al. 2000 recomienda, para prevenir y tratar el dolor lumbar, un trabajo de fortalecimiento lumbar, acompañado de entrenamiento sensorio-motor. Asimismo, Mannion et al. (1997) recomiendan trabajar la resistencia muscular lumbar en programas de tratamiento del dolor lumbar.

Mueller et al. (1998) indican que una fuerza y una resistencia muscular isométrica insuficiente en los músculos del tronco, reducen la habilidad de estabilizar del raquis.

En base a estos datos, se recomienda el fortalecimiento de la musculatura lumbar (Lisón et al. 1998, Pamblanco et al. 2000). Sin embargo, es posible que en busca de este fin se utilicen ejercicios que, ejecutados con una postura inadecuada, generan un efecto contraproducente.

La musculatura lumbar es un grupo tónico-postural en el que existe un predominio de las fibras rojas (tipo I), respondiendo bien ante estímulos pocos intensos y de larga duración (Mannion et al. 1997).

A la hora de planear ejercicios para su acondicionamiento, debe respetarse la predominancia de sus fibras, por tanto, contracciones lentas, mantenidas estáticamente durante algunos segundos y preferiblemente con cargas bajas, provocan estímulos parecidos al papel que cubren en el organismo (Lisón et al. 1998).

La utilización de contracciones isométricas en el ejercicio de elevación del tronco desde decúbito prono tiene la ventaja de implicar significativamente a la musculatura extensora lumbar y, especialmente, ser más seguro para el raquis dorso-lumbar, ya que, de ello, un reclutamiento o patrón muscular alterado por la fatiga en los extensores del tronco puede incrementar las cargas sobre el raquis, contribuyendo, de este modo, a un aumento de riesgo de lesión.

No es necesaria una actividad que persiga una hipertrofia de los músculos lumbares, pues ésta no es imprescindible para la

ganancia de fuerza ni en la prevención de lesiones en la zona lumbar. Junto al fortalecimiento de la musculatura lumbar debe realizarse un trabajo adecuado de la musculatura abdominal (Lisón et al. 1998).

Por otro lado, cabe citar la controversia que existe sobre si es más importante desarrollar los flexores del tronco, los extensores o, por el contrario, si es más efectivo ejercitar ambos grupos musculares (Shirado et al. 1995). Parte de esta controversia viene de la mano de las teorías que afirman que la musculatura lumbar trabaja de forma continuada en la actividad de la vida diaria, lo que genera una situación de fatiga frecuente, Colado et al. 1996. Para este autor, la tendencia de los músculos lumbares es al acortamiento muscular. Su funcionalidad en contracciones fásicas, junto a la misión de mantener el cuerpo erguido y equilibrado, haría que con frecuencia estos músculos se encuentren acortados e hipertónicos. Asimismo, Morini et al. (1998) afirma que los músculos extensores del tronco son más fuertes que los flexores. Por este motivo debería hacerse más énfasis en el entrenamiento de los músculos flexores.

Martín et al. (1996), en esta línea, afirman que aquellas personas que pasan muchas horas en bipedestación, más aún, si deben inclinar el tronco y/o movilizar cargas, van a presentar una hipertonicación de la musculatura extensora, con el consiguiente acortamiento muscular, dolor y modificación de la disposición normal de las curvas naturales de su raquis.

Sin embargo, Cholewicki et al. (1997) encuentran que la actividad electromiográfica de los músculos del tronco en posición

erecta es muy baja. La activación tiene lugar principalmente en el dorsal largo y en los rotadores, cuya actividad se justifica por el mantenimiento de la postura erecta.

Por esta controversia, dentro del ámbito de la actividad física, son muchos los deportistas que no trabajan la musculatura lumbar por tratarse de una musculatura relegada a funciones tónicas y posturales (Lisón et al. 1998).

1.1.5. Evolución de la columna vertebral con la edad

La columna vertebral en su plano sagital evoluciona con la edad, de tal forma que la columna de un niño no es un modelo en pequeño de la del adolescente y la del adulto, ya que conforme el niño crece, la alineación de la columna se modifica mostrando cambios en la postura y en el equilibrio del plano sagital, Sainz de Baranda et al. 2009. Por ello, la configuración de las curvaturas raquídeas demuestra gran plasticidad (Wilner et al.1983, Voutsinas et al. 1986, Iwakami et al. 1987, Gozdziwski et al. 1989), por lo que los diferentes movimientos y cargas de entrenamiento realizadas en los deportes pueden modificar las curvas raquídeas del plano sagital. En este sentido, Uetake et al. (1998) y Wojtys et al. (2000) afirman que las curvas sagitales del raquis de un deportista pueden modificarse con el entrenamiento intensivo a lo largo del tiempo.

1.1.6. Influencia del entrenamiento en la forma de la columna

Actualmente existen pocas investigaciones sobre la disposición sagital del raquis y la tipología y cuantificación de la cifosis dorsal y lordosis lumbar en deportistas (Uetake et al. 1998, Santonja et al. 2000, Wojtys et al. 2002, Pastor et al. 2002, Santonja et al. 2002, Pastor et al. 2002, Replinger et al. 2002, Rajabi et al. 2008).

Las lesiones del raquis en deportistas no son muy comunes. Según Habelt et al. (2011) se identifica un 2,57% de lesión en adolescentes que practicaban equitación y en el fútbol son menos habituales todavía (López Sendín et al. 2005), factor que puede justificar en parte la escasez de estudios.

Sin embargo, en la práctica deportiva existe una gran implicación de la columna vertebral con la mayoría de los gestos deportivos, lo que requiere investigaciones que analicen su influencia en el rendimiento deportivo y en la salud del raquis de los deportistas (Uetake et al. 1998, Rajabi et al. 2008, Sainz de Baranda et al. 2009).

Balius en 1987 publicó su clasificación de la repercusión de diferentes deportes sobre el raquis y estableció cinco grupos (Santonja et al. 2000):

- 1) Vertebralmente negativos o perjudiciales: las gimnasias deportiva, rítmica y artística, el judo, la lucha, los saltos atléticos y el estilo a mariposa de natación.

- 2) Vertebralmente negativos en potencia: los saltos de trampolín, el esquí, las carreras de obstáculos, el remo y la vela, la equitación, el ciclismo y la halterofilia.
- 3) Vertebralmente indiferentes: carreras, marcha, fútbol, hockey, tenis, golf, tiro con arco.
- 4) Vertebralmente positivos: baloncesto, balonmano, voleibol, natación (excepto mariposa).

Desde las primeras observaciones publicadas por Scheuermann en 1920 y en 1921, se ha demostrado una asociación entre la hipercifosis torácica y el trabajo repetitivo requerido en los deportes. Hafner et al. 1952, Micheli et al. 1979, Endler et al. 1980, Falter et al 1981, Wilson et al. 1982 y Sward et al. 1992, observaron que existía asociación entre la hipercifosis y algunas actividades deportivas, como la gimnasia, el remo y la natación, al ser deportes que implican flexiones repetitivas y extremas de la columna vertebral. Considerando, en bipedestación, como rango de normalidad para la cifosis y para la lordosis de (20-40)° (Fon et al. 1980, Propst-Proctor 1983, Willner et al. 1983, Voutsinas et al. 1986, Helsing et al. 1987, Singer et al. 1990, Santonja et al. 1995), los resultados de este estudio mostraban en bipedestación valores de hipercifosis leve para la curva dorsal y valores normales de lordosis lumbar.

Las posturas mantenidas o repetitivas en estos deportes, que alteran la morfología del raquis hacia su flexión se han asociado con

un aumento de presión intradiscal del raquis torácico (Polga et al. 2004) y lumbar (Wilke et al. 1999), una deformación de los tejidos espinales (Solomonow et al. 2004) y un mayor estrés vertebral (Beach et al. 2005). Además, la postura hipercifótica altera la cinemática escapulo-humeral (Kebaetse et al. 1999) y reduce la eficacia ventilatoria (Landers et al. 2003), lo que supone una disminución de rendimiento de estos deportistas (Muyor et al. 2011b).

Posteriormente se han publicado varios estudios sobre las adaptaciones raquídeas que se producen con la práctica continuada en el tiempo de diferentes deportes y sus modalidades deportivas.

Boldori et al. (1999) presentan un estudio con deportistas jóvenes de distintas disciplinas deportivas (natación, tenis, fútbol, gimnasia artística, danza clásica, baloncesto y voleibol), encontraron diferentes morfotipos raquídeos en función de la práctica deportiva realizada, con un menor número de casos de hiperlordosis lumbar en varones futbolistas y nadadores mientras que los valores de hipercifosis fueron mayores en nadadores y menores en los jugadores de baloncesto.

Wojtys et al. (2000) observaron cómo los adolescentes que practicaban fútbol, gimnasia, hockey, natación y lucha tenían valores mayores de cifosis torácica ($p < 0,001$) y lordosis lumbar ($p < 0,05$) en comparación con los que practicaban atletismo o voleibol. Los niños que practicaban gimnasia tuvieron los valores más altos de cifosis dorsal (42°) y de lordosis lumbar (52°).

En luchadores, Rajabi et al. (2008) encontraron que los de estilo libre tenían una mayor cifosis torácica que los de lucha greco-romana. López Miñarro et al. (2009) justifican estos valores por la posturología de cada modalidad. Los primeros se caracterizan por una flexión raquídea mantenida, mientras que los segundos por posturas más erguidas del tronco.

López Miñarro et al. (2010 y 2011) presentan valores elevados de cifosis torácica en piragüistas y canoistas, así como Muyor et al. (2011b) en palistas.

Muyor et al. (2011a) en un estudio con ciclistas muestran valores de normalidad tanto en el raquis dorsal como en el lumbar.

En el fútbol existen varios estudios:

Uetake et al. (1993) encontraron que en los jugadores de fútbol el grado de cifosis dorsal era menor que la media, mientras que la lordosis lumbar era normal.

Wodecki et al. (2002) determinaron una cifosis dorsal disminuida en los futbolistas, mientras que el ángulo de la lordosis lumbar ($44,2^\circ$) y la inclinación sacra se encontraban aumentados. Destaca una correlación positiva de la lordosis lumbar y la pendiente sacra ($r = 0,77$). Esta configuración podría aumentar las fuerzas de cizalla en la articulación lumbo-sacra.

Valero et al. (2012) describen una comparativa de futbolistas frente a sujetos control y obtiene unos valores disminuidos en cuanto

a la cifosis torácica y un aumento de la lordosis lumbar del grupo de futbolistas frente al grupo control.

López Miñarro et al. (2007) presentan un estudio con jugadores de élite de fútbol sala, modalidad distinta del fútbol, y sus resultados tienden a una leve hipercifosis.

López Sendín et al. (2005) afirman que los futbolistas amateurs valorados determinan un morfotipo raquídeo característico y diferenciado que presenta: una clara tendencia a la hiperlordosis lumbar, una mayor flexibilidad analítica del raquis lumbar y una mayor elasticidad global de la Cadena Posterior (test Dedos Suelo). En este mismo artículo afirma que la práctica del fútbol como actividad deportiva reglada implica una sollicitación del aparato locomotor tanto a nivel osteoarticular como miotendinoso que caracteriza el morfotipo del futbolista juvenil y amateur (López Sendín et al. 2005).

Los estudios de estos autores parecen indicar que la práctica continuada y sistemática del fútbol predispone a un morfotipo raquídeo con una disminución de la cifosis dorsal y un aumento de la lordosis lumbar.

Así pues, la práctica deportiva puede causar modificaciones sagitales en el raquis agudizando sus curvas sagitales. No obstante existen otras disciplinas como el pilates, la gimnasia rítmica y la danza que trabajan mucho el esquema corporal y la corrección postural. Cruz-Ferreira et al. (2013), Kums et al. (2007) y Martínez et al. (2004),

describen que pueden llegar a rectificar las curvas disminuyendo la cifosis dorsal y la lordosis lumbar. Además, Cruz-Ferreira, en su ensayo clínico con el método pilates, añade la rectificación de la pelvis hacia la retroversión.

1.1.7. Métodos no lesivos de valoración de la morfología de la espalda

En los últimos 20 años se ha observado un desarrollo de los métodos no lesivos para el diagnóstico precoz de deformidades del raquis. Este desarrollo se debe fundamentalmente al objetivo de disminuir el número de exploraciones radiográficas que se realizan a los pacientes para el diagnóstico y seguimiento de estas patologías (Theologis et al. 1997, Golberg et al. 2001, Mínguez 2002, López 2012) y al interés por caracterizar correctamente una deformidad que tiene lugar en los tres planos del espacio y que clásicamente viene definida por el ángulo de Cobb, medido en la radiografía posteroanterior (Kolima et al. 1992). Estos métodos no lesivos permiten extender el estudio de la topografía de zonas del organismo de interés, a otros campos, además del médico, como es el de la práctica deportiva.

Precisamente, dado que la actividad deportiva, como se ha comentado anteriormente, produce modificaciones en la forma y musculatura de la espalda y, además, su práctica es recomendada o desaconsejada en determinadas patologías de la columna, el análisis de su topografía es de gran interés, tanto más sabiendo que una

deformidad del raquis se manifiesta externamente en la forma de la espalda.

Con respecto a las técnicas existentes utilizadas para la obtención de topografías, la topografía de Moiré es una de estas técnicas para la visualización de formas superficiales (Martínez 2001, Mínguez 2002, López 2012). Se basa en un fenómeno de interferencia producido por las sombras que una malla proyecta sobre la superficie del objeto estudiado, cuando son vistas a través de esa misma malla. Si ésta es lo suficientemente tenue, pasa inadvertida al observador y lo que se hace evidente son unas franjas que tienen un aspecto similar al “moiré”. Esta técnica se utilizó ya en 1970 por Takasaki para estudiar la forma del cuerpo humano, pero carece prácticamente de utilidad clínica debido a la dificultad para conseguir una sombra nítida y la imposibilidad de distinguir la altura absoluta de dos curvas de nivel si estas no están continuas.

Otras técnicas utilizadas son los sistemas de vídeo: fotogrametría (Martínez 2001 y Mínguez 2002), en los que se puede observar una relación entre la asimetría postural que adopta el paciente en estado relajado y el grado de deformidad de la columna. Se utiliza para ello un número variable de marcadores a fin de identificar puntos anatómicos, a partir de los cuales se pretende conocer distancias o ver su variación ante el movimiento. El tipo de marcadores depende del sistema utilizado: reflectantes (sistema de fotogrametría vídeo IBV, ExpertVisión, Peak Video Motion Measurement systems, VICON (Elite Motion Analyser), cromáticos

(Videomex X), campos magnéticos (Dao et al. 1997), y activos mediante emisores de luz infrarroja (Selspot II Cameras y MULTILab, WATSMART). La utilidad de estas técnicas se encuentra fundamentalmente en el análisis bidimensional y tridimensional del movimiento del tronco.

Una combinación de las dos técnicas anteriores es el sistema ISIS (*integrated shape investigation system*) que combina la técnica de videofotogrametría (sistema VICON) y la digitalización de imágenes de Moiré (Martínez 2001, Mínguez 2002). El escáner está compuesto por un proyector giratorio que produce un plano de luz que es reflejado por un espejo y una cámara de televisión que se mueve solidariamente con el proyector, de forma que el sistema va recorriendo la espalda del paciente. La línea que se forma al ir avanzando el haz de luz sobre la superficie de la piel es registrada en el ordenador. El paciente permanece en bipedestación con marcadores sobre las diferentes apófisis espinosas de las vértebras de la columna.

El análisis de la superficie se hace a partir de las curvas transversales de la superficie de la espalda que pasan por esos marcadores. Turner-Smith et al. (1988) idearon un sistema para localizar el centro de la vértebra a partir de la palpación de la apófisis espinosa y la rotación en la superficie de la piel, con el objetivo de localizar la línea de la columna a partir de la superficie de la espalda. Se trata de una simplificación de la realidad, ya que la relación entre la rotación vertebral y la producida en la superficie de la piel no ha

sido establecida y, además, los cuerpos vertebrales en un raquis escoliótico están a menudo deformados y depende de la buena colocación del marcador por el especialista, lo que hace que el sistema sea difícilmente utilizable de forma habitual por personal no especializado, como el que podría aplicarlo en los clubs deportivos.

Nuestro método corresponde a los que se denominan de luz estructurada o raster stereophotography (Thometz et al. 2000, Liu et al. 2001). La técnica se basa en la proyección, sobre la zona de interés, de un sistema de luz codificada, con el objeto de conocer las posiciones en 3D de un conjunto de puntos de la superficie a estudio y realizar su reconstrucción por interpolación. De hecho, muchos problemas de robótica (Will et al. 1971) y de medicina (Arffa et al. 1989) se han resuelto satisfactoriamente, desde el punto de vista de la iluminación, mediante patrones estructurados.

Todos estos métodos pueden considerarse como un caso particular de visión estereoscópica, en la que una de las dos cámaras es sustituida por un patrón de visión conocido que es proyectado sobre la escena. A partir de la deformación de ese patrón cuando ilumina los objetos de la escena, se puede determinar la posición tridimensional de los puntos de la superficie de dichos objetos.

Lo que diferencia unos métodos de otros es el sistema de codificación de la luz proyectada y, en este sentido, el desarrollado por nuestro grupo inicialmente (Buendía et al. 1999), basado en la proyección de una red en blanco y negro, presenta la ventaja de la simplicidad y la velocidad en la obtención de la imagen, así como la

posibilidad de desplazamiento del sistema experimental. El método inicial se ha mejorado con el uso de proyección de redes en color, que mediante una adecuada combinación de colores permite identificar los puntos de la función superficie de la espalda con mejor resolución y permitiendo identificar las líneas perdidas u ocultas (López 2012). Concretamente, se ha utilizado un patrón de colores que permite asegurar que un conjunto de 6 líneas consecutivas no se repite en ninguna zona de la imagen. Por tanto, identificado el patrón de color de 6 líneas consecutivas se sabe exactamente qué parte de la luz estructurada está llegando a la zona de la espalda a analizar. Este aspecto se desarrollará más en el apartado de metodología.

La función superficie de la espalda obtenida con este método puede presentarse gráficamente de distintas formas, pero la representación en forma de curvas de igual profundidad permite obtener una topografía en pseudocolor de la misma, que evidencia ya las posibles asimetrías (Figura 1.7).

La práctica de deporte modifica la estructura corporal y un seguimiento adecuado de su evolución desde edades tempranas puede ayudar, tanto al que practica el deporte a conocer si se produce alguna anomalía de una forma precoz, como a las entidades deportivas a conocer el efecto que el entrenamiento produce en el desarrollo de los deportistas.

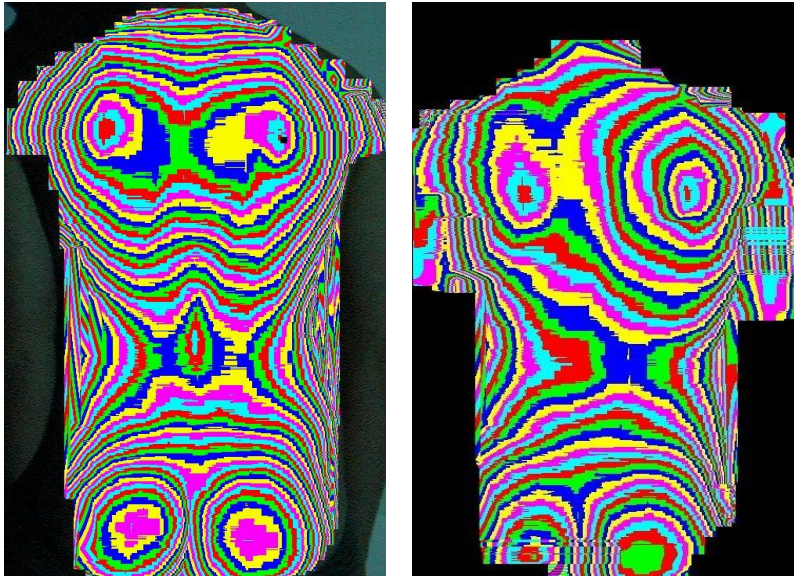


Figura 1.7. Imágenes topográficas de la espalda en un sujeto normal y en uno con deformidad de la espalda.

1.2. Características morfológicas y lesiones de los futbolistas

1.2.1. Morfología del jugador de fútbol

El fútbol es un deporte colectivo en el cuál se pueden diferenciar distintas posiciones: portero, central, lateral, medio-centro, extremo y delantero. Cabe pensar que el morfotipo sea diferente según la posición que ocupe el jugador. En el estudio de Casajús en 1991 con la Selección Española de fútbol muestra que los porteros son los más altos y más pesados, los delanteros quien tienen menor peso y talla, mientras que los defensas son los más jóvenes.

El fútbol es el deporte más popular en el mundo. La FIFA (Federación Internacional de Fútbol) reconoce más de 265 millones de jugadores aficionados y 200.000 futbolistas profesionales a nivel mundial, de los que aproximadamente el 80% son hombres (Arlani et al. 2011). Al ser un deporte universal y que se practica en todos los continentes, se pueden esperar diferencias unidas al componente racial. Chin et al. (1992) comparan la talla y peso de jugadores de la liga asiática frente jugadores del Calcio (Italia), con una edad media de 26 años. Los resultados muestran que los jugadores Italianos son más altos y pesados que los asiáticos.

1.2.2. Tipología de las lesiones en el fútbol

El factor de rendimiento del fútbol es la resistencia a la fuerza explosiva. Se trata de esfuerzos máximos de corta duración, con pausas de distinta duración pero sin recuperación completa y por tanto con acumulación de fatiga que aumenta a medida que transcurre el partido. Esta característica, junto al hecho de ser un deporte de contacto, incrementa los riesgos de lesión de los jugadores que practican este deporte.

Existen otros factores que pueden mostrar resultados interesantes en cuanto a la tipología de sus lesiones, como son la posición ocupada en el campo y la edad de cada jugador.

La definición de lesión varía ampliamente en la bibliografía. Citamos la presentada por Junge et al. (2004). Las lesiones son definidas como acciones que se producen durante un entrenamiento o un partido que provocan la ausencia de un deportista del partido o en la siguiente sesión de entrenamiento y tiene un seguimiento por la necesidad de tener un diagnóstico y un tratamiento del tejido lesionado.

Si valoramos la incidencia de lesión, el estudio de Lungo et al. (2012) se centra en jugadores profesionales e identifica un índice de 1.5-7 lesiones cada 1000 horas de entrenamiento, mientras que los valores se elevan hasta 12-35 lesiones cada 1000 horas en partidos. Dvorak et al. (2011) muestran la tasa de lesiones en la última Copa del Mundo de fútbol de 2010 y realiza una comparación con los

campeonatos precedentes. La tasa de lesión fue de 50.7 por 1000 horas de juego en partido en el mundial de 2002, de 45.9 en el de 2006 y de 61.1 en el de 2010. Con respecto a la Eurocopa, en la de 2004 fue de 36, y en la 2008 pasó a 41.6. Y con respecto a los entrenamientos, la tasa de lesión disminuye considerablemente, situándose en 7.9 cada 1000 horas de entrenamiento en la Copa del Mundo de 2010. En este mismo estudio describe que la mayoría de las lesiones se producen como consecuencia de un contacto o traumatismo con otro jugador, siendo un 64.5% del total de lesiones registrado.

El fútbol es un deporte en que se juegan 90 minutos divididos en dos partes de 45 minutos cada una que se pueden prolongar en función del criterio arbitral en añadidos. Como se ha comentado, los jugadores realizan acciones de alta intensidad y corta duración, con un tiempo de descanso entre ellas que no permite la recuperación completa del jugador y, por tanto, se produce una fatiga progresiva. Por estos factores cabe esperar que la tasa de lesiones sea diferente a medida que progresa el partido y el cansancio se vaya acumulando. Dvorak et al. 2011 describen que la tasa de lesión en la primera mitad del partido es de 30.3% mientras que en la segunda mitad asciende al 66.9%. El 3,1% restante se produce en el tiempo de prórroga. Este periodo sólo se juega en partidos de eliminación directa e igualdad en el marcador tras disputarse los 90 minutos oficiales del partido. Yamada et al. (2012) coinciden en que la mayoría de las lesiones se producen en los últimos quince minutos de partido y demuestran en

su estudio como la estabilidad de los miembros inferiores en jugadores jóvenes disminuye tras 45 minutos de juego.

Prácticamente la totalidad de los autores (Carling et al. 2009, Koutures et al. 2009, Perterson et al. 2009, van Beijsterveldt et al. 2010, Dvorak et al. 2011, Longo et al. 2012) coinciden en que las lesiones más comunes se suelen producir en las extremidades inferiores. Hunt et al. (1990) y Habelt et al. (2011), las sitúan en un 70%, mientras que van Beijsterveldt et al. (2010) en un 50%. Ahora bien, dentro de ellas, para Peterson et al. (2009) son las contusiones y abrasiones las más frecuentes (70-75)%, mientras que para Carling, Habelt y Koutures son los esguinces de tobillo los que tienen más prevalencia. Estos últimos autores especifican además que se producen en mayor medida en los hombres (16-29)% mientras que las lesiones de rodilla son mayores en mujeres (7-36)%.

El 80% de las lesiones son consideradas de gravedad moderada y en ellas los futbolistas no pierden más de una semana de práctica del fútbol (Carling et al. 2009, Dvorak et al 2011).

En cuanto a la aparición de lesiones en función de la posición, Carling et al. (2010) no obtienen diferencias estadísticamente significativas entre portero, defensa, mediocentro y delantero.

Con respecto a la edad, según Koutures, et al. (2009) los jugadores menores de 15 años tienen mayor prevalencia de lesiones.

En cuanto al sexo, la bibliografía coincide en que las chicas sufren más lesiones, en una proporción del orden de 2:1 con

respecto a los chicos (Koutures, Longo, Dahlstöm, Habelt, Arliani). Además, son ellas quienes tienen mayor riesgo de sufrir la rotura del ligamento cruzado anterior, con una proporción de 3:1 con respecto a los chicos, siendo además ésta la lesión más temida por los deportistas.

Por último, indicar la relación que encuentra Dahlström et al. (2012) respecto al índice de lesión y al IMC (índice de masa corporal). Los jugadores de fútbol adolescentes que tenían un IMC superior a la media mostraban una mayor tasa de lesión respecto a sus compañeros.

Las posibilidades que ofrece el método de luz estructurada para analizar de forma no lesiva la espalda, permite la aplicación de esta metodología para el estudio, tanto de la morfología como de los cambios morfológicos que se producen en los deportistas como consecuencia de la actividad que realizan, para establecer patrones diferenciadores en función del deporte practicado y establecer correlaciones entre estos patrones morfológicos y las lesiones producidas.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

"Lo que importa verdaderamente en la vida no son los objetivos que nos marcamos, sino los caminos que seguimos para lograrlos"

Percy B Shelley

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La hipótesis de este trabajo es que la práctica deportiva difiere de un tipo de deporte a otro e incluso dentro del mismo en el caso de deportes de equipo, en función de las acciones que requieren las distintas posiciones de juego. Esta diferente actividad puede afectar a la producción de lesiones y también puede modificar la morfología de la espalda, debido a la diferente activación muscular y disposición postural durante el ejercicio físico. La caracterización de esta morfología puede realizarse obteniendo la topografía de la espalda y determinando en ella variables cuantificadoras que evalúen su curvatura y las simetrías en los planos sagital y coronal. Los valores obtenidos de estas variables deben resultar diferentes para los deportistas integrantes de distintos tipos de deportes.

Por tanto, el objetivo general de esta Tesis es el estudio de las características morfométricas de la espalda de deportistas que utilizan fundamentalmente las extremidades inferiores, en nuestro caso el fútbol, para evaluar su evolución con la edad y el efecto de la

práctica deportiva y compararla con otro deporte que utiliza también las extremidades superiores, el baloncesto.

Los objetivos concretos son:

- Analizar las variables antropométricas del jugador de fútbol, peso, altura, edad e IMC, y su relación con variables propias del deporte practicado, como la posición de juego de los futbolistas y las lesiones que puedan sufrir a lo largo de la temporada de estudio.
- Modificar el método de luz estructurada para la obtención de la topografía de la espalda de los deportistas, para permitir su portabilidad a los clubs deportivos.
- Valorar la capacidad de las variables topográficas cuantificadoras de la superficie de la espalda, que ya hemos encontrado que tienen capacidad discriminatoria de patologías de la columna (POSTI y DHOPI) y desarrollar nuevas variables que permitan caracterizar la espalda de futbolistas.
- Valorar la utilización de este método no lesivo de análisis de la espalda para la detección de sujetos potencialmente afectados de escoliosis, en un club deportivo con individuos en edad infantil y juvenil.
- Determinar las características de las variables antropométricas y topográficas en los jugadores de fútbol y compararlas con las de los jugadores de baloncesto, para valorar la influencia de la actividad sobre la morfología de la espalda.

3. MATERIAL Y MÉTODO

"El éxito no se logra sólo con cualidades especiales. Es sobre todo un trabajo de constancia, de método y de organización"

J.P. Sergent

3. MATERIAL Y MÉTODO

3.1. Población estudiada

Para la realización de este estudio interesa analizar la espalda de los deportistas en distintas edades de desarrollo, con la hipótesis de que los jugadores de fútbol actualmente profesionales tendrían espaldas comparables en edades infantiles a las de los integrantes de las escuelas base de fútbol. Por ello, se han utilizado, como se comentará en el siguiente subapartado, dos clubs de fútbol, el Teruel y el Hércules de Alicante, y una escuela base, el san Blas de Alicante. Por otro lado, dado el interés de este estudio en evaluar el efecto de la actividad deportiva, se ha utilizado también un equipo de baloncesto, el Valencia Basket, para efectuar la comparación entre ambas actividades deportivas, que difieren sobre todo en la utilización de los miembros superiores.

El estudio fue aceptado por el Comité de Ética de Investigación en Humanos de la Universitat de València (Anexo 1). Todos los sujetos incluidos en el estudio fueron informados sobre el

mismo y dieron el consentimiento para su participación. En el caso de menores, el consentimiento correspondió a los padres o tutores legales (Anexo 2).

3.1.1. Club deportivo Teruel

El Club Deportivo Teruel fue fundado en 1943. Desde entonces ha ido formando su historia en categorías regionales, pasando el mayor número de temporadas en la 3ª división, dentro del grupo aragonés (grupo XVII). En la temporada 2009-2010 el equipo consiguió conquistar el título de liga del Grupo XVII (segunda vez en la historia del club), así como el ascenso a la 2ª división B. En la categoría de bronce permaneció 3 temporadas. Actualmente se encuentra en la 3ª división aragonesa, tras el descenso en la pasada temporada 2012-2013.

En cuanto al organigrama de los equipos que pertenecen a la entidad, se distinguen los dos equipos senior: Teruel A y B y la escuela del fútbol base.

La plantilla del equipo A la forman 22 jugadores con edades comprendidas entre los 21 y los 30 años. Entre los 22 jugadores se encuentran 3 porteros, 7 defensas, 6 medios y 6 delanteros.

El equipo del Club Deportivo Teruel B es el filial de la entidad y los 22 jugadores que forman su plantilla se encuentran en un rango de edad de 18 a 23 años.

La Escuela del Fútbol Base organiza todas las categorías inferiores del Club. En la Escuela hay equipos en las categorías infantil, cadete y juvenil.

En la categoría infantil, la edad de los jugadores es de 12 y 13 años. En esta categoría existen tres equipos: el infantil A, el infantil B y el infantil C. Los tres equipos se encuentran en Primera Infantil. Esta es la categoría en la que suman más fichas federativas, con un total de 55.

En la categoría cadete los jugadores tienen 14 y 15 años. El equipo cadete se encuentra en División de Honor y la plantilla la forman 20 jugadores.

En cuanto a la categoría juvenil, se trata del escalón inferior al equipo del filial y los jugadores se encuentran entre los 16 y 18 años. Se dispone de dos equipos. El juvenil A se encuentra en Liga Nacional, Grupo VI (ascendido en la temporada 2009-2010) y el juvenil B se encuentra en categoría regional preferente. Entre los dos equipos consiguen unas 40 fichas federativas.

Se han estudiado todos los integrantes de los distintos equipos del club deportivo Teruel, cuyas edades están comprendidas entre los 7 y los 30 años, con un total de 76 sujetos.

3.1.2. Hércules Club de Fútbol

El Hércules Club de Fútbol de Alicante es uno de los clubes históricos en la liga española. Fue fundado en histórico en 1914 y federado en 1922. Actualmente juega en la Segunda División.

Posee una trayectoria de 20 temporadas en Primera División y 40 en Segunda División. Su mayor logro en liga ha sido un 5º puesto en Primera, en la temporada 1974-1975. En 1936 alcanzó la semifinal del Trofeo Presidente en la Segunda República.

El Hércules Club de Fútbol posee una gran infraestructura de equipos, con un total de 16.

Además del primer equipo, encontramos al equipo filial, Hércules B, en la categoría Regional Preferente. Los dos equipos juveniles se disputan sus encuentros en las categorías Liga Nacional y División de Honor.

El resto de la fundación la componen dos equipos en categoría cadete, dos en infantil, tres en alevín, tres en benjamín y por último, dos en prebenjamines.

Para nuestro estudio obtuvimos la colaboración del equipo filial con 22 jugadores y del equipo juvenil de la División de Honor con 23 jugadores, siendo el total de 45 sujetos.

3.1.3. SCD San Blas

La Sociedad Cultural Deportiva San Blas de Alicante fue fundada en el año 1946.

Su objetivo principal es el fomento de todos los deportes, la educación física, moral e intelectual. Es una entidad muy participativa en lo que a deporte escolar se refiere.

Dentro de su organigrama de clubes está formada por cuatro conjuntos en las categorías de benjamines y alevines, tres en infantil, tres en cadetes y dos de categoría juvenil, en cuanto a la práctica de fútbol se refiere.

En nuestro estudio participaron niños desde la edad prebenjamín, con 8 años, hasta la edad juvenil, con 18 años, con un total de 129 jugadores.

3.1.4. Valencia Basket

La muestra se completa con los sujetos pertenecientes al Valencia Basket Club Sociedad Anónima Deportiva (SAD). Se trata de un club de baloncesto español de la ciudad de Valencia que juega en la Liga ACB, la primera competición del baloncesto español. Antiguamente estuvo relacionado con el Valencia CF, siendo la sección de baloncesto de éste. En 1986 descendió el equipo de fútbol a segunda división y fue entonces cuando el club de baloncesto siguió de manera independiente en la Primera División B.

El ascenso a la ACB se produjo en la siguiente temporada, 1987-1988. Desde entonces, ha cosechado títulos, como la Copa del Rey de 1998, la copa ULEB de la temporada 2002 -2003 y la Eurocup en 2009-2010.

En cuanto al organigrama del club, posee actualmente dos equipos senior, uno en la ACB y otro en la categoría EBA (Liga española de baloncesto amateur) y los equipos de la cantera que forman la escuela deportiva. En dicha escuela están presentes todas las categorías, con dos equipos baby, dos de pre-benjamines, tres de benjamines, tres de alevines, tres de infantiles, cuatro de cadetes y dos de juniors.

En el presente estudio trabajamos con los dos equipos de la categoría cadete y los dos equipos junior, que nos han permitido comparar los resultados obtenidos con sujetos que difieren en los gestos técnicos realizados y con distinta importancia en cuanto a la participación de los miembros superiores.

Los sujetos del estudio fueron 37 jugadores, integrantes de los distintos equipos del Valencia Basket Club, con edades comprendidas entre los 15 y los 18 años.

3.2. Variables del estudio

A cada participante del grupo de futbolistas se le midió una serie de variables que recogían aspectos antropométricos, posición de juego y lesiones y que se detallan a continuación. Además de estas variables, a todos los sujetos del estudio se les analizó la topografía de la espalda mediante el método que se detalla en el apartado 3.3 y obteniendo en ella cinco variables topográficas, el índice de simetría posterior del tronco (POTSI), el índice de deformidad en el plano horizontal (DHOPI), el Perfil columnar (PC), la curva lumbar y la curva dorsal, cuyo proceso de determinación se detalla en el apartado 3.3.5.

Para la recogida de las variables nos ayudamos de una tabla dividida en varios apartados. Por un lado se valoraban las variables antropométricas. En otro apartado se anotaban la posición en el campo de cada jugador y las lesiones sufridas por cada deportista a lo largo de la temporada 2009-2010 en la muestra de Teruel y de la temporada 2010-2011 en la muestra de Alicante. Y por último se consignaban las variables topográficas.

En el grupo de baloncesto se midieron las mismas variables y con el mismo protocolo, utilizando como grupo control las variables topográficas y así poderlas comparar con el grupo de futbolistas.

3.2.1. Medidas antropométricas

Dentro de las medidas antropométricas, tomamos valores de las siguientes variables:

- a) Peso (kg)
- b) Altura (cm)
- c) Índice de Masa Corporal (IMC):

$$\text{IMC} = \text{peso (kg)} / \text{altura}^2 \text{ (m)}$$

- d) Longitud de los miembros inferiores (MMII) (cm), para obtener la disimetría de los mismos.
- e) Giba del raquis: mediante el test de inclinación anterior o test de Adams valoramos la aparición de gibas en el raquis lumbar y dorsal (Detallado en el apartado 3.2.3.).

3.2.2. Posición en el campo

A todos los jugadores se les preguntó la posición de juego:

- a) Portero
- b) Defensa central
- c) Defensa lateral
- d) Centrocampista
- e) Extremos
- f) Delantero

3.2.3. Lesiones sufridas durante la temporada

Por otro lado, se pedía información acerca de las lesiones sufridas a lo largo de la temporada 2009-2010 (CD Teruel) y 2010-2011 (Alicante). En caso de lesión, se pidió que especificaran el diagnóstico médico, distinguiendo entre:

- a) Lesiones musculares
- b) Lesiones óseas
- c) Lesiones ligamentosas
- d) Lesiones tendinosas
- e) Pubalgia

3.2.4. Exploración física

Los sujetos del estudio fueron analizados por un especialista en traumatología y un fisioterapeuta, para valorar su normalidad.

En primer lugar se realizó una exploración física general, incluyendo una medición de la talla en bipedestación y un registro del peso. Después del análisis físico general, se examinó detenidamente la columna y se registraron las anomalías encontradas.

Se observó también la posible presencia de diferencia de altura de los hombros, asimetría de escápulas y desequilibrio pélvico. Asimismo, se valoró la amplitud de movimiento de la columna en flexión, en extensión y en inclinación lateral. Esta última para conocer la flexibilidad de la curva.

La valoración clínica se centró en los siguientes dos puntos:

- a) Detección de la presencia de asimetrías del tronco, por medio del test de Adams y el escoliómetro. El test de Adams (Mínguez 2002) o prueba de la inclinación hacia delante, consiste en observar las prominencias que aparecen sobre la superficie de la espalda al inclinarse el paciente hacia delante, con el observador situado detrás (Figura 3.1). Además de detectar la presencia y localización de las gibas, es posible cuantificarlas mediante el uso del escoliómetro.

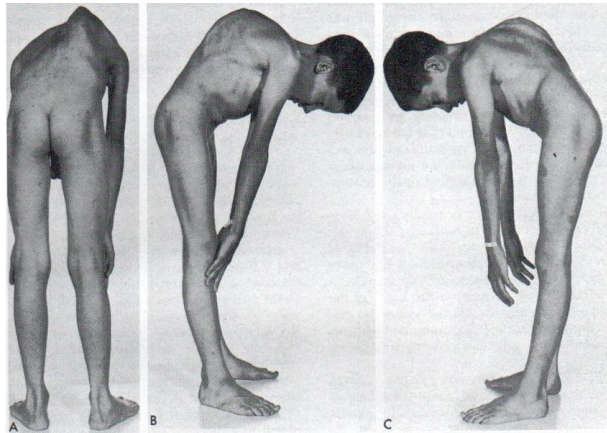


Figura 3.1: Test de Adams, Giba dorsal derecha. A: Vista posterior; B y C: vistas laterales. Tachdjian (1994).

- b) Análisis de las extremidades inferiores, prestando especial atención a la existencia de posibles disimetrías. Se toman medidas desde la Espina Iliaca Antero Superior (EIAS) hasta el maléolo interno, comparando los resultados obtenidos (Figura 3.2).

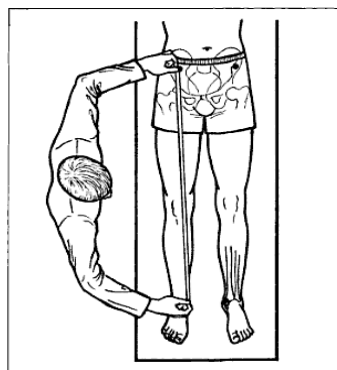


Figura 3.2. Medición de la longitud de los miembros inferiores: distancia entre la espina iliaca anterosuperior y el borde inferior del maléolo tibial. Daza (2007).

3.3. Método de obtención de la topografía de la espalda

La obtención de topografía de la espalda consiste en la representación de la función superficie de un objeto mediante curvas de nivel. El método utilizado para conseguir dicha función superficie utiliza la proyección de una red de líneas codificada.

El método ha sido desarrollado y utilizado en estudios anteriores realizados por nuestro grupo de trabajo (Buendía et al. 1999 y 2005, Mínguez 2002, López 2012), aunque para el presente estudio se han implementado una serie de cambios que mejoran su utilidad y lo hacen más funcional.

- Se ha agilizado el tiempo de captura de la imagen, siendo más rápido.
- Se ha modificado la red de líneas codificadas utilizada en la proyección. Anteriormente era en blanco y negro y se ha cambiado en colores, esto permite disminuir interlineado y mejorar la resolución de la topografía.
- Se ha desarrollado un nuevo software para el reconocimiento de la imagen. Permite una utilización más sencilla a nivel “usuario” así como una mejora notable en la velocidad de procesado de las topografías.
- Por último, se ha introducido una nueva variable topográfica que permite cuantificar el plano sagital de la

espalda y distinguir entre la curvatura dorsal y lumbar. De esta manera se mejora la capacidad diagnóstica del método.

3.3.1. Dispositivo experimental

La Figura 3.3 muestra el dispositivo experimental, que consta de los siguientes elementos:



Figura 3.3. Montaje experimental: pantalla móvil, cámara digital y proyector.

- **Pantalla móvil:** se trata de una pantalla móvil blanca (Figura 3.4) sobre la que se realiza la proyección. Permite su colocación en dos posiciones preestablecidas (red delantera y trasera), que detallaremos en el apartado de fundamentos teóricos. Por delante de la pantalla se coloca el sujeto de estudio.



Figura 3.4. Pantalla móvil (A) y patrón de luz codificado proyectado sobre ella (B)

- **Cámara digital:** para la captura de las imágenes se utilizó una cámara de video digital Canon XM2 (1,7 Megapixel de resolución 3LCD Digital Video Camcorder PAL Video Lens 20x zoom 4,2-84 mm) (Figura 3.5).



Figura 3.5. Cámara digital para la captura de las imágenes

- **Proyector:** para la proyección de la red se utilizó un proyector EPSON (3LCD protector Model: EMP-835) (Figura 3.6).



Figura 3.6. Proyector del patrón de luz estructurada

- **Ordenador:** para el procesamiento de las imágenes se utilizó un ordenador Intel® Core™2 Quad CPU Q8200 @ 2.33GHz 4GB RAM con el sistema operativo Windows7 a 32bits Monitor Acer.
- **Software:** para la obtención de las topografías se utilizó el programa Matlab 7.9.0 (R2009b). Las aplicaciones utilizadas han sido desarrolladas en su totalidad por nuestro equipo de investigación.

3.3.2. Fundamento del método

Como se ha comentado anteriormente, la obtención de la topografía de la espalda es la forma de representar la “función superficie” de la misma. Esta función superficie se consigue con el análisis del cambio de forma de la red proyectada sobre la espalda del sujeto, que se adapta al relieve de la misma.

El método ha sido diseñado en su totalidad por el equipo de investigación del departamento y consiste en proyectar sobre la superficie objeto una red de líneas verticales paralelas de tres colores básicos (rojo, azul y verde), formada por un total de 90 líneas.

Estas líneas tienen una combinación de colores que no se repite una secuencia de seis líneas seguidas en todo el patrón (Figura 3.7). Esto nos permite identificar cualquier línea al ser proyectada sobre cualquier objeto. Si la superficie sobre la que se realiza la proyección es plana, la red proyectada conserva sus propiedades en cuanto a distancias relativas entre las distintas líneas y si la superficie es alabeada, como ocurre en el caso de una espalda, las rectas proyectadas se curvan en función de las formas correspondientes.

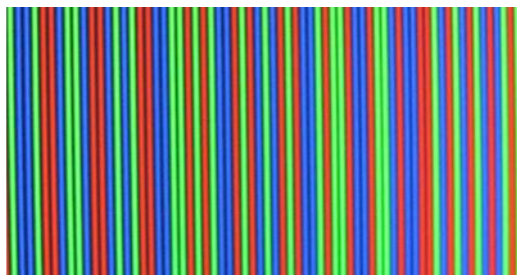


Figura 3.7. Patrón de luz estructurada proyectado, con el código de colores.

Para conocer la posición de los puntos de las líneas proyectadas sobre la espalda es necesaria una calibración (Figura 3.8), consistente en proyectar la red sobre la pantalla móvil en dos posiciones distintas, separados entre sí por una distancia conocida (40 cm, “espacio de calibrado”). En primer lugar se proyecta la red sobre el plano que se sitúa detrás del objeto y se toma una imagen que identificamos como “red trasera”. Posteriormente se proyecta sobre el plano que se sitúa por delante del objeto y tomamos una imagen que identificamos como “red delantera”. En cada una de las dos redes (trasera y delantera) se seleccionan sobre la pantalla dos líneas separadas entre sí 20 líneas. La distancia entre ambas líneas se mide con una cinta métrica y con ello se obtiene la “distancia de calibrado trasero y delantero” respectivamente.

A partir de estas dos posiciones, se unen todos los puntos de las líneas del primer plano (delantero) con los de las líneas correspondientes del segundo plano (trasero) por medio de rectas. Éstas son las “rectas de calibración” (Ecuación 3.1) y representan cómo se desplaza una determinada línea de la red a lo largo del espacio de calibrado. Esta calibración será válida mientras no se modifiquen las posiciones de los diferentes elementos del sistema por lo que no es necesario repetir el proceso cada inicio de sesión.

Esta recta tendría como variable independiente el píxel (x) en el que está una determinada línea del patrón, es decir, la columna, y como variable dependiente la distancia Z que la separa del plano

sobre el que se forma la imagen trasera, quedando la ecuación de la recta como:

$$Z = K \left(\frac{z_1 - z_2}{x_1 - x_2} \right) (x - x_2) \quad (3.1)$$

donde K es el factor de conversión entre las distancias de las 20 líneas en la red delantera y en la red trasera. El subíndice 1 representa los valores correspondientes al pixel de la imagen trasera y el 2 al de la delantera.

Como $z_1 - z_2$ es un input del programa y corresponde a la distancia entre los dos planos de proyección y tomamos como origen del eje z la posición de la imagen trasera, z_2 es igual a cero, de modo que z_1 es igual a la distancia entre los planos.

El siguiente paso es capturar la “red objeto” realizando una fotografía de la espalda del sujeto sobre la que se proyecta la red de color. El sujeto se coloca delante de la pantalla colocada en la posición posterior (Figura 3.8).

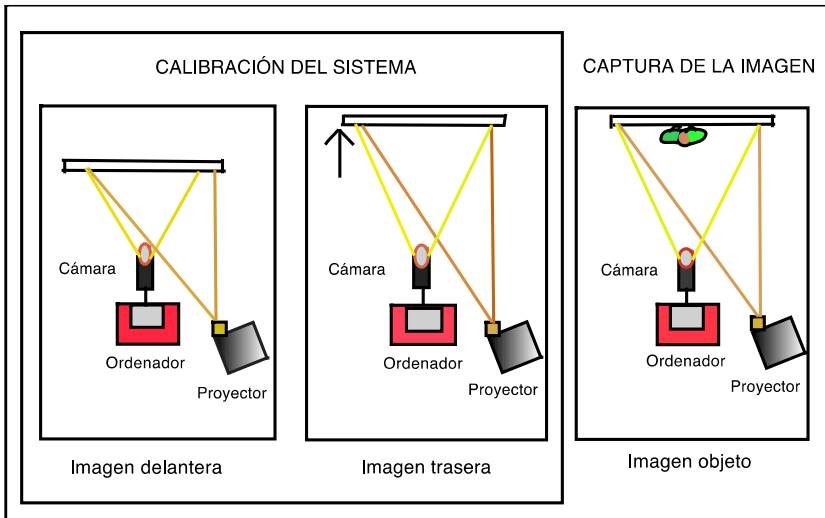


Figura 3.8. Esquema del dispositivo experimental utilizado para la proyección de la red y la correspondiente captación de imágenes.

Tras realizar el calibrado del sistema y capturar la imagen objeto, se identifican las líneas de la red proyectada que forman parte de la superficie objeto. A continuación, se selecciona un punto de la imagen, se determinan las coordenadas (x,y) del mismo equivalentes en las redes y se introducen en la ecuación de la recta de calibración. De esta manera se obtiene la coordenada z (profundidad). Así sólo se puede calcular la componente z para los puntos que se encuentren sobre las líneas. Para el resto de los puntos de la imagen se realiza una interpolación, obteniendo la topografía de la superficie del objeto, que puede representarse como una imagen topográfica continua de curvas de nivel o como una imagen en 3D de la superficie objeto.

3.3.3. Captura de la imagen

Una vez preparado y calibrado el montaje experimental, se procede a tomar las imágenes de los deportistas. Se coloca al sujeto delante de la pantalla, situada en posición trasera, quedando de espaldas a la cámara. Es muy importante revisar la posición del paciente para evitar posibles errores debidos a un mal posicionamiento. Si la persona está bien posicionada, la altura que muestran sus glúteos en la función superficie, que se determinará posteriormente, será similar y si no es así, indicará un mal posicionamiento que habrá que corregir mediante software. La posición correcta es la siguiente (Mínguez 2002):

- La espalda del sujeto debe estar visible desde la altura de la nuca hasta las nalgas (éstas incluidas).
- Los pies del deportista se sitúan en unas marcas identificadas en el suelo quedando las puntas de los pies apoyadas en un tope paralelo a la pantalla.
- Los brazos cayendo de una forma natural a lo largo del cuerpo.
- El tórax y abdomen del individuo a estudio contactando ligeramente con la pantalla.
- La cabeza recta con los ojos mirando al frente.

Cuando se cumplen estas normas de posicionamiento es el momento de tomar dos imágenes de la espalda que corresponderán a la

imagen objeto. La primera imagen se realiza con la proyección de la red (Figura 3.9.A) y la segunda sin ella (imagen iluminada) (Figura 3.9.B). El motivo de realizar una toma de imagen sin patrón es tener una imagen más clara e iluminada para poder ser más precisos a la hora de marcar los puntos anatómicos de referencia necesarios en el procesamiento de las topografías.

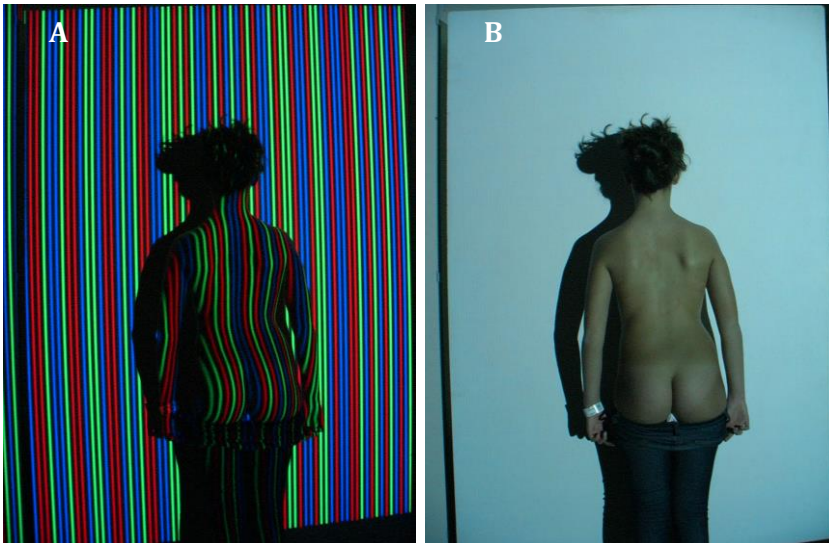


Figura 3.9. A: Captura de imagen proyectando la red sobre la espalda del sujeto. B: Imagen iluminada

3.3.4. Procesado de la imagen

Para la determinación automática de la función superficie, las imágenes fueron tratadas con un conjunto de programas desarrollados por el equipo del departamento y cuyas fases se esquematizan a continuación. Los programas han sido desarrollados con el software de MatLab y se han modificados respecto a estudios anteriores, tal y como se ha comentado anteriormente, mejorando la

definición de la topografía, la rapidez de procesado y la facilidad de manejo a nivel usuario.

En primer lugar se realiza el calibrado del software. Se seleccionan las imágenes de la las redes delantera y trasera sobre las que se deben marcar 2 puntos que limitan las 20 líneas de la red que han sido medidas en la fase de calibrado del sistema, comentado en el apartado anterior. Se introducen las distancias recogidas con la cinta métrica y la distancia conocida de separación entre el plano delantero y trasero (40 cm).

El segundo paso corresponde a la selección de la máscara que permite la obtención de la topografía. Se selecciona la imagen objeto iluminada (la espalda del sujeto sin el patrón de luz estructurada) y sobre ella se recorta la silueta de la espalda incluyendo el cuello, hombros y glúteos (Figura 3.10).

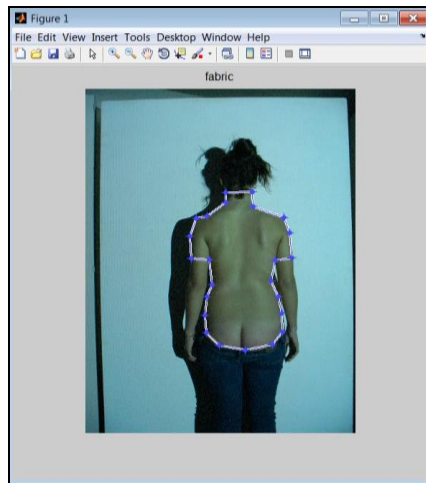


Figura 3.10. Selección de la máscara

El tercer y último paso nos permite generar la topografía de la superficie de la espalda y obtener las variables topográficas. La secuencia se especifica a continuación:

1. El programa muestra dos topografías (Figura 3.11) y se elige la de mayor calidad. Es posible también combinar ambas en el caso que exista alguna zona mal definida. En este caso se recorta la zona que se quiere reemplazar y se incorpora en la topografía elegida.

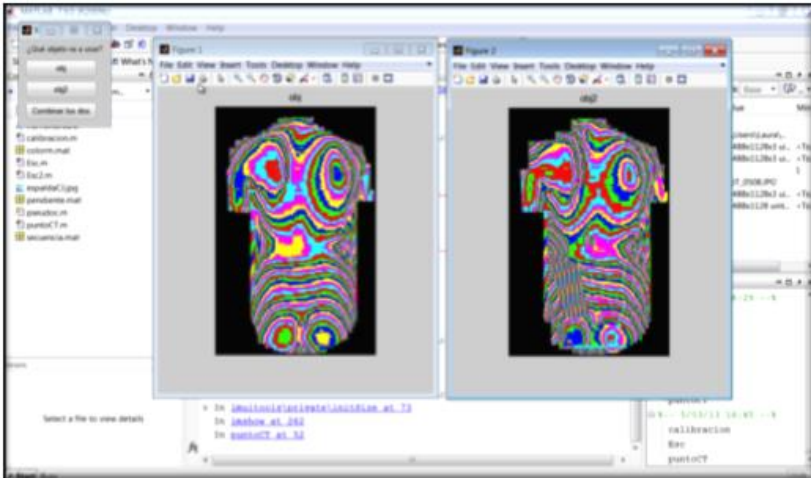


Figura 3.11. Pantalla del programa con las dos topografías posibles.

2. Sobre la topografía elegida se marcan 16 puntos anatómicos que permitirán obtener las variables topográficas (Figura 3.12).

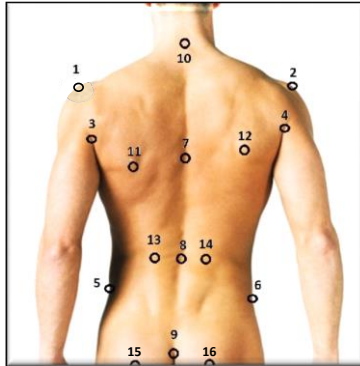


Figura 3.12. Puntos anatómicos para la obtención de las variables topográficas

La selección es la siguiente:

- 1 y 2: puntos en los hombros izquierdo y derecho, respectivamente. Corresponden al cruce de las tangentes al hombro y al brazo.
- 3 y 4: pliegues de la axila.
- 5 y 6: puntos laterales de la cintura.

Los puntos 1 a 5 permiten calcular la variable POTSI (índice de simetría posterior del tronco). La selección de estos puntos se realiza con la imagen iluminada, ya que permite mayor definición y precisión en la marca.

- 7: punto interescapular, el más prominente de la curva de la columna. Corresponde a la vértebra T5.

A partir de este punto 7, la selección se realiza sobre las imágenes topográficas, que permiten valorar

el relieve de la espalda del sujeto y, por tanto, la mayor o menor profundidad.

- 8: punto menos prominente de la columna lumbar. Corresponde a la vértebra L3.
- 9: punto de inicio del pliegue interglúteo.
- 10: punto correspondiente a la vértebra C7.

Los puntos 7 a 10 permiten calcular el Perfil Columnar.

- 11 y 12: puntos más prominentes de las escápulas.
- 13 y 14: puntos menos prominentes de las fosas lumbares.

Los puntos 11 a 14 permiten obtener la variable DHOPI (índice de deformidad en el plano horizontal).

- 15 y 16: puntos correspondientes al centro de las nalgas. Estos dos últimos puntos son muy relevantes ya que permite nivelar la imagen, modificando la topografía para corregir el mal posicionamiento del paciente, partiendo de la hipótesis de que un individuo mal posicionado tendría una nalga más prominente que la otra (Figura 3.13).

El resultado final es la imagen topográfica y la cuantificación de las variables topográficas, que se detallan en el siguiente apartado.

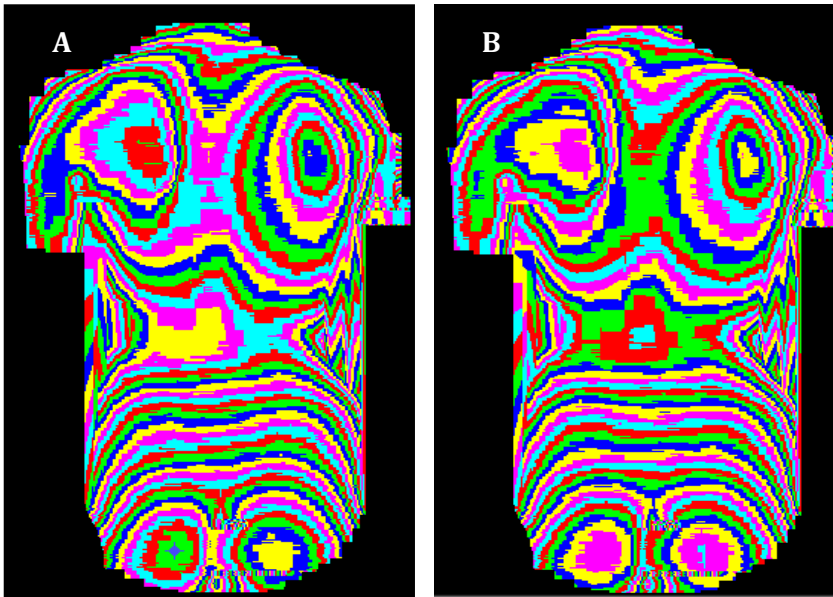


Figura 3.13. Corrección del posicionamiento del sujeto. A: Topografía inicial. B: Topografía tras la corrección del posicionamiento

3.3.5. Variables topográficas

Las variables utilizadas en el estudio y que permiten valorar la deformidad de la espalda son cinco, POTSI, DHOPI, PC (Perfil Columnar), Curva Lumbar (CL) y Curva Dorsal (CD). POTSI, DHOPI y PC han sido descritas en anteriores trabajos (Mínguez 2002, López 2012). Para este estudio se han añadido dos nuevas variables, la Curva Lumbar (CL) y la Curva Dorsal (CD) que son resultado de la

descomposición del PC y la evolución de una variable utilizada en estudios previos (Guillén et al. 2012).

Índice de simetría posterior del tronco (POTSI)

Esta variable fue descrita por Inami (1999) y permite valorar la asimetría en el plano frontal XY (plano de la imagen). El POTSI resulta de la suma de dos variables: el Índice de Diferencia de Alturas (HDI) y el Índice de Asimetría en el plano Frontal (FAI).

El cálculo matemático de la variable es el siguiente:

Índice de Asimetría Vertical (HAI)

El HAI se obtiene como la suma de asimetría en altura que muestran los hombros, axilas y la cintura (distancias F, G y H, respectivamente, Figura 3.14). La variable se normaliza dividiendo la distancia vertical desde la vértebra C7 al inicio del surco interglúteo (SIG), que corresponde a la distancia I, y se expresa en porcentaje. Esta medida permite relativizar los resultados obtenidos en las espaldas y así hacer comparables las topografías de un niño pequeño y un adulto, con independencia de su estatura.

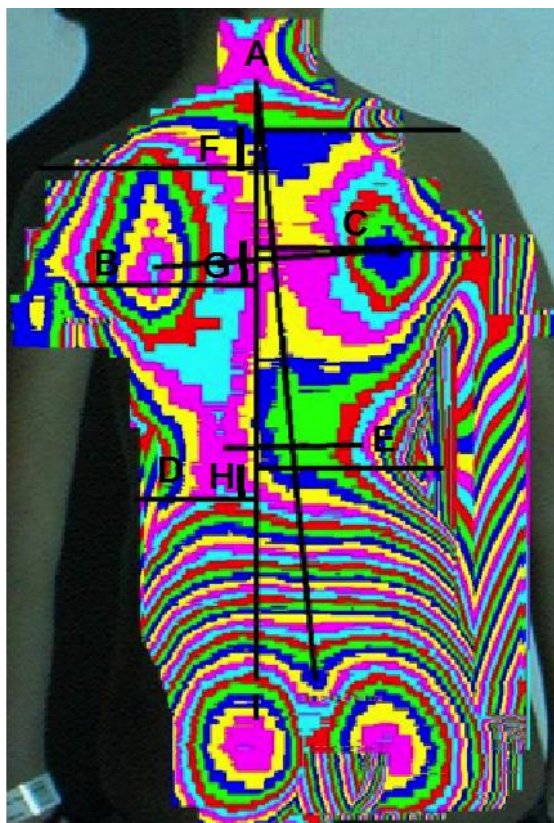


Figura 3.14: Puntos de interés para la determinación de la variable topográfica de POTSÍ.

$$\text{HAI(Hombro)} = \frac{F}{I} \times 100 \quad (3.2)$$

$$\text{HAI(Axila)} = \frac{G}{I} \times 100 \quad (3.3)$$

$$\text{HAI(Cintura)} = \frac{H}{I} \times 100 \quad (3.4)$$

Índice de Asimetría Frontal (FAI)

Para el cálculo del FAI, se obtienen las diferencias de distancia horizontal con respecto a SIG, de la vértebra C7 (distancia A en la figura 3.15), de las axilas (B-C) y de la cintura (D-E), y se calcula su suma, normalizada también, dividiéndola por la distancia C7-SIG, y expresada en porcentaje.

$$\text{FAI}(C7) = \frac{A}{I} \times 100 \quad (3.5)$$

$$\text{FAI}(\text{Axila}) = \frac{[B-C]}{I} \times 100 \quad (3.6)$$

$$\text{FAI}(\text{Cintura}) = \frac{[D-E]}{I} \times 100 \quad (3.7)$$

La suma de estas dos variables, HAI y FAI, proporciona la variable POSTI.

$$\text{POTSI} = \text{HAI} + \text{FAI} \quad (3.8)$$

Se considera que un sujeto no es patológico si tiene un POTSI inferior a 29,25 (Mínguez 2002).

Índice de deformidad en el plano horizontal (DHOPI)

La variable DHOPI, desarrollada por Mínguez (2002), permite valorar la asimetría en el plano transversal de la imagen (plano XZ). Necesita la obtención de la topografía de la superficie de la espalda, ya que cuantifica el hecho de que una parte de la espalda sobresalga más que otra (la asimetría).

La determinación de los puntos de interés y el cálculo de esta variable se realizan como sigue (Figura 3.15):

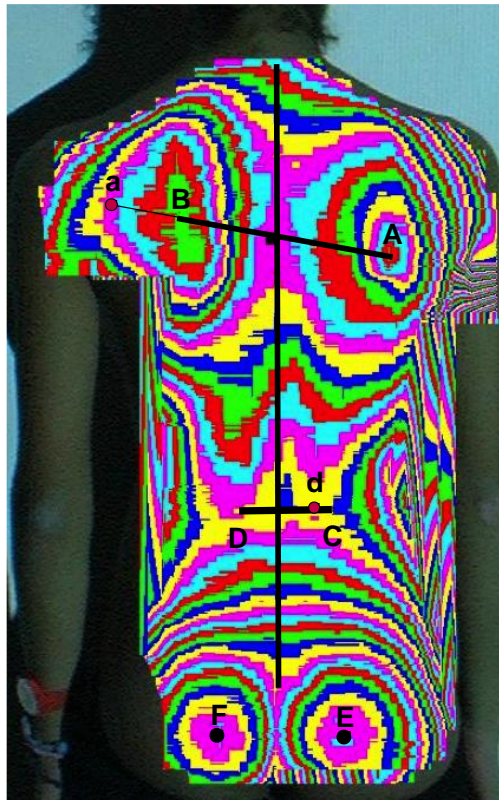


Figura 3.15. Cálculo de la variable DHOPI

- Para el cálculo de la variable se traza una línea que une la vértebra C7 con el surco interglúteo (C7-SIG), que será la línea a partir de la cual se calculará la simetría.
- Se selecciona sobre la topografía las parejas de puntos más prominentes en las escápulas (A y B), los menos prominentes de la cintura (C y D) y los más prominentes de los glúteos (E y F).
- Con las dos primeras parejas de puntos, el software diseñado selecciona el punto más saliente de cada pareja, localiza su punto equidistante respecto a la línea C7-SIG siguiendo la recta marcada por dicha pareja (a y d en la Figura 3.15) y determina las diferencias entre la componente z de cada uno de los nuevos puntos y su correspondiente anterior.

La variable DHOPI es la suma de dichas diferencias, normalizada dividiéndola por la distancia C7-SIG y expresada en porcentaje.

$$\text{DHOPI} = \frac{[A-a]}{I} \times 100 + \frac{[D-d]}{I} \times 100 \quad (3.9)$$

La última pareja de puntos (E y F) permite nivelar la imagen, modificando la topografía para corregir el mal posicionamiento del paciente, partiendo de la hipótesis indicada de que un individuo mal posicionado tendría una nalga más prominente que la otra.

Se considera que un sujeto no es patológico si tiene un DHOPI inferior a 2,33 (Mínguez 2002).

Perfil Columnar (PC)

El perfil columnar es una variable que permite cuantificar las curvaturas de la espalda en su plano sagital (curva cervical, torácica, lumbar y sacra) (Figura 3.16.A). Esta variable es resultado de la suma de los tres ángulos que dibuja la curvatura de la espalda respecto a la vertical (López 2012)

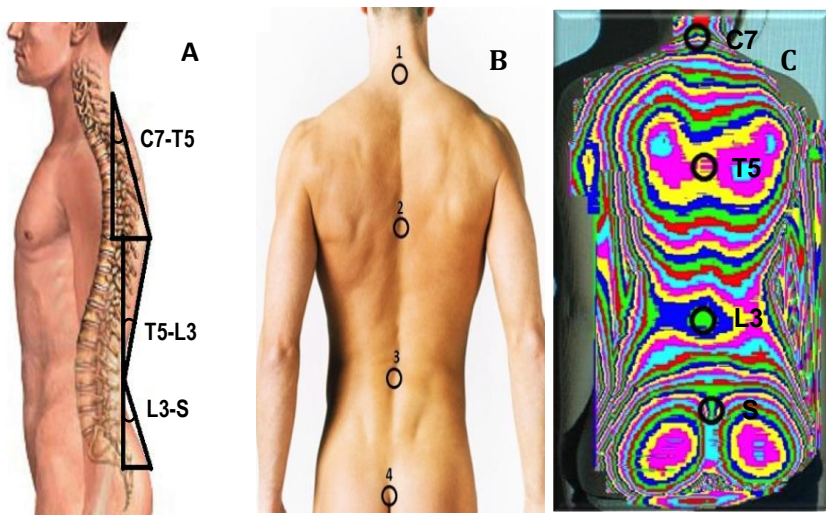


Figura 3.16. A: Ángulos calculados para el Perfil Columnar. B: Puntos anatómicos del PC sobre espalda. C: Topografía con los puntos anatómicos del PC señalados.

- El primer ángulo (α_1) se limita por la línea que une la vértebra C7 hasta la zona interescapular correspondiente a la vértebra T5, (C7-T5) y la vertical .
- El segundo ángulo (α_2) se limita por la línea que une la vértebra T5 y la vértebra L3, (T5-L3) y la vertical.
- El tercer ángulo (α_3) es el delimitado por la línea de unión del punto anterior (vértebra L3) con el surco interglúteo (sacro) (L3-S) y la vertical.

Cada uno de estos ángulos está relacionado con una parte de la curvatura de la espalda, de modo que proporcionan información sobre la curva torácica, la curva lumbar y la curva sacra. Pero si, además, se efectúa la suma de los tres ángulos, se puede obtener un valor característico de cada espalda estudiada. Esta variable así definida, permite cuantificar la mayor o menor curvatura de la espalda y el interés de su estudio ha sido el valorar su capacidad discriminatoria para el diagnóstico de la escoliosis.

Curva Lumbar y Curva Dorsal

Tras revisar la bibliografía, muchos autores hacían referencia a la influencia de la práctica de una actividad física y su repercusión en el eje sagital de la espalda. Por ello, se planteó la variable Perfil Columnar. Además, algunos autores eran más específicos y hablaban de valores analíticos de lordosis lumbar y cifosis dorsal. Es por ello

que se ha pensado que podría ser de interés intentar cuantificar las curvaturas dorsal y lumbar.

La Curva Dorsal se obtiene a partir de α_1 y α_2 (Figura 3.17), según la expresión (3.10).

$$C. DORSAL = 180 - [(C7 - T5) + (T5 - L3)] \quad (3.10)$$

La Curva Lumbar se obtiene a partir de α_2 y α_3 (Figura 3.17), según la expresión (3.11).

$$C. LUMBAR = 180 - [(T5 - L3) + (L3 - SIG)] \quad (3.11)$$

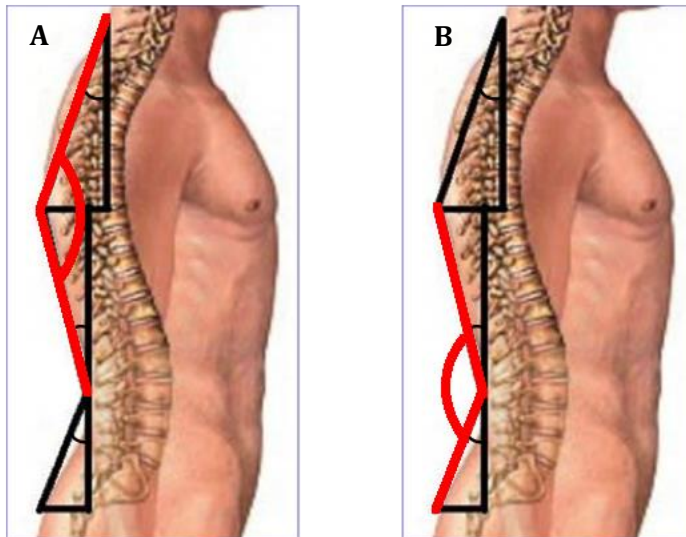


Figura 3.17. A: Ángulo que forma la curva dorsal. B: Ángulo que forma la curva lumbar.

El programa permite la selección, utilizando el ratón como interfase usuario, de la serie de puntos necesarios sobre la topografía, con los que se determinan, de forma automática, rápida y sencilla, las variables de interés.

Fiabilidad y reproducibilidad del método topográfico

Para valorar la fiabilidad y reproducibilidad de los valores obtenidos para las variables topográficas se han seleccionado 50 casos al azar. Se han medido dos veces, con un intervalo de tiempo entre las dos medidas suficiente para asegurar la independencia de los resultados obtenidos.

Se ha calculado la diferencia entre las dos medidas realizadas para cada variable (POTSI, DHOPI y PC). Las diferencias entre los valores determinados de cada variable en los dos momentos del análisis siguen una distribución gaussiana, centrada en el cero. La Tabla 3.1 recoge el valor medio, μ , y la desviación típica, SD, de esta variable diferencia para las tres variables topográficas. Este comportamiento gaussiano asegura que ambas medidas son comparables, ya que no existe un sesgo de error sistemático.

Ahora bien, para estimar el error en la determinación de las variables se ha calculado la media de estas diferencias en valor absoluto (δ_a), para evitar las posibles compensaciones entre los valores positivos y negativos de las diferencias encontradas (Tabla 3.1). Teniendo en cuenta que los valores medios de las variables topográfica analizadas fueron para DHOPI, POTSI y PC de 4,8, 20,7 y

38,4, respectivamente, los correspondientes errores relativos, δ_r , son inferiores al 15% en todas variables (Tabla V.1).

Tabla V.1: Valores medios, μ , y desviación típica, SD, de las diferencias entre las dos medidas realizadas sobre cada caso de las variables topográficas DHOPI y POTS, adimensionales, y PC en grados. Error absoluto, δ_a , y error relativo, δ_r , de dichas variables.

	DHOPI	POTS	PC
μ	-0,01	-0,03	0,01
SD	0,14	0,27	0,13
δ_a	0,4	3	4
δ_r (%)	8,3	14,5	10,5

3.4. Métodos estadísticos

Para el estudio estadístico de los datos se ha utilizado el programa IBM SPSS v.17, que ha permitido aplicar los test estadísticos adecuados a este estudio, Armitage et al. 1992.

La condición previa para la aplicación de las técnicas estadísticas es conocer si la población muestreada es normal, para ello, se ha aplicado la prueba de Kolgomorov-Smirnov a las variables del estudio para determinar a cuales era posible aplicar estadística paramétrica y a cuáles no.

Una vez comprobada la normalidad de las variables del estudio, se puede realizar una estimación insesgada de la media poblacional y su desviación típica, a partir de los valores de la media y desviación típica de la muestra e intervalo de confianza del 95%.

Para la comparación de 2 poblaciones se ha utilizado la t-Student de medidas correlacionadas o no dependiendo de los casos y para n mayor o igual que 3 poblaciones normales, independientes y con varianza común se ha utilizado el análisis de la varianza. Consiste en contrastar la hipótesis de igualdad de sus medias con un nivel de significación prefijado, siendo el estadístico de prueba la *F de Snedecor*. Para las comparaciones múltiples se ha utilizado el test de *Schffé*, que no precisa que los tamaños muestrales de cada grupo sean iguales.

La correlación entre variables continuas se ha valorado con la r-Pearson. Valores de este coeficiente r próximos a 1 o -1 indican fuerte asociación lineal positiva o negativa respectivamente. Los valores de r próximos a 0 indican la no asociación lineal entre las variables.

Para el análisis de las variables categóricas o aquellas que siendo numéricas continuas se han categorizado, se ha utilizado estadística no paramétrica. Las tablas de contingencia con estadístico de prueba Chi-cuadrado han permitido analizar el grado de asociación entre parejas de variables del estudio y, en el caso de variables dicotómicas, la regresión logística ha permitido analizar la influencia que sobre la variable dependiente con valores 0 y 1 puede tener un conjunto de variables numéricas o categóricas.

4. RESULTADOS

"Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como una oportunidad para penetrar en el maravilloso mundo del saber"

Albert Einstein

4. RESULTADOS

De acuerdo con los objetivos planteados en este estudio vamos a exponer los resultados obtenidos, agrupándolos en dos bloques: el análisis morfométrico de los individuos de la muestra, relacionando sus características de peso y altura con distintos aspectos de la práctica deportiva, como posición en el campo, lesiones, etc. y un segundo bloque relacionado con el desarrollo muscular de la espalda y el estudio de la columna, mediante la topografía con luz estructurada. En este último subapartado vamos a analizar la capacidad de las variables topográficas para caracterizar la espalda comparando dos deportes, el fútbol y el baloncesto.

4.1 Análisis descriptivo de la muestra

La muestra, como se ha comentado en el capítulo de Material y Método, estaba constituida por 252 sujetos varones: 78 integrantes del Club Deportivo Teruel, 46 del Hércules Club de Fútbol de Alicante y 128 del Club Deportivo San Blas de Alicante.

4.1.1. Categorías deportivas

Las edades de los sujetos oscilaban entre los 7 y los 33 años y han sido agrupadas según las categorías estipuladas en el fútbol. De esta manera, los clasificamos en:

- Prebenjamín: 6 - 7 años.
- Benjamín: 8 - 9 años.
- Alevín: 10 - 11 años.
- Infantil: 12 - 13 años.
- Cadete: 14 - 15 años.
- Juvenil: 16 - 18 años.
- Senior: > 18 años.

La distribución del número de sujetos en dichas categorías se muestra en la Tabla 4.1 y en la Figura 4.1.

Tabla 4.1.- Número de integrantes de la muestra según su edad.

	Frecuencia	Porcentaje
Prebenjamín	14	5,6
Benjamín	17	6,7
Alevín	38	15,1
Infantil	47	18,7
Cadete	39	15,5
Juvenil	41	16,3
Senior	56	22,2
Total	252	100,0

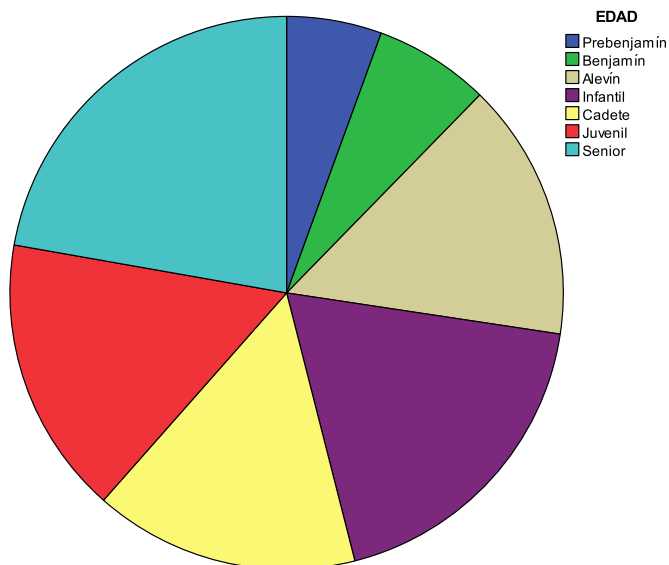


Figura 4.1.- Distribución de los jugadores según su edad.

Se estudió, **para cada grupo de edad**, los valores de la **estatura, el peso y el IMC**. Se aplicó un análisis de la varianza para comparar los valores medios de estas variables en los distintos grupos de edad. La prueba de homogeneidad de las varianzas (prueba de Levene) mostró que éstas no eran iguales entre los grupos de edad para ninguna de las 3 variables ($p < 0,003$, $p < 0,011$ y $p < 0,004$ para estatura peso e IMC, respectivamente), por lo que se utilizó un estadístico de Games-Howell para la comparación.

El resultado de la prueba mostró que las 3 magnitudes dependían de la edad ($p < 0,01$). La Tabla 4.2 muestra los resultados para los distintos grupos de edad.

Tabla 4.2.- Características antropométricas de la muestra agrupada por grupos de edad, según el equipo al que pertenecen. Para la comparación estadística a>b>c>d>e>f con $p<0,05$. Comparaciones múltiples con el estadístico de Games-Howell. DT: desviación típica.

		Media	DT	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
ESTATURA (m)	Prebenjamín	1,31 ^f	0,05	1,28	1,34
	Benjamín	1,37 ^f	0,05	1,34	1,39
	Alevín	1,44 ^e	0,06	1,41	1,46
	Infantil	1,59 ^d	0,09	1,56	1,62
	Cadete	1,70 ^c	0,07	1,68	1,72
	Juvenil	1,77 ^b	0,06	1,75	1,79
	Senior	1,81 ^a	0,06	1,79	1,83
PESO (kg)	Prebenjamín	30,16 ^f	4,51	27,56	32,76
	Benjamín	32,26 ^f	4,53	29,93	34,59
	Alevín	38,90 ^e	6,54	36,72	41,08
	Infantil	49,87 ^d	9,48	47,05	52,68
	Cadete	58,72 ^c	9,08	55,78	61,66
	Juvenil	69,31 ^b	7,06	67,08	71,53
	Senior	76,48 ^a	8,01	74,34	78,63
IMC	Prebenjamín	17,45 ^c	1,82	16,39	18,50
	Benjamín	17,23 ^c	1,78	16,32	18,15
	Alevín	18,85 ^{bc}	2,71	17,95	19,76
	Infantil	19,54 ^b	2,43	18,82	20,27
	Cadete	20,25 ^b	2,11	19,56	20,93
	Juvenil	22,19 ^a	1,87	21,59	22,78
	Senior	23,33 ^a	1,60	22,90	23,76

La comparación entre los grupos mostró que para la altura y el peso los grupos prebenjamín y benjamín tenían valores comparables ($p > 0,070$ y $p > 0,850$, respectivamente), pero había diferencia estadísticamente significativa para todos los demás grupos para todos los demás grupos ($p < 0,001$). Sin embargo, en el caso del IMC se podían distinguir 3 subgrupos: prebenjamín + benjamín + alevín, cadete + infantil y juvenil + senior, estando el grupo de alevines con IMC intermedio entre los dos primeros subgrupos.

La variación de estas magnitudes con la edad se presenta en las Figuras 4.2, 4.3 y 4.4, mostrando el incremento en todas las variables relacionado con el crecimiento de los sujetos.

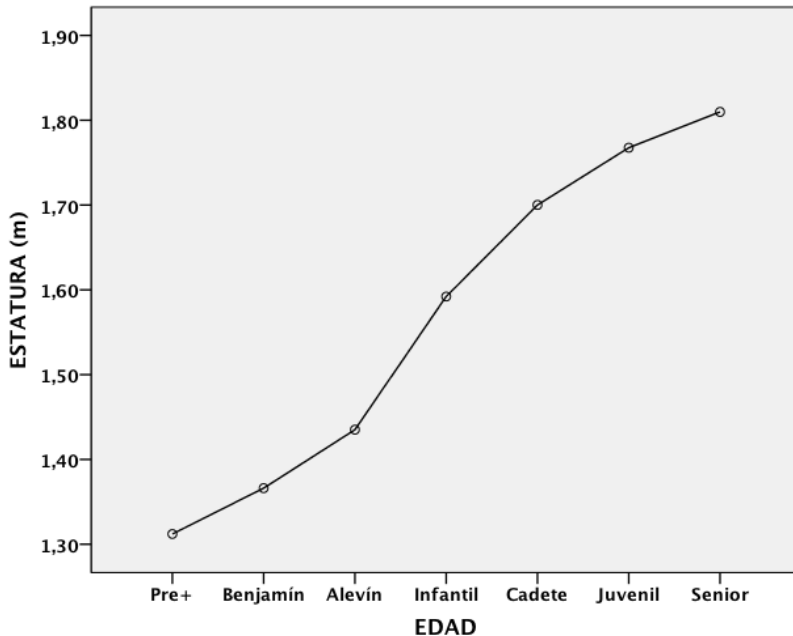


Figura 4.2. Evolución de la estatura con la edad.

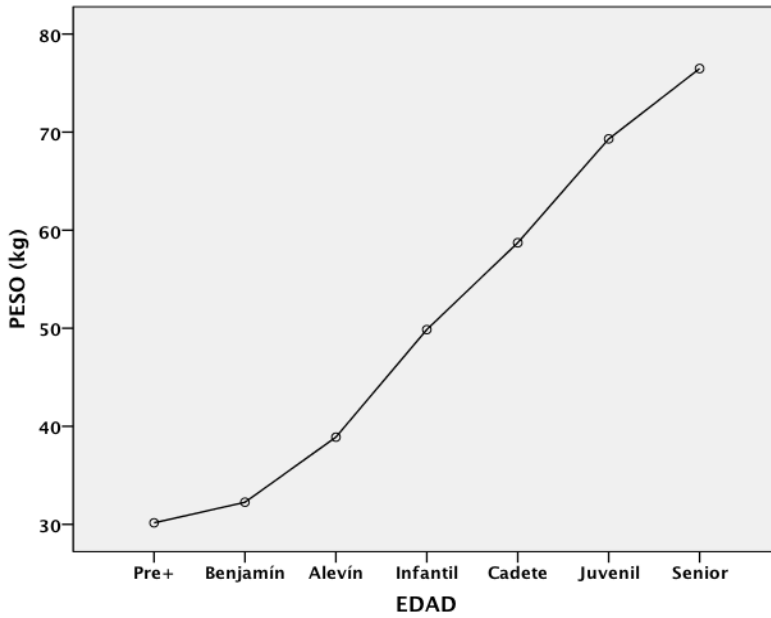


Figura 4.3. Evolución del peso con la edad.

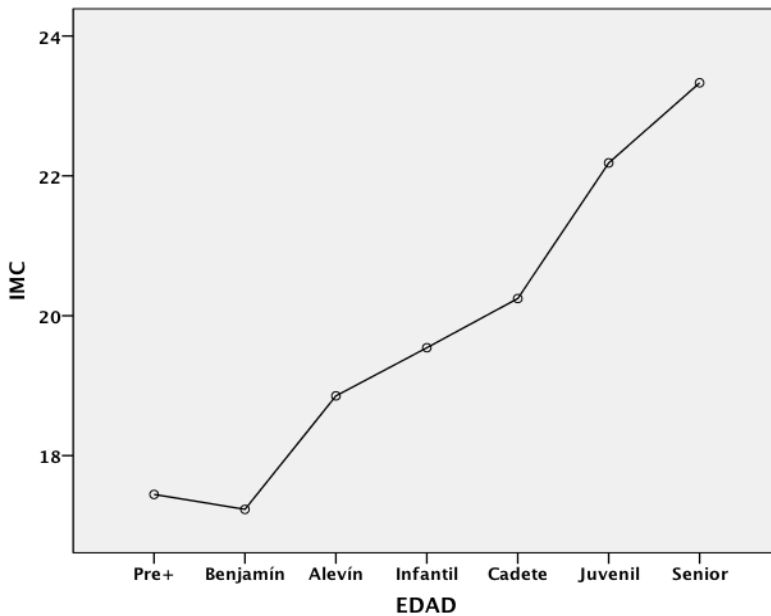


Figura 4.4. Evolución del IMC con la edad.

4.1.2. Posición de juego

Con respecto al recuento de la muestra según **la posición ocupada en el terreno de juego**, su distribución se recoge en la Tabla 4.3 y en la Figura 4.5, en las que se ha hecho una agrupación en 6 categorías generales.

Tabla 4.3.- Número de integrantes de la muestra según su posición en el campo.

	Frecuencia	Porcentaje
Portero	22	8,7
Central	34	13,5
Lateral	45	17,9
Mediocentro	51	20,2
Extremo	43	17,1
Delantero	42	16,7

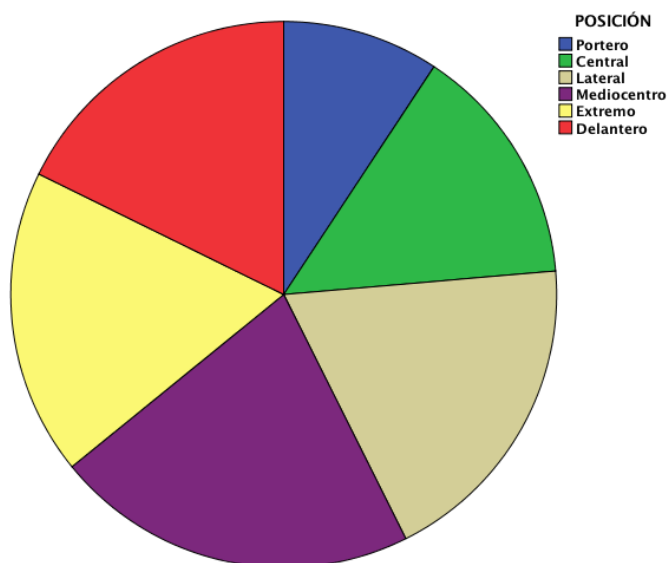


Figura 4.5.- Distribución de los jugadores según su posición en el campo.

Dado que en las categorías prebenjamín y benjamín no había jugadores de todas las demarcaciones y que sus valores de estatura, peso e IMC son comparables, ambas categorías las consideraremos a partir de este momento conjuntamente. Así, la distribución, según la edad y las posiciones de juego, queda como indica la Figura 4.6.

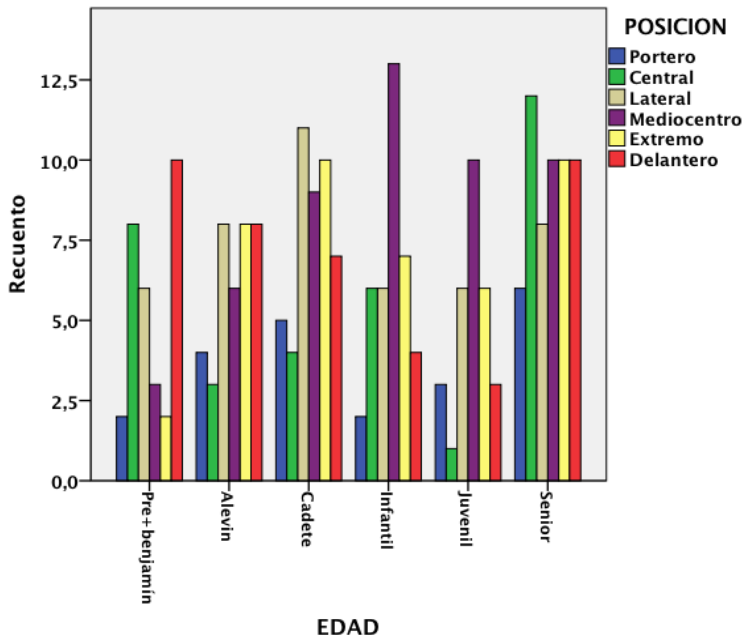


Figura 4.6.- Número de jugadores de cada posición en el campo en función de la edad.

Se estudió, **para cada posición de los jugadores en el campo**, los valores de la **estatura, el peso y el IMC**. Ahora bien, dada la influencia que tiene la edad, se realizó un ANOVA de dos factores: edad y posición en el campo. La prueba resultó significativa para la edad, como ya se había visto anteriormente y también para la posición en el campo ($p < 0,027$, $p < 0,001$ y $p < 0,0013$,

respectivamente para estatura, peso e IMC). Los resultados de los valores medios de las variables morfométricas para la posición en el campo se muestran en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4.- Características antropométricas de la muestra agrupada según posición en el campo. Para la comparación estadística $a>b>c$ con $p<0,05$. Comparaciones múltiples con el estadístico de Games-Howell. DT: desviación típica.

	POSICIÓN	Media	DT	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
ESTATURA (m)	Portero	1,63 ^a	0,02	1,60	1,67
	Central	1,64 ^{ab}	0,02	1,61	1,67
	Lateral	1,60 ^{bc}	0,01	1,58	1,62
	Mediocentro	1,60 ^{ab}	0,01	1,58	1,62
	Extremo	1,58 ^{abc}	0,01	1,55	1,60
	Delantero	1,60 ^c	0,01	1,58	1,63
PESO (kg)	Portero	59,21 ^a	1,66	55,94	62,49
	Central	58,20 ^{ab}	1,66	54,92	61,48
	Lateral	52,07 ^c	1,09	49,92	54,21
	Mediocentro	52,35 ^{bc}	1,12	50,14	54,55
	Extremo	49,97 ^c	1,27	47,47	52,47
	Delantero	54,37 ^c	1,22	51,97	56,77
IMC	Portero	21,48 ^a	0,47	20,55	22,40
	Central	21,07 ^{ab}	0,47	20,14	22,00
	Lateral	19,66 ^c	0,31	19,05	20,27
	Mediocentro	19,72 ^{bc}	0,32	19,09	20,34
	Extremo	19,46 ^c	0,36	18,75	20,17
	Delantero	20,49 ^c	0,35	19,80	21,17

Puede observarse que los porteros tienen los valores más elevados de estatura, peso e IMC, con diferencia estadísticamente significativa respecto a los delanteros que son los más bajos y que junto con los extremos y laterales son los menos pesados, también con significación estadística. Por otro lado, los extremos y laterales son los que tienen menor IMC y las posiciones de mediocentro y central tienen valores intermedios comparables.

En las Figuras 4.7, 4.8 y 4.9 se presentan los valores medios de estatura, peso e IMC en función de la posición en el campo. Como se puede apreciar, los porteros, centrales y mediocentros muestran en general mayores valores de dichas variables.

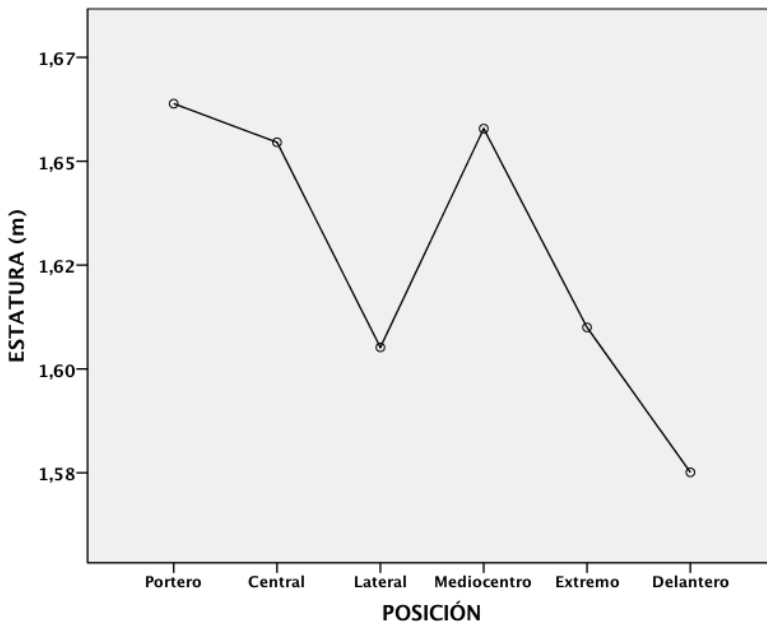


Figura 4.7. Valores medios de la estatura en función de la posición en el campo.

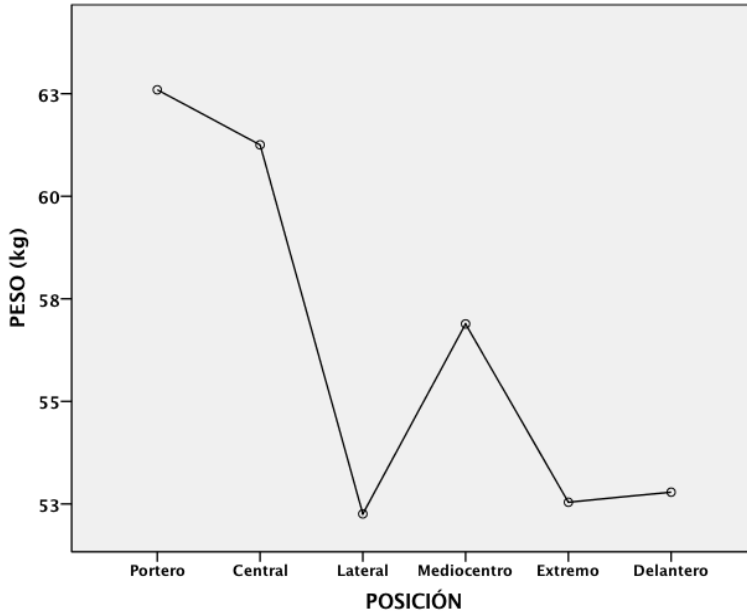


Figura 4.8. Valores medios del peso en función de la posición en el campo.

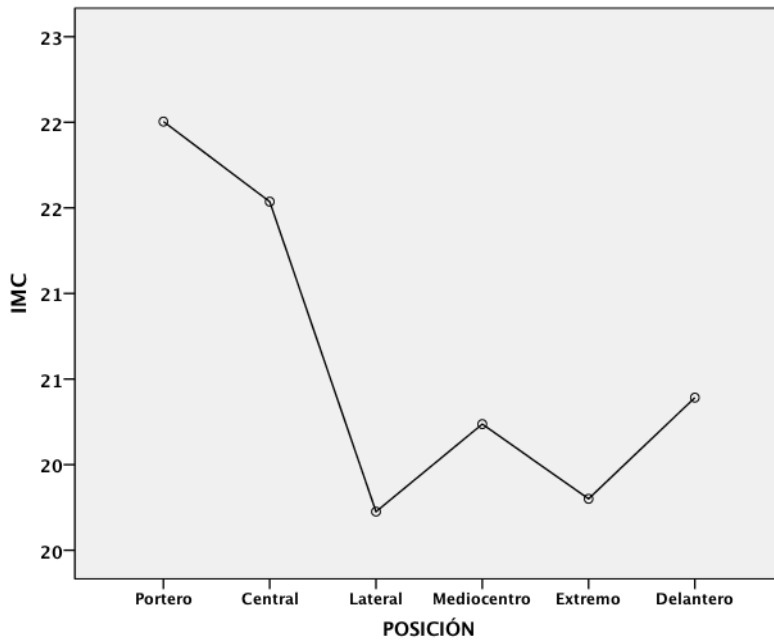


Figura 4.9. Valores medios del IMC en función de la posición en el campo.

Esta morfología general de los jugadores que ocupan las distintas posiciones de juego se mantiene en cada grupo de edad, tal y como muestran las Figuras 4.10, 4.11 y 4.12, respectivamente, para los valores medios de la estatura, el peso e IMC. Como era de esperar, estos valores van aumentando con la edad, lo que queda perfectamente reflejado en las figuras indicadas.

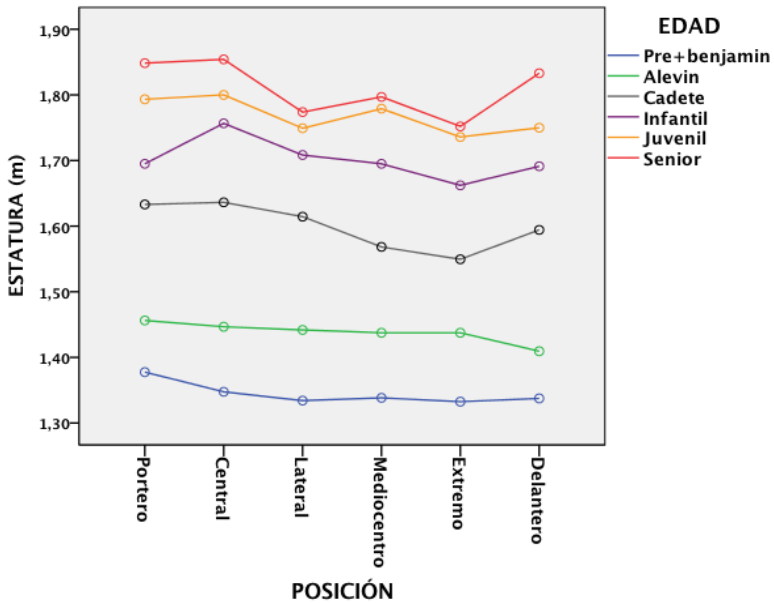


Figura 4.10. Valores medios de la estatura para cada grupo de edad en función de la posición en el campo.

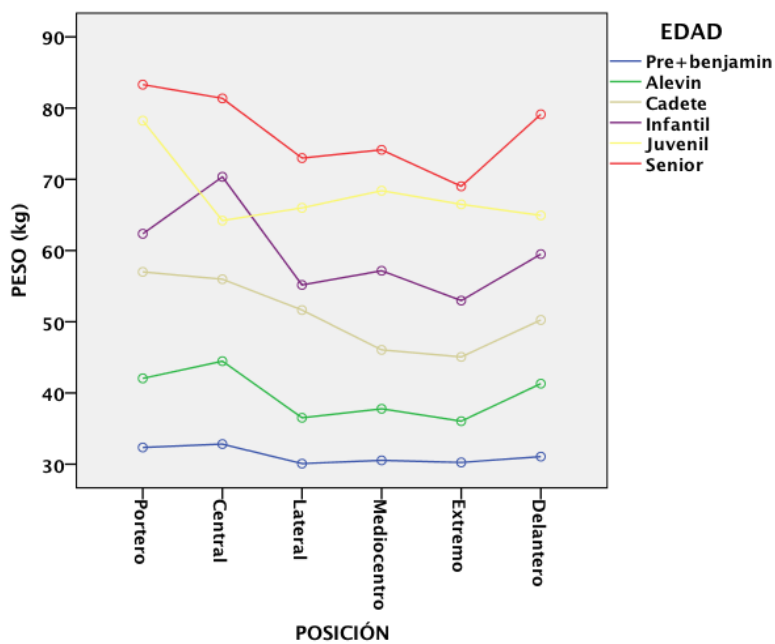


Figura 4.11. Valores medios del peso para cada grupo de edad en función de la posición en el campo.

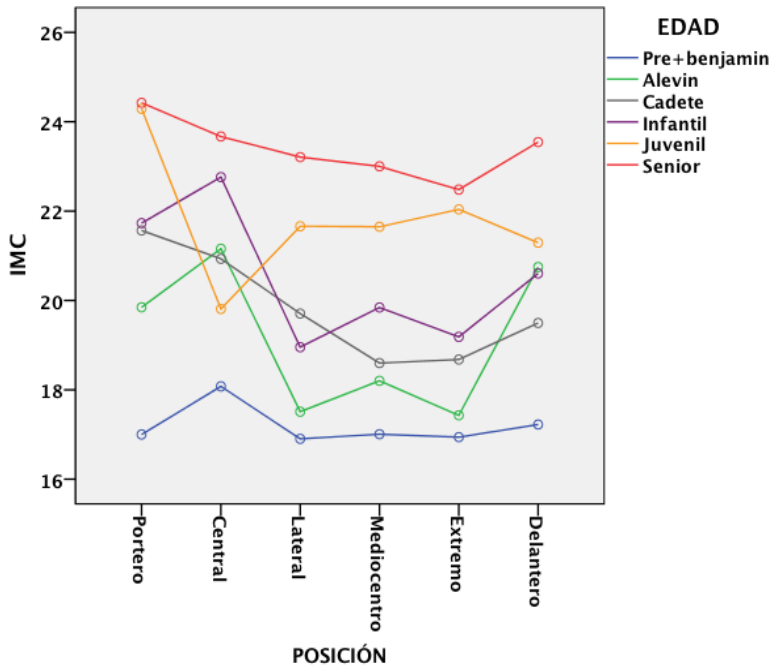


Figura 4.12. Valores medios del IMC estatura para cada grupo de edad en función de la posición en el campo

4.2. Influencia de las características morfo-métricas y de juego en la producción de lesiones

4.2.1. Tipos de lesiones deportivas

Respecto a la influencia que pueden tener las variables analizadas: edad, estatura, peso, IMC y posición de juego, en la probabilidad de sufrir lesiones, en la muestra había un 65,9% de futbolistas que no habían tenido lesiones en el último año, frente a un 34,1% que sí las habían tenido (Figura 4.13).

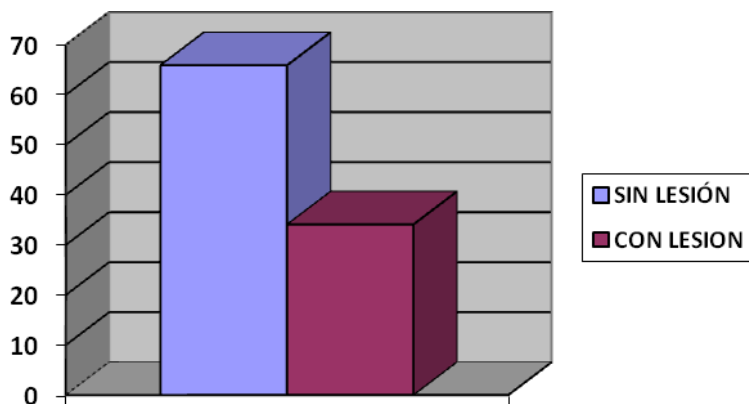


Figura 4.13. Porcentaje de la muestra con y sin lesión.

Las lesiones eran muy variadas, incluyendo contusiones, esguinces, contracturas, distensiones, fracturas, fisuras, etc., pero para realizar un análisis estadístico fueron clasificadas como indica la Tabla 4.5. Con esta agrupación los porcentajes de comparación de las lesiones fueron: “ligamentosas” (46,5%), “musculares” (21,8%),

“óseas” (21,8%), “tendinosas” (7,4%) y “pubalgia” (2.5%), con diferencia estadísticamente significativa en la frecuencia de aparición entre los grupos: ligamentosas; musculares y óseas, frente a tendinosas y pubalgia, $p < 0.001$ (Figura 4.14).

Tabla 4.5.- Descripción y distribución de las lesiones

TIPOS DE LESIONES ENCONTRADAS	
LIGAMENTOSAS 46,5%	ESGUINCE
	LUXACIÓN
MUSCULARES 21,8%	CONTUSIÓN
	ELONGACIÓN
	CONTRACTURA
	ROTURA FIBRILAR
ÓSEAS 21,8%	FISURA
	FRACTURA
TENDINOSAS 7,4%	TENDINITIS
PUBALGIA 2,5%	

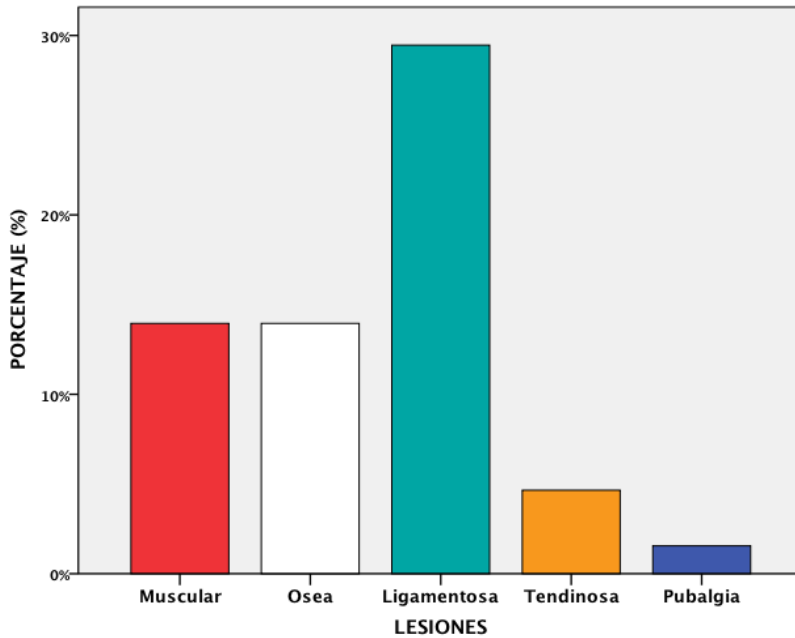


Figura 4.14. Porcentaje de la muestra lesionada en función del tipo de lesión.

4.2.2. Variables que influyen en la producción de lesión

Realizamos una regresión logística binaria entre la variable categórica lesión (1: lesión; 0: no lesión) y las variables edad, estatura, peso e IMC (variables continuas) y posición de juego (variable categórica con 6 niveles). Los resultados muestran que sólo la variable estatura tiene significación en la regresión, tal y como se refleja en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6. Estadísticos del modelo de regresión logística. B: parámetro estimado; E.T.: error típico del parámetro, Sig.: significación estadística con la prueba Wald y la estimación de la OR [exp(B)].

	B	E.T.	Wald	Sig.	Exp (B)
Estatura (cm)	-0,045	0,015	8,750	0,003	0,956
Constante	8,352	2,626	10,112	0,001	4237,198

La expresión del modelo para la probabilidad de lesión, P, en función de la estatura viene dada por:

$$P(\text{lesión}) = 1 / (1 + \exp(-8,352 + 0,045 \times \text{estatura}))$$

La clasificación de “lesión / no lesión” según este modelo tiene un 67,2% de acierto global. Clasifica correctamente el 20,9% de los no lesionados y el 90,6% de los lesionados y establece una mayor probabilidad de lesión cuanto menor es la altura del sujeto.

Las variables edad y peso no aparecen en el modelo de regresión, ya que en nuestro estudio existe una fuerte relación de ellas con la estatura. De hecho, en el modelo inicialmente sí que aparecen con significación. No obstante, para poner más de manifiesto la dependencia entre tener o no tener lesión y las variables indicadas, edad y peso, se realizaron tablas de contingencia categorizando estas variables según indica la Tabla 4.7. También se aplicó este mismo estudio de tablas de contingencia al IMC agrupando los valores según los criterios de delgadez, normalidad y sobrepeso, tal y como indica la Tabla 4.7.

Tabla 4.7. Categorización de la edad, peso e IMC.

Edad (años)	Peso (kg)	IMC
<12	<40	<19
11-18	40-70	19-25
>18	>70	>25

Tabla 4.8. Tabla de contingencia de la edad y la posibilidad de lesión.

			LESIÓN		Total
			NO	SI	
EDAD	< 12	Recuento	50	19	69
		Frecuencia esperada	45,5	23,5	69,0
		Residuos tipificados	0,7	-0,9	
	12-18	Recuento	63	49	112
		Frecuencia esperada	73,8	38,2	112,0
		Residuos tipificados	-1,3	1,7	
	> 18	Recuento	53	18	71
		Frecuencia esperada	46,8	24,2	71,0
		Residuos tipificados	0,9	-1,3	
Total		Recuento	166	86	252
		Frecuencia esperada	166,0	86,0	252,0

La tabla de contingencia para valores agrupados de **edad** (Tabla 4.8) y la prueba de la Chi cuadrado muestran que hay asociación entre los factores considerados con $p < 0,015$ y con una mayor discrepancia de recuento frente a frecuencia esperada, en el grupo de 12 a 18 años. (Residuo tipificado $> 1,0$).

Respecto al **peso** (Tabla 4.9), la prueba Chi cuadrado muestra que hay dependencia entre los factores ($p < 0,05$), con más lesiones de las esperadas en el grupo de 40-70 Kg. (Residuo tipificado $> 1,0$).

Tabla 4.9. Tabla de contingencia del peso y la posibilidad de lesión.

			LESION		Total
			NO	SI	
PESO	< 40	Recuento	44	14	58
		Frecuencia esperada	38,0	20,0	58,0
		Residuos tipificados	1,0	-1,3	
	40-70	Recuento	74	52	126
		Frecuencia esperada	82,7	43,3	126,0
		Residuos tipificados	-1,0	1,3	
	> 70	Recuento	46	20	66
		Frecuencia esperada	43,3	22,7	66,0
		Residuos tipificados	0,4	-0,6	
Total		Recuento	164	86	250
		Frecuencia esperada	164,0	86,0	250,0

Respecto al **IMC** (Tabla 4.10), no presenta asociación con la existencia o no de lesiones ($p = 0,3$).

Tabla 4.10. Tabla de contingencia del IMC y la posibilidad de lesión.

			LESIÓN		Total
			NO	SI	
IMC	< 18,5	Recuento	52	22	74
		Frecuencia esperada	48,5	25,5	74,0
	18,5-24,9	Recuento	109	60	169
		Frecuencia esperada	110,9	58,1	169,0
	≥ 25	Recuento	3	4	7
		Frecuencia esperada	4,6	2,4	7,0
Total		Recuento	164	86	250
		Frecuencia esperada	164,0	86,0	250,0

Si se realiza este mismo tipo de agrupación para la **estatura** (Tabla 4.11) observamos que, para los intervalos indicados, además de la asociación ya probada anteriormente, se puede establecer el grupo de alturas medias en 1,50–1,75 m como el de mayor probabilidad de lesión.

Tabla 4.11. Tabla de contingencia de la estatura y la posibilidad de lesión.

			LESIÓN		Total
			NO	SI	
ESTATURA	< 1,50	Recuento	53	20	73
		Frecuencia esperada	47,9	25,1	73,0
		Residuos tipificados	0,7	-1,0	
	1,50 - 1,75	Recuento	58	43	101
		Frecuencia esperada	66,3	34,7	101,0
		Residuos tipificados	-1,0	1,4	
	> 1,75	Recuento	53	23	76
		Frecuencia esperada	49,9	26,1	76,0
		Residuos tipificados	0,4	-0,6	
Total		Recuento	164	86	250
		Frecuencia esperada	164,0	86,0	250,0

La otra variable de interés, la **posición de juego**, no resultó significativa en el modelo de regresión logística, hecho que también puede comprobarse mediante la Tabla de contingencia que evalúa la dependencia entre padecer o no una lesión y la posición de juego (Tabla 4.12). Los valores de significación, con $p=0,275$ para el χ^2 de Pearson, muestran que no existe asociación entre ambas variables.

Tabla 4.12. Tabla de contingencia para valorar la dependencia entre los factores posición de juego vs lesión deportiva.

			POSICION DE JUEGO						Total
			Portero	Central	Lateral	Medio-centro	Extremo	Delantero	
LESION	NO	Recuento	11	24	29	37	23	28	152
		Frec. Esp.	14,1	21,8	28,9	32,7	27,6	26,9	
	SI	Recuento	11	10	16	14	20	14	85
		Frec. Esp.	7,9	12,2	16,1	18,3	15,4	15,1	
Total		Recuento	22	34	45	51	43	42	237

No obstante, si observamos las diferencias entre recuento y frecuencias esperadas, puede observarse un mayor alejamiento entre ambos valores en el caso de porteros y extremos, hecho que se confirma dado que el estudio de lesiones entre las distintas posiciones de juego (Tabla 4.13) mostró un mayor porcentaje de lesionados entre porteros y extremos.

Tabla 4.13. Porcentaje de lesiones según la posición de juego.

POSICIÓN	%
Portero	50,00
Central	29,41
Lateral	35,56
Mediocentro	27,45
Extremo	46,51
Delantero	33,33

Para comprobar si la diferencia de porcentajes era significativa, realizamos una agrupación de porteros y extremos frente al resto de demarcaciones. En este caso, la Tabla de contingencia sí mostró

significación estadística $p < 0,05$, indicando que porteros y extremos eran los que presentaban mayor porcentaje de lesiones.

4.2.3. Variables que influyen en el tipo de lesión

Analizamos seguidamente si el tipo de lesión depende de las variables antropométricas y la variable posición de juego. Como todas las variables antropométricas están fuertemente ligadas a la edad, nos centramos en esta variable para hacer esta parte del estudio.

La distribución del tipo de lesiones en función de la edad se muestra en la Figura 4.15.

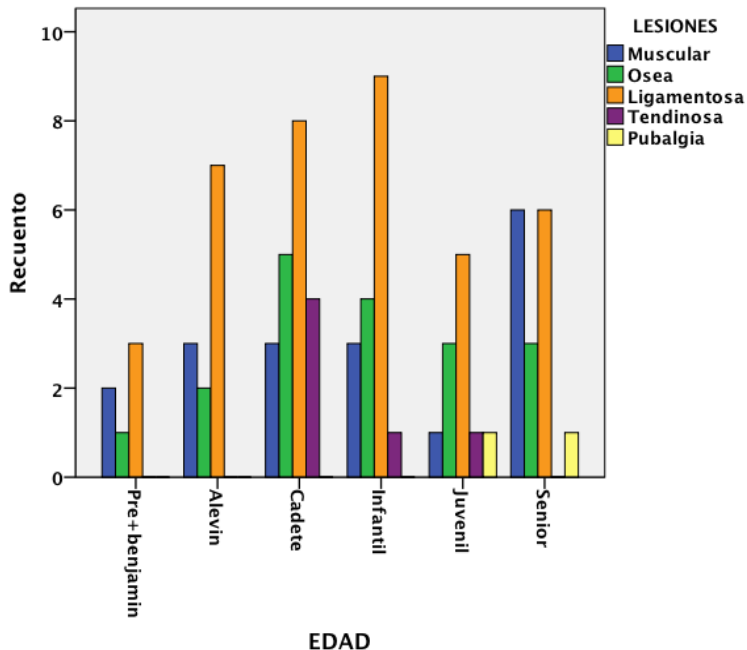


Figura 4.15. Distribución del tipo de lesión según la edad.

Puede observarse que la pubalgia sólo aparece en los equipos juveniles y senior y las lesiones tendinosas se producen en las edades de cadete, alevín y juvenil. Ahora bien, la tabla de contingencia para comprobar estadísticamente esta dependencia presentaba muchas frecuencias esperadas menores que 5 por lo que no hemos podido comprobar la asociación entre tipo de lesión y edad. No obstante, si se agrupan las casillas de edad (Tabla 4.14), se observan valores ligeramente más elevados de lo esperado de lesiones ligamentosas en niños de 6-12 años (10 frente a 8,3) mientras que en el grupo de >18 años hay valores más elevados de lesiones musculares de los que cabría esperar (6 frente a 3,7) si no hubiese asociación.

Tabla 4.14. Tabla de contingencia de edad y el tipo de lesión.

			LESIONES					Total
			Muscular	Ósea	Ligamentosa	Tendinosa	Pubalgia	
EDAD	< 12	Recuento	5	3	10	0	0	18
		Frec. Esp.	4,0	4,0	8,3	1,3	0,4	18,0
	12-18	Recuento	7	12	21	6	1	47
		Frec. Esp.	10,3	10,3	21,8	3,4	1,1	47,0
	> 18	Recuento	6	3	7	0	1	17
		Frec. Esp.	3,7	3,7	7,9	1,2	0,4	17,0
Total		Recuento	18	18	38	6	2	82
		Frec. Esp.	18,0	18,0	38,0	6,0	2,0	82,0

La distribución del tipo de lesión teniendo en cuenta el **peso**, se muestra en la Figura 4.16 y la correspondiente tabla de contingencia en la Tabla 4.15.

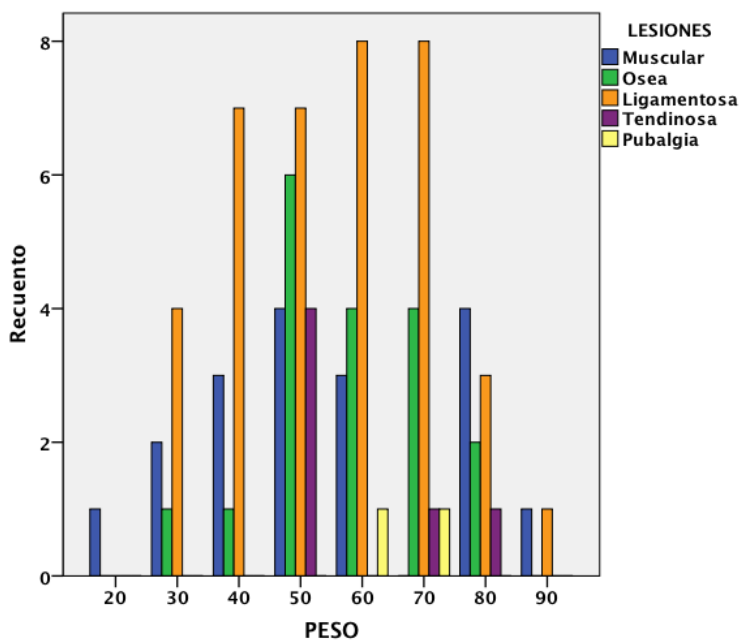


Figura 4.16. Distribución del tipo de lesiones según el peso.

Tabla 4.15. Tabla de contingencia del peso y el tipo de lesión.

		LESIONES					Total
		Muscular	Ósea	Ligamen- tosa	Tendinosa	Pubalgia	
< 40 kg	Recuento	6	2	11	0	0	19
	Frec. Esp.	4,2	4,2	8,8	1,4	0,5	19,0
40-70 kg	Recuento	7	14	23	5	2	51
	Frec. Esp.	11,2	11,2	23,6	3,7	1,2	51,0
> 70kg	Recuento	5	2	4	1	0	12
	Frec. Esp.	2,6	2,6	5,6	0,9	0,3	12,0
Total	Recuento	18	18	38	6	2	82
	Frec. Esp.	18,0	18,0	38,0	6,0	2,0	82,0

Aunque este caso tampoco muestra significación estadística ($p=0,229$), sí parece indicar un número mayor de lo esperado en lesiones óseas en el grupo de 40-70 kg y un mayor número de lesiones musculares que las esperadas en el grupo de más de 70 kg.

Con el **IMC** tampoco hay asociación ($p=0,204$), pero puede observarse que en el grupo de delgadez hay un mayor número de lesiones musculares de las esperadas. Tabla 4.16.

Tabla 4.16. Tabla de contingencia del índice de masa corporal (IMC) y el tipo de lesión.

			LESIONES					Total
			Muscular	Ósea	Ligamen- tosa	Tendinosa	Pubalgia	
IMC	<18,5	Recuento	9	2	8	1	1	21
		Frec. Esp.	4,6	4,6	9,7	1,5	0,5	21,0
	18,5 -24,9	Recuento	8	16	28	5	1	58
		Frec. Esp.	12,7	12,7	26,9	4,2	1,4	58,0
	>25	Recuento	1	0	2	0	0	3
		Frec. Esp.	0,7	0,7	1,4	0,2	0,1	3,0
Total		Recuento	18	18	38	6	2	82
		Frec. Esp.	18,0	18,0	38,0	6,0	2,0	82,0

La relación con **la altura** es similar a la del peso por la estrecha relación entre estas variables en estos grupos de edad. Tabla 4.17, pero en este caso no se aprecia ninguna asociación de interés.

4.17. Tabla de contingencia de la estatura y el tipo de lesión.

			LESIONES					Total
			Muscular	Ósea	Ligamen- tosa	Tendinosa	Pubalgia	
Estatura	< 1,50	Recuento	5	3	10	1	0	19
		Frec. Esp.	4,2	4,2	8,8	1,4	0,5	19,0
	1,50-1,75	Recuento	7	10	21	3	0	41
		Frec. Esp.	9,0	9,0	19,0	3,0	1,0	41,0
	> 1,75	Recuento	6	5	7	2	2	22
		Frec. Esp.	4,8	4,8	10,2	1,6	0,5	22,0
Total		Recuento	18	18	38	6	2	82
		Frec. Esp.	18,0	18,0	38,0	6,0	2,0	82,0

Respecto a la variable **posición de juego** y su efecto sobre el tipo de lesión, la Figura 4.17 recoge esta distribución. Cabe señalar que los porteros sólo presentan lesiones ligamentosas y óseas, mientras que las musculares aparecen para las otras demarcaciones.

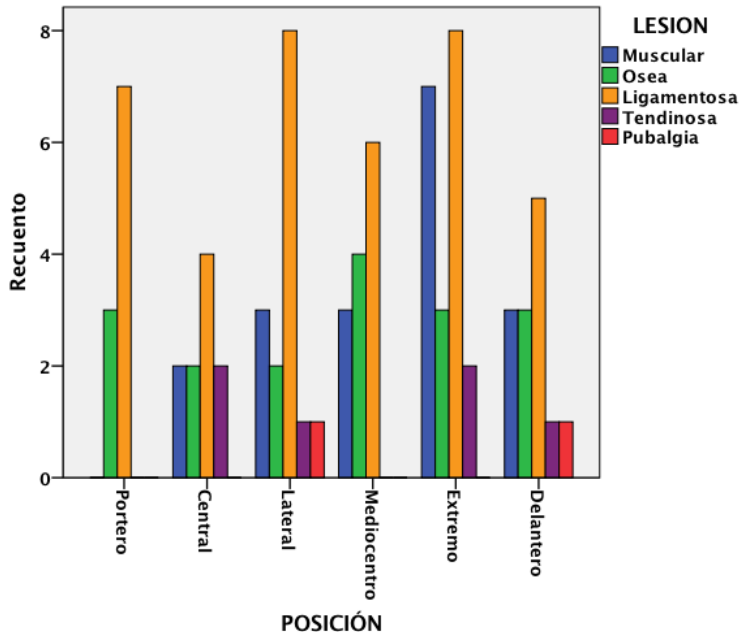


Figura 4.17. Distribución del tipo de lesiones según la posición en el campo.

La tabla de contingencia para valorar esta dependencia (tipo de lesión vs posición del jugador en el campo) (Tabla 4.18) no mostró dependencia entre las variables analizadas ($p=0,863$). Sólo resulta digno de consideración la diferencia entre un mayor recuento que la frecuencia esperada en el caso de lesiones musculares en extremos (7 frente a 3,7) y ligamentosas en los porteros (7 frente a 4,9) pero sin significación estadística.

Tabla 4.18: Tabla de contingencia que muestra la distribución del número de casos de la muestra y frecuencia esperada, considerando el tipo de lesiones en función de la posición en el campo.

		POSICIÓN CAMPO						Total
		Portero	Central	Lateral	Mediocentro	Extremo	Delantero	
Muscular	Recuento	0	2	3	3	7	3	18
	Frec. Esp.	2,3	2,1	3,4	3,0	4,2	3,0	18,0
Ósea	Recuento	3	2	2	4	3	3	17
	Frec. Esp.	2,2	2,0	3,2	2,8	4,0	2,8	17,0
Ligamentosa	Recuento	7	4	8	6	8	5	38
	Frec. Esp.	4,9	4,5	7,2	6,3	8,9	6,3	38,0
Tendinosa	Recuento	0	2	1	0	2	1	6
	Frec. Esp.	,8	,7	1,1	1,0	1,4	1,0	6,0
Pubalgia	Recuento	0	0	1	0	0	1	2
	Frec. Esp.	0,3	0,2	0,4	0,3	0,5	0,3	2,0
Total	Recuento	11	10	16	14	20	14	85
	Frec. Esp.	11,0	10,0	16,0	14,0	20,0	14,0	85,0

4.3. Características antropométricas

Hemos analizado en este apartado los aspectos relacionados con la existencia o no de simetría en la topografía de la espalda y en la longitud de las piernas de los componentes de la muestra, por su posible relación con factores como la edad y la posición de juego y la interrelación entre ambas, disimetría en la longitud de las piernas y asimetría en la espalda.

4.3.1. Simetría de las piernas y estudio de la giba

Las Figuras 4.18 muestran la longitud de la pierna derecha en función de la izquierda para cada uno de los sujetos del estudio. Se ha representado para más claridad esta distribución, tanto en función de la posición del campo (A) como de la edad (B). Puede observarse que sólo unos pocos puntos se alejan de la bisectriz del cuadrante que correspondería a simetría perfecta. Los parámetros del ajuste de la regresión realizada (Tabla 4.19) manifiestan que en general la muestra puede considerarse simétrica, ya que el intervalo de confianza IC95% de la pendiente incluye el 1 y el IC95% de la ordenada en el origen el 0.

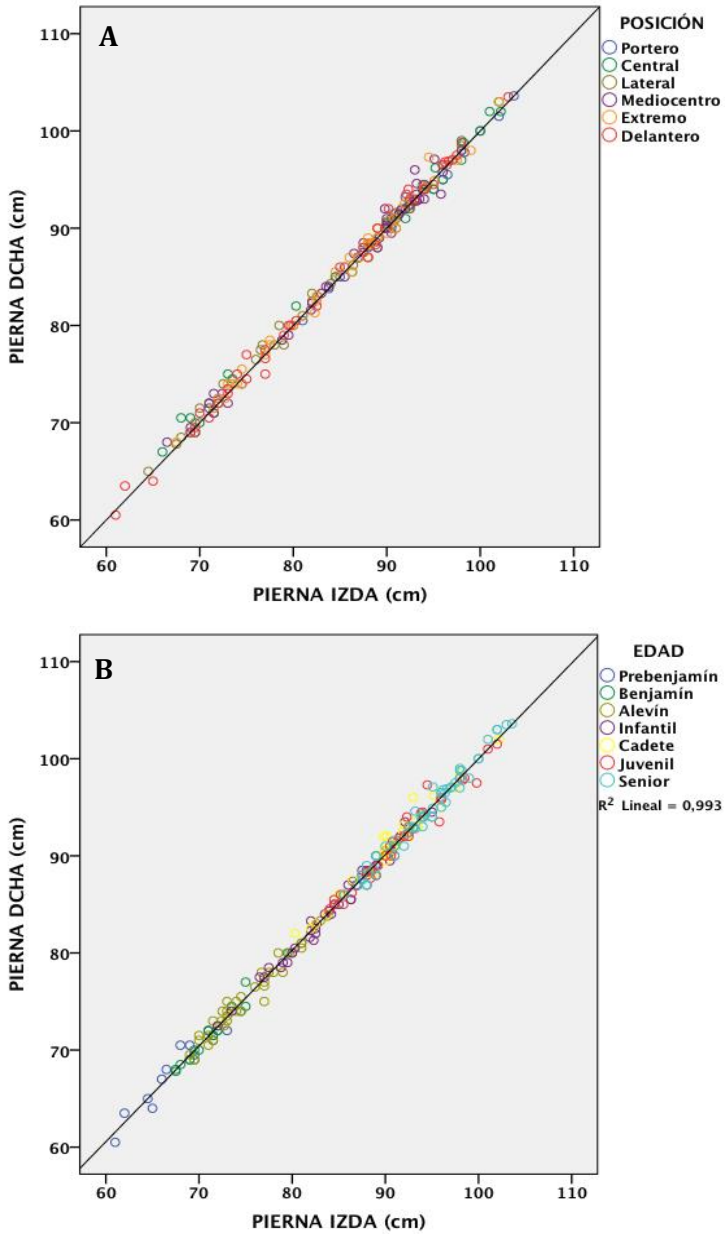


Figura 4.18. Longitud de la pierna derecha en función de la longitud de la pierna izquierda para cada uno de los sujetos del estudio en función de la posición en el campo (A) y de su edad (B), respectivamente.

Tabla 4.19. Parámetros del ajuste de regresión para analizar la simetría entre la longitud de la pierna derecha y la izquierda.

	Valor	Error típico	r-Pearson	IC95% para B	
				Límite inferior	Límite superior
Ord. origen	1,429	0,444		0,555	2,304
Pendiente	0,986	0,005	0,997	0,975	0,996

A pesar de esta simetría general, hemos analizado los casos con discrepancia. Dado que clínicamente sólo se considera asimetría cuando la diferencia entre ambas piernas es superior a 1,5 cm (González, 2011) y no se establece diferencias entre qué pierna es más larga, a continuación presentamos los resultados agrupando las diferencias entre ambas piernas, de modo que solamente 17 casos (6,7%) tenían asimetría (Tabla 4.20 y Figura 4.12).

Tabla 4.20. Frecuencia y porcentaje de los casos de disimetría categorizados en <1,5, 1,5-3 y >3 centímetros.

DISMETRÍA	Frecuencia	Porcentaje
<1,5	226	89,7
1,5-3	16	6,3
>3	1	0,4

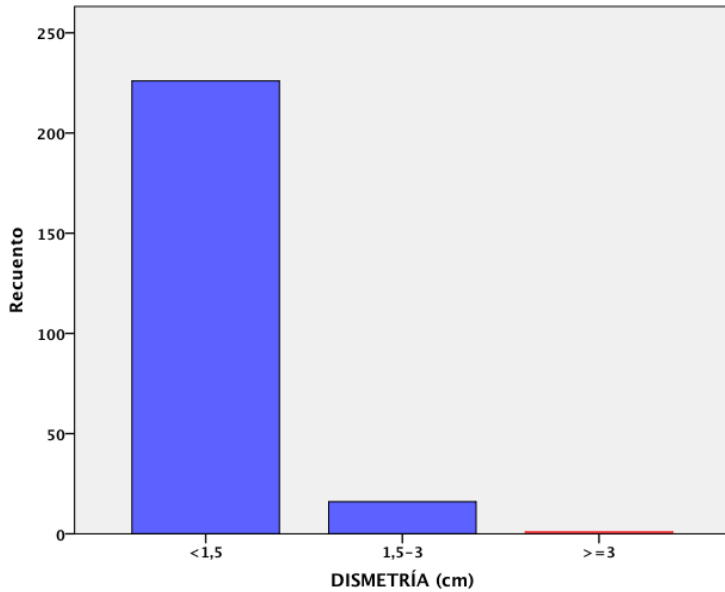


Figura 4.19. Recuento de la disimetría de piernas categorizada en <1,5 1,5-3 y ≥ 3 .

Las Figuras 4.20 A y B muestran el recuento de las disimetrías según la posición en el campo y la edad de los sujetos, en las que puede observarse que no existe asociación con ninguna de las dos variables.

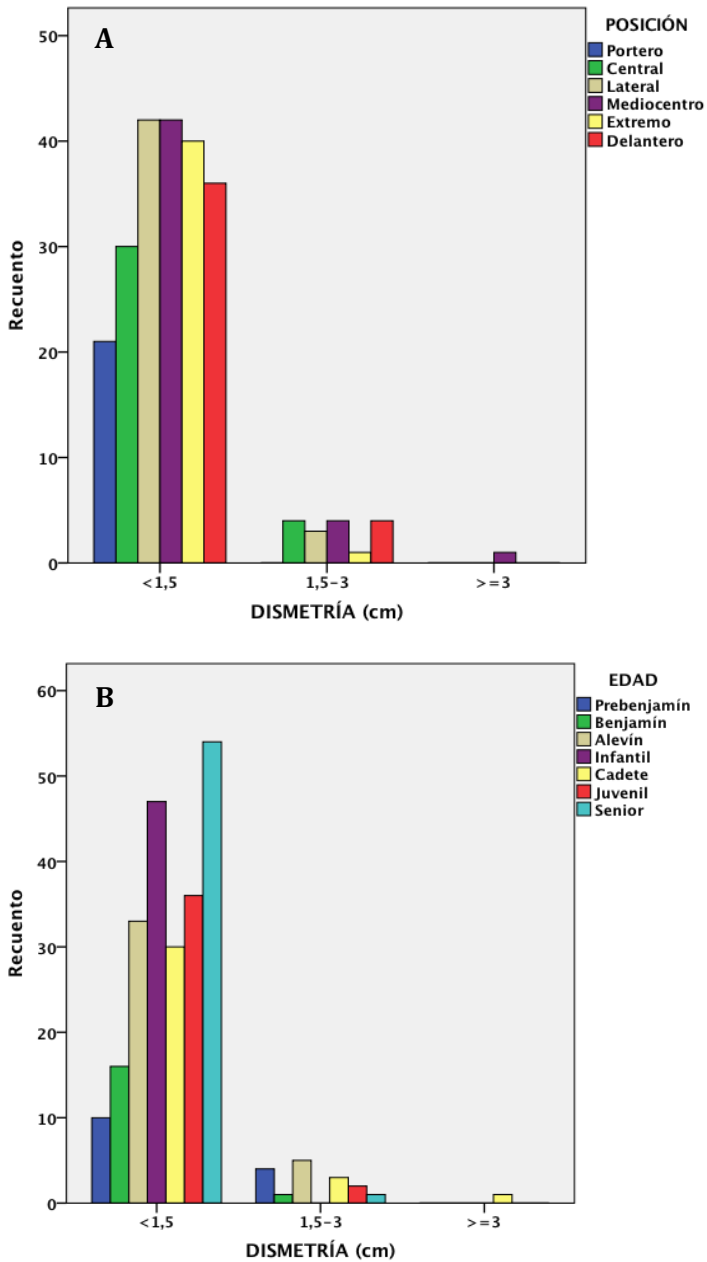


Figura 4.20 B. Distribución de la disimetría de las piernas según: (A) la posición en el campo y (B) la edad.

Respecto a la giba, medida mediante escoliómetro, se encontró en la muestra la distribución indicada en la Tabla 4.21 y representada en la Figura 4.21. Categorizamos Giba Normal con 0-1° de desviación, Ligera entre 2-3° y Moderada hasta los 5°. Estos rangos se consideran valores normales siendo las mediciones a partir de 6 y 7 grados una indicación para estudios radiológicos y sospecha de escoliosis, Staheli (2003).

Tabla 4.21. Frecuencia y porcentaje de los casos de Giba categorizados en Normal, Ligera y Moderada.

GIBA	Frecuencia	Porcentaje
Normal	228	78,9
Ligera	14	4,8
Moderada	10	3,5

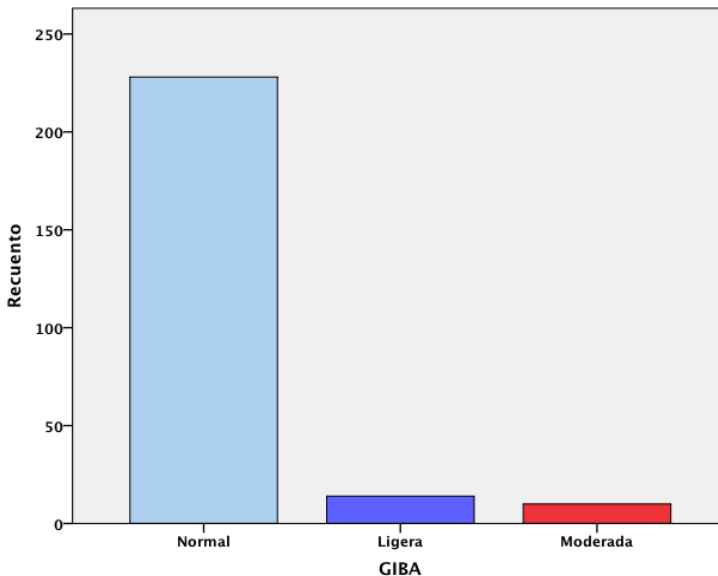


Figura 4.21. Recuento de la Giba categorizada en Normal, Ligera y Moderada.

Al igual que en el caso de las disimetrías, no se ha encontrado asociación ni con la edad ni con la posición de juego (Figuras 4.22 y 4.23).

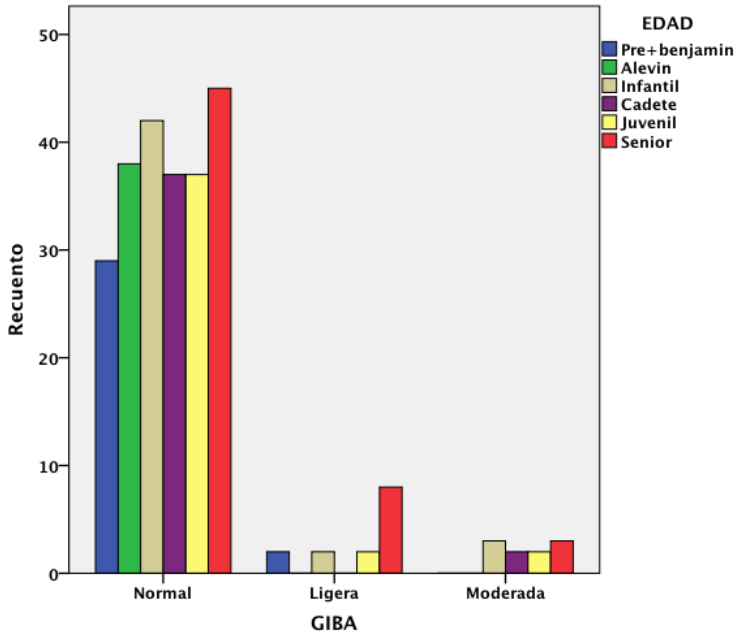


Figura 4.22. Recuento de la Giba, categorizada en Normal, Ligera y Moderada, según la edad.

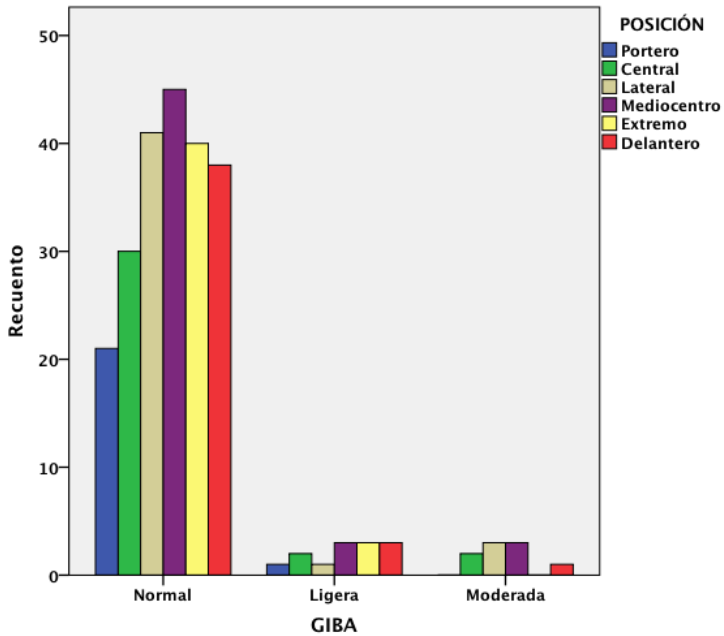


Figura 4.23. Recuento de la Giba, categorizada en Normal, Ligera y Moderada, según la posición de juego.

4.3.2. Estudio de las variables topográficas de la espalda

A todos los integrantes de la muestra se les determinó las variables Curva Dorsal, Curva Lumbar, Perfil Columnar, DHOPI y POSTI, medidas sobre la topografía de la superficie de la espalda, obtenida mediante la proyección de luz estructurada, así como la existencia o no de giba medida mediante un escoliómetro.

En primer lugar, se analizó si estas variables presentan una distribución normal de sus valores. La Tabla 4.22, presenta los resultados del test de Kolmogorov-Smirnov aplicado. Todas las

variables muestran un comportamiento gaussiano y una distribución normal con $p > 0,05$, salvo la variable POTSI.

Tabla 4.22.- Prueba de Kolmogorov-Smirnov para de las variables topográficas

		POTSI	DHOPI	PC	C.DORSAL	C.LUMBAR
N		242	242	241	241	241
Parámetros normales	Media	12,47	3,22	34,69	155,76	161,92
	DT	5,33	1,52	8,07	7,11	6,16
Z de Kolmogorov-Smirnov		2,07	0,96	1,01	1,21	0,98
Sig. bilateral: p-valor		0,00	0,32	0,26	0,10	0,29

La Figura 4.17 muestra de manera gráfica y agrupada la distribución de frecuencias de las variables POTSI, DHOPI, Perfil Columnar, Curva Dorsal y Curva Lumbar. Puede apreciarse que el alejamiento de la normalidad de la variable POTSI es debido a la existencia de valores extremos que están asociados con deformidades de la columna. Para los valores normales la variable POTSI también presenta una distribución normal. Lo mismo sucede con la variable Curva Dorsal, aunque con $p > 0,05$, se puede asumir la distribución normal con un valor bajo de p , atribuible también a los valores anómalos asociados con deformidades de la espalda.

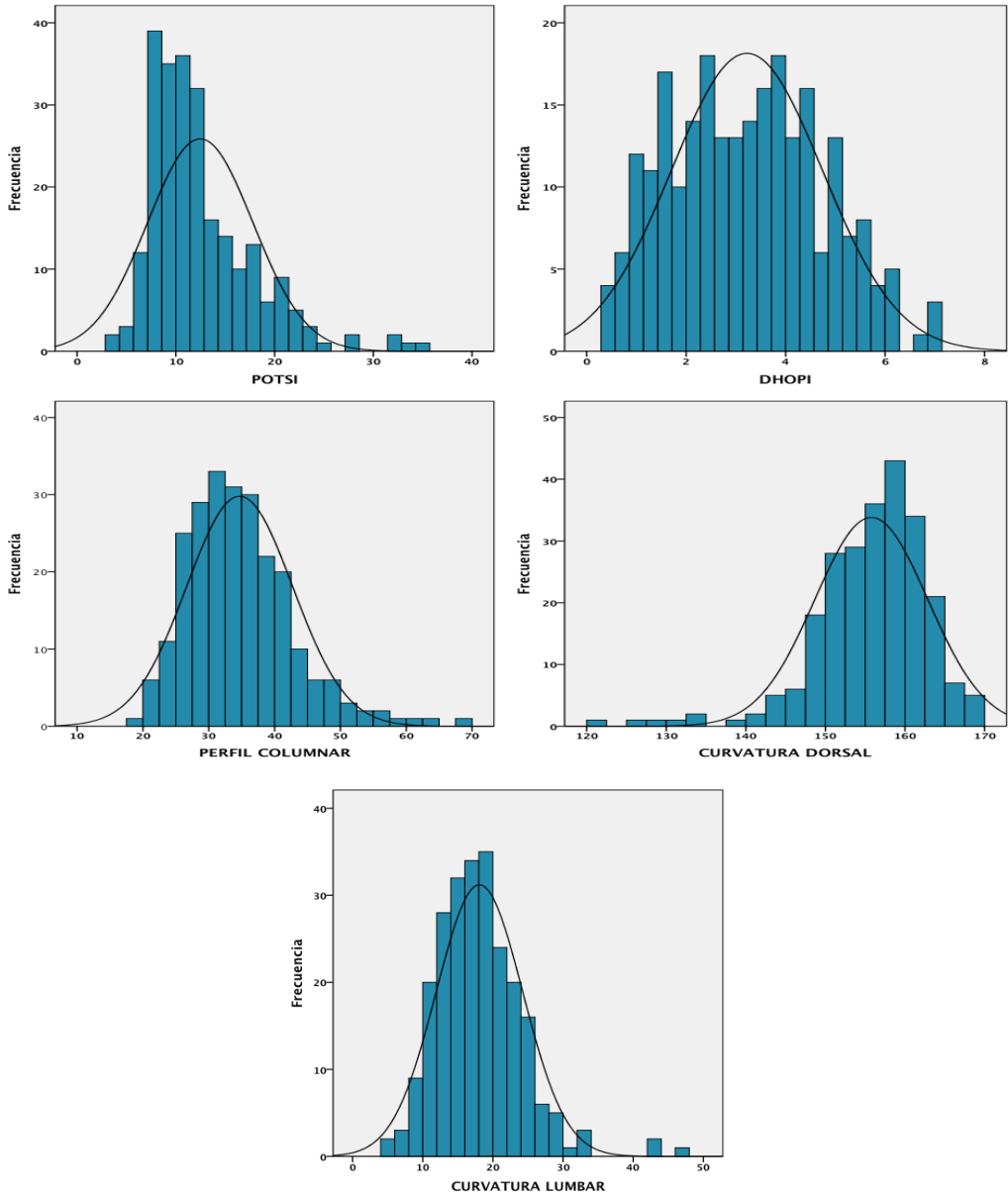


Figura 4.24. Histograma de los valores de las variables topográficas: POTSI, DHOPI, Perfil Columnar, Curva Dorsal y Curva Lumbar.

Con estas consideraciones, la Tabla 4.23 muestra la estadística descriptiva de las variables topográficas en el conjunto de la muestra estudiada y que vamos a ir analizado a continuación en función del resto de variables del estudio.

Tabla 4.23.- Estadísticos descriptivos de las variables topográficas (N: número de casos DT: Desviación típica)

	N	Media	DT	Mín.	Máx.	Percentiles		
						25	50	75
POTSI	242	12,47	5,33	4,09	34,96	8,73	11,05	14,78
DHOPI	242	3,22	1,52	,53	7,14	2,00	3,26	4,33
PC	241	34,68	8,07	19,35	69,71	28,83	33,73	38,91
C.DORSAL	241	155,76	7,11	122,00	169,05	151,87	157,07	160,48
C.LUMBAR	241	161,92	6,16	132,45	175,32	158,31	162,53	166,11

Ahora bien, el primer factor de interés para la utilización de estas variables en nuestro estudio es comprobar su independencia entre sí, para demostrar que ofrecen información diferenciada respecto a la morfología de la espalda. Para ello, la Tabla 4.24 muestra las correlaciones existentes entre las variables topográficas estudiadas.

Tabla 4.24. Correlación de Pearson para Estatura, Peso e IMC en función de las variables topográficas.

		POTSI	DHOPI	PC	CURVA DORSAL	CURVA LUMBAR
POTSI	r-Pearson	1	0,066	-0,126*	0,140*	0,089
	p-valor		0,272	0,036	0,030	0,168
	N	280	279	278	241	241
DHOPI	r-Pearson	0,066	1	0,041	0,078	0,075
	p-valor	0,272		0,491	0,230	0,248
	N	279	279	278	241	241
PC	r-Pearson	-0,126*	0,041	1	-0,864**	-0,761**
	p-valor	0,036	0,491		0,000	0,000
	N	278	278	278	241	241
CURVA DORSAL	r-Pearson	0,140*	0,078	-0,864**	1	0,477**
	p-valor	0,030	0,230	0,000		0,000
	N	241	241	241	241	241

(*) La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral).

(**) La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Puede observarse que, salvo el caso de la variable PC, con las variables Curva Dorsal y Curva Lumbar (cuya asociación es obvia por la forma de determinar estas variables), las asociaciones son muy pequeñas o inexistentes, como corresponde a variables que caracterizan distintos aspectos de la morfología de la espalda.

Por su parte, la Curva Dorsal y la Curva Lumbar que comparten el valor de un ángulo, presentan una asociación moderada como muestra la Figura 4.25.

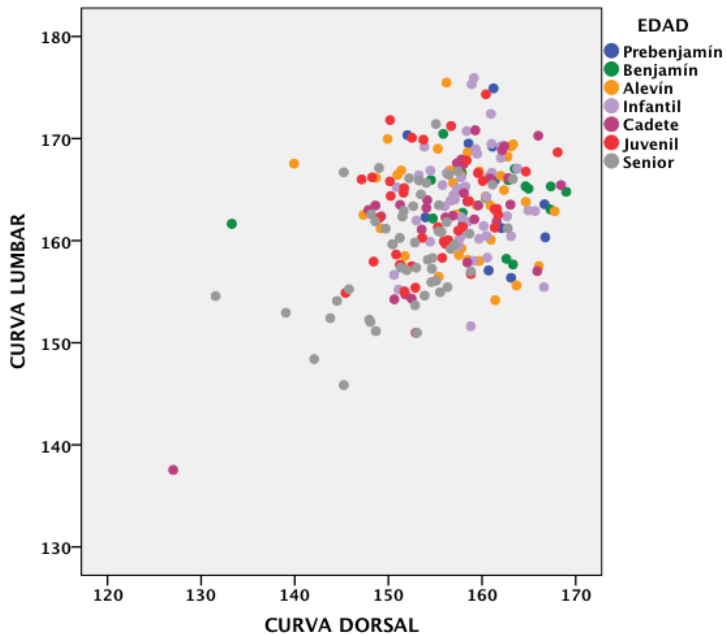


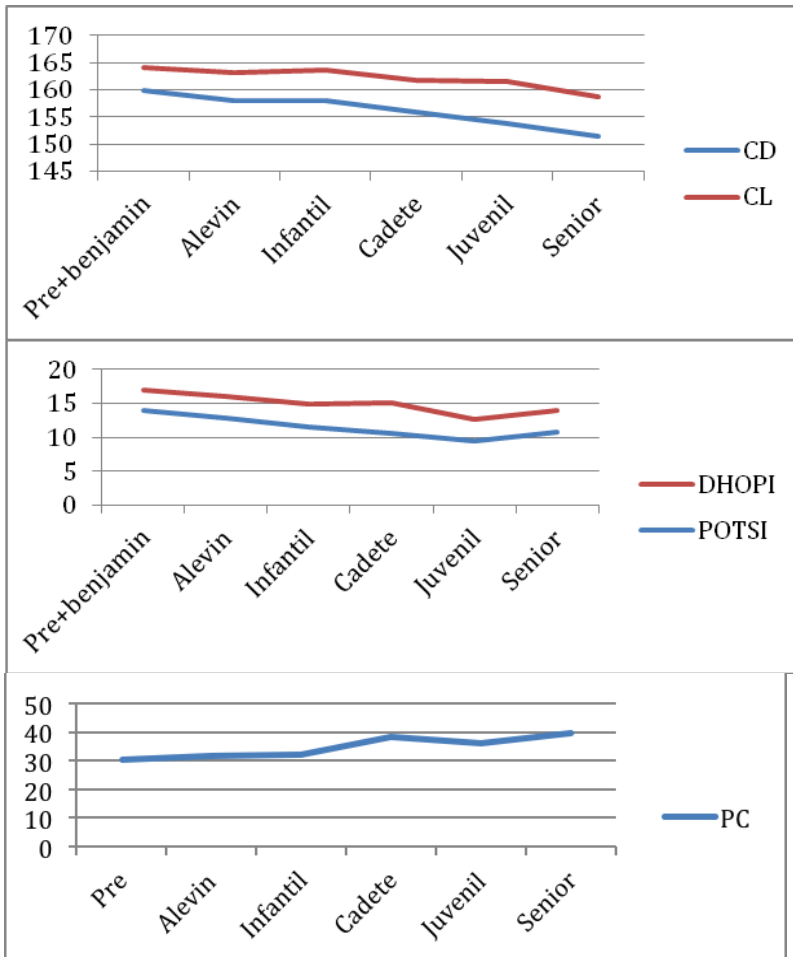
Figura 4.25. Correlación entre la Curva Lumbar y Dorsal según la edad.
Coeficiente de correlación = 0,477.

4.3.2.1. Relación de las variables topográficas con las variables morfométricas y posición de juego

La Tabla 4.25 muestra la estimación de las variables topográficas en función de **la edad**, clasificada según la categoría federativa de los sujetos. Se puede observar (Fig. 4.26) la evolución de estas variables desde las edades pre y benjamín hasta la edad senior. En esta evolución cabe señalar el comportamiento ligeramente anómalo que se produce en el grupo de cadetes para las variable DHOPI y PC, con valores ligeramente más elevados de los que correspondería a la evolución lineal de la gráfica.

Tabla 4.25.- Estimación de las variables topográficas con la edad, categorizada en función de la denominación deportiva. La diferencia estadísticamente significativa entre los grupos viene marcada por el criterio a>b>c, p<0,05. (DT: Desviación Típica; IC: Intervalo de confianza).

		N	Media	DT	IC 95%	
					Límite Inferior	Límite Superior
POTSI	Prebenjamín	31	14,0 ^a	5,9	11,8	16,1
	Alevín	38	12,9 ^{ab}	5,6	11,1	14,8
	Infantil	47	11,6 ^{ab}	7,1	9,5	13,7
	Cadete	71	10,6 ^{ab}	5,9	9,2	12,0
	Juvenil	39	9,4 ^b	3,8	8,2	10,6
	Senior	54	10,8 ^{ab}	4,1	9,7	11,9
DHOPI	Prebenjamín	31	3,0 ^b	1,4	2,4	3,5
	Alevín	38	3,1 ^b	1,5	2,6	3,6
	Infantil	47	3,3 ^b	1,4	2,8	3,7
	Cadete	70	4,5 ^a	2,6	3,9	5,1
	Juvenil	39	3,3 ^{ab}	1,6	2,8	3,8
	Senior	54	3,2 ^b	1,5	2,8	3,7
PC	Prebenjamín	31	30,5 ^b	7,1	27,9	33,1
	Alevín	38	31,9 ^b	5,4	30,1	33,7
	Infantil	47	32,3 ^b	5,3	30,7	33,8
	Cadete	69	38,6 ^a	10,4	36,1	41,1
	Juvenil	39	36,3 ^{ab}	8,2	33,6	38,9
	Senior	54	40,0 ^a	8,4	37,7	42,3
CURVA DORSAL	Prebenjamín	31	159,9 ^a	6,7	157,4	162,4
	Alevín	38	158,1 ^{ab}	5,1	156,4	159,8
	Infantil	47	157,9 ^{ab}	4,3	156,6	159,1
	Cadete	32	155,8 ^{bc}	8,0	152,9	158,6
	Juvenil	39	153,7 ^{bc}	7,2	151,4	156,1
	Senior	54	151,4 ^c	7,3	149,4	153,4
CURVA LUMBAR	Prebenjamín	31	164,1 ^a	4,4	162,5	165,7
	Alevín	38	163,2 ^a	4,7	161,7	164,8
	Infantil	47	163,7 ^a	5,1	162,2	165,2
	Cadete	32	161,7 ^{ab}	6,7	159,3	164,1
	Juvenil	39	161,6 ^{ab}	7,3	159,2	163,9
	Senior	54	158,6 ^b	6,4	156,9	160,3

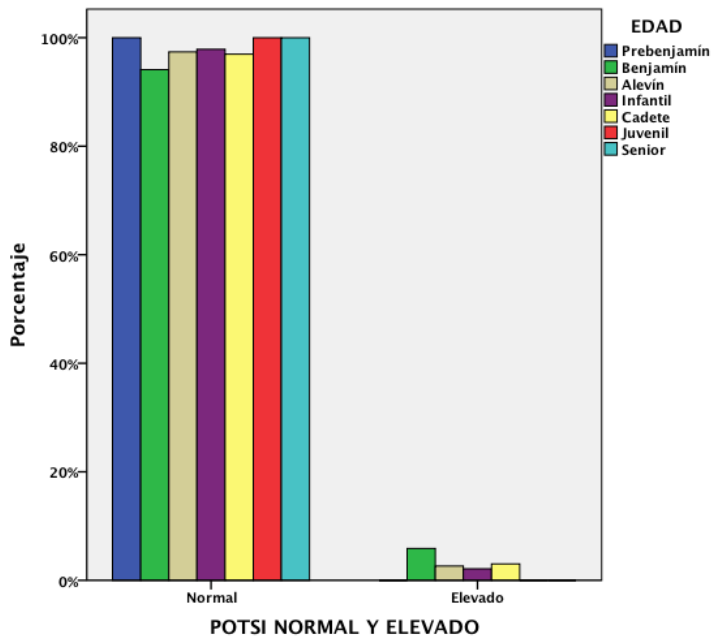


Figuras 4.26. Evolución con la edad de las variables topográficas Curva Dorsal (CD), Curva Lumbar (CL), DHOPI, POTSI y Perfil Columnar (PC).

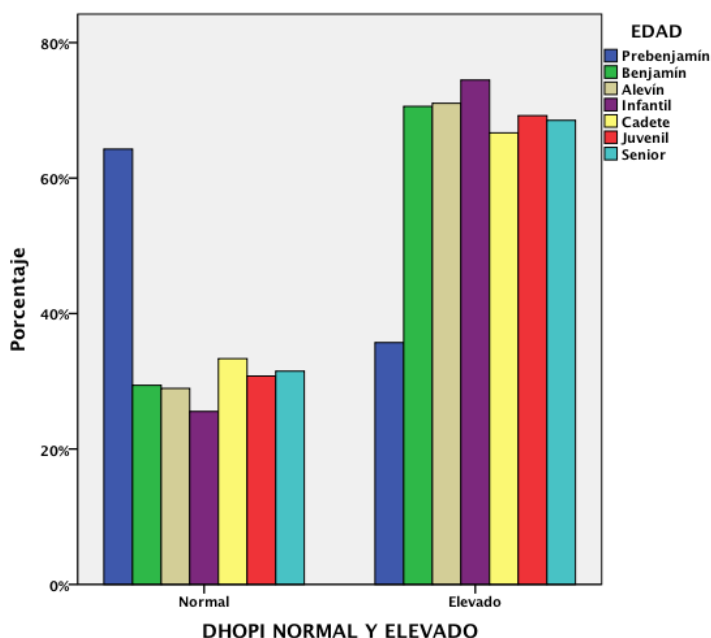
Las variables DHOPI y POTSI tienen interés clínico en el diagnóstico de la escoliosis idiopática (Mínguez 2002) y, como se ha comentado en el apartado de Material y Método, aportan información sobre la asimetría, tanto en el plano frontal como sagital, por lo que se han estudiado en nuestra muestra para valorar la posibilidad de su utilización para la detección precoz de

malformaciones de la columna en los equipos deportivos y su remisión al especialista, en su caso.

Las Figuras 4.27 y 4.28 muestran el porcentaje de los casos normales y elevados del POTSÍ y DHOPI según la edad de los sujetos. Los valores de normalidad de estas variables ya han sido establecidos en anteriores estudios (Mínguez 2002) y corresponden a DHOPI < 2,33 y POTSÍ < 29,25.



Figuras 4.27. Porcentaje de casos normales y elevados de POTSÍ según la edad.



Figuras 4.27. Porcentaje de casos normales y elevados de DHOPI según la edad.

En el caso de la variable POTSÍ, prácticamente la totalidad de los valores se encuentran dentro de la normalidad. Y en el caso de DHOPI la situación es distinta, existen un gran porcentaje de valores por encima de los considerados normales, que corresponden a la edad de cadetes. No obstante, cabe recordar que para que el diagnóstico sea de escoliosis se tiene que dar la premisa de que ambas variables sean elevadas. En los resultados que se muestran sólo se han encontrado tres casos patológicos.

El siguiente foco de interés se centró en si existía dependencia entre estas variables topográficas con **el peso, la altura y el IMC** de los sujetos del estudio. La Tabla 4.26 muestra las correlaciones

existentes entre estas variables. Hemos de señalar que las variables DHOPI, POTSÍ y PC están diseñadas para que su valor resulte independiente del tamaño del sujeto de estudio (las variables DHOPI y POTSÍ están relativizadas a la longitud de la espalda y la variable PC representa la suma de 3 ángulos), por tanto las correlaciones obtenidas muestran la relación entre una mayor o menor simetría corporal en función de la variable analizada.

Tabla 4.26. Correlación de Pearson para estatura, peso e IMC en función de las variables topográficas. (C: Correlación)

		POTSÍ	DHOPI	PC	CURVA DORSAL	CURVA LUMBAR
ESTATURA	r-Pearson	-0,204**	0,041	0,333**	-0,373**	-0,213**
	p-valor	0,001	0,528	0,000	0,000	0,001
	N	241	240	239	239	239
PESO	r-Pearson	-0,199**	0,020	0,352**	-0,393**	-0,224**
	p-valor	0,002	0,758	0,000	0,000	0,000
	N	241	240	239	239	239
IMC	r- Pearson	-0,170**	0,009	0,297**	-0,336**	-0,188**
	p-valor	0,008	0,893	0,000	0,000	0,004
	N	241	240	239	239	239

(**) La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

La variable DHOPI no está relacionada con las variables morfométricas, pero sí las variables POTSÍ y PC, así como las variables derivadas, Curva dorsal y Curva lumbar. El signo del coeficiente de correlación muestra la disminución de las variables POTSÍ, Curva dorsal y Curva lumbar con el aumento de la altura, el peso y el IMC, y el aumento de la variable PC al aumentar las citadas variables.

Respecto a la dependencia de las variables topográficas con **la posición de juego**, la Tabla 4.27 muestra que no existe diferencia entre las distintas demarcaciones.

Tabla 4.27. Estimación de las variables topográficas con la posición en el campo.

	N	Media	DT	IC 95%		
				Límite Inferior	Límite Superior	
POTSI	Portero	22	12,4	7,5	9,1	15,7
	Central	34	10,2	4,3	8,7	11,7
	Lateral	45	11,0	5,4	9,4	12,6
	Mediocentro	47	12,3	6,9	10,3	14,3
	Extremo	40	10,5	5,5	8,8	12,3
	Delantero	40	12,2	5,4	10,5	14,0
DHOPI	Portero	22	3,6	1,5	3,0	4,3
	Central	34	2,7	1,5	2,1	3,2
	Lateral	45	3,4	1,8	2,8	3,9
	Mediocentro	46	3,3	1,4	2,9	3,8
	Extremo	40	2,9	1,3	2,5	3,3
	Delantero	40	3,5	1,5	3,0	3,9
PC	Portero	22	35,6	8,8	31,7	39,5
	Central	34	34,3	7,6	31,7	37,0
	Lateral	45	33,5	8,9	30,8	36,2
	Mediocentro	45	34,3	7,0	32,2	36,5
	Extremo	40	34,7	7,1	32,4	37,0
	Delantero	40	36,3	8,8	33,5	39,2

		N	Media	DT	IC 95%	
					Límite Inferior	Límite Superior
CURVA DORSAL	Portero	22	154,2	6,5	151,3	157,0
	Central	34	155,6	7,0	153,2	158,1
	Lateral	45	157,1	8,3	154,6	159,6
	Mediocentro	45	155,9	5,7	154,2	157,6
	Extremo	40	156,7	5,5	155,0	158,5
	Delantero	40	154,2	8,5	151,5	157,0
CURVA LUMBAR	Portero	22	162,2	6,9	159,1	165,3
	Central	34	162,5	5,0	160,7	164,2
	Lateral	45	162,6	6,2	160,8	164,5
	Mediocentro	45	162,3	5,7	160,6	164,0
	Extremo	40	161,4	5,8	159,6	163,3
	Delantero	40	160,3	7,9	157,8	162,8

4.3.2.2. Relación de las variables topográficas con la disimetría y la medida de la giba.

Se ha estudiado la correlación entre los valores de las variables que miden la curvatura de la espalda y los valores de la giba categorizados en normal, ligera y moderada. Los resultados se muestran en la Tabla 4.28.

Con respecto a la giba, fue medida con escoliómetro y fue categorizada en normal (0-1°), ligera (2-3°) y moderada (hasta 5°) siguiendo los valores establecidos por Stahelli (2003).

Tabla 4.28.- Estimación de la Giba con las variables topográficas. DT: desviación típica. La diferencia estadísticamente significativa entre los grupos viene marcada por el criterio $a>b$, $p<0,05$.

	GIBA	N	Media	DT	IC 95%	
					Límite inferior	Límite superior
PC	Normal	217	34,6 ^{ab}	8,1	33,5	35,7
	Ligera	14	39,1 ^a	8,7	34,1	44,2
	Moderada	10	31,0 ^b	3,0	28,8	33,1
CURVA DORSAL	Normal	217	157,9 ^a	3,9	155,2	160,7
	Ligera	14	155,8 ^a	7,3	154,8	156,8
	Moderada	10	154,0 ^a	4,8	151,3	156,8
CURVA LUMBAR	Normal	217	162,1 ^{ab}	6,1	161,3	162,9
	Ligera	14	157,4 ^b	7,4	153,1	161,7
	Moderada	10	164,1 ^a	2,4	162,4	165,9

Puede observarse como, aunque sin diferencia estadísticamente significativa, los valores de la curva dorsal son mayores (espalda más plana) en los casos de giba normal y más pequeños (espalda más curvada) en los casos de giba moderada. La no existencia de valores elevados de giba medidos con el escoliómetro impide encontrar correlaciones significativas.

El estudio de la asociación entre la disimetría y las variables topográficas, Tabla 4.29, tampoco ha mostrado diferencia estadísticamente significativa debido a la escasa disimetría encontrada en nuestro grupo.

Tabla 4.29.- Estimación de la Dismetría de piernas con las variables topográficas.

	DISMETRÍA	N	Media	Desviación típica
POTSI	<1,5	225	11,4	5,8
	1,5-3	16	10,3	5,3
DHOPI	<1,5	224	3,2	1,5
	1,5-3	16	3,2	1,8
PC	<1,5	223	34,7	7,9
	1,5-3	16	34,0	10,0
CURVA DORSAL	<1,5	223	155,7	7,0
	1,5-3	16	155,9	9,4
CURVA LUMBAR	<1,5	223	162,0	5,9
	1,5-3	16	161,8	9,4

4.3.2.3. Comparativa de las variables topográficas en jugadores de fútbol versus baloncesto

Para finalizar el estudio hemos elegido una muestra de jugadores de baloncesto, pertenecientes a los equipos Cadete y Junior del Valencia Basket, para analizar los valores que las variables topográficas (DHOPI, POTSÍ, PC, CURVA DORSAL y CURVA LUMBAR) tienen en los jugadores de estos deportes y determinar si pueden resultar adecuadas para caracterizar la práctica deportiva.

La Tabla 4.30 presenta las características morfológicas de la muestra elegida y su comparación con la equivalente en edad del grupo de futbolistas.

Tabla 4.30.- Características de la muestra de futbolistas y jugadores de baloncesto de edades comprendidas entre 15 y 18 años. DT: desviación típica.

	Deporte	N	Media	DT	Significación
EDAD	Futbol	77	16,79	1,10	0,177
	Baloncesto	37	16,49	1,17	
ESTATURA	Futbol	77	1,72	0,09	<<0,001
	Baloncesto	37	1,87	0,07	
PESO	Futbol	77	62,95	10,83	<<0,001
	Baloncesto	37	78,22	11,55	
IMC	Futbol	77	21,22	2,26	0,015
	Baloncesto	37	22,33	2,16	

Los grupos, como era de esperar, no son comparables en cuanto a altura y peso. Respecto al IMC, aunque existe diferencia estadísticamente significativa, serían comparables dado que ambos están dentro de la normalidad. Ahora bien, la diferencia en altura, que es el elemento más significativo de los dos tipos de deporte, no implica que no puedan compararse las variables topográficas ya que, como se ha comentado en este mismo capítulo tanto, DOPHI como POTSÍ están relativizadas a la altura del individuo, por tanto este factor no afecta al resultado y las variables Perfil Columnar, Curva Dorsal y Curva Lumbar son ángulos y tampoco se ven afectados por las dimensiones del individuo.

Con estas consideraciones la tabla 4.31 muestra los resultados obtenidos en el fútbol y en el baloncesto para las variables topográficas. Puede observarse que existe diferencia estadísticamente significativa en todas las variables estudiadas. Por ello, en la tabla 4.32 se presenta la diferencia de valor de estas magnitudes entre los dos grupos analizados, considerando como referencia el fútbol y el intervalo de confianza del 95% de estas diferencias, para mostrar la gran diferencia entre ambos grupos de deportistas.

Tabla 4.31. Número de casos, N, Media y Desviación típica, DT, de las variables topográficas comparando el fútbol y el baloncesto. Se muestra la significación (p) de la comparación de las medias. La diferencia es estadísticamente significativa para $p < 0,05$.

	Deporte	N	Media	DT	p-valor
POTSI	Fútbol	72	7,57	3,95	<<0,001
	Baloncesto	37	11,85	5,02	
DHOPI	Fútbol	71	3,33	1,67	<<0,001
	Baloncesto	37	5,42	2,93	
Perfil Columnar	Fútbol	71	36,62	8,08	0,005
	Baloncesto	37	41,87	10,36	
Curva Dorsal	Fútbol	71	154,37	7,56	0,007
	Baloncesto	36	150,05	7,95	
Curva Lumbar	Fútbol	71	160,81	6,98	<0,001
	Baloncesto	36	154,83	8,83	

Tabla 4.32. Diferencia de los valores medios de las variables topográficas entre los dos tipos de deportes, tomando como referencia el fútbol. Se muestra la significación (p) de la comparación de las medias. La diferencia es estadísticamente significativa para $p < 0,05$.

	Diferencia de medias	Error típico	IC 95%	
			Límite Inferior	Límite Superior
POTSI	-4,28	0,88	-6,02	-2,54
DHOPI	-2,10	0,448	-2,97	-1,21
PC	-5,24	1,81	-8,83	-1,66
Curva Dorsal	4,32	1,57	1,20	7,44
Curva Lumbar	5,98	1,56	2,88	9,08

Como se puede observar, los jugadores de baloncesto muestran valores más elevados en todas las variables, salvo en la Curva dorsal y en la Curva lumbar.

5. DISCUSIÓN

"La ignorancia afirma o niega rotundamente, la ciencia duda"

Voltaire

5. DISCUSIÓN

En este capítulo presentamos los resultados más destacados obtenidos en el estudio, valorándolos, justificándolos y comparándolos con los de otros autores, apoyándonos en la bibliografía encontrada al respecto. Para ello vamos a seguir la misma distribución mostrada en el capítulo de resultados.

5.1 Análisis descriptivo de la muestra

El fútbol, como cada deporte, posee unas características propias que presumiblemente determinan el morfotipo del deportista que practica este deporte de manera habitual o profesional. Según Casajús et al. (2001) “El fútbol es un deporte caracterizado por acciones de alta intensidad de corta duración, con pausa de diversa duración en el medio”.

Casajús et al. (1991) realizó un estudio con los integrantes de la selección española de fútbol en el Campeonato del Mundo de Italia

1990 donde realizó un estudio cineantropométrico con valoración de los pliegues cutáneos.

Acerca del somatotipo, la clasificación de la ISAK (The International Society for the Advancement of Kinanthropometry) establece:

- Endomorfia: adiposidad relativa.
- Mesomorfia: robustez o magnitud músculo-esquelética relativa.
- Ectomorfia: linealidad relativa o delgadez.

El autor obtiene un somatotipo típico para el futbolista de élite mesomorfo dominante. Este resultado reflejaría como características del futbolista el componente de la fuerza y la potencia frente a la delgadez asociada a deportes de más resistencia. Además, observa una disminución significativa de la grasa corporal en los jugadores desde el principio al final de la temporada.

En relación a las características antropométricas, Herrero et al. 2004 realiza un estudio con jugadores profesionales de fútbol y junto a Casajús (1991) obtienen valores similares en la variables edad ($26,1 \pm 2,19$ años vs $26,09 \pm 3,48$ años), peso ($77,3 \pm 6,08$ vs $77,24 \pm 5,6$ años) y talla corporal ($177,7 \pm 6,53$ vs $177,87 \pm 6,78$).

En nuestro estudio, el grupo más comparable a dichos estudios es el correspondiente a la edad senior que está compuesto por

jugadores desde los 19 a los 33 años de edad. Los resultados muestran una edad media de $23,9 \pm 3,6$ años, peso medio de $76,48 \pm 8,01$ K y talla corporal de $181,7 \pm 0,06$ cm. Nuestros valores son muy similares en cuanto al peso corporal pero nuestro grupo tiene por término medio más altura y menos edad. Estas diferencias pueden ser explicadas ya que en nuestro caso, la categoría senior está compuesta por el equipo A y B (filial) del Club Deportivo Teruel y el equipo B del Hércules de Alicante Club de Fútbol. Los equipos filiales suelen estar compuestos por jugadores jóvenes con proyección para que en un futuro puedan optar a jugar en el primer equipo y por tanto tienen edades muy por debajo de la media de la edad de la categoría senior.

En cuanto a las posiciones de juego, podemos señalar que, independientemente del aumento del peso y la estatura con la edad, debido a que el grupo de estudio corresponde a la edad de crecimiento, nuestros resultados muestran que aunque sin diferencias significativas, los porteros y defensas son más pesados, más altos y con mayor IMC. En el lado contrario, los delanteros, los extremos y laterales tienen tendencia a un menor peso y estatura.

Casajús et al. (1991) ya obtuvo que los porteros son los más altos y los delanteros los de menor peso y talla. Además añade que los defensas son los más jóvenes.

Siguiendo con la clasificación del somatotipo y la posición de juego, los porteros consiguen valores de endomorfia más elevados.

Son jugadores más altos y más pesados que suelen tener un mayor índice de porcentaje graso. Por el contrario, los centrocampistas tienen el valor más bajo ya que son los jugadores que mayor recorrido suelen realizar a lo largo de los partidos y entrenamientos lo que les hace tener un bajo porcentaje de grasa corporal. Por otro lado se encuentran los defensas que alcanzan el valor medio más elevado de mesomorfia. Son jugadores que son muy fuertes y con un importante porcentaje de masa muscular.

En referencia al peso idóneo del futbolista, Rose et al. 1983 propone un porcentaje de grasa del 10,65%, el cual se asemeja al conseguido por Casajús (1991) en su estudio siendo un 11,16 % y del 10,42% descrito por Herrero (2004), todos con la fórmula de Faulkner (1968). No obstante, en un estudio propuesto por Chin et al. (1992) en el que compara jugadores de distintos continentes, jugadores asiáticos frente a jugadores del Calcio italiano, los resultados muestran que con una edad media de 26 años, los asiáticos tienen valores medios menores de altura y peso, con 173 cm y 67,7 kg, respectivamente, frente a los 177 cm y 74 kg de los italianos. En su estudio, Chin encuentra entre un 15 y un 16% el porcentaje de grasa en un sujeto normal de 20 años mientras que en los jugadores de su estudio fue del 7,3 %. Es un porcentaje notablemente inferior al comentado anteriormente.

En este sentido, Nilolaidis et al. (2012) realiza un estudio con adolescentes que juegan a fútbol y valora la relación de un IMC elevado con el nivel de aptitud física. El autor concluye que un IMC

elevado tiene una relación inversa con la potencia aeróbica, potencia máxima anaeróbica y la resistencia muscular local. Estos datos muestra la importancia que tiene el control del peso en los equipos de fútbol y su relación directa con el rendimiento.

En nuestro caso, la valoración del IMC de la muestra estudiada, mostró que sólo 5 jugadores tenían valores superiores a la normalidad (25 IMC). Dos de ellos tenían 25,5 y 26, ambos valores ligeramente por encima del límite de normalidad, se encontraban en edad de crecimiento, y no los consideramos significativos. En el caso de otros dos valores correspondientes a jugadores del equipo senior A del Teruel, encontramos valores de 28, muy por encima de la normalidad. Estos casos tenían la particularidad de ser jugadores muy altos y musculados, por lo que no podríamos hablar de sobrepeso de ningún tipo. El quinto jugador con valor elevado del IMC, corresponde al equipo senior B de Teruel. Este es el único caso en nuestro estudio que sí que debemos clasificar con sobrepeso ya que con 28 de IMC, tenía valores muy descompensados para su estatura y su peso. Se trataba de un jugador del equipo filial del Club Deportivo Teruel que ocupaba la posición de delantero y que había estado lesionado. Dicha inactividad le había provocado incrementar su peso corporal y su correspondiente IMC.

5.2 Influencia de las características morfo-métricas y de juego con la producción de lesiones

El fútbol se caracteriza por tener como factor de rendimiento la resistencia a la fuerza explosiva. A lo largo del partido se dan situaciones que necesitan esfuerzos máximos de corta duración, con pausas de distinta duración entre los mismos pero sin recuperación completa y, por tanto, con acumulación de fatiga que aumenta a medida que transcurre el partido. Esta característica, junto al hecho de ser un deporte de contacto, incrementa los riesgos de lesión de los jugadores. Junge et al. (2009) hizo un estudio en los Juegos Olímpicos de Pekín comparando el riesgo de sufrir una lesión en distintos deportes. El fútbol está encuadrado dentro del grupo de deportes que obtuvo con un riesgo alto. A éste se unían taekwondo, hockey, balonmano, levantamiento de pesas y boxeo. Entre los deportes con menor riesgo de lesión están vela, canoa / kayak, remo, natación sincronizada, buceo y natación, todos ellos deportes sin contacto. Según Carling et al. (2009), el 80% de las lesiones en el fútbol son consideradas de gravedad moderada y en ellas los futbolistas no pierden más de una semana de práctica. Además, Fukushi et al. (2012) añade que la mayoría de las lesiones en un partido de fútbol se producen en sus últimos 15 minutos y lo relaciona con el déficit de control neuromuscular y capacidad del cuerpo para estabilizar las articulaciones de las extremidades inferiores en estado de fatiga.

En nuestro estudio nos encontramos un problema para el diagnóstico de la lesión, pues de todos los equipos de la muestra, sólo el Senior A del C.D. Teruel, Senior B y Juvenil A del Hércules de Alicante disponían de fisioterapeuta a lo largo de la temporada y con posibilidad de asistencia médica, propia del club, de manera puntual. El resto de equipos sólo podían tener acceso a asistencia médica o fisioterapéutica de manera particular y puntual, por lo que en muchos casos no se habían registrado las lesiones, se carecía de diagnóstico de la lesión o bien el diagnóstico no era el más acertado.

En primer lugar encontramos un 65,9% de jugadores que no habían sufrido lesiones en el transcurso de la temporada del estudio mientras que el 34,1% restante sí padeció algún tipo de patología deportiva. Estos resultados tienen relación con lo propuesto en el párrafo anterior. Tuvo que haber lesiones no registradas o no diagnosticadas para obtener un porcentaje tan elevado de jugadores sin lesión.

Las lesiones registradas se clasificaron según su tipología en:

- a) Ligamentosas (46,5%)
- b) Musculares (21,8%)
- c) Óseas (21,8%)
- d) Tendinosas (7,4%)
- e) Pubalgia (2,5%)

Se puede observar cómo son las ligamentosas las lesiones más frecuentes, con un 46,5%. Carling et al. (2009) y Koutures et al. (2009) afirman que, dentro de la tipología de lesión, son los esguinces de tobillo los que tienen más prevalencia en los hombres (16–29)% mientras que las lesiones de rodilla son mayores en mujeres (7-36)%.

A la hora de analizar las lesiones se ha considerado la pubalgia de manera independiente. Se trata de una patología que afecta a aquellos deportes cuyos gestos técnicos son el golpeo, carrera y cambios de dirección. La lesión se produce por sobreuso y destaca en deportes como el fútbol, esquí y hockey. Así, entre los jugadores de fútbol, se puede señalar una incidencia anual entre el 10 y 18% (Zuil et al 2008). Se trata de una lesión compleja en la que intervienen varias estructuras. El dolor se identifica en la sínfisis púbica y se puede irradiar a zonas próximas como la ingle, parte baja del abdomen, periné y cadera. Está afectado el cartílago de la propia sínfisis del pubis, la cual sufre una descompensación de fuerzas entre la musculatura aductora y la abdominal. De esta manera también podemos encontrarnos afectadas estas estructuras tanto en sus vientres musculares como en la porción tendinosa en su inserción. En nuestro estudio se han registrado dos casos en edades juveniles y senior donde las exigencias físicas tanto en entrenamientos como en competición son muy elevadas.

En cuanto a la localización regional, un 75,8% están registradas en las extremidades inferiores. Acorde con estos resultados se encuentran prácticamente la totalidad de los autores (Carling et al.

2009, Koutures et al. 2009, Paterson et al. 2009, Fukushi et al. 2012) que muestran como las lesiones más comunes se suelen producir en las extremidades inferiores y Hunt et al. (1990), que cifra la incidencia en un 70% en esta región. No obstante, para Paterson et al. 2009 las abrasiones son las lesiones más frecuentes con un (70–75)%, aunque no las hemos considerado por no ser importantes para el estudio.

Las lesiones focalizadas en el raquis han sido mínimas, coincidiendo con lo apuntado por López Sendín et al. (2005).

Aunque parece claro que el sobrepeso y la obesidad es un factor de riesgo a la hora de sufrir una lesión, tal y como como citan varios autores McHugh et al. (2010), Bazelmans et al. (2004), Cowan et al. (2011), Poston et al. (2011), Hunt et al. (1990), en una muestra compuesta por sujetos deportistas, jóvenes y supuestamente sanos con un IMC normal en la mayoría de los casos, no es posible evidenciar esta relación. De hecho, con estas condiciones de normalidad de la muestra, nuestros resultados muestran que no existe asociación entre el peso alto y la probabilidad de sufrir lesión.

No obstante, con los datos registrados en nuestro estudio encontramos una tendencia que muestra mayor probabilidad de lesión para sujetos con menor estatura. Esta mayor probabilidad de lesión, se relaciona también con menor peso y edad, al estar las variables estatura, peso y edad fuertemente relacionadas en nuestro estudio transversal.

La regresión logística realizada muestra la probabilidad de lesión en función de la estatura en centímetros del deportista según la ecuación (5.1)

$$P(\text{lesión}) = 1 / (1 + \exp(-8.352 + 0,045 * \text{estatura (cm)})) \quad (5.1)$$

Esta clasificación de “lesión / no lesión” según este modelo tiene un 67,2% de acierto global. Clasifica correctamente el 20,9% de los no lesionados y el 90,6% de los lesionados y establece una mayor probabilidad de lesión cuanto menor es la altura del sujeto.

Con respecto a la edad, se observa que el grupo de 6 a 11 años tiene una frecuencia de lesiones ligamentosas por encima de la esperada. Los resultados registrados en este primer grupo de edad están directamente relacionados con lo establecido en la ecuación (5.1) ya que los de menor edad presentan la menor estatura.

Para contextualizar adecuadamente esta dependencia de la probabilidad de lesión con la altura y por extensión con la edad, deben señalarse varios factores. En primer lugar, que en nuestro estudio, los sujetos practicaban la modalidad de fútbol sala hasta los 12 años, mientras que a partir de esta edad se incorporaban al fútbol, con las diferencias intrínsecas entre ambos tipos de deporte.

El fútbol sala difiere significativamente con el fútbol tradicional. El primer cambio se produce en el terreno de juego donde las dimensiones se reducen a 40 x 20 m. El pavimento suele ser sintético aunque también se encuentran muchos campos con pavimento rígido, siendo poco recomendable por su incidencia

lesional por abrasiones. Los factores de rendimiento cambian sensiblemente con respecto al fútbol. Astagna et al. (2009) realiza un estudio en el que registra la actividad cardíaca junto a la intensidad de los desplazamientos en partidos de fútbol sala y concluye que se trata de un deporte con múltiples sprints y con más fases de alta intensidad que el fútbol. En una encuesta realizada en Holanda por Schmikli et al. (2009) se describe que el fútbol sala tiene una tasa lesional 2,7 veces por 10.000 horas de práctica, mayor que el fútbol. Datos que coinciden con el estudio realizado por Junge y Dvorak (2010) en el que registran las lesiones que se producen en el transcurso de la Copa del Mundo de Fútbol Sala en 2010 registrando 120,4 lesiones por 1000 horas de práctica en partido frente a las 61,1 recogidas en la Copa del Mundo de 2010 de Fútbol.

Además, en este grupo de edad existe una falta de especificidad a este deporte. A parte del fútbol, suelen practicar otros deportes lo cual es recomendable para mejorar su bagaje de habilidades motrices, pero interfiere en el desarrollo del morfotipo propio del fútbol y su adaptación muscular y articular. Estas justificaciones pueden explicar ese elevado número de lesiones ligamentosas a las edades de 6 a 11 años.

Los grupos categorizados de 12 a 18 años de edad y 40 – 70 kg de peso, ambos relacionados, tienen también un índice de lesión mayor de lo esperado. Estos datos coinciden en parte con los propuestos por Koutures et al. (2009) quien indica que los menores de 15 años tienen mayor prevalencia de lesiones. Este último grupo

registra mayor índice de lesiones óseas. Estas lesiones fueron fisuras del sacro por traumatismo, fracturas maleolares o bimalcolares en el tobillo y fracturas de cúbito y radio en la muñeca. Son edades de crecimiento en las que las fisis se encuentran abiertas, siendo más débiles que los ligamentos, y al producirse un mecanismo lesional es más factible que la lesión afecte a esta estructura.

Los grupos descritos como mayores de 18 años y de 70 kg. muestran mayor recuento de lesiones musculares frente a la frecuencia esperada. Corresponden a la categoría senior sobre la que recae la máxima exigencia tanto en los entrenamientos como en los partidos. Su nivel de actividad física es muy alto al realizar cinco días de entrenamiento a la semana además del día de partido. En ocasiones llegan a disputar dos partidos a la semana correspondientes a encuentros de liga o copa federación, en el caso del C.D. Teruel. Este alto nivel de actividad favorece las sobrecargas, contracturas y roturas fibrilares.

No se ha encontrado asociación entre la aparición de lesión y su tipología con otros factores como la posición que ocupa el jugador en el campo. Estos resultados coinciden con los de Carling et al. (2010) que no obtiene diferencias estadísticamente significativas entre portero, defensa, centrocampista y delantero. Las posiciones que más lesiones han registrado son lateral y extremos que junto a los porteros muestran un mayor número de lesiones ligamentosas, estos últimos con un recuento mayor de lo esperado. Esta mayor tendencia encontrada en nuestra muestra podría justificarse por el

hecho de que los porteros son los únicos jugadores que pueden intervenir en el juego con las manos y es en estas acciones, sobre todo en las paradas, donde pueden sufrir lesiones ligamentosas a nivel de las articulaciones interfalángicas, metacarpofalángicas y trapeciometacarpiana. En cuanto a los extremos, son jugadores muy rápidos y habilidosos, de modo que su rol en el juego les hace que tengan que conducir el balón durante gran parte del juego. Junto a los laterales, realizan continuos cambios de dirección y buscan el uno contra uno por la banda frente al adversario para efectuar el desborde. Por las características de su juego suelen sufrir fuertes entradas que, de manera habitual, les producen inversiones forzadas de tobillo las cuales pueden desencadenar en un esguince de la articulación. Además, los extremos registran de manera significativa los índices más elevados de lesiones musculares. La explicación tiene relación con lo comentado anteriormente, son jugadores muy rápidos y explosivos en los que predominan las fibras rápidas tipo II y esa es una predisposición para sufrir lesiones musculares como contracturas, sobrecargas y sobre todo, roturas fibrilares.

Una muestra de mayor tamaño e integrada por distintos equipos de fútbol de la misma categoría permitiría evidenciar si las tendencias encontradas llegan a ser estadísticamente significativas.

Por otro lado, pese a que nuestro estudio está compuesto únicamente por sujetos varones, Koutures et al. (2009) indica que las lesiones ligamentosas predominan en chicas que además, tienen

mayor riesgo de sufrir la rotura del Ligamento Cruzado Anterior con una proporción de 3:1 con respecto a los chicos.

5.3 Características antropométricas

Comentaremos en este apartado los resultados acerca de la simetría de las piernas, la lateralidad del jugador, las variables topográficas de la espalda y su relación con el peso, altura, edad y posición en el campo.

5.3.1 Simetría de las piernas y estudio de la giba

En nuestro estudio hemos medido la longitud de los miembros inferiores (MMII) tal y como se explica en el apartado de “Material y Métodos” valorando la existencia de una simetría, misma longitud de ambas piernas, o bien una disimetría. Esta última González (2011) la define como la discrepancia o diferencia en la longitud de los MMII.

La disimetría es un proceso dinámico que puede cambiar hasta alcanzar la madurez esquelética (niñas 14 años, niños 16 años), de modo que según la diferencia de los MMII tiene más o menos relevancia clínica. Las disimetrías menores de 1,5 cm son las más comunes y no precisan tratamiento corrector alguno, dado que no provocan trastornos funcionales en la marcha, ni repercusión sobre la columna, mientras que las disimetrías de 1,5 a 3 cm. requieren el uso de un alza ortopédica.

En nuestro caso hemos considerado las disimetrías mayores a 1,5 cm como clínicamente relevantes, encontrando sólo 17 casos (6,7%).

No se ha hallado asociación entre los casos de disimetría con la edad y posición de juego.

Con respecto a la giba, fue medida con escoliómetro y fue categorizada en normal, ligera y moderada siguiendo los valores de normalidad ($\leq 5^\circ$) establecidos por Stahelli (2003). En ningún sujeto de la muestra se encontraron mediciones con valores patológicos, por encima de 6° , los cuales hubieran sido derivados a atención primaria.

5.3.2 Estudio de las variables topográficas de la espalda

Se implementó el método de luz estructurada para la obtención de la función superficie de la espalda, diseñando un sistema portátil que permitía el desplazamiento del dispositivo experimental a los clubs deportivos para el estudio de los deportistas. Para cada sujeto del estudio se obtuvo una representación topográfica de su espalda, sobre la que se determinó las variables DHOPI, POSTI, Perfil Columnar, Curva Dorsal, Curva Lumbar, siguiendo el procedimiento indicado en Material y método.

5.3.2.1. Relación de las variables topográficas con las variables morfométricas y posición de juego

En este apartado vamos a analizar la información obtenida a partir de las variables topográficas y su relación con la edad, peso, altura e índice de masa corporal, así como la posición de juego de los sujetos.

VARIABLES POTSÍ Y DHOPI

Las variables POTSÍ y DHOPI fueron introducidas por Mínguez (2002) para el diagnóstico de la normalidad o patología asociada a la escoliosis y se determinaron los valores de corte de normalidad de dichas variables siendo $< 2,33$ para DHOPI y $< 29,25$ para POTSÍ. Para que el diagnóstico escoliótico sea positivo se tienen que registrar valores elevados en ambas variables. De hecho existe una cierta correlación entre los valores de DHOPI y el POTSÍ, pero sin una gran concordancia de acuerdo con el hecho de que cada variable muestra información de distintos planos.

En nuestro caso, hemos utilizado estas variables tanto por sus posibilidades de realizar un diagnóstico no lesivo de la escoliosis en los grupos estudiados como para valorar su potencial para, dentro del rango de normalidad, caracterizar la espalda del deportista frente al sujeto normal.

Los resultados de estas variables topográficas aplicados a los equipos estudiados muestran que sólo había 3 casos de sujetos susceptibles de ser diagnosticados de escoliosis, por presentar

elevados los valores de ambas variables. Esto representa un 1,2% de la muestra estudiada, que se corresponde con la prevalencia de esta patología en la población que se sitúa entre 0,33 a 12% , Pino (2014).

Sólo un 1,6 % de los sujetos mostraron valores de POTSI por encima de la normalidad, mientras que la variable DHOPI resultaba elevada en un 65,5% de casos. Resultaba por tanto de interés evidenciar si un rango de edad o peso está asociado con un valor mayor o menor de estas variables.

No se ha encontrado asociación para el DHOPI con respecto a la edad aunque sí se han determinado un mayor número de casos de DHOPI elevados en la edad infantil (12-13) años (57,45%) y dos de los casos susceptibles de diagnóstico escoliótico tenían 12 y 14 años respectivamente. Estos valores de DHOPI refutan los resultados conseguidos en trabajos previos del equipo de investigación (Guillén et al. 2012). Además, Shands et al. (1955), encontró una mayor prevalencia de escoliosis, 1,9%, con ángulo de Cobb mayor de 10° para la edad de 14 años, correspondiente al final de la categoría infantil y al comienzo de la categoría cadete. Este hecho justifica el ligero aumento del valor medio de la variable DHOPI que hemos encontrado en nuestro estudio a la edad cadete, respecto a la evolución normal de la variable con la edad.

Aunque sin diferencias significativas, los valores de POTSI tienden a disminuir con la edad. Esta variable medía la asimetría en el plano frontal y estos valores pueden tener relación con el desarrollo

óseo cuyo periodo finaliza a los 16 – 17 años y la progresión de la deformidad que según Staheli (2003), depende de la edad en la que se desarrolle (Figura 5.1):

- a) Infantil (0 a 3 años): suele tener resolución espontánea en curvas merones de 20°.
- b) Juvenil (3 a 10 años): es más progresiva. Algunas se resuelven espontáneamente pero es necesario tratamiento ortopédico si superan los 20° de desviación.
- c) Adolescente (> 10 años): es la más común. Ocurre en un 10% de la población. El diagnóstico es para desviaciones de ángulo de Cobb mayor de 10° y afecta por igual a niños y niñas aunque en ellas tienen una mayor probabilidad de progresión, 4:1, pero sólo requieren tratamiento alrededor del 10% de los niños que son diagnosticados.

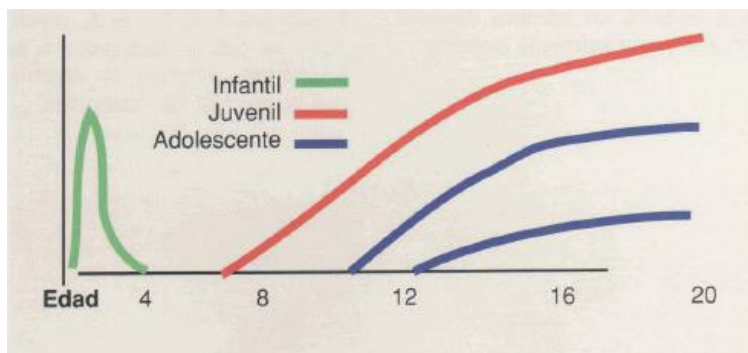


Figura 5.1. Historia natural de la escoliosis idiopática. La progresión está relacionada con la edad de presentación de la escoliosis (Staheli 2003).

La evolución natural del desarrollo del individuo justificaría la mencionada tendencia a disminuir el DHOPI y el POTSÍ a medida que se incrementa la edad y por tanto el peso.

Igualmente hemos estudiado el valor medio de estas variables con la posición de juego. Los resultados muestran que tampoco hay diferencia estadísticamente significativa, si bien delanteros y mediocentros parecen tener tendencia a mayores valores del POTSÍ mientras que en el caso del DHOPI son los porteros y de nuevo los delanteros quienes registran valores más elevados.

PERFIL COLUMNAR, CURVA DORSAL Y CURVA LUMBAR

Muchos de los estudios centrados en el desarrollo y evolución de la espalda con la práctica deportiva hacen referencia a su eje sagital (Uetake et al. 1998, Santonja et al. 2000, Wojtys et al. 2002, Pastor, Santonja et al. 2002, Pastor, Replinger et al. 2002, Wodecki et al. 2002, Rajabi et al. 2008, López Sendín et al. 2005, López Miñarro et al. 2007, 2010 y 2011, Muyor et al. 2011 y Valero et al. 2012). En estudios anteriores del equipo de investigación (Guillén et al. 2012) se desarrolló el Gradiente lumbar pero no obteníamos información de todas las curvas sagitales, sólo de la zona lumbar. Por este motivo desarrollamos una nueva variable medible en la topografía de la espada y que permite cuantificar la curvatura general de la espalda y que denominamos Perfil Columnar (López 2012). Esta variable resulta del sumatorio de tres ángulos ($\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3$) (Figura 3.16 en Material y métodos).

Algunos de los autores citados en el párrafo anterior, no sólo valoraban la curvatura de la espalda sino que diferenciaban según las curvas fisiológicas, como son la cifosis dorsal y lordosis lumbar. Siguiendo este criterio, se definió la Curva Dorsal y la Curva Lumbar tal y como se indicó en (Figura 3.17 en Material y métodos) y que se reproduce a continuación.

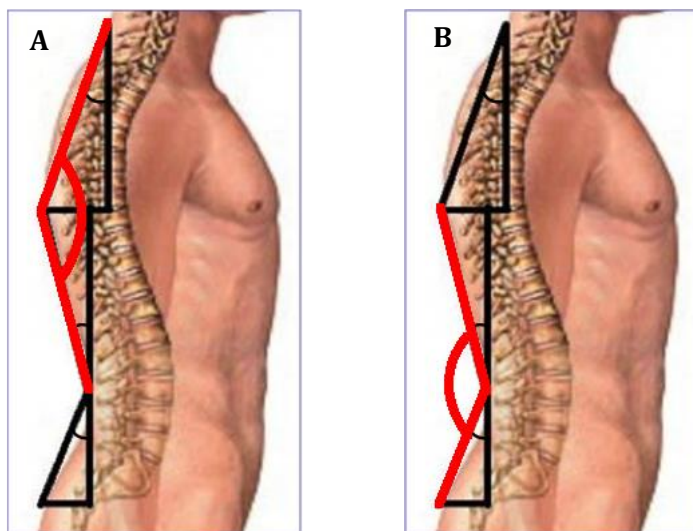


Figura 3.17 de Material y Método. A: Ángulo que forma la curva dorsal.
B: Ángulo que forma la curva lumbar.

Los valores medios obtenidos de la variable PC muestran una relación directa con la edad. La angulación sagital de la espalda incrementa al mismo tiempo que lo hace la edad de los sujetos. Como se comentará posteriormente, el desarrollo óseo finaliza a los 16 – 17 años. Cuando esto ocurre se paraliza la evolución de las posibles asimetrías en el plano frontal (POTSI) y sagital (DHOPI). No obstante, debido a la higiene postural y al mantenimiento de posturas, tanto en la vida laboral como deportiva, las curvas sagitales

pueden verse modificadas. En la práctica clínica diaria podemos comprobar como los individuos que mantienen una postura de sedestación durante 8 horas diarias, normalmente sin cuidar la higiene postural, desarrollan un aumento de la cifosis dorsal, un aumento de la lordosis cervical y protusión de la cabeza. A nivel lumbar suelen sufrir una rectificación de su lordosis lumbar. En lo referente a la práctica deportiva, como ya se ha comentado en la introducción, Uetake et al. (1998) y Wojtys et al. (2000) afirman que las curvas sagitales del raquis de un deportista pueden modificarse con el entrenamiento intensivo a lo largo del tiempo. Según la especialidad deportiva existen gestos característicos que se repiten continuamente. En el caso del fútbol son acciones como carrera, salto y cambios de dirección que además, suponen un gran componente de carga axial sobre el eje sagital y pueden facilitar que las curvas fisiológicas se incrementen con la edad.

Si comparamos el PC con la posición en el campo parece que son los porteros y delanteros quienes tienen los valores más elevados.

En la relación de las Curvaturas Dorsal y Lumbar con las variables antropométricas (edad, peso e IMC) vamos a observar comportamientos similares a los encontrados en el PC pero en este caso la relación será negativa porque se ha calculado su valor en función del ángulo suplementario. Por tanto, en esta ocasión, los valores disminuyen conforme aumentan estas variables. Si hablamos de la Curva Dorsal y su relación con la posición en el campo los

porteros y defensas centrales son los que obtienen menores valores, por tanto tienen mayor angulación, frente a los laterales quienes obtienen las angulaciones más bajas. En cuanto a la Curva Lumbar y la posición en el campo son los delanteros, extremos y mediocentros los que tienen una mayor angulación mientras que son los porteros los que obtienen menores valores, siendo éstos los que habían obtenido los mayores valores en la Curva Dorsal.

Uno de los gestos técnicos del fútbol es la conducción del balón. Para tener un mayor control del balón los jugadores tienden a bajar el centro de gravedad y su curva lumbar suele ser aumentada. Los jugadores que más utilizan esta conducción son precisamente los mediocentros, extremos y delanteros quienes, como se ha descrito, obtienen mayores angulaciones. Por otro lado, los porteros tienen una mayor angulación dorsal pero menor angulación lumbar. En este caso son los únicos jugadores que intervienen con las manos, aunque de manera muy puntual, y esto puede verse reflejado en la curva dorsal. La altura puede ser otro aspecto que puede tener relación con estos resultados y que sería de interés evaluar en futuros estudios.

La bibliografía consultada sobre este aspecto, Uetaki et al. (1993), Wodecki et al. (2002), Valero et al. (2012), López Sendín et al. (2005), ya expuesta en la introducción, indica que la práctica continuada y sistemática del fútbol evoluciona en un morfotipo raquídeo con una disminución de la cifosis dorsal y un aumento de la lordosis lumbar. Como se ha comentado anteriormente, en nuestro estudio hemos registrado un aumento de la curvatura lumbar con la

edad, pero también de la curvatura dorsal. Para posteriores estudios sería interesante aumentar la muestra con jugadores senior y de categoría profesional, cuya dedicación al fútbol sea exclusiva, y por lo tanto nos pueda aportar datos más cercanos a los de un futbolista de élite.

Como resumen general del estudio de la topografía de la espalda de jugadores de fútbol desde la edad infantil hasta la edad senior encontramos que la disminución de la variable POTSI con la edad indica una tendencia a una mayor simetría y, por tanto, a una estabilización de la conformación de la espalda con la edad. En el caso de la variable DHOPI prácticamente los valores se mantienen a todas las edades, salvo el caso del grupo cadete, que muestra un aumento de esta variable compatible con el hecho de que a las edades de cadete y juvenil es donde se produce con mayor probabilidad las deformidades de la columna, como la escoliosis idiopática juvenil. La variable PC, que representa la curvatura de la espalda, va aumentando con la edad pero también muestra un valor ligeramente anómalo a la edad de los cadetes, por el motivo expuesto anteriormente. Por otro lado, la disminución de la Curva Dorsal y Lumbar con la edad no representa una incongruencia con la evolución de la variable PC, ya que estas curvaturas se obtienen de la suma de dos ángulos en la imagen topográfica, por lo que valores altos de estas variables implican espaldas más planas y valores más bajos más curvadas.

Con estas consideraciones, la tabla 4.23 de Resultados muestra los valores medios de DHOPI, POTSI, PC, CL y CD que pueden ser representativos de este grupo de deportistas y permitiría la comparación con los practicantes de otros deportes con mayor utilización de brazos y espalda en sus acciones de juego, como voleibol, baloncesto, natación, etc, que serán objeto de estudios posteriores .

Tabla 4.23 de Resultados. Estadísticos descriptivos de las variables topográficas (N: número de casos DT: Desviación típica)

	N	Media	DT	Mín.	Máx.	Percentiles		
						25	50	75
POTSI	242	12,47	5,33	4,09	34,96	8,73	11,05	14,78
DHOPI	242	3,22	1,52	,53	7,14	2,00	3,26	4,33
PC	241	34,68	8,07	19,35	69,71	28,83	33,73	38,91
C.DORSAL	241	155,76	7,11	122,00	169,05	151,87	157,07	160,48
C.LUMBAR	241	161,92	6,16	132,45	175,32	158,31	162,53	166,11

5.3.2.2. Relación de las variables topográficas con la disimetría y la medida de la giba

Otro tema de interés es la posible asociación entre la asimetría de piernas y los valores del DHOPI y POTSI. Trece de los casos con valores elevados de DHOPI tenían también valores de asimetría considerados relevantes. En este sentido, Staheli (2003) afirma que la disimetría en los MMII puede producir una escoliosis secundaria o funcional. Se trata de una compensación que aparece en bipedestación, pero que desaparece en decúbito o sedestación. En

las disimetrías de 1,5 a 3 cm. se recomienda el uso de un alza ortopédica, González (2011). Estas compensaciones se corrigen inmediatamente con la utilización del alza que nivela la pelvis Tachdjian (1994) y Staheli (2003). En relación a esta valoración, Betsch et al. (2013) realiza un estudio con sujetos sanos en el que evalúa los cambios que se producen en el raquis, tanto en el plano frontal (inclinación y rotación) como en el eje sagital, al crear una disimetría artificial de 20 mm. Según el autor, se encuentran diferencias significativas en los cambios en el plano frontal pero no así en el sagital, y estos cambios desaparecen en el momento que se retira el alza.

5.3.2.3. Comparativa de las variables topográficas del fútbol con el baloncesto

Como se ha comentado en el apartado anterior, para valorar la capacidad de las variables topográficas para caracterizar la actividad deportiva, en nuestro estudio se ha elegido como sujetos para la comparación a jugadores de baloncesto pertenecientes al equipo Pamesa Valencia en sus categorías Junior.

El baloncesto es un deporte sustancialmente diferente al fútbol. Ambos son deportes de equipo, pero en el caso del baloncesto la superficie del campo se ve disminuida a 28 x 15 m. Se realizan acciones de máxima intensidad pero de corta duración. El tiempo se para cada vez que el árbitro pita cualquier acción mientras que en el fútbol, el tiempo es continuo durante los 90 min. Esto,

unido a la posibilidad de tiempos muertos y cambios ilimitados, hace que se consiga un margen de recuperación mayor que en el fútbol en el que no hay descansos y los cambios son limitados a 3 por partido.

En cuanto a los desarrollo del juego, la mayor diferencia es la posibilidad de uso de las extremidades superiores para el control del balón en gestos técnicos como el tiro, pase y conducción del balón mientras que no es posible el contacto de las extremidades inferiores, normativa inversa al reglamento del fútbol donde sólo pueden intervenir con las manos los porteros dentro de su área y los jugadores en el saque de banda.

A nivel morfométrico, los jugadores de baloncesto se caracterizan por una elevada talla media (192.86 cm.) y elevado peso medio (98,10 Kg.) (Rojas et al 2011). Según Costa et al. 2005 el somatotipo tiene predominio mesomorfo (componente muscular) y ectomorfo (componente lineal) sobre la endomorfia (componente graso).

Como era de esperar, los jugadores de baloncesto tienen valores muy superiores en cuanto a altura, peso, e IMC.

En cuanto a las variables topográficas los baloncestistas describen mayores valores POTSI, DHOPI, PC, estas ultimas con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,005$) respecto a los futbolistas y mayor agudeza de su Curva Dorsal y Curva Lumbar.

El baloncesto se caracteriza por uso exclusivo de las manos para el manejo del balón y el movimiento de flexo-extensión del

troco es muy repetitivo para determinados gestos técnicos como el pase, tiro y bote. Autores como Hafner et al. (1952), Micheli et al. (1979), Endler et al. (1980), Falter et al. (1981), Wilson et al. (1982) y Sward et al. (1992), Boldori et al. (1999), Wojtys et al. (2000), Rajabi et al. (2008), López Miñarro et al. (2009, 2010, 2011) y Muyor et al. (2011) confirman un aumento de la cifosis dorsal en deportes donde sus gestos técnicos implican movimientos repetitivos de flexo-extensión del tronco o posturas mantenidas en flexión. Este hecho unido a la mayor altura de los jugadores de baloncesto relacionado con las cargas axiales que sufre en su eje sagital puede justificar los mayores valores del PC y de la mayor agudeza angular de la Curva Dorsal y Lumbar para los baloncestistas. Estos resultados estarían relacionados con la figura del portero de fútbol que comparte con los jugadores de baloncesto su elevada estatura y la posibilidad de intervenir con las manos. Esto se ve reflejado en un aumento de la curva dorsal frente al resto de posiciones. Por el contrario, Boldori et al. (1999) realizó un estudio comparativo con varios deportes y describía que los jugadores de baloncesto registraban valores menores de hiperCIFOSIS dorsal.

Además, los jugadores suelen usar prioritariamente su mano dominante para la ejecución de los gestos técnicos como el tiro o el pase lo cual puede favorecer la asimetría tanto en el plano frontal y sagital identificándose con los valores elevados de la variables topográficas POTSI y DHOPI.

También sería de especial interés la comparativa con otros deportes en cuyos gestos deportivos tengan mayor relevancia los miembros superiores, deportes asimétricos como el tenis o jabalina en los que exista un miembro dominante, y aquellos en los que el morfotipo sea completamente distinto al del jugador de fútbol.

6. CONCLUSIONES

*"La vida es el arte de sacar conclusiones
suficientes a partir de datos insuficientes"*

Samuel Butler

6. CONCLUSIONES

Las conclusiones más relevantes del estudio pueden concretarse en:

- Respecto a las características antropométricas, los resultados parecen indicar una tendencia a que porteros y defensas son más pesados, más altos y con mayor IMC, mientras que los extremos y delanteros tienen menor peso y estatura.
- El mayor número de lesiones registradas en el estudio fueron las ligamentosas focalizadas en las extremidades inferiores, pero no existe asociación con la posición en el terreno de juego.
- Se ha encontrado una mayor probabilidad de lesión en el grupo de 12 a 18 años relacionado con su menor altura.

- Se ha implementado el método de proyección de luz estructurada, para la determinación de la topografía de la espalda de los deportistas.
- Se han determinado dos nuevas variables topográficas, Curva Dorsal y Curva Lumbar. Estas variables permiten valorar las curvas fisiológicas del eje sagital de la columna.
- La relación de las variables antropométricas con las variables topográficas muestra que cuando la edad aumenta, la variable POTSI tiende a disminuir, la variable DOPHI no varía sensiblemente, mientras que el PC, la Curva Lumbar y la Curva Dorsal muestran una mayor agudeza de la curva sagital de la espalda.
- La variable DHOPI tiene un valor más elevado en el grupo de cadetes, lo cual puede ir asociado a la mayor prevalencia de la escoliosis en ese grupo de edad y muestra ligera correlación con la disimetría de piernas.
- El estudio realizado en los clubs deportivos permitió identificar 3 casos potencialmente con escoliosis, corroborando las posibilidades de utilización en un screening de la población infantil y juvenil en los clubs deportivos, dada su no lesividad de la técnica.
- Los valores de las variables topográficas DHOPI, POTSI, PERFIL COLUMNAR, CURVA DORSAL y CURVA LUMBAR, sirven para caracterizar la morfología de la espalda de los deportistas y discriminan entre deportistas practicantes de fútbol y de baloncesto.

7. BIBLIOGRAFÍA

*"Lo que con mucho trabajo se adquiere
más se ama"*

Aristóteles

7. BIBLIOGRAFÍA

7.1 Bibliografía – Introducción

ARLIANI GG, BELANGERO PS, RUNCO JL, COHEN M. (2011). The Brazilian Football Association (CBF) model for epidemiological studies on professional soccer player injuries. *Clinics* 66 (10): 1707 – 1712.

BEACH T, PARKINSON R, STOTHART P, CALLAGHAN J. (2005). Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *Spine J.* 5(2): 145- 154, X.

BOG DUK, N. (1994). Anatomy of the spine. En: Klippel JH, Dieppe PA, editores. *Rheumatology*. Londres: Mosby.

BOLDORI L, DA SOLDÁ M, MARELLI A. (1999). Anomalies of the trunk. An analysis of their prevalence in young athletes. *Minerva Pediatrica* 51: 259-264.

CAÑADELL J. (2000). Comentario realizado por el profesor José Cañadell. *Rev Ortop Traumatol* 4: 342-352.

CARLING C. (2009). Effects of Physical Efforts on Injury in Elite Soccer. *Int J Sports Med* 31: 180-185.

CARLING C. (2010). Match Injuries in Professional Soccer: Inter-Seasonal Variation and Effects of Competition Type, Match Congestion and Positional Role. *Int J Sports Med* 31: 271– 276.

CARPENTER, D.M., NELSON, B.W. (1999). Low back strengthening for the prevention and treatment of low back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31(1): 18-24.

CASAJÚS JA. (1991) Estudio morfológico del futbolista de alto nivel. Composición corporal y somatotipo. *Archivos de Medicina del Deporte* Vol. VIII – Nº 30 - Págs. 147-151.

CASAJÚS JA. (2001) Seasonal variation in fitness variables in professional soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 41: 463-469.

CHIN MK, LO YS, SO CH. (1992) Physiological profiles of Hong Kong elite soccer players. *Br J Sp Med* 26 (4).

CHOLEWICKI, J., PANJABI, M.M., KHACHATRYAN, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 22 (19): 2207-2212.

CRONIS S, RUSSELLI A.(1965). Orthopaedic screening of children in Delaware public Schools. *Del Med J* 37: 89-91.

CRUZ-FERREIRA A, FERNANDES J, KUO YL, BERNARDO LM, FERNANDES O, LARANJO L, SILVA A. (2013). Does Pilates based exercise improve postural alignment in adult? *Women Health*. doi: 10.1080/03630242.2013.817505.

DAHLSTRÖM Ö, BACKE S, EKBERG J, JANSON S, TIMPKA T. (2012). *Plos One August Vol. 7: Issue 8; e43795*.

DELP SL, SURYANARAYANAN S, MURRAY WM, UHLIR J, TRIOLO (2001).R.J. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae. *Journal of Biomechanics* 34: 371-375.

DVORAK J, JUNGE A, DERMAN W, SCHWELLNUS M. (2011). Injuries and illnesses of football players during the 2010 FIFA World Cup. *Br. J Sports Med* 2011;45:626-630. Doi:10.1136/bjism.2010.079905.

ENDLER M, HABER P, HOFNER W. (1980). Spinal deformities and their mechanopathology in oarsmen. *Zeit Orthop Ihre Grenz* 118(1): 91-100.

FALTER EW, AIGNER R, HELLERER O, FREY KW (1981). Spinal lesions following modified exercises in adolescent high performance gymnasts. *Fortschritte der Medizin* 99(5): 145-148.

FAULKNER JA. (1968). *Physiology of swimming and diving*. Falls H, editores. *Exercise physiology*. Baltimore: Academic Press.

FON GT, PITT MJ, THIES AC (1980). Thoracic kyphosis: Range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology* 134: 979-983.

FRITZ JM, ERHARD RE, HAGEN BF (1998). Segmental instability of the lumbar spine. *Physical Therapy* 78: 889-896

GOZDZIEWSKI S, PORWOLIK K, SUDER E, PORWOLIK M, TRZASKA M. (1989). Occupationally conditioned antero-posterior spinal curvatures among manual workers. *Medycyna Pracy* 40: 177-182.

GRAVES JE, WEBB DC, POLLOCK ML, MATKOZICH J, LEGGETT SH, CARPENTER DM, FOSTER DN, CIRULLI J. (1994). Pelvic stabilization during resistance training: its effect on the development of lumbar extension strength. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 75: 210-215.

HABELT S, HASLER CC, STEINBRÜCK K, MAJEWSKI M. (2011). Sport and injuries in adolescents. *Orthopedic Reviews*. Vol. 3: 8.

HAFNER RH, SURREY C (1952). Localised osteochondritis (scheuermann's disease). *Journal Bone Joint Surgery*, 34B, 38-40.

HELLSING E, REIGO T, MCWILLIAM J, SPANGFORT E. (1987). Cervical and lumbar lordosis and thoracic kyphosis in 8, 11 and 15 year-old children. *European Journal of Orthod* 9:129-138.

HUKINS, DWL. (1994). Biomechanics of the spine. En: Klippel JH, Dieppe PA, editores. *Rheumatology*. Londres: Mosby.

HUNT M, FULFORD S. (1990). Amateur soccer: injuries in relation to field position. *Br. J. Sp. Med*; Vol 24, No.4 265.

IWAKAMI T. (1987). Studies on posture of the healthy Japanese child: A classification of postures and their relation to changes in different age groups. *Journal of the Japanese Orthopaedic Association* 61: 185-196.

JOURNEY C. (2003). *Atlas concise de los músculos*. Ed. Paidotribo. Badalona.

JUNGE A, DVORAK J. (2004). Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Med* 34(13): 929-38, doi: 10.2165 / 00007256 – 200434130 - 00004.

KAPANDJI IA. (1999). *Cuadernos de fisiología articular*. nº 3, Ed. Panamericana. Madrid.

KEBAETSE, M.; MCCLURE, P. & PRATT, N. A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and threedimensional scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil* 80(8): 945-50.

KOLLMITZER J, EBENBICHLER GR, SABO A, KERSCHAN K, BOCHDANSKY TH. (2000). Effects of back extensor strength training versus balance training on postural control. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (10): 1770-1776.

KOUTURES C, GREGORY JM. (2009). Injuries in Youth Soccer. *Pediatrics* 125: 410-414.

KUMS T, ERELIN J, GAPEYEVA H, PÄÄSUKE M, VAIN A. (2007). Spinal curvature and trunk muscle tone in rhythmic gymnasts and untrained girls. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 20: 87-95.

LANDERS M, BARRER G, WALLENTINE S, MCWHORTER J, PEEL C. (2003). A comparison of tidal volume, breathing frequency, and minute ventilation between two sitting postures in healthy adults. *Physiother. Theory Pract* 19(2): 109-119.

LISÓN JF, MONFORT M, SARTI M.A. (1998). Entrenamiento isométrico de la musculatura lumbar. *Actas del VI Congreso Galego de Educación Física*, pp. 167-173. Servicio de Publicaciones: Universidad de Coruña.

LONGO UM, LOPPINI M, CAVAGNINO R, MAFFULLI N, DENARO V. (2012). Musculoskeletal problems in soccer players: current concepts. *Clinical Cases In Mineral and Bone Metabolism* 9(2): 107-111.

LÓPEZ-MIÑARRO PA, SÁNCHEZ J, YUSTE JL, SÁINZ DE BARANDA P. (2007). Valoración de la extensibilidad isquiosural y morfotipo raquídeo en jugadores de fútbol sala. *III Congreso de Ciencias del Deporte*.

LÓPEZ-MIÑARRO PA (2009). Ejercicios para el fortalecimiento de la musculatura lumbar. Facultad de Educación, Universidad de Murcia.

LÓPEZ-MIÑARRO PA, MUYOR RODRÍGUEZ JM, ALACID CÁRCELES F, ISORNA FOLGAR M. (2010). Disposición sagital del raquis torácico y

lumbar en piragüistas de categoría cadete. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y Educación Física. ISBN: 978-84-613-8448-8

LÓPEZ-MIÑARRO PA, MUYOR JM, ALACID F, ISORNA M. (2011). Comparación de la disposición sagital del raquis entre kayakistas y canoistas de categoría cadete. VII Congreso Nacional De Ciencias Del Deporte y la Educación Física. ISBN: 978-84-614-9945-8

LÓPEZ SENDÍN N, ALBURQUERQUE SENDÍN F, QUINTANA APARICIO E, DOMÍNGUEZ MUÑOZ R, RUBENS REBELATTO J, CALVO ARENILLAS JI. (2005). Evaluación y análisis del morfotipo raquídeo del futbolista juvenil y amateur. Universidad de Salamanca. Fisioterapia 27(4):192-200.

MANNION AF, CONNOLLY B, WOOD K, DOLAN P. (1997). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. J. Rehabil. Res. Dev. 34(4): 427-439.

MARTÍN, M. (1996). Kinesiología. Tratado y curación por el movimiento muscular. Libsa: Madrid.

MARTÍN SANTOS, J.M. (1996). Biomecánica del raquis. En: Andreu, J.L., Barceló, P., Figueroa, M., Herrero-Beaumont, G., Martín Mola, E., Olivé, A. Editores. Manual de enfermedades reumáticas de la Sociedad Española de Reumatología. Madrid: Mosby/Doyma S.A.

MARTÍN SANTOS, J.M. (2000). Clínica y tratamiento de la artrosis de la columna. En: Alonso A, Álvaro-Gracia, J.M., Andreu, J.L., Blanch, i.,

Rubiò, J., Collantes, E., Cruz, J. Editores. Manual SER de las enfermedades reumáticas. Madrid: Médica Panamericana.

MARTINEZ J. (2001). Reconstrucción de superficies en entornos de luz estructurada: aplicación a espaldas humanas. Tesis doctoral. Universitat de València.

MARTINEZ P. (2004). Disposición del raquis en el plano sagittal y extensibilidad isquiosural en Gimnasia Rítmica y Deportiva. Tesis Doctoral, Universidad de Murcia.

MICHELI LJ (1979). Low-back pain in the adolescent: differential diagnosis. American Journal Sports Medicine 7: 362-364.

MINGUEZ MF. (2002). Valoración de técnicas de luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universitat de València.

MORAIS T, BERNIER M, TURCOTTE F. (1985). Age - and sex - specific prevalence of scoliosis and the value of school screening program. Am J Public Health 75: 1377-80.

MORINI, S., CICCARELLI, A. (1998). Anatomia funzionale e valutazione isocinetica della muscolatura del tronco. Medicina dello Sport. 51: 85-90.

MUYOR JM, LOPEZ – MIÑARO PA, ALACID F. (2011a). Comparison of sagittal lumbar curvatures of elite cyclists and non-athletes. CCD Vol. 6 – nº16 Mar. 2011

MUYOR, JM, ALACID F, LÓPEZ-MIÑARRO, PA. (2011b) Morfología sagital del raquis en palistas jóvenes de alto nivel. *Int. J. Morphol.*, 29(3): 1047-1053.

ORDÓNEZ LÓPEZ P, MENCIA F. (1987) Higiene de columna vertebral para el esfuerzo y trabajo. *Actas del primer congreso nacional de medicina del trabajo. Tomo I. Instituto nacional de la salud, Madrid.*

PAMBLANCO, M.A. (2000). Ejercicio alternativo sobre banco romano para el desarrollo de la musculatura postural. *Educación Física y salud. Actas del II Congreso Internacional de Educación Física. Jérez: FETE-UGT Cádiz.*

PATERSON, A. (2009). Soccer injuries in children. *Pediatr Radiol.* Dec;39(12):1286-98. Epub Oct 22.

PASTOR A, REPLINGUER R, SANTONJA F, FERRER V. (2002). Estudio del morfotipo sagital de la columna y de la extensibilidad de la musculatura isquiosural en jóvenes ciclistas. *Selección* 11(4): 275-276.

PASTOR A, SANTONJA F, FERRER V, DOMÍNGUEZ F, CANTERAS M. (2002). Determinación del morfotipo sagital de la columna de jóvenes nadadores de elite españoles. *Selección* 11(4): 268-269.

POLGA, D. J.; BEAUBIEN, B. P.; KALLEMEIER, P. M.; SCHELLHAS, K. P.; LEE, W. D.; BUTTERMANN, G. R. & WOOD, K. B. (2004). Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine* 29(12): 1320-1324.

POLLOCK ML, LEGGETT SH, GRAVES JE, JONES A, FULTON M, CIRULLI J. (1989). Effect of resistance training on lumbar extension.

PROPST-PROCTOR, SL, BLECK EE (1983). Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *Journal of Pediatric Orthopedics* 3: 344-346.

RAJABI R, DOHERTY P, GOODARZI M, HEMAYATTALAB R. (2008). Comparison of thoracic kyphosis in two groups of elite Greco-Roman and freestyle wrestlers and a group of non-athletic participants. *British Journal of Sports Medicine* 42: 229-232.

RANG M. (2000). *Deformity of the Spine. The Story of Orthopaedics*. 1ª ed. Philadelphia: WB Saunders Company: 143-93

SAINZ DE BARANDA P, SANTOJA F, RODRIGUEZ-INIESTA M. (2009). Valoración de la disposición sagital del raquis en gimnastas especialistas en trampolín. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 16(5), 21-33. <http://www.cafyd.com/REVISTA/01602.pdf>

SANTONJA MEDINA F, MARTINEZ GONZALEZ – MORO I. (1995). Raquis y deporte: ¿cuál sí y cuándo”. *ORTOPEDIA Y DEPORTE*. Vol. 4(1): 28-38.

SANTONJA P, PASTOR A. (2000). Natación y columna. En I. Martínez, F. Santonja (eds), *Deporte y Salud: Actividades físicas y terapias en el medio acuático*. (pp. 57-80) Murcia: Universidad del Mar.

SCHEUERMANN HW. (1920). Kyfosis dorsalis juvenilis. *Ugeskr Laeger* 82: 385-393.

SCHEUERMANN HW. (1921). Kyfosis dorsalis juvenilis. Ztschr Orthopaedics Chirp 41: 305-317.

SHIRADO O, ITO T, KANEDA K, STRAX TE (1995) .Electromyographic analysis of four techniques for isometric trunk muscle exercises. Archives Physical Medicine Rehabilitation 76: 225-229.

SINGER K.P, JONES, TJ, BREIDAHN PD. (1990). A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature. Skeletal Radiology 9: 21-26.

SJÖLIE A, LJUNGGREN AE. (2001). The significance of high lumbar mobility and low back strength for current and future low back pain in adolescents. Spine 26 (23): 2629 - 2636.

SOLOMONOW M. (2004). Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorders. J Electromyogr Kinesiol 14: 49-60.

STAHELI L. (2003). Ortopedia pediátrica. Ed. Marbán. Madrid.

SWARD L. (1992). The thoracolumbar spine in young elite athletes. Current concepts on the effects of physical training. Sports Medicine 13(5): 357-364.

UETAKE T, OHTSUKI F. (1993). Sagittal configuration of spinal curvature line in sportsmen using Moire Technique. Okajimas Folia Anatomica Japonica 70: 91- 103.

UETAKE T, OHTSUKI F, TANAKA H, SHINDO M. (1998). The vertebral curvature of sportsmen. Journal of Sports Sciences 16: 621-628.

UNIVERSITY OF MARYLAND MEDICAL CENTER. (2012). Recuperado 10 de octubre 2012, desde www.umm.edu.

VALERO-CRISTOBAL R, MUYOR JM, ALACID F, LOPEZ-MIÑARRO PA. (2012). Valoración del morfotipo raquídeo en jugadores de fútbol. IV Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. ISBN: 978-84-939424-2-7.

VAN BEIJSTERVELDT A, KRIST MR, SCHMIKLI S, STUBBE J, DE WIT G, INKLAAR H, VAN DE PORT I, BACKX F. (2011). Effectiveness an cost-effectiveness of an injury prevention programme for adult male amateur soccer players: desgn of a cluster-randomised controlled trial. *Injury Prevention* Feb, 17.

VANDERPOOL D, JAMES J, WYNNE-DAVIES R (1969). Scoliosis in the elderly. *J Bone Joint Surg Am*; 51:446-55. VOUTSINAS SA, MacEwen GD. (1986). Sagittal profiles of the spine. *Clinical Orthopaedics* 21: 235-242.

VIOSCA E, PRAT J, CORTES A. (1995). Deformidades del raquis. En: Comín M, Prat J, editores. *Biomecánica del raquis y sistemas de reparación*. 1ª ed. Valencia: Martín Impresores SL: 131-205.

VOUTSINAS, S.A. & MacEwen G.D. (1986). Sagittal profiles of the spine. *Clinical Orthopaedics* 210: 235-242.32

WILKE, H.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T. & CLAES, L. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24(8): 755-762.

WILLNER S. (1983). Spinal pantograph: A noninvasive anthropometric device for describing postures and asymmetries of the trunk. *Journal of Pediatric Orthopedics* 3: 245-249.

WILNER S, JOHNSON B. (1983). Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. *Acta Paediatrica Scandinavica* 72: 873-878.

WILSON FD, LINDSETH RE. (1982). The adolescent "swimmer's back". *American Journal of Sports Medicine* 10(3): 174-176.

WODECKI P, GUIGUI P, HANOTEL MC, CARDINNE L, DEBURGE A. (2002). Sagittal alignment of the spine: comparison between soccer players and subjects without sports activities. *Revue de chirurgie orthopédique* 88: 328-336.

WOJTYS E, ASHTON-MILLER J, HUSTON L. (2000). The Association Between Athletic Training Time and the Sagittal Curvature of the Immature Spine. *American J sports medicine*, Vol. 28, Nº 4.

YAMADA KF, ARLIANI GG, ALMEIDA GPL, VENTURINE AM, DOS SANTOS CV, ASTUR DC, COHEN M. (2012). The effects of one-half of a soccer match on the postural stability and functional capacity of the lower limbs in Young soccer players. *Clinics* 67(12): 1361-1364

7.2 Bibliografía – Material y Método

ARMITAGE P, BERRY G. (1992). Estadística para la Investigación Biomédica. 1ª ed. Barcelona. Ed Doyma.

BUENDÍA M, SALVADOR R, CIBRIÁN R, LAGUIA M, SOTOCA JM. (1999) Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities. Medical Physics in Biology 44:75-86.

BUENDÍA M, CIBRIÁN R Mª, SALVADOR R, MINGUEZ Mª F, LAGUÍA M. (2005) Utilización del color como código para la determinación de la función superficie de un objeto mediante luz estructurada. <http://www.congresosnavarra.com/xv.fisicamedica/ponencias/IB/045.P.lyB.pdf>

DAZA, J. (2007). Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Bogotá. Ed. Panamericana.

GUILLÉN J. Estudio mediante una técnica no lesiva, basada en la luz estructurada, de la topografía de la espalda en futbolistas. Archivos de medicina y deporte. Vol. 29, n. 147 (ene-feb 2012), p. 511-516.

INAMI K, SUZUKI N, ONO T, YAMASHITA Y, KOHNO K, MORISUE H. (1999). Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Research into spinal deformities 59: 58-88.

LÓPEZ FJ, SALVADOR R, MÍNGUEZ MF, PINO L, GONZÁLEZ-PEÑA R, DÍEZ S, SANDRI E, REINADO D, CORTINA T, CIBRIAN R. (2009).

Reconocimiento de patrones de luz estructurada en traumatología y radiología. Congreso Nacional de Física Médica y Protección Radiológica.

LÓPEZ FJ. (2012). Desarrollo de un método no lesivo, basado en la proyección de luz estructurada, para la valoración y ayuda al diagnóstico de las deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia.

MARTINEZ J. (2001). Reconstrucción de superficies en entornos de luz estructurada: aplicación a espaldas humanas. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia.

MINGUEZ MF. (2002). Valoración de técnicas de luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia.

MINGUEZ MF, BUENDIA M, CIBRÍAN RM, SALVADOR R, LAGUÍA M, MARTÍN A. (2007). Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis, Eur Spine J 16:73-82.

STAHელი L. (2003). ORTOPEDIA PEDIÁTRICA. Ed. Marbán. Madrid

TACHDJIAN M.O. (1994). Pediatric Orthopedics, Ed 2 . Vol 3 Philadelphia W.B. Saunders.

7.3 Bibliografía – Resultados

MINGUEZ MF. (2002). Valoración de técnicas de luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia.

7.4 Bibliografía – Discusión

ASTAGNA C , D’OTTAVIO S, GRANDA VERA J. (2009). Match demands of professional Futsal: a case study. *J Sci Med Sport* 12: 490 - 4.

BAZELMANS C. (2004). Is obesity associated with injuries among young people? *Eur J Epidemiol* 19 (11): 1037-1042.

BETSCH M, RAPP W, PRZIBYLLA A, JUNGBLUTH P, HAKIMI M, SCHNEPPENDAHI J, THELEN S, WILD M. (2013). Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. *European Spine Journal*. Vol. 22, Issue 6, Pag. 1354 – 1361.

BOLDORI L, DA SOLDÁ M, MARELLI A. (1999). Anomalies of the trunk. An analysis of their prevalence in young athletes. *Minerva Pediatrica* 51: 259-64.

CARLING C. (2009). Effects of Physical Eff orts on Injury in Elite Soccer. *Int J Sports Med* 31: 180– 185.

CARLING C. (2010). Match Injuries in Professional Soccer: Inter-Seasonal Variation and Effects of Competition Type, Match Congestion and Positional Role. *Int J Sports Med* 31:271- 276

CASAJÚS, JA. (1991) Estudio morfológico del futbolista de alto nivel. Composición corporal y somatotipo. *Archivos de Medicina del Deporte* Vol. VIII – Nº 30 - 1991 - Págs. 147-151

CASAJÚS, JA. (2001). Seasonal variation in fitness variables in professional soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 41: 463-9

CHIN M.K., Lo MD FRCP Y.S.A., MPhil MCSPt C.T.Li, So MPhil C. H.(1992) Physiological profiles of Hong Kong elite soccer players. *Br J Sp Med*; 26 (4)

COSTA I. (2005) Características Físico-Fisiológicas de los Jugadores de Basquetbol. *PubliCE. Standard*. [http://g-se.com/es/entrenamiento-enbasquetbol/articulos/caracteristics fisico fisiologicas de los jugadores de basquetbol 466](http://g-se.com/es/entrenamiento-enbasquetbol/articulos/caracteristics_fisico_fisiologicas_de_los_jugadores_de_basquetbol_466).

COWAN DN, BEDNO SA, URBANO N, YI B, NIEBUHR DW. (2011). Lesiones musculoesqueléticas entre los alumnos del ejército sobrepeso: incidencia y utilización en los servicios sanitarios. *Occup Med (Lond)*. Jun 61 (4): 247-52.

ENDLER M, HABER P, HOFNER W. (1980). Spinal deformities and their mechanopathology in oarsmen. *Zeit Orthop Ihre Grenz*, 118 (1), 91-100.

FALTER EW, AIGNER R, HELLERER O, FREY KW (1981). Spinal lesions following modified exercises in adolescent high performance gymnasts. *Fortschritte der Medizin*, 99 (5), 145-148.

FUKUSHI RK, GONÇALVES G, PEIXOTO G, MANRIQUE A, VERONESE C, COSTA D, COHEN M. (2012). The effects of one-half of a soccer match on the postural stability and functional capacity of the lower limbs in young soccer players. *Clinical Science* 67(12):1361-1364

GUILLÉN J. Estudio mediante una técnica no lesiva, basada en la luz estructurada, de la topografía de la espalda en futbolistas. *Archivos de medicina y deporte*. Vol. 29, n. 147 (ene-feb 2012), p. 511-516.

GONZÁLEZ P. (2011) Tratamiento actual de las disimetrías y de las alteraciones rotacionales del miembro inferior. *Jornadas científicas de la Sociedad Española de rehabilitación infantil*. Vol. 1. Sevilla.

HAFNER RH SURREY C (1952). Localised osteochondritis (scheuermann's disease). *Journal Bone Joint Surgery*, 34B, 38-40.

HERRERO DE LUCAS, A. (2004). Morfotipo del futbolista profesional de la Comunidad Autónoma de Madrid. *Composición corporal*. *Biomecánica* 12(1) 72-77.

HUNT M, F. (1990) Amateur soccer: injuries in relation to field position. *Br. J. Sp. Med*; Vol 24, No.4 265.

JUNGE A. (2009). Sports Injuries During the Summer Olympic Games 2008 (Beijing). *Am J Sports Med* 37: 2165

JUNGE A. (2010). Injury risk of playing football in Futsal World Cups. Br J Sports Med 44: 1089–1092.

KOUTURES C, GREGORY JM. (2009). Injuries in Youth Soccer. Pediatrics 125: 410-414

LÓPEZ-MIÑARRO PA, SÁNCHEZ J, YUSTE JL, SÁINZ DE BARANDA P. (2007). Valoración de la extensibilidad isquiosural y morfotipo raquídeo en jugadores de fútbol sala. III Congreso de Ciencias del Deporte.

LÓPEZ-MIÑARRO PA (2009). Ejercicios para el fortalecimiento de la musculatura lumbar. Facultad de Educación, Universidad de Murcia.

LÓPEZ-MIÑARRO PA, MUYOR RODRÍGUEZ JM, ALACID CÁRCELES F, ISORNA FOLGAR M. (2010). Disposición sagital del raquis torácico y lumbar en piragüistas de categoría cadete. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y Educación Física. ISBN: 978-84-613-8448-8

LÓPEZ-MIÑARRO PA, MUYOR JM, ALACID F, ISORNA M. (2011). Comparación de la disposición sagital del raquis entre kayakistas y canoistas de categoría cadete. VII Congreso Nacional De Ciencias Del Deporte y la Educación Física. ISBN: 978-84-614-9945-8

LÓPEZ SENDÍN N, ALBURQUERQUE SENDÍN F, QUINTANA APARICIO E, DOMÍNGUEZ MUÑOZ R, RUBENS REBELATTO J, CALVO ARENILLAS JI. (2005). Evaluación y análisis del morfotipo raquídeo del futbolista juvenil y amateur. Universidad de Salamanca. Fisioterapia 27(4):192-200.

MCHUGH MP. (2010). Los jóvenes atletas de gran tamaño: un problema de peso. *Br Med J Sports* Jan; 44 (1): 45-9.

MICHELI LJ (1979). Low-back pain in the adolescent: differential diagnosis. *American Journal Sports Medicine* 7: 362-364.

MINGUEZ MF. (2002). Valoración de técnicas de luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universitat de València.

MUYOR JM, LOPEZ – MIÑARO PA, ALACID F. (2011a). Comparison of sagittal lumbar curvatures of elite cyclists and non-athletes. *CCD Vol. 6 – nº16 Mar.*

MUYOR, JM, ALACID F, LÓPEZ-MIÑARRO, PA. (2011b) Morfología sagital del raquis en palistas jóvenes de alto nivel. *Int. J. Morphol.* 29(3): 1047-1053.

NIKOLAIDIS PT. (2012). Elevated Body Mass Index and Body Fat Percentage Are Associated with Decreased Physical Fitness in Soccer Players Aged 12-14 Years. *Asian Journal of Sports Medicine*, Volume 3 (Number 3), September, Pags: 168-174.

PATERSON, A. (2009). “Soccer injuries in children”. *Pediatr Radiol.* Dec 39(12): 1286-98. Epub Oct 22.

PINO ALMERO, L. (2014). Aplicación clínica de la topografía de superficie de la espalda mediante luz estructurada en el screening, diagnóstico y seguimiento de las deformidades de la columna vertebral. Tesis Doctoral. Universitat de València.

POSTON WS, JITNARIN N, HADDOCK CK, JAHNKE SA, TULEY BC. (2011). Obesity and Injury-Related Absenteeism in a Population-Based Firefighter Cohort. *Obesity (Silver Spring)* Jun 2.

RAJABI R, DOHERTY P, GOODARZI M, HEMAYATTALAB R. (2008). Comparison of thoracic kyphosis in two groups of elite Greco-Roman and freestyle wrestlers and a group of non-athletic participants. *British Journal of Sports Medicine* 42: 229-232.

ROJAS JA, OBREGÓN H, NICOT G, CARVAJAL W. (2011) Morphological study of junior cuban basketball players in a macrocycle of workout. *Rev. Cub. Med. Dep. & Cul. Fís: Vol 6, Num 3. ISSN: 1728-922X*

SCHMIKLI SL, BACKX FJ, KEMLER HJ. (2009). National survey on sports injuries in The Netherlands: target populations for sports injury prevention programs. *Clin J Sport Med* 19: 101 – 6.

SHANDS A, EISENBERG HB.(1955). The incidence of scoliosis in the state of Delaware. A study of 50.000 minifilms of the chest made during a survery for tuberculosis. *J Bone Joint Surg Am* 37: 1234-1241.

STAHELI L. (2003). *ORTOPEDIA PEDIÁTRICA*. Ed. Marbán. Madrid

SWARD L. (1992). The thoracolumbar spine in young elite athletes. Current concepts on the effects of physical training. *Sports Medicine*, 13(5): 357-364.

TACHDJIAN M.O. (1994). *Pediatric Orthopedics*, Ed 2 . Vol 3 Philadelphia W.B. Saunders.

UETAKE T, OHTSUKE F, TANAKA H, SHINDO M. (1998). The vertebral curvature of sportsmen. *Journal of Sports Sciences* 16: 621-628.

VALERO-CRISTOBAL R, MUYOR JM, ALACID F, LOPEZ-MIÑARRO PA. (2012). Valoración del morfotipo raquídeo en jugadores de fútbol. IV Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física. ISBN: 978-84-939424-2-7

WILSON FD, LINDSETH RE. (1982). The adolescent “swimmer’s back”. *American Journal of Sports Medicine* 10(3): 174-176.

WODECKI P, GUIGUI P, HANOTEL MC, CARDINNE L, DEBURGE A. (2002). Sagittal alignment of the spine: comparison between soccer players and subjects without sports activities. *Revue de chirurgie orthopédique* 88: 328-336.

WOJTYS E, ASHTON – MILLER J, HUSTON L. (2000). The Association Between Athletic Training Time and the Sagittal Curvature of the Immature Spine. *American j of sports medicine*, Vol. 28, Nº 4.

ZUIL JC. (2008). Fisioterapia en la pubalgia: revisión bibliográfica en publicaciones de idioma inglés en los últimos diez años. *Archivos de Medicina del Deporte*. Vol. XXV – N 125. Págs. 179 – 187.

8. ANEXOS

*"Lo que sabemos es una gota de agua,
lo que ignoramos un océano"*

Isaac Newton

8. ANEXOS

ANEXO 1. Informe del Comité de Ética de investigación en Humanos de la Universitat de València aceptando el proyecto de investigación.

VNIVERSITAT
D VALÈNCIA
Vicectorat d'Investigació i Política Científica

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 22 de febrero de 2011, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

"Estudio mediante termografía y topografía con luz estructurada del correcto entrenamiento muscular en el ejercicio físico", número de procedimiento H1295951619562,

cuya investigadora principal es Dña. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda,


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 veinticuatro de febrero de dos mil once.



Firmado digitalmente por
FERNANDO ALEJO|VERDU|
PASCUAL
Fecha: 2011.02.24 12:30:01+01'00'

ANEXO 2. Consentimiento informado para la participación en el trabajo de investigación.

<p>VNIVERSITAT ID VALÈNCIA (0*) Facultat de Medicina i Odontologia Departament de Fisiologia Unidad de Biofísica y Física Médica</p>	<p> AGÈNCIA VALENCIANA DE SALUT Hospital Clínico Universitario Servicio de Traumatología y Ortopedia</p>
<p>CONSENTIMIENTO INFORMADO PADRES</p>	
<p>Se me ha explicado que la prueba topográfica a la que va a ser sometido/a mi hijo/a es completamente inocua y doy mi consentimiento para su realización y para que los resultados obtenidos puedan ser utilizados en el proyecto de investigación que sobre el tema se está realizando, asegurándose la confidencialidad de los datos.</p>	
<p>Valencia, de de 2013</p>	
<p>Nombre:.....</p>	<p>FIRMA</p>
<p>DNI:.....</p>	

ANEXO 3. Publicaciones derivadas del estudio

VOLUMEN XXV - N.º 147 - 2012

ORIGINAL
REVISTA DE LA ASOCIACIÓN DE FISIOTERAPISTAS DE ESPAÑAVolumen XXV
Número 147
2012
Págs. 511-516**ESTUDIO MEDIANTE UNA TÉCNICA NO LESIVA, BASADA EN LA LUZ ESTRUCTURADA, DE LA TOPOGRAFÍA DE LA ESPALDA DE FUTBOLISTAS****STUDY OF BACK TOPOGRAPHY OF FOOTBALL PLAYERS BY A NONLESIVE METHOD BASED ON STRUCTURED LIGHT****RESUMEN**

Se presenta un método no lesivo basado en la proyección de luz estructurada con código de color para la obtención de la topografía de la superficie de la espalda en deportistas. El método permite la visualización de las asimetrías existentes en las distintas zonas de la espalda, cervical, dorsal y lumbar, tomando como referencia la posición de las cervicales y de los glúteos. La determinación en estas topografías de variables cuantificadoras para caracterizar la deformidad, tanto en el plano frontal como transversal, permite realizar un diagnóstico precoz de la existencia de patologías asociadas con desviación de la columna en los deportistas integrantes de los clubs deportivos, sobre todo en las edades infantiles y juveniles, donde la prevalencia de la escoliosis es mayor. En este trabajo se ha introducido una nueva variable, el gradiente lumbar, que permite identificar la elevación de los glúteos respecto de la cintura, para cuantificar el desarrollo de los glúteos asociado a la práctica deportiva, así como la asimetría de la zona lumbar. Estas variables topográficas han resultado independientes de la altura y edad de los sujetos del estudio y, por tanto, pueden resultar de interés para valorar el efecto del entrenamiento deportivo en la musculatura, tanto a nivel dorsal como lumbar, a lo largo de la evolución del deportista en estudios longitudinales, así como para realizar las oportunas comparaciones entre las distintas actividades deportivas. En nuestro estudio, aplicado a un equipo de fútbol, se ha podido comprobar el mayor número de valores elevados de la variable que mide la deformidad en el plano horizontal en el grupo de edad de los 14 a los 15 años y una ligera variación en función de la posición que ocupan en el campo.

Palabras clave: Topografía. Variables topográficas. Escoliosis. Futbolistas.

SUMMARY

We present a noninvasive method based on structured light projection with color code to obtain the topography of the back surface in athletes. The method allows the display of the asymmetries in the areas of the back, cervical, dorsal and lumbar, with reference to the position of the neck and buttocks. The determination of quantifier variables in these topographies to characterize the deformity in both the frontal and transverse plane allows an early diagnosis of the existence of pathologies associated with curvature of the spine in athletes members of sports clubs, especially in children and youth ages where the prevalence of scoliosis is greater. In this paper we have introduced a new variable, the lumbar gradient, which identifies the elevation of the buttocks on the waist, to quantify the development of the buttocks associated with the sport, and the asymmetry of the lumbar area. These topographic variables were independent of height and age of athletes and therefore may be of interest to assess the effect of sport training in the musculature, both dorsal and lumbar, along of the evolution the athlete and to make appropriate comparisons between different sport activities. In our study, applied to a football team, it has been found the most elevated values of the variable that measures the deformity in the horizontal plane in the age group of 14 to 15 years and a slight variation depending on the playing position.

Key words: Topography. Topographic variables. Scoliosis. Football players.

Jorge Guillén¹Rosa M. Cibrán²Rosario Salvador³Rolando J. González²M^o Fe Minguez⁴Fco. Javier López²Ana Jover¹Trinidad Cortina⁴David Reinaldo⁴Néstor Chinillach⁴

¹Licenciado en Educación Física y Deporte. Fisioterapeuta. Dpto. de Fisiología Facultad de Medicina y Odontología Universidad de Valencia

²Dra. en Físicas Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Clínico Universitario de Valencia

³Dra. en Medicina y Cirugía. Especialista en Traumatología

⁴Licenciados en Físicas

Este trabajo se ha llevado a cabo gracias a la ayuda 29/UPB10/10 del Consejo Superior de Deportes recibida en 2010. Los autores expresan su agradecimiento al club deportivo Teruel por todas las facilidades en la toma de las topografías de los deportistas.

CORRESPONDENCIA:

Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultad de Medicina y Odontología. Avda. Blasco Ibáñez, 15, 46100 Valencia
E-mail: Rosa.M.Cibrán@uv.es

Aceptado: 29.08.2011 / Original nº 595

511
A M D

INTRODUCCIÓN

La representación y evaluación de la topografía de la espalda ha sido y es un objetivo tradicional en la práctica médica, por las posibilidades tanto de realizar un diagnóstico de patologías de la columna como de evaluar la morfología de ésta. En los últimos años se han desarrollado métodos no invasivos para el estudio de las deformidades de la columna y particularmente de la escoliosis idiopática⁷, patología asociada a una deformación de la columna y con amplia prevalencia dentro de la población en general, pero sobre todo en la población infantil.

El diagnóstico y el seguimiento de la escoliosis se realiza con exploraciones radiográficas en las que se determina el ángulo de Cobb^{8,10}. El interés de estos nuevos métodos no lesivos radica en que permiten disminuir el número de exploraciones radiográficas que se realizan a los pacientes para el diagnóstico y seguimiento de la escoliosis y además posibilitan su utilización en otros ámbitos como el deportivo, ya que el deporte es uno de los elementos que ayudan a mantener o modificar la forma de la columna y la musculatura de la espalda.

Nuestro método topográfico corresponde a los que se denominan de luz estructurada o raster stereophotography^{11,12}. Esta técnica se basa en la proyección sobre la zona de interés de un sistema de luz codificada, con el objeto de conocer las posiciones en 3D de un conjunto de puntos de la superficie a estudio y realizar su reconstrucción por interpolación. De hecho, muchos problemas de robótica y medicina se han resuelto satisfactoriamente, desde el punto de vista de la iluminación, mediante patrones estructurados^{13,14}.

Concretamente, el método utilizado corresponde a una adaptación del desarrollado por nuestro grupo¹⁵, implementándolo con la proyección de redes en color, lo que aumenta la resolución inicial del método y la identificación de las líneas perdidas u ocultas en oquedades anatómicas. La determinación de variables topográficas en las imágenes obtenidas con este método permite cuantificar el grado de deformidad. De estudios anteriores se ha comprobado la capacidad

diagnóstica de dos variables, DHOPI (Índice de Deformidad en el Plano Horizontal) para caracterizar la deformidad en el plano transversal o axial y la variable POTSÍ (Índice de Simetría Posterior del Tronco) para caracterizar la deformidad en el plano coronal o frontal¹⁶, que deben tener también interés en la caracterización del desarrollo muscular de los deportistas.

El objetivo general de este trabajo es mostrar las posibilidades del método de obtención de la topografía de la espalda mediante luz estructurada para obtener de forma sencilla el diagnóstico precoz de escoliosis en la población infantil y juvenil de los clubs deportivos y caracterizar la espalda de deportistas y concretamente de futbolistas. Además de valorar las variables cuantificadoras ya existentes, que permiten discriminar entre normalidad y grado de deformidad, se han buscado nuevas variables específicas para la práctica deportiva, que permitan estudiar la evolución de los patrones de normalidad con la edad y el entrenamiento.

MATERIAL Y MÉTODO

Sujetos de estudio

El estudio se llevó a cabo en el Club Deportivo Teruel. Todos los sujetos incluidos en el trabajo fueron informados sobre el mismo y dieron el consentimiento para su participación. En el caso de menores el consentimiento correspondió a los padres o tutores legales.

Se han estudiado 50 deportistas integrantes de los distintos equipos del club deportivo Teruel, pertenecientes a las categorías infantil 16 sujetos, cadete 18 sujetos y juvenil 16 sujetos, cuyas edades están comprendidas entre los 12 y los 17 años, de los cuales 10 eran mediocentros, 8 delanteros, 8 centrales, 5 extremos derechos, 4 extremos izquierdos, 5 laterales derechos, 6 laterales izquierdos y 4 porteros.

Dispositivo experimental

El sistema experimental^{15,16} consta de un proyector EPSON EM-835/830 desde el que se

proyecta el patrón de líneas sobre una pantalla y una videocámara CanonXM2 para la captura de las imágenes. Para el procesado y visualización de las imágenes se desarrolló un software de diseño propio que posibilitaba la determinación semiautomática de las variables topográficas.

El procedimiento de determinación de la "función superficie" se basa en el análisis del cambio de forma de la red proyectada sobre la espalda del sujeto, respecto a la que tendría si se proyectara sobre una superficie plana. A partir del estudio del cambio de la red proyectada es posible, para cada punto X,Y de la imagen, obtener la correspondiente coordenada Z y, por tanto, la función superficie^{15,16} (Figura 1).

Determinación de las variables topográficas

Del estudio anterior, disponíamos de dos variables, DHOPi y POTSI cuyos valores de normalidad se sitúan respectivamente en 2.5 y 29.5¹⁶ y para la realización de este estudio hemos determinado una tercera variable denominada "gradiente lumbar". Todas ellas se determinan de forma semiautomática a partir del software diseñado por nuestro grupo.

El "gradiente lumbar" se determinaba a partir de puntos anatómicos ya empleados para el cálculo de la variable DHOPi concretamente los dos correspondientes a los glúteos (E y F) y los dos puntos menos prominentes de la línea de la cintura (D y C) (Figura 2). Con estos cuatro puntos, relacionando por un lado los dos de la derecha de la columna (C y E) y por otro los dos de la izquierda (D y F) se puede determinar el ángulo de elevación del glúteo respecto a la cintura en cada lado:

$$GLD = \arctan [(Ez - Cz) / (Ey - Cy)]$$

$$GLI = \arctan [(Fz - Dz) / (Fy - Dy)]$$

donde GLD y GLI son los gradientes lumbares derecho e izquierdo y Ez, Fz, Cz, Dz y Ey, Fy, Cy, Dy representan, respectivamente, las coordenadas Z e Y de los puntos E, F, C, D seleccionados.

Las variables a analizar son el gradiente medio (GLD+GLI)/2 y la diferencia de gradientes GLD-GLI. Estas variables permitirán evaluar el desarrollo de los glúteos asociado a la práctica deportiva, así como la asimetría de la zona lumbar.

Todas las variables topográficas están diseñadas para que sean independientes de la estatura de los sujetos, ya que las variables DHOPi y POTSI están relativizadas a la distancia desde las cervicales hasta el surco interglúteo y los gradientes son ángulos.

Métodos estadísticos

Para el estudio estadístico de los datos se ha utilizado el programa SPSS v.17.

Se ha comprobado la normalidad de la población muestreada, respecto a las variables topográficas, con la prueba de Kolgomorov-Smirnov.

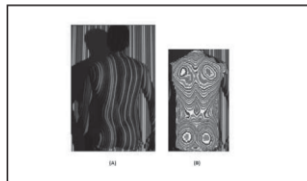


FIGURA 1. (A) asignación de las líneas de la red proyectada sobre la superficie de la espalda. (B) topografía reconstruida de la espalda, representando los relieves con curvas de nivel



FIGURA 2. Puntos anatómicos de interés para la determinación del valor del gradiente lumbar

Para la comparación de las muestras se ha utilizado un análisis de la varianza y para las comparaciones múltiples se ha utilizado el test de *Scheffé*, que no precisa que los tamaños muestrales de cada grupo sean iguales.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A todos los sujetos del estudio se les determinó la topografía de la espalda y sobre ella se les obtuvo las variables objeto de estudio y se compararon sus valores con los de normalidad o patología.

Pudo observarse que tres casos tenían valores de DHOPI superiores a la normalidad, correspon-

dientes a la edad de 14 años, mientras que sólo existía un caso con valor de POTSI superior a la normalidad, correspondiente a un sujeto de 17 años. Este resultado confirma que los casos más probables de escoliosis se producen a la edad de los 14 años y este tipo de estudio permite realizar ese diagnóstico precoz de forma no lesiva para el sujeto.

Si representamos el valor medio de cada variable topográfica de los deportistas agrupados en función de su edad durante la etapa de crecimiento, de 12 a 17 años, se puede comprobar (Figura 3) que el valor medio de las variables no difiere sustancialmente de unos grupos de edad a otros ni se mantiene una tendencia asociada con la edad. De hecho, puede observarse que la variable POTSI tiende a aumentar desde infantil a juvenil, el Gradiente Lumbar tiende a disminuir en el mismo periodo, mientras que el DHOPI tiene un valor más elevado en el grupo de cadetes, asociado a la mayor prevalencia de la escoliosis en ese grupo de edad, debido, en nuestro estudio, a los tres casos anómalos encontrados. No obstante, como las variables estudiadas no dependen de la estatura de los deportistas, es posible utilizarlas para caracterizar la evolución del deportista con el ejercicio al comparar con su propio seguimiento y, por otro lado, permiten también realizar un estudio conjunto de todos los futbolistas, independientemente de su edad y estatura y así centramos en otros aspectos, como puede ser la posición que ocupan en el terreno de juego.

A este respecto, la Tabla 1 muestra los valores medios de cada variable para los jugadores en

FIGURA 3. Valores medios de las variables indicadas para los futbolistas estudiados en función de la edad

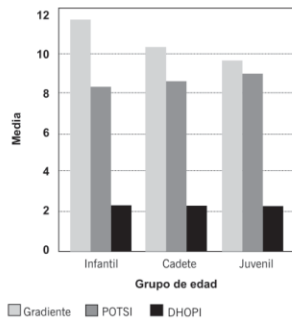


TABLA 1. Valores medios y desviaciones típicas (DT) de las variables estudiadas para los jugadores en función de las distintas posiciones de juego

	Grad. Lumbar		POTSI		DHOPI	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Porteros	10,2	6,2	7,3	2,1	2,7	1,9
Laterales	11,7	4,3	9,5	5,1	2,6	1,8
Defensas centrales	11,7	1,8	10,9	4,1	1,6	0,6
Mediocentro	10,6	1,3	8,6	2,5	2,0	1,1
Extremos	10,0	3,5	7,8	4,3	0,9	0,7
Delanteros	11,3	3,7	9,3	2,2	2,5	2,2
Total	10,9	3,2	8,9	3,6	2,0	1,5

función de las distintas posiciones que ocupan en el campo. Puede observarse que no existe diferencia estadísticamente significativa para ninguna de las variables estudiadas, aunque la variable POTSI es algo más elevada en los defensas centrales y los valores de DHOPI promedio son menores para los extremos.

Los resultados obtenidos muestran que las variables topográficas permiten caracterizar la espalda de los deportistas y convendría realizar comparaciones con otras prácticas deportivas que utilicen el tren superior.

CONCLUSIONES

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos durante la realización del proyecto de investigación 29/UPB10/10, subvencionado por el Consejo Superior de Deportes.

Los aspectos más relevantes del estudio pueden concretarse en:

La puesta a punto de un método no lesivo de diseño propio y basado en la proyección de luz estructurada, para la determinación de la topografía de la espalda de los deportistas con gran resolución.

Se ha determinado una nueva variable topográfica, el gradiente lumbar, que da información sobre la musculación de los glúteos. La diferencia entre los gradientes lumbares izquierdo y derecho permiten también cuantificar la asimetría de la espalda.

Las variables topográficas diseñadas resultan independientes de la altura de los deportistas con lo que permiten la comparación entre futbolistas de edades distintas.

Los valores medios de la variable POTSI tienden a aumentar con la edad, de infantil a juvenil, el Gradiente Lumbar tiende a disminuir en el mismo periodo, mientras que el DHOPI tiene un valor más elevado en el grupo de cadetes, asociado a la mayor prevalencia de la escoliosis en ese grupo de edad.

B I B L I O G R A F Í A

1. Shands A, Eisenberg HB. The incidence of scoliosis in the state of Delaware. A study of 50,000 minifilms of the chest made during a survey for tuberculosis. *J Bone Joint Surg Am* 1955;37:1234-1241.
2. Cronis S, Russell A. Orthopaedic screening of children in Delaware public Schools. *Del Med J* 1965;37:89-91.
3. Vanderpool D, James J, Wynne-Davies R. Scoliosis in the elderly. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:446-455.
4. Morais T, Bernier M, Turcotte F. Age- and sex-specific prevalence of scoliosis and the value of school screening program. *Am J Public Health* 1985;75:1377-1380.
5. Viosca E, Prat J, Cortes A. Deformidades del raquis. En: Comín M, Prat J, editores. *Biomecánica del raquis y sistemas de reparación*. 1ª ed. Valencia: Martín Impresores SL; 1995;131-205.
6. Rang M. Deformity of the Spine. The Story of Orthopaedics. 1ª ed. Philadelphia: WB Saunders Company 2000;143-193.
7. Cañadell J. Comentario realizado por el profesor José Cañadell. *Rev Ortop Traumatol* 2000;4: 342352.
8. Theologis TN, Fairbank JC; Turner-Smith AR, Pantazolopoulos T. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back with the Integrated Shape Imaging System scanner. *Spine* 1997;22:1223-1227.
9. Golberg CJ, Kalisz M, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* 2001;26:E55-63.

10. Kolima T, Kurokawa T. Quantification of three-dimensional deformity of idiopathic scoliosis. *Spine* 1992;17(3 Suppl):S22-29.
11. Thometz JG, Liu XC, Lyon R, Harris GF. Variability in three-dimensional measurements of back contour with raster stereography in normal subjects". *J Pediat Orthopaed* 2000;20:54-58.
12. Liu XC, Thometz JG, Lyon R, Klein J. "Functional classification of patients with idiopathic scoliosis assessed by the Quantec system - A discriminant functional analysis to determine patient curve magnitude". *Spine* 2001;26:1274-1278.
13. Willi PM, Pennington KS. Grid coding: a preprocessing technique for robot and machine vision. *Artif Intell Rev* 1971;2:319-329.
14. Arffa RC, Warnichi JW, Rehkopf PG. Corneal topography using rasterstereography. *Refract Corneal Surg* 1989;5:414-417.
15. Buendia M, Salvador R, Cibrián R, Laguna M, Sotoa JM. "Determination of the object surface function by structured light: application on the study of spinal deformities" *Phys Med Biol* 1999;44:75-86.
16. Mínguez MF, Buendia M, Cibrián RM, Salvador R, Laguna M, Martín A, et al. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J* 2007;16: 73-82.



Calidad y
seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

CUANTIFICACIÓN DE LA CURVATURA DE LA COLUMNA VERTEBRAL MEDIANTE UN MÉTODO NO LESIVO BASADO EN LA PROYECCIÓN DE LUZ ESTRUCTURADA

F.J. López^{1,*}, R. Cibrián¹, R. Salvador¹, R. González-Peña¹, MF. Mínguez², L. Pino², A. Jover¹, J. Guillén¹, D. Reinado¹, T. Cortina¹, N. Chinillach¹, F. Dalmases¹, MC. Romero¹, R. Martínez-Celorio³, S. Díez⁴, J. Roselló⁵.

¹ Universidad de Valencia, Biofísica y Física Médica, Dpto. de Fisiología.

² Hospital Clínico Universitario de Valencia, Servicio de Traumatología.

³ Universidad de Guanajuato, DICIS, Dpto. de Comunicaciones y Electrónica, México.

⁴ Hospital Clínico de Valencia, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

⁵ Hospital General de Valencia, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

RESUMEN

Este trabajo muestra la aplicación de un método no lesivo de determinación de la topografía de superficies basado en la luz estructurada, para encontrar en la topografía de la espalda variables que permitan crear un patrón característico y diferenciador entre distintos colectivos. Una vez obtenida la topografía, se ha calculado tres ángulos a lo largo de la columna vertebral que permiten caracterizar su curvatura (ángulo de C7 a T5, ángulo de L3 a T5 y ángulo de L3 a S respecto a la plomada). La suma de estos tres ángulos ha resultado ser una variable con capacidad diagnóstica en pacientes con escoliosis.

Palabras claves: Topografía, luz estructurada, actividad deportiva, escoliosis.

ABSTRACT

This work demonstrates the application of a non-harmful method for determining topography of surfaces, based on structured light, to find variables in the back topography that can create a characteristic pattern that be distinguishing between different groups. Once obtained the topography we calculated three angles along the spine that allowed to characterize its curvature (angle from C7 to T5, from L3 to T5 and from L3 to S). The sum of these three angles proved to be a variable with diagnostic capacity for patients with scoliosis.

Key Words: topography, structured light, sports activity, scoliosis.

1. Introducción.

La escoliosis idiopática es una deformidad vertebral muy común y de gran importancia social que consiste en una curvatura o flexión lateral con una rotación vertebral. Afecta con más frecuencia a adolescentes del sexo femenino, produciendo una deformidad del tronco que puede originar verdaderos problemas psicológicos y, en los casos graves, también cardiorrespiratorios. Es una enfermedad potencialmente progresiva que afecta a los niños durante los periodos de crecimiento rápido y, en la mayoría de los casos, se estabiliza con la madurez esquelética, dejando al paciente con una deformidad permanente. A pesar de los esfuerzos de investigación realizados, la etiología de la escoliosis sigue siendo desconocida en la mayoría de los casos, por lo que no es posible

* fjavier.lopez@uv.es



**Calidad y
seguridad**

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

prevenir su aparición. De ahí la importancia del diagnóstico precoz de esta patología, ya que esto permite iniciar el tratamiento lo más rápida y eficazmente posible con el objetivo de evitar las complicaciones asociadas a la evolución de la escoliosis. Ahora bien, el diagnóstico y seguimiento clínico de esta enfermedad está basado en la obtención de radiografías de toda la columna, lo que implica también que estos pacientes, muy jóvenes en su mayoría y por tanto muy radiosensibles, reciben una importante dosis de radiación que puede dar lugar a futuras complicaciones¹.

Nuestro método de diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis es, sin embargo, completamente no lesivo ya que la fuente de iluminación es luz ordinaria codificada en líneas de color, luz estructurada. La fundamentación del método parte de la hipótesis de que una deformación en la estructura ósea de la espalda llevará asociada una deformación en la superficie de la misma. Por eso, llegando a caracterizar la superficie de la espalda se puede llegar a diagnosticar escoliosis.

Nuestro grupo de trabajo ya disponía de un método de luz estructurada para la obtención de la función superficie de los objetos de interés y se habían encontrado dos variables medibles en estas topografías de la espalda y validas para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis, DHOPÍ (Índice de Deformidad en el Plano Horizontal) y POTSÍ (Índice de Simetría Posterior del Tronco)²⁻⁴. En este trabajo se ha mejorado el método para aumentar la resolución espacial de las topografías así como la velocidad del procesado de las imágenes. Para ello, se ha sustituido el patrón de luz consistente en una cuadrícula por únicamente líneas verticales de 3 colores distintos (rojas, verdes y azules) con una secuencia de repetición de colores que permite identificar de forma unívoca 6 líneas en la imagen. En estas topografías se ha estudiado una tercera variable, el perfil columnar, que mide las curvaturas de la columna en el plano sagital y que también parece aportar información sobre la deformación de la columna. En este trabajo nos vamos a centrar en valorar esta nueva variable.

2. Material y método.

Para la realización de este trabajo se ha obtenido la topografía de las espaldas de un grupo de 9 pacientes del Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario de Valencia y de un grupo control de 67 futbolistas de club deportivo Teruel.

El montaje experimental para la obtención de las topografías consta de un proyector, una pantalla móvil en la que se proyecta el patrón de luz estructurada (Fig.1), un sistema de captura de imagen (una cámara digital) y un ordenador con el software diseñado para el reconocimiento de los colores y la reconstrucción de la función superficie.



Fig. 1 Patrón de luz estructurada.



Como se ha comentado en la introducción, el método topográfico empleado es un método de visión artificial de diseño propio que consiste en la proyección sobre la espalda del sujeto de estudio del patrón de líneas paralelas con una secuencia de color conocida. La deformación que experimentan estas líneas cuando se proyectan sobre una superficie curva permite, si se conoce la trayectoria de los rayos, obtener la componente Z, correspondiente a cualquier punto (X,Y) de la imagen.

Para la determinación de la trayectoria de los rayos, es necesario realizar una calibración del sistema. Para ello, se proyecta el patrón de luz estructurada sobre una pantalla plana situada a dos distancias de la cámara, imagen delantera e imagen trasera (Fig. 2 a y b, respectivamente), se captan las dos imágenes y a partir del algoritmo diseñado se calcula la recta que une cada punto del patrón en una imagen con su correspondiente en la otra. Una vez se tienen estas rectas el sistema está calibrado y, mientras no se mueva el proyector ni la cámara digital, no hay que volver a calibrarlo.

Una vez calibrado el sistema, se sitúa el sujeto delante de la pantalla situada en la posición de la imagen trasera (Fig.2c). No es necesario que se sitúe entre las dos posiciones de calibración, pero así se minimiza el error. Al tomar en estas condiciones una imagen del patrón de luz estructurada proyectado sobre la espalda, la identificación, mediante el software diseñado, de cada punto de la espalda con el correspondiente sobre las imágenes delantera y trasera, permite, a través de las rectas de calibración, determinar la distancia del punto hasta la imagen trasera,

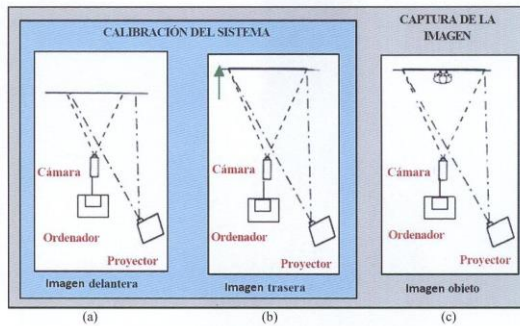


Fig. 2 Esquema de calibración y de captura de imágenes.

Paralelamente a la toma de las imágenes de la espalda de los sujetos del estudio, éstos son analizados por un especialista en traumatología, miembro de nuestro grupo, tanto para valorar la normalidad o no de los sujetos del grupo control, como para diagnosticar la patología en el caso de los sujetos patológicos. Estos últimos, siguen el protocolo clínico de diagnóstico de su patología, con la consiguiente toma de radiografías, cuando ello sea necesario.



Calidad y
seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

3. Resultados y discusión.

Una vez se tiene la topografía se puede seleccionar sobre ella y utilizando el ratón del ordenador como interfaz usuario, una serie de puntos (Fig. 3a) que permitirán determinar los tres ángulos (Fig. 3b) que definen el perfil columnar: el primer ángulo, (C7_T5), se mide desde la base del cuello (vértebra C7) hasta la zona de la columna entre los omóplatos (vértebra T5), el segundo, (L3_T5), se obtiene desde la zona de la columna a la altura de la cintura (vértebra L3) hasta el punto anterior (vértebra T5) y el tercero, (L3_S), se mide desde el punto anterior (vértebra L3) hasta el surco interglúteo (sacrum). Estos tres ángulos nos caracterizan las principales curvas de la columna, la curva torácica, la curva lumbar y la curva sacra.

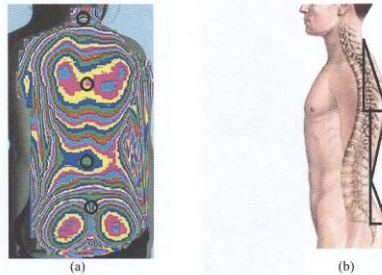


Fig. 3. (a) Topografía de la espalda de uno de los pacientes en la que se han marcado los puntos utilizados para calcular el perfil columnar. (b) Ángulos que componen el perfil columnar.

Los valores medios de dichos ángulos en el grupo de futbolistas y en el de pacientes se presentan en la Tabla 1. Se aprecia que los tres ángulos en los deportistas son mayores que en los pacientes con escoliosis, pero estas diferencias no llegan a ser significativas.

Tabla 1 Valores medios y desviaciones estándar de los tres ángulos que definen el perfil de la columna en el grupo de deportistas y en el de pacientes con escoliosis.

		C7_T5	L3_T5	L3_S
Deportistas	Media (°)	15'9	10'8	11'6
	SD	3'9	4'2	3'6
Pacientes	Media (°)	9'0	9'8	11'1
	SD	6'0	4'1	3'9



Calidad y seguridad

CONGRESO CONJUNTO
 SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
 SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Por lo tanto, se ha buscado una caracterización completa del perfil de la columna a partir de la suma de los tres ángulos determinados para cada sujeto y que hemos denominado "perfil columnar". Este parámetro presenta en los deportistas una distribución normal con media $38^{\circ}3'$ y $SD\ 5^{\circ}7'$ y los pacientes con escoliosis se agrupan en las dos colas de dicha distribución (Fig. 4). De hecho, más de la mitad estaban más allá de $\pm 2SD$ y únicamente un paciente tenía un valor que quedaba situado en la distribución, en la media $\pm 1SD$.

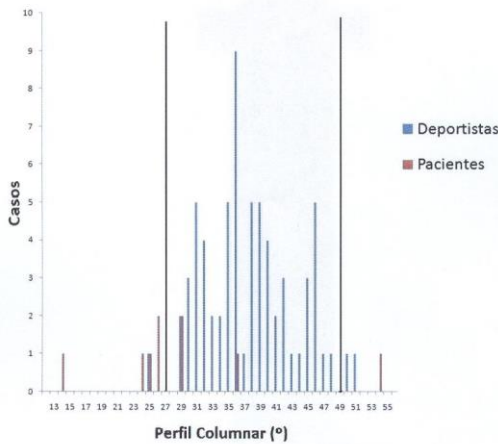


Fig. 4 Histograma del perfil columnar para el grupo de deportistas y para el de los pacientes con escoliosis. Las líneas verticales negras corresponden al valor medio del perfil columnar para los deportistas más y menos dos desviaciones estándar.

Esta nueva variable permite completar el diagnóstico de la escoliosis, ya iniciado en estudios anteriores, en los que habíamos valorado la capacidad discriminativa de las variables topográficas DHOP1 y POTS1 y, además, se obtiene de la misma topografía que las otras dos variables, sin necesidad de información adicional.

4. Conclusiones:

Se presenta un método de luz estructurada para la obtención de la función superficie de los objetos de interés, que mejora la resolución espacial y con mayor velocidad de ejecución con respecto al diseñado en investigaciones anteriores por nuestro grupo.



Calidad y
seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

UTILIZACIÓN DE REDES NEURONALES ARTIFICIALES PARA EL DIAGNÓSTICO, AYUDADO POR ORDENADOR, DE PACIENTES CON ESCOLIOSIS

EJ. López^{1,*}, R. Cibrián¹, R. Salvador¹, R. González-Peña¹, MF. Mínguez², L. Pino², A. Jover¹, J. Guillén¹, D. Reinado¹, T. Cortina¹, N. Chinillach¹, F. Dalmases¹, MC. Romero¹, R. Martínez-Celorio³, R. Díez⁴, J. Roselló⁵

¹ Universidad de Valencia, Departamento de Fisiología, Biofísica y Física Médica.

² Hospital Clínico Universitario de Valencia, Servicio de Traumatología.

³ Grupo de bioingeniería, Dirección de ingeniería Campus Irapuato-Salamanca, U. de Guanajuato, Salamanca, Guanajuato, Mexico

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valencia, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

⁵ Hospital General de Valencia, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

RESUMEN

Una red neuronal artificial se puede usar para realizar una catalogación no lineal de una serie de datos. Nuestro grupo ha creado y entrenado una serie de redes neuronales para el diagnóstico de la escoliosis mediante la utilización de dos variables obtenidas de la topografía de la espalda de los pacientes con escoliosis (DHOPI y POTS). Los resultados obtenidos por la catalogación mediante las redes neuronales han sido mejores que los obtenidos por una catalogación lineal.

Palabras claves: Redes neuronales artificiales, diagnóstico ayudado por ordenador, escoliosis.

ABSTRACT

An artificial neural network can be used to perform a nonlinear cataloging of data. Our group created and trained a set of neural networks for scoliosis diagnosis using two variables obtained from the back topography of scoliosis patients (DHOPI and POTS). The results obtained by cataloging using neural networks were better than those obtained by linear cataloging.

Key Words: artificial neural network, computer-aided diagnosis, scoliosis.

1. Introducción.

La escoliosis idiopática es una deformidad vertebral muy común y de gran importancia social que consiste en una curvatura o flexión lateral con una rotación vertebral. Afecta con más frecuencia a adolescentes del sexo femenino, produciendo una deformidad del tronco que puede originar verdaderos problemas psicológicos y, en los casos graves, también cardiorrespiratorios. Es una enfermedad potencialmente progresiva que afecta a los niños durante los periodos de crecimiento rápido y, en la mayoría de los casos, se estabiliza con la madurez esquelética, dejando al paciente con una deformidad permanente. A pesar de los esfuerzos de investigación realizados, la etiología de la escoliosis sigue siendo desconocida en la mayoría de los casos, por lo que no es posible prevenir su aparición. De ahí la importancia del diagnóstico precoz de esta patología, ya que esto permite iniciar el tratamiento lo más rápida y eficazmente posible con el objetivo de evitar las

*fjavier.lopez@uv.es



Calidad y seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

complicaciones asociadas a la evolución de la escoliosis. Ahora bien, el diagnóstico y seguimiento clínico de esta enfermedad está basado en la obtención de radiografías de toda la columna, lo que implica también que estos pacientes, muy jóvenes en su mayoría y por tanto muy radiosensibles, reciben una importante dosis de radiación que puede dar lugar a futuras complicaciones¹.

Nuestro método de diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis es, sin embargo, completamente no lesivo ya que la fuente de iluminación es luz ordinaria codificada en líneas de color, luz estructurada. La fundamentación del método parte de la hipótesis de que una deformación en la estructura ósea de la espalda llevará asociada una deformación en la superficie de la misma. Por eso, llegando a caracterizar la superficie de la espalda se puede llegar a diagnosticar escoliosis.

El diagnóstico asistido por ordenador (CAD, computer-aided diagnosis) cada vez se está usando más, sobre todo en lo que se refiere al cáncer, como el de mama² o el de pulmón³. El CAD está pensado para facilitar una "segunda opinión" que permite llamar la atención al especialista sobre algún aspecto del diagnóstico. Por ejemplo, al usarse sobre radiografías, el CAD puede seleccionarnos un área "sospechosa" para atraer la atención del radiólogo. En nuestro caso, el trabajo realizado ha consistido en crear un comité de redes neuronales artificiales que nos ayuden a hacer un diagnóstico de pacientes con escoliosis.

Una red neuronal artificial (RNA) es un modelo matemático, formado por un conjunto de unidades llamadas neuronas o nodos (Fig. 1) conectados unos con otros, que se constituyó inicialmente como una simulación abstracta de los sistemas nerviosos biológicos^{4,5}. Dichas conexiones se asemejan a las dendritas y axones de los sistemas nerviosos biológicos. A estas conexiones se les asigna un peso que modifica el valor de la entrada de la neurona. Estos pesos se ajustan para que el error que cometa la red sea mínimo. Si la suma de todas las entradas de una neurona alcanza un cierto umbral, esta neurona da una salida (normalmente 1) y en caso contrario, da otra (que normalmente es 0 ó -1).

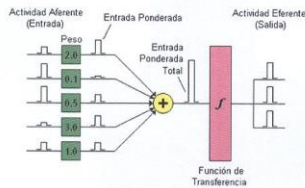


Fig. 1 Esquema de una neurona.

Para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis nuestro grupo de trabajo ya disponía de un método de luz estructurada para la obtención de la función superficie de los objetos de interés y se habían encontrado dos variables medibles en estas topografías de la espalda y validas para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis, DHOPI (Índice de Deformidad en el Plano Horizontal) y POTSI (Índice de Simetría Posterior del Tronco)⁶. Este método se describe en otro trabajo de nuestro presentado en este mismo Congreso⁷.



Calidad y seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Una vez caracterizada la topografía de la espalda de los pacientes (por medio de las variables DHOP1 y POTS1) se realizó una catalogación lineal (es decir, poniendo valores tope a cada una de las variables y a la combinación de ambas), pero se consideró que con una catalogación no lineal se podrían mejorar los resultados. Para la realización de este diagnóstico es para lo que se creó y entrenó una serie de redes neuronales artificiales, mejorando así la capacidad diagnóstica del método.

2. Material y método.

Para la realización de este trabajo se ha tenido que obtener la topografía de la espalda de un grupo de pacientes con escoliosis y de un grupo control. El grupo de pacientes (28) se ha tomado del Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario de Valencia y el grupo control (48) eran estudiantes de Medicina de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

El montaje experimental consta de un proyector, una pantalla móvil en la que se proyecta el patrón de luz estructurada (Fig. 2), un sistema de captura de imagen (una cámara digital) y un ordenador con el software diseñado para el reconocimiento de los colores, la reconstrucción de la topografía de la espalda de los pacientes y la obtención de las variables DHOP1 y POTS1.



Fig. 2 Patrón de luz estructurada.

Paralelamente a la toma de las imágenes de las espaldas de los sujetos del estudio, éstos son analizados por un especialista en traumatología, miembro de nuestro grupo, para valorar tanto la normalidad o no de los sujetos del grupo control, como para diagnosticar la patología en el caso de los sujetos patológicos. Estos últimos siguen el protocolo clínico de diagnóstico de su patología, con la consiguiente toma de radiografías cuando ello sea necesario.

Para la realización del CAD se ha entrenado un conjunto de redes neuronales artificiales para la realización de una clasificación no lineal. El tipo de red ha sido un perceptrón multicapa (Fig. 3). Este tipo de red neuronal artificial está formada por un conjunto de neuronas ordenadas en capas, de forma que la salida de una capa es la entrada de la siguiente. El número de entradas y salidas del perceptrón viene dado por el problema, en nuestro caso dos entradas (los valores normalizados de DHOP1 y POTS1) y una salida (1 y -1 según se tenga escoliosis o no). El número de pesos disponibles y, por tanto, el número de neuronas que puede tener la red viene limitado por el número de casos que tengamos para entrenar la red (esto se hace para evitar el sobreentrenamiento de la red). Las redes fueron programadas en MatLab.

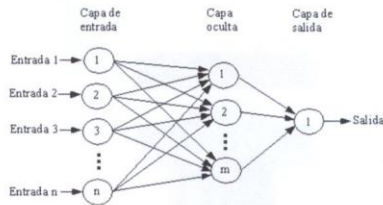


Fig. 3 Esquema de un perceptrón multicapa.

3. Resultados y discusión.

A todos los sujetos de la muestra se les tomó la topografía de la superficie de la espalda con el método indicado³ y sobre dicha topografía se determinaron las variables DHOPI y POTSI. Estas son variables cuantificadoras del grado de escoliosis, cuya capacidad de diagnóstico, individual y conjunta, ya ha sido contrastada en trabajos propios anteriores³.

La variable DHOPI por sí sola presenta una sensibilidad (casos con escoliosis que se les diagnostica que la tienen) del 89% y una especificidad (casos sin escoliosis que se les diagnostica que no la tienen) del 81% y la variable POTSI, por sí sola, una sensibilidad del 43% y una especificidad del 98%. Si se exige para el diagnóstico que ambas variables superen el límite de normalidad, se obtiene una sensibilidad del 75% y una especificidad del 96%.

Para el entrenamiento de las redes neuronales artificiales, se separó la muestra en dos grupos, uno de 54 casos y otro de 22, cogidos aleatoriamente, pero manteniendo la proporción de casos control y con escoliosis en cada uno de ellos. Se diseñó un primer conjunto de redes neuronales usando el grupo de 54 casos para entrenar y el de 22 para validar. Teniendo en cuenta el número de casos disponibles para entrenar se pudieron hacer redes de hasta 7 neuronas. A la hora de crear las redes, se generaron 200 redes con cada combinación de neuronas por capa, ya que en la generación se asignan valores aleatorios a los pesos para evitar los mínimos relativos en la función de error.

Hay que tener en cuenta que los valores de las variables DHOPI y POSTI se normalizaron para evitar problemas de ajuste de pesos. Esta normalización se hizo para el grupo de entrenamiento y se usaron los mismos parámetros de normalización para el grupo de validación. Una vez se tenían todas las redes neuronales artificiales se escogió un comité de sabios formado por las cinco redes neuronales artificiales que obtuvieron un menor error en la valoración de los casos de validación.

En la Fig. 4a se muestran los valores de las salidas del comité para los 22 casos de validación. A partir de ella se obtuvieron valores de sensibilidad y especificidad, para dicho comité de sabios, del 88% y 93%, respectivamente. A continuación, se generó un segundo conjunto de redes, intercambiando los grupos de validación y de entrenamiento. Esto hizo que, al tener un menor número de casos para el entrenamiento, la red sólo podía disponer de cinco neuronas como máximo. La Fig. 4b representa las correspondientes salidas del comité, obteniendo en este caso



Calidad y seguridad

CONGRESO CONJUNTO
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

una sensibilidad del 80% y una especificidad del 100%, mejorando así la especificidad pero disminuyendo ligeramente la sensibilidad.

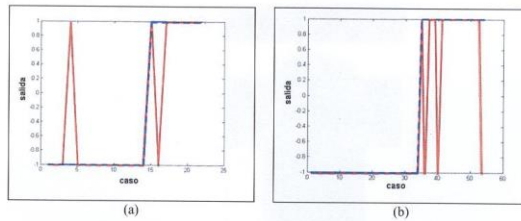


Fig. 4 Valores de las salidas de los dos comités de redes generados. La línea roja representa los valores obtenidos y la azul los valores esperados.

4. Conclusiones:

La utilización de las redes neuronales ha resultado de gran interés en el diagnóstico ayudado por ordenador de la escoliosis idiopática, ya que, gracias a su catalogación no lineal, ha mejorado la sensibilidad y la especificidad que ya se obtenían a partir de los valores de normalidad de las variables POTSI y DHOPI.

Al tener pocos casos no se ha podido crear una red neuronal artificial con un número alto de neuronas. Aún así, los resultados han sido mejores que al hacer una clasificación lineal, lo que nos indica la mejor adecuación de una clasificación no lineal para la resolución de nuestro problema.

REFERENCIAS

- [1] Bone CM, Hsieh GH. "The Risk of Carcinogenesis from Radiographs to Podiatric Orthopaedic Patients", *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2000; 20(2): 251-254.
- [2] Chan HP, Doi K, Galhota S, Vyborny CJ, MacMahon H, Jekich PM. "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. I. Automated detection of microcalcifications in mammography". *Med Phys* 1987; 14(4):538-548.
- [3] Suárez JJ. "Desarrollo de un sistema de diagnóstico asistido por computador para detección de nódulos pulmonares en tomografía computerizada multicorte". Tesis Doctoral. Universidad de Santiago de Compostela. 2009.
- [4] Griffith JS. "Mathematical Neurobiology". Academic Press. London, 1971.
- [5] Bishop CM. "Neural Networks for Pattern Recognition". Oxford. Great Britain. 2007.
- [6] Mínguez MF. "Valoración de técnicas de Luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis". Tesis Doctoral. Universidad de Valencia. 2002.
- [7] Inami K, Suzuki N, Ono T, Yamashita Y, Kohno K, Morisue H. "Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis". *Research into spinal deformities* 1999; 59: 58-88.
- [8] Mínguez MF, Buendía M, Cibrián R, Salvador R, Laguna M, Martín A, Gomar F. "Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis". *European Spine Journal* 2007; 16: 73-82.
- [9] López FJ, Cibrián R, Salvador R, González-Peña, Mínguez MF, Pino L, Jover A, Guillén J, Reinado D, Cortina T, Chillánch N, Dalmases F, Romero MC, Martínez-Celorio R, Díez S, Roselló J. "Cuantificación de la curvatura de la columna vertebral mediante un método no lesivo basado en la proyección de luz estructurada". II Congreso Conjunto SEFM-SEPR, Sevilla 2011.



FORMATO PARA EL ENVIO DE RESÚMENES

TÍTULO: ESTUDIO MEDIANTE LUZ ESTRUCTURADA DE LA TOPOGRAFIA DE LA ESPALDA DE LA ESPALDA DE JUGADORES DE BALONCESTO Y FUTBOL
AUTORES: Soriano JL ¹ , Guillen J ¹ , Salvador R ¹ , Mínguez F ² , Pino L ² , González-Peña R ¹ , Dalmases F ¹ , Romero C ¹ , Nebot P ¹ , Cibrián R ¹
FILIACIÓN DE LOS AUTORES: (1) Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València. (2) Servicio de Traumatología. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

Palabras clave (máximo 6)

Luz estructurada, Topografía, Baloncesto, Fútbol

Área temática seleccionada (máximo 2)

Radiaciones no ionizantes, Otros

Formato de comunicación preferido: Oral Póster

Seleccione el área en que desea optar al premio (en blanco si no desea):
 Física Médica Protección Radiológica

AUTOR PARA CORRESPONDENCIA

Apellidos:	CIBRIAN ORTIZ DE ANDA	Nombre:	ROSA MARIA		
Institución:	Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultat de Medicina i Odontologia. Universitat de València				
Dirección:	Av. Blasco Ibáñez, 15				
CP:	46010	Ciudad:	VALENCIA	País:	ESPAÑA
Teléfono:	963864157	E-mail:	Rosa.M.Cibrian@uv.es		

Clave del trabajo

Clave del trabajo

Título: ESTUDIO MEDIANTE LUZ ESTRUCTURADA DE LA TOPOGRAFÍA DE LA ESPALDA DE JUGADORES DE BALONCESTO

Introducción y objetivos:

El entrenamiento asociado al deporte produce cambios morfológicos en las estructuras corporales más directamente relacionadas con el mismo. En el caso de los deportes del baloncesto y fútbol la diferente utilización del tren superior, muy importante en el primer caso y prácticamente inexistente en el caso del fútbol (salvo el portero) puede afectar a la topografía de la espalda de estos jugadores. Conocer, por tanto, las características de la espalda de deportistas de élite y su evolución con la edad y el entrenamiento, permite que, cuando se comienza a practicar estos deportes en las escuelas deportivas se pueda determinar en una edad temprana, tanto las cualidades naturales en los aspirantes a realizar este deporte, como las posibles malformaciones por un inadecuado entrenamiento [1,2].

El método que hemos utilizado para determinar las topografías de espalda de estos deportistas, se basa en la proyección de luz estructurada sobre la zona de estudio, es no lesivo y ha sido desarrollado por nuestro grupo de trabajo [3]. La eficacia de este método ya ha sido probada en el diagnóstico de malformaciones de la columna vertebral, como es el caso de la escoliosis idiopática [4].

Material y métodos:

Muestra: Se estudiaron los integrantes de 2 clubs deportivos, uno de fútbol formado por todos los equipos integrantes del "Club deportivo Teruel", cuyo equipo sénior juega en la segunda división nacional de fútbol y los equipos junior del Valencia Basket. Se analizaron un total de 70 jugadores de fútbol, de edades comprendidas entre los 12 y los 33 años, y 37 jugadores de baloncesto, con edades entre los 15 y 18 años.

Método: Sobre la espalda de cada uno de los integrantes del estudio se proyectó un sistema de líneas codificadas en color de forma que una secuencia de 6 líneas no se repetía en ninguna zona de la imagen, con lo que era posible la localización de cada línea, tanto sobre la espalda del deportista como sobre una superficie plana de referencia.



Figura: Patrón de luz estructurada proyectado sobre pantalla plana (izquierda) y sobre la espalda del deportista (centro). Topografía de la espalda (derecha).

Con el software desarrollado se puede obtener la topografía de la espalda y determinar sobre ella variables cuantificadoras que permitan la clasificación de los deportistas. Estas variables cuantifican la asimetría en el plano frontal (Índice de simetría posterior del tronco: POTSI) y la deformidad en el plano transversal (Índice de deformidad en el plano horizontal: DHOP) [2].

Resultados y discusión:

Las variables estudiadas están relativizadas a la altura del individuo, por lo que permiten comparar entre distintos grupos de edad. Los resultados obtenidos a este respecto han mostrado que a la edad de 14-15 años se presenta un ligero aumento de los valores de DHOPI, en referencia a los otros grupos de edad, asociado a la mayor prevalencia de escoliosis en este grupo de edad. Asimismo, no se obtiene diferencia con la posición de juego en cada uno de los deportes analizados, ni con otras variables como el peso o el índice de masa corporal (IMC).

Se ha analizado también la dependencia de estas variables topográficas con otras variables como la dismetría en la longitud de las piernas o la giba analizada mediante el test de Adams [4]. Los resultados no han ofrecido diferencias estadísticamente significativas, salvo una ligera asociación entre disimetrías y valores elevados de DHOPI. Este hecho es justificable debido a la no existencia de disimetrías o gibas de carácter patológico.

La comparación entre los valores de DHOPI y POTSI para los dos tipos de deporte analizado sí que ha mostrado diferencias estadísticamente significativas (tabla adjunta), lo que corrobora la idoneidad de estas variables para estudiar la morfología de la espalda asociada al tipo de deporte practicado.

Tabla: Valores medios de las variables DHOPI y POTSI en los jugadores de baloncesto y fútbol.

	Deporte	N	Media	DT	IC 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
DHOPI	Baloncesto	37	5,4	2,9	4,4	6,4	0,40	11,61
	Fútbol	55	1,08	0,54	0,93	1,23	0,24	2,33
POTSI	Baloncesto	37	11,8	5,0	10,2	13,5	3,63	25,99
	Fútbol	70	8,43	3,48	7,60	9,26	2,05	16,61

Conclusiones:

La utilización de la luz estructurada para el estudio de la topografía de la espalda resulta de interés dentro del campo deportivo, ya que al ser una técnica no lesiva permite el estudio en todas las edades sin implicar riesgo para el sujeto de estudio.

Las variables topográficas utilizadas permiten distinguir a los practicantes de los dos deportes considerados, fútbol y baloncesto.

Bibliografía:

1. Guillén J. Estudio mediante luz estructurada de la topografía de la espalda de futbolistas. Trabajo de investigación. Programa de Doctorado en Ciencias Aplicadas al Deporte. Universitat de València; 2011.
2. Soriano JL. Estudio mediante luz estructurada de la morfología de la espalda en jugadores de baloncesto. Trabajo fin de máster. Máster en Fisiología. Universitat de València; 2012.
3. Buendía M, Salvador R, Cibrián R, Laguía M, Sotoca JM. Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities. *Phys Med Biol.* 1999; 44(1): 75-86.
4. Mínguez MF, Buendía M, Cibrián RM, Salvador R, Laguía M, Martín A, Gomar F. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J.* 2007; 16(1): 73-82.

Agradecimientos:

Proyecto UV-INV-AE11-42192 de la Universitat de València.