

TITULO DE LA TESIS:

ANALISIS DE LAS REACCIONES INICIALES
DENTOCRANEOFACIALES PRODUCIDAS POR:
TRACCION ANTERIOR DEL MAXILAR SUPERIOR:
ESTUDIO MEDIANTE INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA.

AUTOR:

JOSE LUIS GANDIA FRANCO

DIRECTOR:

PROF. J.A. CANUT Y PROF. F. DALMASES

TRIBUNAL: Prof. Dr. D. A. PEYDRÓ OLAYA

Prof. Dr. D. J.V. BAGAN SEBASTIAN

Prof. Dr. D. M. BUENDÍA GÓMEZ

Prof. Dr. D. D. BERMEJO FENOLL

Prof. Dr. D. A. COSTA CAMPOS

FECHA DE LA LECTURA: 11. JULIO. 1987

CALIFICACION OBTENIDA: DPTO CUM LAUDE

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

FACULTAD DE MEDICINA

**ANALISIS DE
LAS REACCIONES INICIALES DENTOCRANEOFACIALES
PRODUCIDAS POR
TRACCION ANTERIOR DEL MAXILAR SUPERIOR:
ESTUDIO MEDIANTE INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA**

Memoria de doctorado presentada por

JOSE LUIS GANDÍA FRANCO

para optar al grado de
doctor en Medicina y Cirugía

UMI Number: U607447

All rights reserved

INFORMATION TO ALL USERS

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted.

In the unlikely event that the author did not send a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if material had to be removed, a note will indicate the deletion.



UMI U607447

Published by ProQuest LLC 2014. Copyright in the Dissertation held by the Author.
Microform Edition © ProQuest LLC.

All rights reserved. This work is protected against
unauthorized copying under Title 17, United States Code.



ProQuest LLC
789 East Eisenhower Parkway
P.O. Box 1346
Ann Arbor, MI 48106-1346

JOSE ANTONIO CANUT BRUSOLA, Catedrático de Profilaxis, Estomatología Infantil y Ortodoncia de la Escuela de Estomatología de la Facultad de Medicina, Departamento de Cirugía de la Universitat de València y FRANCISCO J.DALMASES MONCAYO, Catedrático de Física Médica de la Facultad de Medicina, Departamento de Fisiología, de la misma Universidad,

CERTIFICAN: Que la presente Memoria, "Análisis de las reacciones iniciales craneofaciales producidas por tracción anterior del maxilar superior: Estudio mediante interferometría holográfica" ha sido realizada bajo nuestra dirección por D. José Luís Gandía Franco y constituye su Tesis Doctoral para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

Y para que conste, en cumplimiento de la legislación vigente, firmamos el presente certificado en Valencia, a ventiocho de mayo de mil novecientos ochenta y siete.



J.A.Canut



F.Dalmases

A mis padres, Vicente y Soledad

*Quiero hacer constar mi agradecimiento
al Profesor J.A. Canut, mi maestro,
por todo lo que de él he recibido,
tanto profesional como personalmente,
durante estos últimos años,
y al Profesor F. Dalmases, por su afecto,
así como por los acertados consejos
y ayuda imprescindible
para la realización de este trabajo.*

*Al Profesor H.S. Duterloo, por su hospitalidad,
atenciones e importante colaboración
en el tema de esta tesis.*

*Al Profesor A. Peydró, cuya influencia determinó
el actual curso de mi actividad profesional.*

*A R. Salvador, porque con compañeras así da gusto
compartir el trabajo de una tesis.*

Quiero agradecer, también, toda la ayuda prestada por mis compañeros, tanto de Ortodoncia como de Física Médica, especialmente a Rosa y Eliseo, por su entrañable amistad.

A Paco Mancebo, por su asesoramiento iconográfico.

A Luz , cuyo nombre refleja lo que para mí representa y a Elena y Tato, por todo el tiempo que no les he dedicado.

INDICE

I. INTRODUCCION	9
II. REVISION DE LA LITERATURA	19
II. 1.- Estudios clínicos y experimentales sobre los efectos de la tracción anterior del maxilar superior.....	20
II. 2.- Aplicación de la interferometría holográfica en odonto- estomatología.....	33
III. OBJETIVOS.....	47
IV. MATERIAL Y METODO.....	50
IV. 1. Selección y descripción del modelo craneal empleado en el estudio	52
IV. 1. 1. Modelo craneal	52
IV. 1. 2. Preparación del modelo craneal.....	53
IV. 2. Descripción de la aparatología utilizada.....	54
IV. 2. 1. Mesa antivibratoria	54
IV. 2. 2. Aparatología ortodóncica	57
IV. 3. Descripción del montaje experimental	59
IV. 3. 1. Fuente de luz láser	59
IV. 3. 2. Montaje óptico	59
IV. 3. 3. Soporte del cráneo	63
IV. 3. 4. Sistema de tracción sobre el maxilar. Protocolo de aplicación de las fuerzas	68

IV. 4. Desarrollo de la técnica de interferometría holográfica.....	72
IV. 4. 1. Fundamentos de la técnica	72
IV. 4. 2. Comprobación de la efectividad del aislamiento del soporte.....	83
IV. 4. 3. Protocolo experimental para la obtención de hologramas de doble exposición.....	84
IV. 5. Selección de los puntos de interés para el análisis.....	88
IV. 6. Técnica de medida de los desplazamientos absolutos	91
V. RESULTADOS.....	97
V. 1. Resultados primarios: interferogramas obtenidos	98
V. 2. Coordenadas de los puntos de referencia de la plantilla para el recuento de franjas.....	106
V. 3. Resultados de la aplicación de la técnica de recuento de franjas.....	108
V. 4. Sensibilidad del método para la medida de los desplazamientos absolutos.....	114
V. 5. Desplazamientos absolutos de los puntos craneales analizados	117
V. 6. Desplazamientos acumulados para el intervalo total de fuerza aplicada	122

VI. DISCUSION.....	127
VI. 1. Valoración de la técnica propuesta como método.....	128
VI. 2. Análisis cualitativo de los interferogramas.....	131
VI. 3. Estudio de los desplazamientos absolutos de los puntos craneales analizados.....	135
VI. 3. 1. Puntos situados sobre estructuras óseas.....	135
VI. 3. 2. Puntos situados sobre estructuras dentarias.....	144
VI. 4. Análisis de los resultados cuantitativos.....	152
VI. 5. Comparación de los resultados con los de otros autores....	162
VII. CONCLUSIONES.....	175
APENDICE.....	181
BIBLIOGRAFIA.....	185

I. INTRODUCCION

La Estomatología, como especialidad médica, tiene entre sus objetivos prioritarios la prevención y tratamiento de aquellas afecciones que pueden actuar sobre las distintas estructuras estomatognáticas, tanto en lo referente a su integridad morfológica como funcional. De forma similar a como ha sucedido en otras especialidades médicas, también en Estomatología ha venido haciéndose cada vez más patente la necesidad de subespecializarse en algunos aspectos concretos que permitan un mayor rendimiento en la práctica profesional y, en definitiva, mejores prestaciones al paciente.

De este modo, la ortodoncia debe su nombre al hecho de que originariamente su principal cometido estuvo dirigido a conseguir situar los "dientes rectos", si bien actualmente sus posibilidades permiten ser algo más ambiciosos, y sus objetivos ya no son única y exclusivamente dentarios sino también esqueléticos y de tejidos blandos.

De todas las funciones en las que interviene la boca (digestión, masticación, fonación, relación, etc.) parece ser la faceta estética la que más suele motivar la intervención ortodóncica. Por ello, sus tratamientos no siempre van encaminados a corregir desórdenes que puedan considerarse como "enfermedades" en el sentido clásico de la palabra,

sino que más bien se trata de llevar dentro de unos límites de "normalidad", previamente establecidos, a determinadas dismorfosis o variaciones morfológicas del aparato estomatognático.

La ortodoncia comienza a organizarse como especialidad clínica de suficiente entidad a partir de principios del siglo actual. En este sentido aparece una figura, el Dr. E.H. Angle, cuyas aportaciones son decisivas en el posterior desarrollo del arsenal terapéutico utilizado, así como en el de su filosofía de tratamiento. Su clasificación, en 1899, de los distintos tipos de maloclusiones es la más utilizada incluso en la actualidad.

Esta clasificación hace referencia a la relación de los primeros molares definitivos superiores e inferiores. Según la definición de Angle, se parte de la base de que el primer molar superior siempre se halla correctamente situado y se establece como "oclusión normal" aquella en la que el molar inferior ocluye por delante, o ligeramente mesial, al superior. Concretamente, cuando la cúspide mesio-vestibular del molar superior ocluye o se relaciona con el surco vestibular del molar inferior. Se trata pues de una clasificación de las maloclusiones dentales en el plano anteroposterior.

A partir de esta definición de normoclusión, clasifica las distintas alteraciones del alineamiento dentario como maloclusiones de Clase I, Clase II y Clase III, según que el molar inferior esté más desplazado hacia mesial o en mesioclusión (Clase III), hacia distal o distoclusión

(Clase II), o bien exista una "relación molar normal", pero con algún otro tipo de malposición dentaria (Clase I).

A pesar de tratarse de una clasificación de las alteraciones dentarias en el plano antero-posterior, ha acabado imponiéndose para definir las discrepancias en dicho plano de las bases óseas donde se encuentran albergadas ambas arcadas dentarias; es decir, el maxilar superior y la mandíbula. Así, se habla de "Clase III esquelética" cuando la relación entre las mencionadas estructuras óseas presenta la consiguiente alteración en el plano anteroposterior, bien por avance de la mandíbula, bien por retrusión o desplazamiento posterior del maxilar superior, o bien por una combinación de ambos.

Se trata, pues, de alteraciones óseas y/o dentarias que pueden tener repercusiones en la armonía del perfil facial, debido a la influencia directa que la posición de las estructuras óseas tienen sobre los tejidos blandos de la cara.

En cualquiera de los casos mencionados la terapéutica va encaminada a corregir tanto el mal alineamiento dentario como las alteraciones esqueléticas, y no solamente en el plano antero-posterior, sino también en el transversal (asimetrías derecha-izquierda) y en el vertical (cara larga - cara corta). Generalmente suelen concurrir alteraciones en dos e incluso en los tres planos comentados, aunque lo más frecuente es que predominen las de uno de ellos.

Las causas de consulta al ortodoncista, por parte de la población general, son muy variadas, pero las alteraciones de las distintas estructuras craneofaciales en el plano antero posterior ocupan un lugar preponderante debido a su mayor repercusión estética y/o psicológica. Esta puede ser una de las razones por las que la clasificación de las maloclusiones de Angle, que en principio era puramente dentaria, ha venido ampliándose para describir de forma más rápida, gráfica y completa, dichos problemas en el plano antero-posterior del perfil facial.

En cuanto a la incidencia de las maloclusiones en el plano antero-posterior parece ser que varía por razones étnicas y geográficas (Enlow et al. (1982), por lo que las estadísticas no siempre coinciden. Se acepta, no obstante, que la mayor parte corresponden a maloclusiones de Clase II (50-68%) y de Clase I (40-50%), relegando el último puesto a la Clase III con un 1 al 3-12% según los diversos autores. Esta gran variabilidad da idea de la mencionada influencia étnica y geográfica, sobre todo si se tiene en cuenta que uno de los factores etiológicos más importantes es la herencia (Markovic, 1970; Markovic y Trisovic, 1979).

En el caso concreto de la población española, y de acuerdo con los datos más recientes disponibles (A. Bravo, tesis doctoral, 1986), la distribución de las maloclusiones según la clasificación de Angle presenta una incidencia desigual, sobre todo en lo que a Clases III se refiere, como se puede apreciar en la tabla I.1.

	Clase I	Clase II-1 ^a	Clase II-2 ^a	Clase III
Valencia	35%	47%	1%	17%
Barcelona	44%	48%	4%	4%
Sta. Cruz	46%	42%	3%	9%
Zaragoza	37%	49%	5%	9%
Andalucía	40%	51%	1%	8%
Vigo	32%	57%	2%	9%
Gijón	51%	37%	0%	12%
Madrid	32%	59%	2%	7%
Palma	26%	62%	2%	10%
San Sebastián	37%	40%	6%	17%
Muestra global	38%	49,2%	2,6%	10,2%

Tabla I.1.- Incidencia de las maloclusiones en la población española según la clasificación de Angle (A. Bravo, 1986).

La media de Clases III en la población se muestra, por tanto, superior a la que en otros países se considera como normal, revistiendo mayor importancia todavía en nuestra región así como en el país vasco.

Centrándonos así en las Clases III, también llamadas progenies o prognatismos mandibulares, y que van a ser de nuestro particular interés, pueden clasificarse como dentales, esqueléticas, o una combinación de ambas, lo cual se manifiesta en proporciones muy variables de cada una de ellas.

Existen muchas definiciones de este tipo de maloclusiones, las cuales agrupan a una gran diversidad morfológica, que puede extenderse desde casos con normalidad dentaria maxilar y/o mandibular y discrepancias esqueléticas de Clase III, hasta lo contrario, es decir, casos de alteraciones dentarias de Clase III con normalidad esquelética.

No obstante, al hablar de prognatismo mandibular se hace clara alusión a una alteración notable del perfil facial que, ya en 1778, fue descrita por Hunter como "aquella situación en que el maxilar inferior se proyecta tan hacia delante, que los dientes anteriores inferiores pasan por delante de los superiores, cuando la boca está cerrada, lo cual se consigue con dificultad y desfigura la cara".

Un correcto diagnóstico del caso a tratar nos permitirá localizar las zonas involucradas en el desarrollo de la dismorfosis, así como su grado de participación en la configuración final de la Clase III en cuestión.

Si hacemos un breve repaso histórico de la evolución de la Ortodoncia en las últimas décadas nos damos cuenta de que los

progresos han sido bastante notables. La aparición de técnicas inspiradas en uno u otro tipo de filosofías, así como su desaparición o supervivencia, han venido condicionadas por su solidez para resistir las críticas más duras. Esta es la razón por la cual muchas de esas técnicas han terminado por sucumbir o, por decirlo de alguna manera, han disminuido su cotización entre los profesionales. Hasta el punto de que, hoy por hoy, debe reconocerse que ninguna es la panacea indiscutible.

Así, la aparición de la Cefalometría en Ortodoncia fue considerada en su momento como carente de interés y el tiempo se ha encargado de desmentir semejante aserto.

Actualmente, los tratamientos de ortodoncia poseen una serie de posibilidades que son mayores que en tiempos anteriores. El impresionante avance de las ciencias básicas ha sido complementado con la subsiguiente aplicación y desarrollo de sus nuevas aportaciones, lo cual hoy permite realizar mejores diagnósticos y planes de tratamiento. Esto sucede, en gran medida, porque cada vez podemos extraer más información de los problemas que se nos plantean cuando estudiamos el caso concreto de un nuevo paciente.

De este modo, la interferometría holográfica, técnica propuesta como método en la presente Memoria, es una aportación más que permite apreciar gráficamente una serie de imágenes cuya plasticidad llega a revelar una interesante información, según veremos más adelante. Por la extraordinaria sensibilidad de dicha técnica para la

medida de pequeñas deformaciones o desplazamientos, se muestra como especialmente indicada para el estudio de los efectos iniciales producidos por la aparatología ortodóncica.

En nuestro caso concreto, las experiencias diseñadas van enfocadas a conocer, con mayor profundidad, los efectos dento-cráneo-faciales producidos por una tracción anterior del maxilar superior (TAMS), análoga a la que habitualmente se emplea en clínica.

El empleo de la TAMS suele limitarse al tratamiento de las denominadas Clases III de Angle que exijan un reposicionamiento más anterior del maxilar superior mediante fuerzas ortopédicas. Aunque en ocasiones también se emplea en otro tipo de pacientes en los que es conveniente potenciar el crecimiento del hueso maxilar superior (pacientes con fisura palatina, con síndrome de Binder o displasia máxilo-nasal, etc...). En resumen, la TAMS podría estar indicada en todas aquellas situaciones en las que exista una retrusión del maxilar superior cuyo reposicionamiento anterior esté indicado y sea susceptible de tratamiento con medios ortopédicos.

De cualquier forma, se trata de un tipo de acción ortopédica cuyo empleo sistemático es relativamente reciente. Lo cual, unido a la circunstancia de que está indicada en una pequeña proporción de los casos habitualmente tratados en las clínicas ortodóncicas, como son las retrusiones maxilares que lo requieran, hace que sus efectos no sean tan íntimamente conocidos como sería de desear.

Es un hecho clínico suficientemente contrastado que los mejores resultados ortopédicos son obtenidos, en general, al combinar distintos tipos de aparatología ortodóncica. La justificación parece residir en su mutua potenciación al actuar a nivel de las suturas en distintos planos del espacio. Ahora bien, pese a que la TAMS se emplea, consecuentemente, asociada en muchas ocasiones con aparatologías expansoras del maxilar superior, vamos a centrar este estudio en los efectos ortopédicos debidos exclusivamente a su acción, a fin de delimitar tales efectos por primera vez claramente y poder dejar abierto el camino para un posterior análisis de los resultados de su combinación.

II. REVISION DE LA LITERATURA

II.1. ESTUDIOS CLINICOS Y EXPERIMENTALES SOBRE LOS EFECTOS DE LA TRACCION ANTERIOR DEL MAXILAR SUPERIOR.

La mayor parte de la literatura revisada sobre tratamientos dirigidos a corregir discrepancias antero posteriores de Clase III entre el maxilar y la mandíbula centran su atención en esta última. Esto sucede así debido al respeto que inspira la posibilidad de un crecimiento mandibular desfavorable, que haga inútiles los esfuerzos correctores de la aparatología de Clase III.

Sin embargo, la participación de las alteraciones del maxilar en la mayoría de los casos es lo suficientemente importante como para que se le haya dedicado cierta atención.

Ya en 1944, Albin Oppenheim presenta una serie de casos de Clase III que habían sido tratados con éxito. La aparatología empleada resultaba muy simple, con dos bandas en los primeros molares superiores y un arco lingual apoyado en caninos y adaptado a las caras

palatinas de los dientes. De esta forma feruliza toda la arcada dentaria superior para tirar de ella a nivel de unos ganchos situados en las bandas de los primeros molares. El punto de aplicación de la fuerza extraoral la constituyen dos vástagos metálicos que emergen paralelos y verticales de una mentonera adaptada a la barbilla y sujeta mediante una cuerda que se dirige hacia el cuello.

Esta es la referencia sobre tracción anterior del maxilar que más se aproxima a lo que hoy denominamos mentonera de tracción anterior. La peculiaridad de estos satisfactorios resultados reside en que se trata de pacientes adultos, llevando a la conclusión que la edad no parece influir en los resultados, lo cual no concuerda demasiado con la actual filosofía del tratamiento de estos problemas.

Haas (1961, 1965 y 1970) dedica especial atención a los efectos de la expansión del maxilar superior y afirma que en los casos de Clase III la respuesta es ideal, consiguiendo una corrección de la mordida cruzada posterior en tres semanas. En cuanto a la mordida cruzada anterior, ésta se corrige a veces y, en tales ocasiones, concurren toda una serie de fenómenos:

- desplazamiento anterior e inferior del maxilar superior.
- rotación posterior de la mandíbula, con lo cual disminuye su longitud antero-posterior efectiva y aumenta la altura facial inferior.

Si esto no bastara para corregir la discrepancia sagital, el maxilar superior podría desplazarse hacia delante fácilmente mediante

gomas de Clase III, ya que la acción transversal "libera" la fijación del maxilar al resto del tercio medio facial con lo cual éste goza de una movilidad tal que no le resulta difícil hacerlo.

Poulton (1971) hace referencia a las mejoras en los resultados que pueden producirse si a la expansión palatina se le añade una tracción anterior del maxilar con fuerzas ortopédicas aplicadas desde una mentonera.

Todos estos tratamientos "no quirúrgicos" son preconizados como aconsejables incluso en aquellos casos en que el tratamiento de elección de entrada sea ya quirúrgico. Parece que este tipo de actuaciones ortopédicas podría mejorar los resultados quirúrgicos posteriores. Mientras se espera el momento adecuado para el tratamiento quirúrgico, sería más aconsejable forzar las estructuras óseo-dentarias que no hacer nada. De esta forma la adaptación funcional post-tratamiento quirúrgico sería mejor y, por tanto, los riesgos de recidiva disminuirían.

En 1972, Delaire et al., publican sus primeros resultados clínicos de casos de Clase III y fisuras labio-palatinas que han sido tratados mediante máscaras faciales de apoyo en la frente y el mentón.

Definen los resultados como muy positivos en todas aquellas situaciones de hipoplasia maxilar, de cualquier origen; es decir, tanto en las fisuras palatinas como en las hipoplasias maxilares de Clase III.

Incluso en adultos tendría utilidad en caso de utilizarse tras una osteotomía para reposicionar anteriormente el maxilar.

El punto de aplicación de la fuerza lo sitúan en el segmento anterior de un arco vestibular, el cual, junto con otro arco palatino, ambos de primer molar superior derecho a primer molar superior izquierdo, ferulizan toda la arcada dentaria. La dirección del tiro anterior será aquella que resulte de unir el punto de aplicación de la fuerza con la barra horizontal prelabial.

Los resultados obtenidos se deben a los efectos producidos en distintas estructuras faciales; los cuales pueden esquematizarse en:

- 1. Avance de la parte inferior del maxilar superior producido por un movimiento de "báscula" cuyo centro de rotación se encuentra a nivel de la sutura fronto-maxilar.
- 2. Avance del complejo alvéolo-dentario sobre su base ósea maxilar.
- 3. Rotación posterior de la mandíbula.
- 4. Cambio en la inclinación del plano oclusal, que es variable según la dirección de tiro.

Dellinger (1973) presenta los resultados de un trabajo de experimentación animal, con primates "Macaca Speciosa" a los que les aplica una aparatología de expansión maxilar sobre la que tracciona, además, en sentido postero-anterior con una dirección lo más paralela

posible al plano palatino. La fuerza ejercida fue de seis libras y la duración de siete días. El método empleado se basó en realizar teleradiografías laterales con intervalos determinados y así poder comprobar el avance del maxilar superior.

Irie y Nakamura (1975) hacen hincapié en las posibilidades terapéuticas que pueden aprovecharse, en dentición mixta, para corregir Clases III esqueléticas severas mediante la utilización de una mentonera de tracción anterior. Este tipo de aparatología puede ser empleado también en pacientes fisurados en los que la concavidad del tercio medio facial suele deberse casi siempre a una retrognatía maxilar mientras que la mandíbula, sin embargo, es normal.

En términos generales, no obstante, lo más aconsejable sería utilizar estas fuerzas ortopédicas a edades tempranas, puesto que es entonces cuando se puede influir en el crecimiento, bien retrasándolo o cambiando su dirección. Según estos autores, para conseguir cambiar la dirección de crecimiento mediante fuerzas ortopédicas, bastaría con aplicarlas durante períodos de tiempo más cortos que para retrasarlo.

A este respecto, Delaire et al. (1976), indican que las modificaciones conseguidas por fuerzas extraorales postero-antérieures dependen de varios factores:

- factores inherentes al propio paciente, como son la edad, tipo de dismorfosis y estado de la dentición sobre la que se aplica la fuerza.

- factores dependientes del tratamiento elegido (dirección, punto de aplicación, intensidad y duración de la fuerza aplicada).

Delaire (1976), establece cierta relación entre la sutura fronto-maxilar y el seno frontal, de forma que las hipoplasias maxilares más severas se observarían, en adultos, con falta de desarrollo del seno frontal, frente recta, puente nasal débil y ausencia de oclusión incisivo-canina.

Kambara (1977) lleva a cabo un estudio experimental sobre monos, acerca de los cambios histológicos que se producen en las distintas suturas del tercio medio facial, tras la aplicación de una fuerza extraoral anterior sobre el maxilar superior. De este estudio se desprende que dichas suturas experimentan cambios histológicos similares a los que tienen lugar en el periodonto. Las fuerzas que producen tensión en las superficies suturales estimulan la aposición ósea, mientras que si producen presión el efecto es de reabsorción del hueso.

Asímismo, observó diferencias en los resultados según la edad. En los monos jóvenes se conseguían cambios suturales con fuerzas intermitentes de 300 g. por lado, siendo el grado de reacción histológica en el mono adulto menor que en el joven.

El complejo maxilar en conjunto experimenta un cambio posicional con una ligera rotación contraria a las agujas del reloj y el centro de rotación situado en las inmediaciones de la sutura

fronto-maxilar. Clínicamente, el punto de aplicación de la fuerza extraoral debería emplazarse, según este autor, lo más posteriormente posible.

Nanda (1978), también en un estudio sobre monos, centra su atención en una serie de variables que hasta entonces no se habían estudiado suficientemente. Así, tras aplicar una fuerza ortopédica anterior sobre el maxilar superior, establece que una intensidad de la misma de 500 g, actuando de forma continua durante 81 a 95 días, es capaz de producir cambios espaciales en el maxilar superior, así como en otros huesos del tercio medio facial. Estos cambios dependen de una serie de parámetros inherentes a la fuerza empleada:

- punto de aplicación intraoral de la fuerza.
- momento y dirección.
- duración.
- magnitud.

Todas estas variables deben ser tenidas en cuenta para poder establecer el concepto de "fuerza óptima", es decir, aquélla que con la menor intensidad, debidamente aplicada, produce el mayor desplazamiento.

El autor pone de relieve también la importancia de la morfología de las suturas cuya reacción adaptativa varía tanto de una sutura a otra como en zonas distintas de una misma sutura.

Además, resalta la necesidad de estudiar más detalladamente los diversos centros de rotación, así como la localización del centro de resistencia del maxilar superior, para poder conseguir alteraciones esqueléticas predecibles. En este estudio establece que, cuando la dirección de la fuerza es casi paralela al plano oclusal, el centro de rotación del maxilar es alto y el desplazamiento maxilar más importante se produce en el plano horizontal. En cambio, cuando la dirección de la fuerza forma un ángulo de 54° por encima del plano oclusal, la sutura cigomático maxilar se abre considerablemente en su margen postero-inferior, mientras que en las proximidades de la superficie orbital sufre una compresión. De esta forma, tiene lugar un desplazamiento maxilar más vertical y menos horizontal.

Benito (1978) presenta casos tratados con mentonera de tracción anterior, ejerciendo fuerzas sobre el maxilar superior de 400 g por lado durante 10-12 horas diarias. Consigue un adelantamiento medio del maxilar superior de 2 mm. por año.

Jackson, Kokich y Shapiro (1979) llevan a cabo un estudio histológico y cefalométrico sobre los efectos que produce una tracción extraoral anterior del maxilar superior en "Macaca Nemestrina". Los resultados valoran los cambios producidos en distintas fases, experimental, en retención y postretención, con el fin de evaluar también la estabilidad de dichos cambios. Las conclusiones esenciales que se extraen de dicho estudio son las siguientes:

- todas las suturas circunmaxilares experimentan

remodelación ósea tras la aplicación de la fuerza extraoral. La intensidad de dicha remodelación depende de la distancia de la sutura al sistema de fuerzas aplicadas, así como de la orientación de dicho sistema.

- el complejo maxilar muestra un notable avance con una pequeña rotación contraria a las agujas del reloj (observando el lado derecho del cráneo en cuestión) durante el período experimental.

- la remodelación ósea tiene lugar no sólo en las suturas sino también en la superficie externa de los propios huesos.

- es posible que la transmisión de las fuerzas a los huesos circunmaxilares se deba a alteraciones del periostio craneal.

- el grado de recidiva es inversamente proporcional a la duración del período de retención; cuando éste es mínimo, se observa una recidiva cuatro veces mayor en la dentición que en los huesos faciales.

- los cambios histológicos producidos por las fuerzas extraorales alcanzan a estructuras craneales tan profundas como el nivel de la sincondrosis esfeno-occipital.

- el avance del maxilar parece tener un efecto mínimo sobre la mandíbula y la ATM.

- el número de vasos sinusoidales del ligamento sutural tiende a aumentar en las suturas sometidas a tensión.

Subtelny (1980) relaciona los problemas respiratorios de vías aéreas con alteraciones morfológicas maxilares y pone de manifiesto la efectividad de diversos tipos de aparatología ortopédica para corregir dichas alteraciones. Pretende evitar con ello un posterior tratamiento

quirúrgico en la edad adulta. La aparatología empleada incluye la utilizada para hacer expansión maxilar, así como la destinada a avanzarlo.

Nanda (1980) diseña un nuevo tipo de aparatología para desplazar anteriormente el maxilar superior, con el fin de tener un mejor control de la intensidad y dirección de las fuerzas aplicadas. La emplea en 20 pacientes durante 4 a 8 meses, consiguiendo avances maxilares entre 1 y 3 mm. y dento-alveolares entre 1 y 4 mm. Propone el empleo del referido nuevo diseño para la mesialización de dientes posteriores mandibulares.

Esta novedosa aparatología consiste en una tracción extraoral, similar a la cervical empleada para distalar el maxilar superior en las clases II, en la que las terminaciones del arco interno se doblan en forma de U para insertarse desde distal en los tubos de las bandas de los molares. El arco externo se une a los vástagos que emergen desde una mentonera convencional mediante elásticos. De esta forma puede variar la dirección de tiro cuando el punto de aplicación intraoral de la fuerza se hace a nivel de los primeros molares permanentes.

El objetivo consiste, pues, en sustituir los elásticos que se emplean directamente desde los primeros molares (cuya dirección, en la práctica, está limitada por los labios) por un sistema rígido que permita una mejor manipulación desde el exterior de la boca.

Con el nuevo diseño se puede actuar, indirectamente, a nivel de los primeros molares, pudiendo tener un mayor control de la fuerza en cuanto a intensidad, dirección y punto de aplicación. Se puede dar una angulación al arco externo respecto del interno, de forma que el maxilar se desplace en la dirección deseada respecto al centro de resistencia de la arcada dentaria maxilar, cuya ubicación se sitúa a nivel apical del área de premolares. La arcada dentaria superior, además, la feruliza con un alambre rectangular de 0.019 " x 0.025 ". De esta forma convierte toda la arcada dentaria en una unidad capaz de transmitir las fuerzas hacia las suturas cráneo-faciales de forma homogénea.

Cozzani (1981) presenta una serie de casos tratados con máscara facial y hace hincapié en la conveniencia de tratar las Clases III lo más precozmente posible; incluso a los 4 años. La precocidad en el tratamiento ortopédico de este tipo de alteraciones esqueléticas es un denominador común entre las apreciaciones de diversos autores que resaltan la importancia de dirigir y potenciar convenientemente el desarrollo del complejo cráneo-facial como método más adecuado y eficaz que forzar ortopédicamente toda una serie de estructuras óseas, musculares, etc., cuya madurez empieza a ser un inconveniente.

Friede y Lennartson (1981) estudian los efectos de la tracción maxilar anterior en cuatro pacientes con fisura palatina completa y labio leporino, que ya habían sido operados. La duración de la tracción osciló, dependiendo del paciente, entre 7 meses y 4 años. Las edades de tales pacientes estaba comprendida entre 8 y 13 años.

Los resultados sobre el hueso basal maxilar fueron favorables en dos pacientes. En los otros dos, por contra, se apreciaron cambios más pobres. A uno de estos dos pacientes se le había intervenido quirúrgicamente añadiéndole un injerto, mientras que en el otro caso los pocos resultados se atribuyeron a falta de colaboración del paciente y, posiblemente, a la influencia de la periostioplastia que se le practicó.

Rune et al. (1982) llevan a cabo un estudio cefalométrico, con implantes metálicos como referencia, en un paciente de 11 años afecto de un síndrome de Binder (displasia maxilo-nasal), caracterizado por una retrusión del tercio medio facial con aplasia o hipoplasia de la espina nasal anterior, ángulo fronto-nasal de casi 180°, labio superior convexo y subdesarrollo de la parte anterior del maxilar superior. El tratamiento consistió en una tracción anterior del maxilar superior mediante una máscara facial tipo Delaire. El punto de aplicación de la fuerza se situó a nivel de distal de los incisivos laterales.

Los resultados indican un pobre avance del maxilar (0.6 mm.), debido posiblemente a una insuficiente capacidad de crecimiento de las suturas circunmaxilares, característica de los pacientes afectados de displasia maxilo-nasal.

En el período de observación postratamiento, sin fase de retención, se produjo una recidiva total del maxilar superior. En este caso, el niño aún no había tenido el brote de crecimiento puberal, por lo que los efectos ortopédicos deberían haber sido mucho mayores; ésto

pondría de manifiesto una capacidad de respuesta sutural disminuída.

Campbell (1983), tras realizar un estudio sobre 14 pacientes de Clase III entre 7.1 y 14.7 años, concluye que el tratamiento precoz de la retrusión maxilar mediante tracción anterior debe incluirse en el armamentarium clínico-terapéutico con mayor frecuencia de lo que se viene haciendo, incluso aunque más tarde se precise de nuevo tratamiento ortodóncico, ortopédico o quirúrgico.

Rommelink (1985) realiza su tesis doctoral sobre el desarrollo postnatal de las superficies suturales del maxilar superior humano, y pone de manifiesto la complejidad de la topografía y morfología de las superficies suturales circunmaxilares. Basado en la descripción de la orientación de las superficies suturales hallada en sus investigaciones, especula con los desplazamientos posibles del maxilar superior según la dirección de la fuerza extraoral aplicada sobre el mismo. Si la fuerza se aplicara con una dirección antero-inferior, similar a la producida por una máscara facial o una mentonera de tracción anterior, se generaría tensión sobre las suturas fronto-maxilar, zigomático-maxilar y máxilo-palatina (transversa y en su porción piramidal). Si la dirección de la fuerza extraoral aplicada fuera antero-superior, se crearía una compresión a nivel de la sutura frontomaxilar, en la que, anteriormente, se producía un efecto de distracción.

Conviene recordar que estas apreciaciones son puramente teóricas y basadas en la morfología y topografía de las superficies

suturales circunmaxilares halladas en sus investigaciones. Por otro lado, no hace matizaciones cualitativas ni cuantitativas de la fuerza extraoral aplicada.

Tras este comentario sobre los aspectos esenciales de los estudios realizados sobre reposicionamiento anterior del maxilar superior, vamos a abordar los puntos pertinentes acerca del desarrollo y aplicación de la técnica de interferometría holográfica, sobre la que debe asentarse el presente trabajo, en nuestro campo de interés.

II.2. APLICACION DE LA INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA EN ODONTO-ESTOMATOLOGIA.

Podemos definir la holografía como una técnica fotográfica especial, que está basada en el empleo de la luz láser y sus especiales propiedades físicas.

Su relativamente reciente desarrollo, a partir de 1963 por Leith y Upatnieks, estuvo condicionado por la imposibilidad de conseguir una fuente productora de luz láser hasta 1960 (Maiman). A nivel teórico, la emisión estimulada de radiación (proceso básico para la producción de la luz láser), así como el fundamento de la holografía, habían sido ya

previstos muchos años antes por Einstein (1917) y Gabor (1948), respectivamente.

La aparición del láser, produjo inmediatamente un gran interés por comprobar su aplicación en un gran número de campos.

En el caso de la Medicina se empezaron a experimentar sus efectos biológicos y terapéuticos, así como sus posibles aplicaciones diagnósticas en un numeroso grupo de especialidades susceptibles de beneficiarse del mismo. La Odontología también intentó buscar en él nuevas posibilidades para el tratamiento de la caries, gingivitis, etc... Si bien las primeras experiencias no respondieron a las esperanzas iniciales, los logros obtenidos últimamente son cada vez mayores y más alentadores.

Cuando se consiguen llevar a la práctica las teorías de Gabor, aparece la técnica holográfica que reproduce tridimensionalmente el objeto holografiado. La etimología del término, del griego "holo-" = total y "grapho" = imagen, responde a este hecho. El desarrollo ulterior de la interferometría holográfica, por parte de Horman en 1965, y de Stetson y Powell para objetos opacos difusores en 1967, ha posibilitado el poder cuantificar, con extraordinaria sensibilidad, los desplazamientos que experimenta cualquier punto de la superficie de un cuerpo bajo la acción deformadora de un sistema de fuerzas.

Particularmente debe destacarse, en tal sentido, el desarrollo de un sistema capaz de medir desplazamientos absolutos mediante la técnica de recuento de franjas, debido a Aleksandrov y Bonch-Bruevich en 1967. Más tarde, Stetson en 1975 y Pryputniewicz en 1976 mejoran el sistema y consiguen aplicar un método matemático para determinar desplazamientos, inclinaciones y rotaciones de un objeto tridimensionalmente.

Respecto a las primeras aplicaciones de la interferometría holográfica en el campo de la Odonto-estomatología tienen lugar a principios de los años setenta, empleándose en todos aquellos campos en que interesa conocer los desplazamientos que se producen en un objeto, tanto en intensidad como en dirección.

Así, por ejemplo, en el campo de la prótesis odontológica, es posible determinar el diseño más adecuado para una distribución de fuerzas lo más homogénea posible, disponiendo de una mayor información respecto de la conveniencia de emplear uno u otro tipo de prótesis. También permite determinar las zonas de la prótesis que experimentan una mayor deformación a lo largo del tiempo, a causa de la anisotropía del material polimerizable (Dirtoft, 1979).

B. R. Altschuler, (1973), de la Escuela de Medicina Aeroespacial de USAF, hace una primera introducción al empleo de la técnica, en cuanto a detección de deformaciones, en el campo de la Odontología.

En 1974, Young y Altschuler, publican un trabajo donde hacen referencia a la distribución, detectada interferométricamente, para las tensiones que se producen sobre los conectores mayores de un esquelético. Si bien no calculan desplazamientos absolutos, sí que hacen un análisis cualitativo de las franjas de isodeformación que aparecen y su posible relación con un correcto diseño de la prótesis.

También en 1974, P. R. Wedendal presenta su tesis doctoral sobre interferometría holográfica en el campo dental, basada en experiencias previas sobre modelos de laboratorio (con un láser continuo), e "in vivo" (con un láser pulsado de rubí). Estudia la deformación elástica de la aparatología protésica, simulando presiones análogas a las que reciben estas prótesis. Comprueba que en casos de prótesis con rompefuerzas semirígidos, éstos incluyen un grado de movilidad a la porción distal que excede los límites de observación del método interferográfico. Por otro lado, en sus trabajos "in vivo" pone en evidencia las deformaciones y desplazamientos que tienen lugar sobre las arcadas dentarias cuando se ven sometidas a fuerzas masticatorias.

Bjelkhagen, en 1979, publica un trabajo de revisión de las distintas aportaciones de la holografía al campo de la Odontostomatología. El empleo de este tipo de técnica permitiría medir desplazamientos y vibraciones; investigar sobre materiales dentales (Wictorin et al. y Altschuler); sobre aparatología protésica (Wedendal); sobre los tejidos duros a través del empleo de un cráneo humano (Fuchs et al.); la movilidad tridimensional intraalveolar de los dientes

(Wedendal); etc.

Goedgebever, Spajer y Vienot (1979), estudian la estabilidad dimensional en el tiempo de las siliconas de impresión utilizadas en Odontología y observan las variaciones relativas en el grosor durante la reacción de polimerización, de la que afirman puede durar más de 48 horas.

Kobayashi et al. (1976 y 1978) llevan a cabo un análisis cualitativo de los mecanismos de distribución de tensiones sobre el complejo cráneo-facial al aplicar fuerzas extraorales sobre el maxilar superior. Asimismo, estudian la relación entre el desplazamiento de molares y el mecanismo de transmisión de la fuerza aplicada. Resaltan, una vez más, la influencia de las suturas en la distribución de las fuerzas empleadas.

Matsumoto et al. (1979), investigan los desplazamientos absolutos de determinados puntos de interés de la mandíbula de un perro a la que someten a distintos tipos de fuerzas. Observan que los dientes y la mandíbula presentan una dirección de desplazamiento uniforme ante fuerzas de carga, que los dientes se desplazan más que la mandíbula y que el ligamento periodontal actúa a modo de amortiguador de presiones.

En 1982, estos mismos autores, junto con Iwata, diseñan otra experiencia sobre una mandíbula humana. El objetivo es analizar las

relaciones dentales interproximales desde el punto de vista funcional, aplicando fuerzas verticales sobre el segundo premolar y calculando los desplazamientos de las piezas vecinas. Si se eliminan los puntos de contacto, se observa una mayor concentración de la presión sobre el diente que recibe la carga y menor en los vecinos. Esto se traduce en una mayor presión ejercida sobre el hueso que rodea al segundo premolar, de lo que podrían derivarse futuras alteraciones parodontales.

Spetzler y Spetzler (1980) presentan un trabajo sobre interferometría holográfica que pone en evidencia la extraordinaria sensibilidad del método, aunque sin pretender extraer conclusiones clínicas.

En lo que se refiere al campo concreto de la ortodoncia, las primeras publicaciones empiezan a aparecer en 1978, cuando Pryputniewicz, Burstone y Bowley estudian los desplazamientos arbitrarios de los dientes con esta técnica, así como la movilidad dentaria en tres dimensiones. Estos estudios se hacen con modelos de cráneos humanos desecados.

Siguiendo en la misma línea, Burstone y Pryputniewicz (1979) continúan analizando los cambios dentales producidos ante la acción de una fuerza ortodóncica relacionando la influencia de la magnitud y duración de la misma con el desplazamiento producido.

Posteriormente, en 1980, estos mismos autores diseñan una experiencia para conocer los distintos centros de rotación que se producen al aplicar fuerzas ortodóncicas sobre la corona de un incisivo central maxilar, hecho a escala 10:1, junto con una reproducción del ligamento periodontal y hueso alveolar. La geometría de la raíz elegida es la del incisivo central maxilar de Haack, que lo define como un paraboloides de revolución. Los resultados muestran la relación que existe entre la ubicación del centro de rotación y la proporción M/F (momento/fuerza) de la fuerza que actúa sobre la braquet, en acuerdo con las deducciones obtenidas siguiendo un método teórico.

En 1982, Burstone, Pryputniewicz y Every estudian la extrusión de un incisivo central maxilar mediante un láser pulsado de rubí. Esto permite realizar la experiencia "in vivo", por lo que el holograma obtenido responde a una situación clínica real en la que se pueden apreciar los efectos de una fuerza que actúa en la dirección del eje mayor del incisivo central maxilar. El sentido de la fuerza es vertical descendente. De este modo, se realizan dos exposiciones consecutivas de una duración cada una de ellas de 20×10^{-9} segundos y un tiempo entre la primera y la segunda exposición de 450×10^{-3} segundos. Esta operación la repiten sucesivamente a los 30, 60, 90 y 120 segundos en cuatro pacientes de edades comprendidas entre 20 y 27 años. Los resultados de desplazamiento y rotación del diente sirvieron para determinar su centro de rotación. Estos centros de rotación se han mostrado dependientes de la morfología de la raíz del diente y parecen coincidir, en el plano vertical, con el centroide radicular (centro geométrico de la raíz).

Hewitt, A. B. en 1977 y 1981 publica sendos artículos en los que pone de manifiesto la sensibilidad de la interferometría holográfica para medir desplazamientos producidos por fuerzas ligeras.

En Europa, se forma un grupo de investigación (Kragt y Duterloo) en Groningen (Holanda) que centra sus experiencias en el empleo de la interferometría holográfica de doble exposición y en tiempo real para el estudio de los efectos producidos por una tracción extraoral para distalar el maxilar superior. Para este estudio, realizado en 1982, utilizan un cráneo humano desecado en dentición mixta, de una edad aproximada de 10 años; se prescinde de la mandíbula y ferulizan la arcada dentaria superior con una placa de acrílico en la que fijan una barra desde donde aplican la fuerza a nivel de los primeros molares definitivos. Puesto que la placa de acrílico enmascara totalmente la arcada dentaria superior, en estos estudios no se analizan los cambios producidos a su nivel. Los autores se centran en los cambios producidos en los distintos huesos de la cara y cráneo cuando la tracción se realiza en las formas clínicamente habituales, es decir:

1. Tracción extraoral cervical: La dirección de tiro la realizan a nivel de la nuca con 10° de inclinación por debajo del plano oclusal. Emplean fuerzas progresivamente mayores entre 2 N ($1\text{N} \cong 100\text{ g}$) y 7.25 N por lado. Los resultados muestran que la reacción inicial del maxilar superior consiste en una rotación del mismo hacia atrás y hacia abajo, lo cual produce una apertura de la sutura fronto-nasal. El hueso malar también se desplaza hacia abajo y atrás con una pequeña rotación del

plano transversal, hacia afuera. Concluyen que la sutura maxilo-malar debe tener un importante papel según su morfología y ubicación, dentro del conjunto de suturas del esqueleto facial.

2. Tracción extraoral de tipo alto: En este caso se tira desde un nivel aproximado de la sutura occipito-parietal, lo cual significa que la dirección de tracción forma un ángulo de 40° respecto al plano oclusal, por encima de él. En este caso se emplearon fuerzas que oscilaban entre 0.5 N y 3.25 N por cada lado. Los resultados muestran que, con esta dirección de tiro, el desplazamiento del maxilar es prácticamente en el plano horizontal y de sentido hacia atrás, con lo cual podría influenciarse el crecimiento normal del maxilar hacia abajo y adelante, disminuyéndolo. Y recíprocamente, el crecimiento normal del maxilar posiblemente sea capaz de modificar esta reacción inicial, de forma que el desplazamiento secundario, que es el producido tras la remodelación ósea, no se verifique hacia atrás únicamente.

Otra diferencia importante entre ambas experiencias hace referencia a que el desplazamiento general máximo fue de $118 \mu\text{m}$ cuando la tracción se realizó desde las cervicales, mientras que con tiro alto fue 10 veces menor ($17.5 \mu\text{m}$), lo que haría pensar en un efecto ortopédico más acusado cuando la tracción es cervical, aunque algunos estudios clínicos muestran que el resultado final ofrece diferencias mínimas.

En un estudio posterior (1983) de los mismos autores, demuestran que al realizar la misma experiencia sobre un cráneo de

Macaca Mulatta, los resultados son similares a los obtenidos con un cráneo humano, o bien sobre animales vivos en estudios a largo plazo.

En su último trabajo presentado, en 1986, Duterloo y Kragt repiten el mismo experimento, es decir, aplican una fuerza extraoral de tipo alto (40° por encima del plano oclusal) a nivel de los molares, sobre ocho cráneos humanos con distintas características morfológicas. Las fuerzas empleadas oscilaron entre los 0.5 N y 3.5 N por lado.

Los desplazamientos en cada uno de los ocho cráneos mostraron comportamientos similares a los ya obtenidos en estudios previos. Sin embargo, en dos de los ocho cráneos, estos desplazamientos fueron mucho mayores, aunque con similares direcciones. Parece que el modelo elegido, para conocer los cambios iniciales en el complejo cráneo facial, es válido para apreciar los efectos de la aparatología empleada, a la que se puede considerar única responsable de los mismos.

Las direcciones de los desplazamientos producidos no tienen por qué ser las mismas que tengan lugar al final del proceso de remodelación ósea, pero sí apuntan cómo puede ser la forma inicial en que dicha remodelación tiene lugar.

La línea de investigación actual de este grupo de autores, va dirigida a recoger el mayor número de datos sobre las relaciones que pueden existir entre la morfología de las suturas y el patrón de reacción

que muestran tras la aplicación de una fuerza que las deforme.

Dermaut, L. R. y Beerden, L. de la Universidad de Gante (Bélgica) estudian, en 1981, los efectos de los elásticos de Clase II al aplicarlos sobre un cráneo humano. Sus conclusiones vuelven a insistir en el importante papel que desempeñan las suturas, que se comportan creando una interrupción en el patrón de franjas. La experiencia la realizan con braquets de cementado directo de la técnica de Begg, empleando alambres redondos, que producen una mayor inclinación coronal de las piezas dentarias.

Para valorar mejor este tipo de desplazamientos dentarios proceden a crear un nuevo ligamento periodontal artificial, extrayendo todos los dientes sin dañar el hueso alveolar. Después colocan una capa fina de Araldit 208* con endurecedor 956 en proporción de 10 a 1, cuyas propiedades elásticas son comparables a las del periodonto.

La carga aplicada es de 100 g, y la razón de emplear esta magnitud de fuerza se debe a que con 50 g encuentran una variación, entre los 10 interferogramas realizados, de alrededor del 25%.

Por otro lado, cuando emplean fuerzas mayores, de unos 200 g aproximadamente, al comparar resultados observan cierta deformación residual temporal del cráneo.

En este trabajo las medidas se hacen por recuento directo de franjas, con lo que los resultados hacen referencia a desplazamientos de un punto respecto a otro considerado fijo. Las medidas, pues, no permiten calcular, en este caso, desplazamientos tridimensionales de un punto determinado.

Con la fuerza empleada de 100 g hallan una desviación estándar de las diferentes medidas que, como media, es de 1.4 unidades, lo que equivale a un error de medida del 12%.

Realizan también una interesante descripción cualitativa de las deformaciones cráneo-faciales en distintos niveles craneales, haciendo especial hincapié sobre la importancia de las suturas, a las que asignan una función de "áreas de ajuste del cráneo". Al analizar concretamente la sutura zigomático-temporal, ésta parece comportarse como un eje de bisagra en dirección transversal.

Pavlin y Vukicevic (1984) estudian las reacciones mecánicas del esqueleto facial al aplicar fuerzas de expansión sobre el maxilar superior. El método empleado es el de interferometría holográfica de doble exposición, utilizando un láser de He-Ne de 10 mw. La expansión se lleva a cabo mediante aparatología removible con un tornillo de expansión que ensancha 0.2 mm cada cuarto de vuelta y aplicado sobre el maxilar superior de un cráneo humano macerado de 32 años de edad.

Los resultados ponen en evidencia que las deformaciones afectan no sólo a la arcada dentaria superior sino también a todo el maxilar superior, suturas circunmaxilares y huesos vecinos.

La intensidad de la deformación es mayor a nivel de la arcada dentaria, para ir decreciendo en dirección ascendente hasta llegar al proceso nasal donde no se observa deformación. De forma análoga, en el plano horizontal se aprecia una disminución de los desplazamientos de distal a mesial (los más pequeños tienen lugar en incisivos, espina nasal anterior y borde de la apertura piriforme).

La apófisis pterigoides del esfenoides se desplaza lateralmente algo menos que la tuberosidad maxilar. La sutura zigomático-maxilar, en base a su morfología, produce un deslizamiento entre ambos huesos en una dirección más circular.

Vanden Bulcke y Dermaut (1986) estudian, mediante interferometría holográfica, doce sistemas diferentes de mecanismos para intruir el segmento anterior mediante arcos segmentados (arco utilitario de Ricketts) con distintos diseños y puntos de aplicación de la fuerza. Los resultados apuntan que cuantos más dientes están sujetos al arco, el control de la intrusión es mayor. Asimismo, el centro de resistencia varía según el número de dientes incorporados al arco. Si sólo se incluyen en el segmento anterior dos dientes, además de la intrusión aparecen fuerzas de torsión, muy importantes, indicando un menor control del pretendido movimiento intrusor.

Sanchez del Campo et al. (1983), realizan un estudio acerca de las deformaciones dento-maxilares producidas por la aplicación de distintos tipos de fuerzas oclusales. Se trata, pues, de un análisis cualitativo, de interpretación de las franjas de isodeformación aparecidas sobre las citadas estructuras.

Por último, otros trabajos pioneros en nuestro país, junto con el precedente, en lo referente al empleo de interferometría holográfica para el estudio de las deformaciones dento-cráneo-faciales producidas ante la aplicación de fuerzas, son los presentados por nosotros (Gandía et al., 1983 y 1986).

En el primero de ellos se pone de manifiesto la sensibilidad del método propuesto ante la aplicación de fuerzas de distinta intensidad y mediante diferentes diseños ortodóncicos (intra y extraorales). Este primer trabajo emplea un modelo de cráneo construido en acrílico y hecho a escala 1:1 de un modelo natural.

En el segundo trabajo se sientan las bases para una correcta interpretación de la información generada en un interferograma de doble exposición. Ello se lleva a cabo utilizando un cráneo humano en dentición mixta y un montaje experimental similar al descrito en esta Memoria.

III. OBJETIVOS

De acuerdo con la revisión acerca del estado actual del tema, que acabamos de presentar en el capítulo anterior, y las ideas expuestas en la Introducción relativas a la justificación e interés de su desarrollo, los objetivos esenciales establecidos en la presente Memoria son los siguientes:

1. Desarrollar, sobre la fundamentación física adecuada, la técnica necesaria para el análisis, mediante interferometría holográfica con láser, de los efectos asociados a la aplicación de fuerzas ortopédicas sobre el modelo craneal propuesto.
2. Conocer el comportamiento de las distintas estructuras óseo-dentarias que componen el macizo cráneo-facial, ante la aplicación de una fuerza extraoral de tracción anterior sobre el maxilar superior (TAMS).
3. Conocer los distintos efectos biomecánicos de la aparatología ortodóncica empleada, según el punto de aplicación de la fuerza.
4. Analizar la influencia de las suturas cráneo-faciales en la transmisión de la fuerza desde el punto de aplicación al resto de estructuras óseo-dentarias.

5. Estudiar las posibles relaciones entre la intensidad de la fuerza aplicada y la dirección y magnitud del desplazamiento producido.

6. Establecer un criterio de selección de la forma de aplicación de fuerzas extraorales en función de los distintos tipos faciales a tratar.

IV. MATERIAL Y METODO

Como base de desarrollo del método experimental se pretende la puesta a punto de una técnica estandarizada de gran sensibilidad para la medida de pequeños desplazamientos, tanto cualitativa como cuantitativa, así como su aplicación en el campo de la ortodoncia. Concretamente, la técnica se fundamenta en la utilización directa de la interferometría holográfica, mediante láser, sobre un modelo craneal adecuadamente seleccionado. Mientras que su aplicación busca la medición de las deformaciones producidas, sobre el referido modelo, a través del tratamiento mediante tracción anterior del maxilar superior (TAMS).

IV.1. SELECCION Y DESCRIPCION DEL MODELO CRANEAL EMPLEADO EN EL ESTUDIO.

IV.1.1. Modelo craneal.

Para la realización de este estudio se ha empleado un cráneo humano desecado, seleccionado de entre una importante colección que se encuentra en el Departamento de Ortodoncia de la Escuela de Odontología de la Universidad de Groningen, Holanda, con el fin de que reuniera el mayor número posible de requisitos para que el estudio se asemejara lo más posible a lo que habitualmente se trata en la clínica diaria.

Pertenece a un individuo sin identificar, del que no hay información disponible acerca de su edad gestacional ni postnatal, detalles de nacimiento, circunstancias clínicas de su muerte, ni medidas del cadáver. Tampoco se conoce mucho de su origen étnico, si bien parece proceder de la India.

Únicamente se dispone del esqueleto cráneo-facial, incluida la mandíbula. Se trata de un cráneo en dentición mixta, completa y normal, que corresponde aproximadamente a unos 9.5-10 años de edad dental. El alineamiento dentario es casi perfecto con algún ligero apiñamiento y discreta giroversión en la zona incisiva superior. Las características cefalométricas permiten destacar unos valores dentro de la normalidad,

con cierta tendencia hacia la Clase II con biprotrusión. De forma análoga, el resalte y la sobremordida se hallan dentro de los límites de normalidad. El plano oclusal y el plano de Franckfurt forman un ángulo de 16° .

El patrón de crecimiento presenta un valor de eje facial de 87.5° ($N = 90 \pm 3^\circ$), que indica un patrón mesofacial en los límites con el dolicofacial y, por lo tanto, con cierta tendencia al crecimiento vertical.

IV.1.2. Preparación del modelo craneal.

Con una fresa quirúrgica se han practicado tres orificios en el cráneo para su posterior fijación al soporte. Dos de ellos se hicieron a nivel de la sutura interparietal y el tercero en la escama del occipital, en su porción sagital más posterior. El diámetro de los orificios permite el paso de los tornillos que lo van a fijar, ajustándose perfectamente a su perímetro. La parte posterior de la calota presenta cierto grado de asimetría morfológica respecto al plano sagital medio, de forma que el área occipital izquierda está más hundida que la derecha; este factor se ha tenido en cuenta a la hora de diseñar el correspondiente soporte de fijación del cráneo, al que nos referimos en el apartado IV.4.3.

Sobre la superficie de los huesos de la mitad izquierda del cráneo se han señalado una serie de puntos cuyos desplazamientos

absolutos consideramos interesante conocer. En este trabajo, sin embargo, sólo será necesario referirse a algunos de los puntos representados.

IV.2. DESCRIPCION DE LA APARATOLOGIA UTILIZADA.

IV.2.1. Mesa antivibratoria.

La necesidad de utilizar un sistema de soporte aislado de las vibraciones ambientales, para conseguir una correcta formación de un holograma sobre la placa holográfica, está condicionada por el tipo de láser empleado. Más concretamente, las exigencias antivibratorias dependen directamente de la potencia del láser utilizado para impresionar dicha placa.

En la tabla IV.1 se muestra, de forma esquemática, la relación que existe entre la potencia de la fuente productora de luz láser, las exigencias antivibratorias y los tiempos de exposición necesarios para conseguir un holograma de calidad aceptable. En función de estas consideraciones, parece claro que si se dispusiera de un láser de elevada potencia, como son los pulsantes de rubí, por ejemplo, cuyos

tiempos de exposición son del orden de 10^{-6} segundos, y aún inferiores, no sería necesario ningún sistema antivibratorio para conseguir una buena calidad del holograma. Ya que, en tal caso, las variaciones de posición relativas, entre el objeto y la placa holográfica, que puedan tener lugar en tan corto espacio de tiempo son despreciables incluso cuando se trata de formar hologramas. Por tal razón, es este tipo de láser el que habitualmente se emplea para realizar interferometría holográfica "in vivo", con independencia de las otras consideraciones físicas y prácticas a tener en cuenta para el desarrollo del proceso.

TIEMPOS EXPOSICION	EXIGENCIAS ANTIVIBRACIONALES	TIPOS LASER
10^{-6} s aprox.	ninguna	RUBI (kw)
0,1 s aprox	discretas	ARGON (w)
10 s aprox.	elevadas	He-Ne (mw)

Tabla IV.1.- Necesidad de un sistema antivibratorio según la potencia del láser utilizado.

La justificación de las exigencias antivibratorias es, pues, análoga a la de la técnica fotográfica convencional. Si la iluminación es escasa, los tiempos de exposición son largos y frecuentemente se ha de

recurrir a un sistema de sujeción que asegure la inmovilidad de la máquina fotográfica, por ejemplo mediante un trípode. Cuando se trata de hologramas con luz láser, la única diferencia respecto a las exigencias de inmovilidad es que, en este caso, son tan grandes que las propias vibraciones naturales del suelo en que se apoya el sistema pueden enmascarar la imagen.

En nuestras experiencias se ha recurrido a un láser de He-Ne de baja potencia (5 mW). Por lo tanto, los tiempos de exposición han sido relativamente elevados (del orden de los 8-12 segundos) y por ello se ha provisto a todo el montaje mecano-óptico de un sistema antivibratorio, de diseño y construcción original, suficiente para asegurar el grado de aislamiento requerido frente a las influencias externas. El sistema consiste en un conjunto de elementos destinados a conseguir el mencionado aislamiento de las vibraciones del entorno a base, esencialmente, de aumentar considerablemente la masa sobre la que descansa toda la aparatología antes descrita, tanto óptica como ortodóncica.

Esquemáticamente sus componentes son:

- una mesa de madera de 0.70 x 1.25 m²
- dos bloques de piedra artificial de las mismas dimensiones de 80 kg cada una
- una plancha de hierro de iguales dimensiones superficiales y de 1 cm. de altura que descansa sobre el mármol mencionado.

A esta plancha de hierro se le practicaron unos orificios roscados, con el fin de que todos los elementos necesarios para la realización de la experiencia pudieran ser sólidamente fijados mediante tornillos a la misma, y constituyeran, de esta forma, un todo rígido. Esta última condición es de gran importancia para el desarrollo de la interferometría holográfica, tanto de doble exposición como en tiempo real, pues asegura que la ubicación relativa entre todos los componentes utilizados para la obtención del holograma permanece inalterable durante todo el proceso.

Tras el adecuado análisis vibrométrico, las prestaciones del sistema se mostraron plenamente suficientes para montajes biomédicos compactos similares al empleado en este trabajo (Dalmases et al., 1984).

IV.2.2. Aparatología ortodóncica.

Se ha empleado una fuerza extraoral, aplicada a la arcada dentaria superior del cráneo, mediante un sistema de tracción compuesto por un bastidor regulable y las correspondientes poleas, constituidas en nuestro caso por alambre de ligadura de 0.011" de diámetro. Previamente se procedió al cementado directo de braquets en todas las piezas dentarias, tanto temporales como definitivas. Sobre estas braquets se colocó un arco rectangular (0,018" x 0,025") de forma pasiva; es decir, que tras su colocación y fijación con ligadura metálica,

ningún diente estuviera sometido a fuerza alguna. Para ello se hicieron las compensaciones necesarias en dicho arco con el fin de respetar el posicionamiento normal de las brackets. El objetivo final, pues, consistía en que el arco, una vez ligado a las brackets, no ejerciera sobre estas ningún tipo de desplazamiento, torsión, angulación, compresión o expansión, sino que actuara como una férula de toda la arcada para transmitir fuerzas al resto de estructuras dento-cráneo-faciales. Por esta razón, asimismo, se eligió un arco rectangular de las citadas dimensiones, análogas a las del seno de las brackets que debían albergarlo.

El cráneo, prescindiendo de la mandíbula por diversas razones entre ellas su nula utilidad experimental, se fija rígidamente a un soporte metálico. Este, a su vez, también está sólidamente fijado a la mesa antivibratoria, sobre la que descansan el resto de elementos mecano-ópticos necesarios para la realización de la experiencia.

El cráneo es posicionado con el plano oclusal, prácticamente paralelo a la superficie de la mesa. La dirección de la tracción coincide muy aproximadamente con la de dicho plano, formado por el máximo entrecruzamiento de molares temporales y definitivos superiores e inferiores. Esta dirección forma un ángulo con el plano de Franckfurt algo menor que la que forma el plano oclusal ($\cong 16^\circ$).

IV.3. DESCRIPCION DEL MONTAJE EXPERIMENTAL.

IV.3.1. Fuente de luz láser.

Como fuente de luz coherente, se ha empleado un láser de He-Ne Spectra-Physics, SP-159 , de 5 mW de potencia no polarizado. La longitud de onda de emisión es de 632.8 nanómetros.

IV.3.2. Montaje óptico.

A la salida de la fuente de luz láser se ha situado un diafragma obturador electrónico que permite controlar los tiempos de exposición. El tiempo de apertura del obturador puede ser programado automáticamente. Dicho tiempo se establece en función de la iluminación que llega a la placa, medida con ayuda de un radiómetro Newport Research Corporation, NRC-880.

A continuación, en el trayecto del haz láser, se ha interpuesto un divisor de haz variable (NRC), mediante el cual se separa el haz inicial en dos componentes de intensidades regulables. Tales haces láser, de menor intensidad, se dirigen convenientemente mediante la aparatología

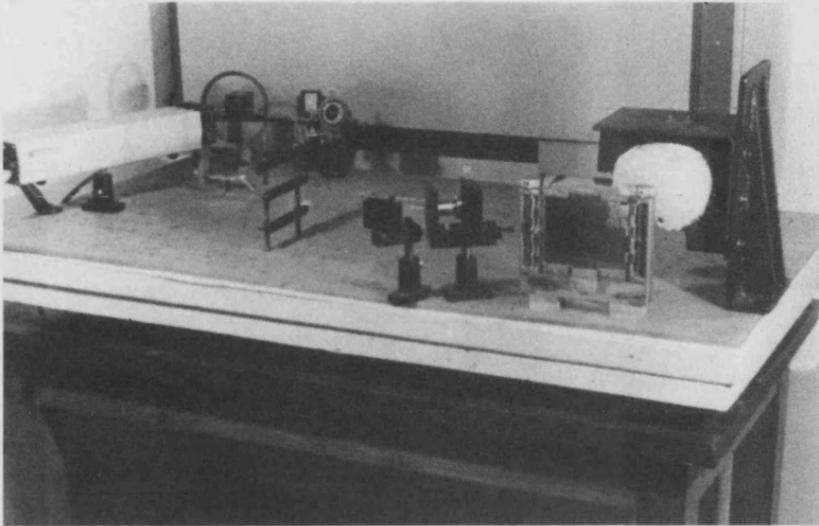
óptica adecuada; uno de ellos se conduce directamente sobre la placa holográfica y al otro hacia el objeto, que así podrá llegar también a difundir luz sobre dicha placa holográfica.

De acuerdo con el esquema de la figura IV.1 estos dos haces se designan como "haz de referencia", el que incide directamente sobre la placa, y "haz objeto", el que sirve para iluminar el objeto.

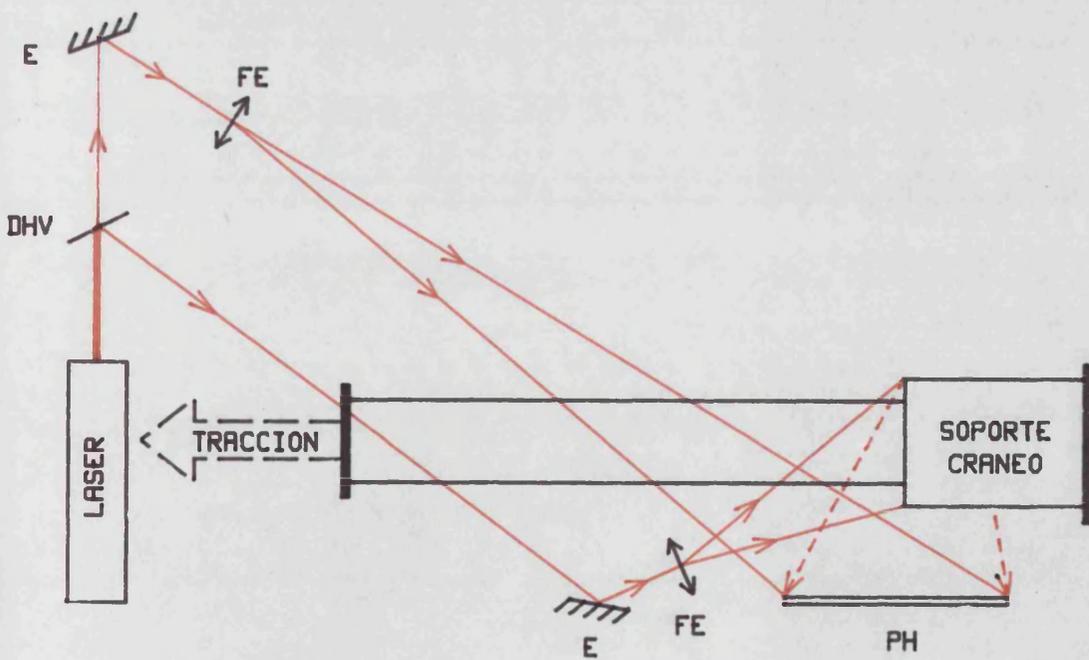
Con el fin de que la iluminación del objeto y de la placa sea la adecuada, en el último tramo del recorrido de ambos haces filiformes se interponen unos dispositivos denominados "filtros espaciales". En esencia cada filtro espacial (Ealing) consta de un objetivo de microscopio (45x) que enfoca el haz sobre un orificio diminuto (5 μm de diámetro). El efecto logrado es doble: por una parte se consigue "lavar el haz", eliminando de su composición los rayos que no sean perfectamente paraxiales, y por otro lado el propio orificio actúa como foco puntiforme, a partir del cual se "abre el haz" para iluminar una mayor superficie, bien sea sobre la placa holográfica o bien sobre el objeto que se desea holografar.

La placa holográfica (Agfa-Gevaert Holotest 8E75, de 4"x5"x0.60"), constituida por una base de cristal sobre la que se encuentra adherida la emulsión fotográfica, se sitúa paralela al plano sagital medio del cráneo utilizado, de forma que quede registrado cualquier cambio que tenga lugar en las estructuras dento-faciales superficiales de la mitad izquierda de la cabeza.

La sujeción de la placa se lleva a cabo, cuando es necesario, mediante un revelador "in situ" (NRC-550) que, al asegurar su inmovilidad durante las experiencias y el procesado de la emulsión, permite realizar la técnica de interferometría holográfica en tiempo real, que describiremos más adelante (apartado IV.4.1.e). Por otro lado, para el desarrollo de la técnica de doble exposición, simplemente es necesario emplear el portaplacas de dicho revelador.



[a]



[b]

Figura IV.1.- Fotografía y esquema del montaje experimental.
 (E) espejos, (DHV) divisor de haz variable,
 (FE) filtros espaciales, (PH) placa holográfica.

IV.3.3. Soporte del cráneo.

Con el fin de completar las condiciones de inmovilidad suficientes para garantizar el registro holográfico de las experiencias, se ha diseñado un soporte para el cráneo que consta de dos partes diferenciadas.

La primera de ellas está directamente en contacto con el cráneo y se acopla a su mismo contorno de forma lo más exacta posible. Para ello, fue preciso hacer unas plantillas de aquellas zonas del cráneo que iban a estar en contacto con el soporte. Puesto que el cráneo presentaba ciertas asimetrías, sobre todo a nivel del hueso occipital, se hicieron dos plantillas distintas, una para cada lado, derecho e izquierdo.

En base a estas plantillas se construyeron las piezas del soporte, recortadas en plancha de hierro de 5 mm de grosor. El esquema se muestra en la figura IV. 2.

Por otro lado, al cráneo se le hicieron 3 orificios, dos a nivel de la sutura interparietal y uno en la escama del occipital. Los tres orificios, situados todos ellos en el plano sagital medio, tienen el mismo diámetro que el de los tornillos que se emplearon para fijarlo al soporte antes descrito. Para evitar posibles fracturas óseas, a causa de una excesiva presión de la cabeza del tornillo, se han interpuesto dos pequeñas láminas de aluminio inmediatamente por encima y por debajo del hueso

parietal. A nivel del hueso occipital, mucho más consistente, únicamente se interpuso una lámina de aluminio en su parte interna.

Una vez posicionado el cráneo con el plano oclusal paralelo a la plancha metálica superior, se procedió a rellenar todos los espacios que quedaban entre el cráneo y el soporte. El material de relleno empleado fue escayola blanca (Moldurex). Algunos días después de que la escayola hubiera fraguado, se apretaron un poco más las tuercas para asegurar que las posibles contracciones de la escayola no permitieran ninguna holgura.

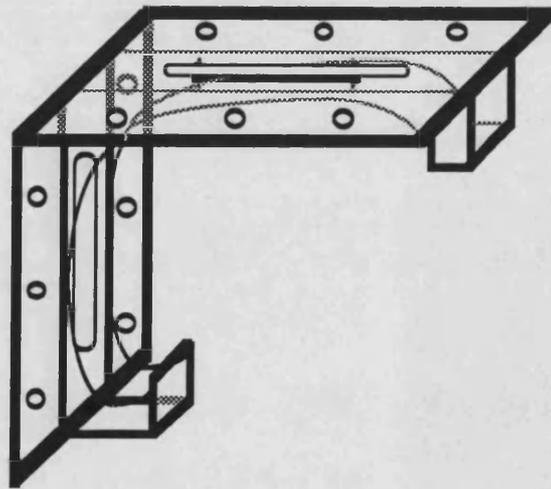
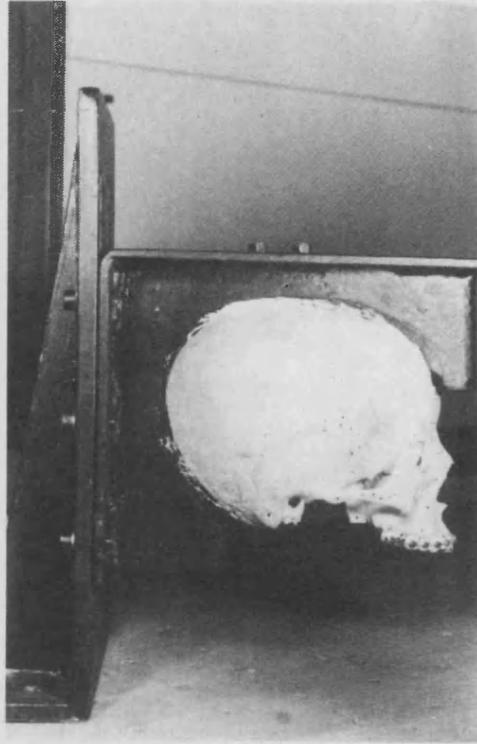


Figura IV. 2.- Fotografía y esquema del soporte diseñado para el cráneo.

Al conjunto "soporte-cráneo" había que fijarlo a la mesa antivibratoria de una manera lo suficientemente rígida para que no se desplazara en absoluto ante las fuerzas aplicadas. Para ello se diseñó, como segunda parte esencial del sistema de soporte, una nueva pieza que sirviera de nexo de unión entre la mesa antivibratoria y el conjunto "soporte-cráneo". Esta pieza (figura IV.3) se construyó de un grosor mayor que la del propio soporte para conferir mayor rigidez y conseguir una mejor inmovilidad de todo el conjunto.

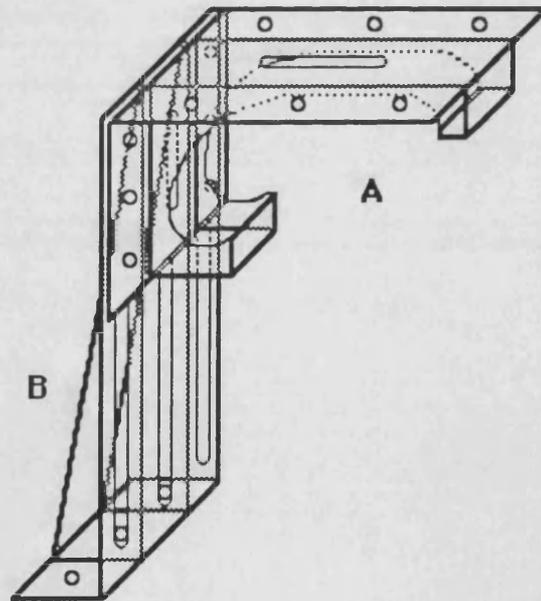


Figura IV.3.- Esquema del elemento de unión (B) junto con el soporte del cráneo (A).

Las ranuras o guías laterales de este elemento de unión permiten el paso de tornillos de paso universal, de 7 mm de grosor, así como su deslizamiento en toda su longitud. Estos tornillos van roscados en cada uno de los seis orificios del soporte que hemos descrito previamente. La ranura central es más ancha, 15 mm, debido a que tiene que permitir el paso de las tuercas que ajustan los tornillos que atraviesan los huesos perforados.

Este elemento de unión es el que se ajusta, mediante seis tornillos, al conjunto "soporte-cráneo", el cual, a su vez, puede posicionarse con el plano oclusal paralelo al suelo o perpendicular al mismo.

Por otro lado, el elemento cuenta con una base de $6 \times 15 \text{ cm}^2$, a la que se han practicado tres orificios sin roscar. Dicha base descansa directamente sobre la plancha de hierro de la mesa en la que sí hay orificios roscados.

El elemento se complementa con dos piezas metálicas de forma triangular, soldadas a las anteriores para darle más rigidez al conjunto.

En resumen, el diseño y construcción de todas estas piezas cumple el objetivo para el que se pensaron. El cráneo se encuentra, en definitiva, sólidamente alojado en un soporte hecho a medida que se extiende desde la mitad superior de la parte anterior del hueso frontal hasta la zona más inferior del hueso occipital. La unión se produce, así,

a lo largo de una franja que ocupa una anchura de 8 cm (cuatro a cada lado del plano sagital medio), siendo posible la visualización de todos los huesos superficiales del cráneo.

A estas condiciones de solidez se une la funcionalidad del diseño, el cual permite, gracias a la pieza intermedia, variar la posición del conjunto soporte-cráneo sobre la mesa antivibratoria, tanto en posición como en altura.

IV.3.4. Sistema de tracción sobre el maxilar. Protocolo de aplicación de las fuerzas.

Al conjunto de cráneo y soporte que acabamos de describir, se le aplica una fuerza extraoral mediante un sistema de bastidor y polea, que se fija a la arcada dentaria superior, y cuyas características ya han sido descritas.

La intensidad de la fuerza se hizo variar desde 0 g hasta 1000 g, lo cual corresponde, por razones de simetría, a un incremento de la fuerza aplicada de 0 g hasta 500 g por cada lado. La forma de aplicar la fuerza consistió en ir incrementando en 100 g la carga del sistema de tracción, hasta llegar a los 800 g, y pasar entonces directamente a los 1000 g, puesto que constatamos de esta forma una mayor seguridad en la detección experimental de efectos a estos niveles de fuerza; se tiene

así, además, la ocasión de comprobar las respuestas del modelo ante incrementos de fuerza más intensos. Los cambios producidos con cada incremento quedaron registrados en el correspondiente interferograma, según se comenta más detalladamente en el apartado IV.4.3.

La dirección de la fuerza fue paralela a los planos sagital medio del cráneo y oclusal (y por consiguiente al de la placa holográfica, apartado IV.3.2), y de sentido anterior, de acuerdo con el esquema de la figura IV.4.

Los puntos de aplicación de la fuerza extraoral (figura IV.5) se hicieron a nivel de los incisivos laterales superiores permanentes (2+2) y de los primeros molares superiores permanentes (6+6).

Los criterios de elección de la dirección de la fuerza se condicionaron al intento de reproducir lo más fielmente posible la situación clínica real. En tal sentido conviene recordar que cuando el punto de aplicación de la fuerza, ejercida habitualmente mediante elásticos, se halla a nivel de los primeros molares permanentes, la dirección de la fuerza no permite grandes variaciones en el plano vertical. Sobre todo si se pretende, además, no crear excesivas molestias en el paciente con el objeto de que su cooperación sea máxima, para lo cual conviene producir el mínimo sentimiento de rechazo.

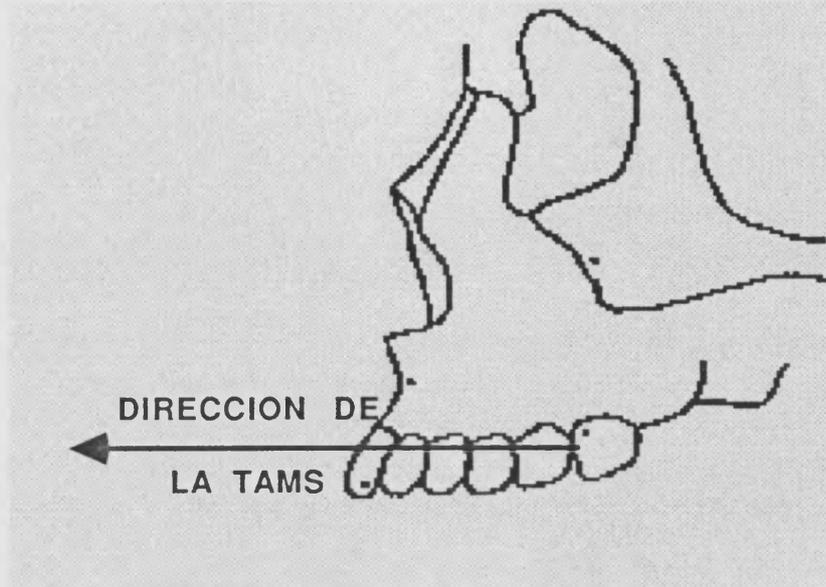


Figura IV.4.- Dirección de aplicación de la TAMS.

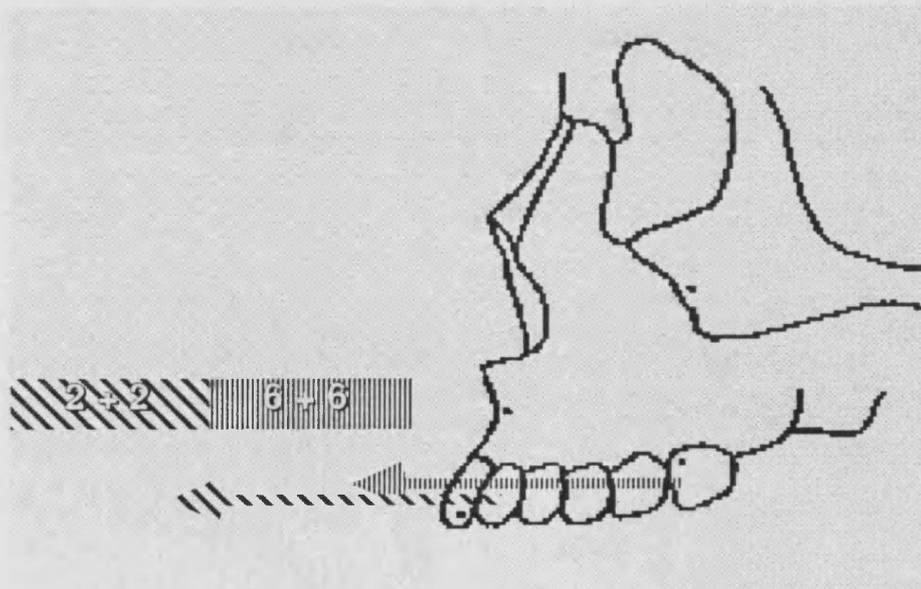


Figura IV.5.- Puntos de aplicación de la TAMS.

Lo menos molesto, en tal caso, es dirigir los elásticos hacia la comisura labial. Si se tiene en cuenta que la posición normal del labio inferior es aquella en la que descansa sobre el tercio incisal de los incisivos superiores, prácticamente no queda elección para variar el ángulo de la dirección de la fuerza respecto al plano oclusal. Y así, la citada dirección, quedará establecida, por un lado, por el molar superior, y por otro, por un punto situado por encima del tercio incisal del incisivo superior.

Cuando el punto de aplicación de la TAMS se realiza a nivel de 2+2, se decidió respetar la dirección de la fuerza utilizada para traccionar desde 6+6. De esta forma se podrán comparar cuáles son las diferencias en los desplazamientos dento-máxilo-faciales atribuibles al cambio del punto de aplicación de la fuerza, ya que también su magnitud es la misma en ambos casos.

IV.4. DESARROLLO DE LA TECNICA DE INTERFEROMETRIA HOLOGRAFICA.

IV.4.1. Fundamentos de la técnica.

Exponemos seguidamente los aspectos básicos concernientes al desarrollo técnico de la interferometría holográfica mediante láser, siguiendo para ello la pauta de revisión efectuada al respecto en uno de nuestros trabajos anteriores (Gandía et al., 1983).

IV.4.1.a. Concepto de coherencia luminosa.

Se ha adelantado en la Introducción el carácter de técnica fotográfica especial que presenta la holografía, base a su vez de la interferometría holográfica. Su primera característica distintiva, respecto a la fotografía convencional, se basa en la necesidad de utilización de luz coherente para la iluminación.

El fundamento de la idea de "coherencia", se encuentra en la propia naturaleza de la luz, que debe considerarse como onda electromagnética en su mecanismo de propagación, pero constituida por cuantos de radiación electromagnética, o fotones, en sus interacciones

con la materia (producción y detección). Los fotones correspondientes a la luz visible, así como a sus zonas limítrofes del espectro (ultravioleta e infrarrojo próximos), se producen cuando un átomo excitado se desexcita a nivel de sus capas externas, emitiendo la diferencia de energía entre sus estados inicial y final.

Ahora bien, en el proceso de emisión existe una elevada aleatoriedad, tanto en la dirección de propagación de la energía luminosa como en el instante de producción de cada fotón, al igual que en la energía de éste, puesto que no siempre los estados energéticos iniciales y finales de los átomos coinciden. De este modo si, como es habitual, definimos un "frente de ondas" como la superficie lugar geométrico de los puntos en que los campos electromagnéticos se encuentran en el mismo estado de vibración ("fase"), los sucesivos frentes de ondas no sólo cambian de forma al avanzar, alejándose del foco emisor, sino también con el transcurso del tiempo. Se habla de "luz incoherente".

Puesto que la holografía se basa en la formación de interferencias estacionarias sobre una placa sensible a la luz, cuando es alcanzada simultáneamente (o sucesivamente) por dos ondas luminosas, basta considerar la condición de interferencia para llegar a la conclusión de que, con luz incoherente, es materialmente imposible que sea estacionaria.

En efecto, la interferencia no es sino el resultado de la

superposición de dos o más ondas que, en virtud de sus fases, al sumarse pueden dar lugar a un máximo, un mínimo o situaciones intermedias. Lógicamente, si las diferencias de fase de las ondas sumadas están variando aleatoria y continuamente (como sucede con la luz ordinaria), respondiendo a la frecuencia de la luz, el resultado de la interferencia se estará modificando con el transcurso del tiempo, por lo que no puede llegar a ser observado en la práctica.

Pues bien, la luz producida por un sistema láser se caracteriza por ser altamente "monocromática" y, fundamentalmente, porque los sucesivos frentes de ondas emitidos son idénticos ("coherencia espacial") y mantienen su estructura al alejarse de la fuente durante un cierto tiempo ("tiempo de coherencia"), en el que han recorrido un cierto espacio ("longitud de coherencia"). Esta coherencia global es la propiedad, por tanto, que determina la diferencia fundamental entre una luz láser y otra que no lo sea. Las interferencias producidas mediante luz láser serán, consiguientemente, estacionarias.

IV.4.1.b. Producción de luz coherente: la emisión láser.

En una fuente láser no existe aleatoriedad en la emisión de fotones por los átomos excitados, porque dicha emisión es controlada. La base física del proceso consiste en que, cuando un fotón, de energía E , interacciona con un átomo cuya energía de excitación es también E , si

éste se encuentra en el estado fundamental absorbe el fotón y pasa al estado excitado, pero si está previamente excitado, se desexcita emitiendo un fotón idéntico al primero. Es decir, que el paso del fotón estimula la emisión de radiación por el átomo. Es por ello que al proceso, previsto teóricamente por Einstein, según quedó indicado en la Introducción, se le denomina "emisión estimulada de radiación", para distinguirlo de la emisión espontánea que acompaña a las desexcitaciones ordinarias.

De hecho, en el interior de un láser, se mantiene un gran número de átomos o iones de una sustancia adecuada ("medio activo") en un estado excitado, mediante un proceso óptico o eléctrico que se denomina "bombeo". Cuando un frente de ondas avanza a lo largo del material "fértil" va incorporando nuevos fotones, idénticos a los que ya formaban parte del frente, y su energía luminosa es amplificada por emisión estimulada de radiación. Precisamente, la palabra "LASER" es simplemente el acrónimo de la expresión inglesa que resume los conceptos anteriores (**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation).

De esta escueta descripción respecto a la constitución de una fuente de emisión láser ya pueden deducirse, sin embargo, las propiedades de dicha luz. En primer lugar, como los fotones emitidos son idénticos a los del frente de ondas estimulador, la luz será extraordinariamente "monocromática". En segundo lugar, la identidad se extiende a la dirección de emisión, consiguiéndose que todos los fotones

se propaguen muy sensiblemente "en el mismo sentido"; de modo que un haz láser sólo presenta, a la salida del emisor, divergencias del orden de la milésima de radián. En tercer lugar, salvo limitaciones de tipo técnico, al hacer que el recorrido de un frente de ondas por el interior de un material activo sea suficientemente largo (por ejemplo, situando espejos en los extremos de modo que el "barrido" se multiplique por un gran número de reflexiones en ambos), se pueden conseguir intensidades luminosas muy elevadas. Por último, y también debido a la identidad entre los fotones estimuladores y emitidos, la coherencia temporo-espacial de un haz láser es plenamente suficiente para la formación de interferencias estacionarias.

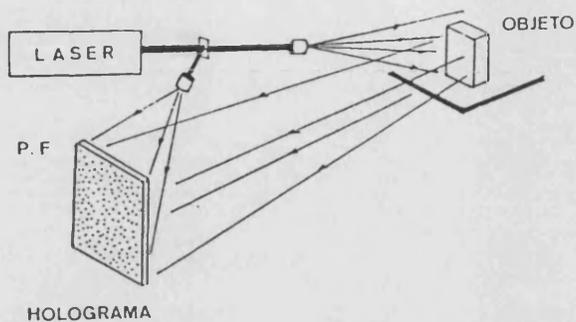
IV.4.1.c. La formación del holograma.

Aclarados los conceptos básicos de coherencia e interferencia estacionaria, así como de su posibilidad de desarrollo práctico a través de la emisión láser, resulta ya posible entender los detalles esenciales del proceso holográfico. En efecto, el holograma es el resultado de recoger sobre una placa fotográfica de alto poder de resolución (esto es, de grano ultrafino) el esquema interferencial resultante de la superposición de la luz láser previamente difundida por el objeto que se pretende holografar ("haz objeto") y de otro haz láser no perturbado que incide directamente sobre la placa ("haz de referencia"). En la práctica, y según quedó anticipado en el apartado IV.3.2, el haz de referencia

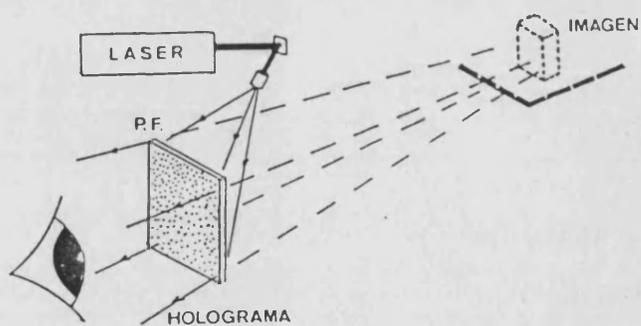
procede, al igual que el de iluminación del objeto, de la división del haz original (figura IV.6 (a)).

Conviene observar que si únicamente se iluminase el objeto con luz ordinaria, como cada uno de sus puntos difunde luz en todas direcciones, cada zona de la placa sensible recibiría luz de todos los puntos del objeto. De modo que, al revelar dicha placa, se apreciaría un ennegrecimiento más o menos uniforme, pero no aparecería imagen alguna. Por otra parte si, durante el proceso de exposición, se situase entre objeto y placa un sistema de enfoque, el resultado sería la obtención de su simple imagen fotográfica.

Así pues, a diferencia de una fotografía en que se obtiene una imagen bidimensional de un objeto, en un holograma se registra un esquema interferencial. Por consiguiente, al observarlo a simple vista con luz ordinaria, no veremos más que, a lo sumo, unas irisaciones sobre un fondo oscurecido, debidas a la difracción de la luz en la red cuasi-microscópica registrada.



(a)



(b)

Figura IV.6.- Esquema de la formación y reconstrucción de la imagen holográfica:

- (a) formación del holograma
 - (b) visualización de la imagen virtual del objeto
- (Gandía et al., 1983).

IV.4.1.d. La reconstrucción holográfica.

Cuando, con independencia del objeto, se vuelve a iluminar el holograma con luz láser, de forma análoga a como antes lo hacía el haz de referencia, el esquema interferencial registrado actúa, de hecho, como red de difracción. De modo que, al dispersar la luz, genera un haz de salida de la placa holográfica que es idéntico en todos sus detalles al que la impresionó procedente del objeto. Esto es, la observación del haz de salida permite distinguir una imagen del objeto con total paralaje y perspectiva, o sea, una verdadera imagen tridimensional (figura IV.6 (b)). La sensación subjetiva producida por la observación de la reconstrucción de un holograma, es la de que el objeto real que sirvió como modelo sigue estando en la posición en que se holografó, contemplándolo el observador a través de la placa de vidrio o acetato que sirve de base a la emulsión fotográfica.

Así se entiende la etimología del término "holograma", anticipada en el apartado II.2, y procedente del griego "holo-", total y "grapho", imagen. Se trata realmente de una imagen total, aunque virtual, del objeto.

Con independencia de que la explicación desarrollada hasta aquí pretende resumir el fundamento genérico de la holografía, es necesario advertir que los procedimientos holográficos derivados del

patrón básico son muy variados, existiendo hoy en día incluso la posibilidad de efectuar la reconstrucción con luz blanca convencional.

Por otra parte, existen un conjunto de técnicas derivadas de la holografía, conocidas con el apelativo de "interferometría holográfica", y que ahora reclaman nuestra principal atención, dadas sus posibilidades de aplicación en ortodoncia y, particularmente, en nuestro tema de investigación. Pasamos, por ello, a describirlas más detalladamente.

IV.4.1.e. La interferometría holográfica.

Si se registra el holograma de un objeto y, a continuación, con la placa situada exactamente en la misma posición, se repite la exposición tras una mínima variación en dicho objeto (sea una deformación o un desplazamiento, del conjunto o de alguna de sus partes), es evidente que en la placa se producirá la superposición de los dos hologramas (figura IV.7 (a)). Tales hologramas, de haber sido generados y reconstruidos independientemente, darían lugar a imágenes casi idénticas, con diferencias difícilmente apreciables. De hecho, las discrepancias serían tales que no se llegaría a alterar la nitidez de una fotografía convencional. Ahora bien, como las luces difundidas por las regiones alteradas del objeto llegaron a la placa en distinta fase, al tener que recorrer diferentes distancias antes y después de la deformación, su superposición dará lugar en la reconstrucción a un esquema

interferencial. El cual aparecerá formando un conjunto de franjas, alternativamente claras y oscuras, situado sobre las zonas deformadas o desplazadas del objeto (figura IV.7 (b)).

De hecho, la óptica enseña que se producirá un mínimo, y por consiguiente una franja oscura, cada vez que las diferencias de caminos entre las dos luces difundidas que interfieren sea un múltiplo impar de la mitad de la longitud de onda de la luz utilizada. Lo que significa, para el caso de la luz roja emitida por un láser de He-Ne, cuya longitud de onda es de $0'633 \mu\text{m}$, que comenzarán a aparecer franjas oscuras en cuanto una región de un objeto se desplace tan sólo unas décimas de micra. Concretamente, aparecen franjas oscuras en las zonas que se hayan desplazado en la dirección de observación $0'16 \mu\text{m}$, o múltiplos impares de esta cantidad, es decir, $0'47 \mu\text{m}$, $0'79 \mu\text{m}$, etc...

Las dos variantes fundamentales de la técnica utilizadas en el presente trabajo son las denominadas:

a) de doble exposición, y b) en tiempo real.

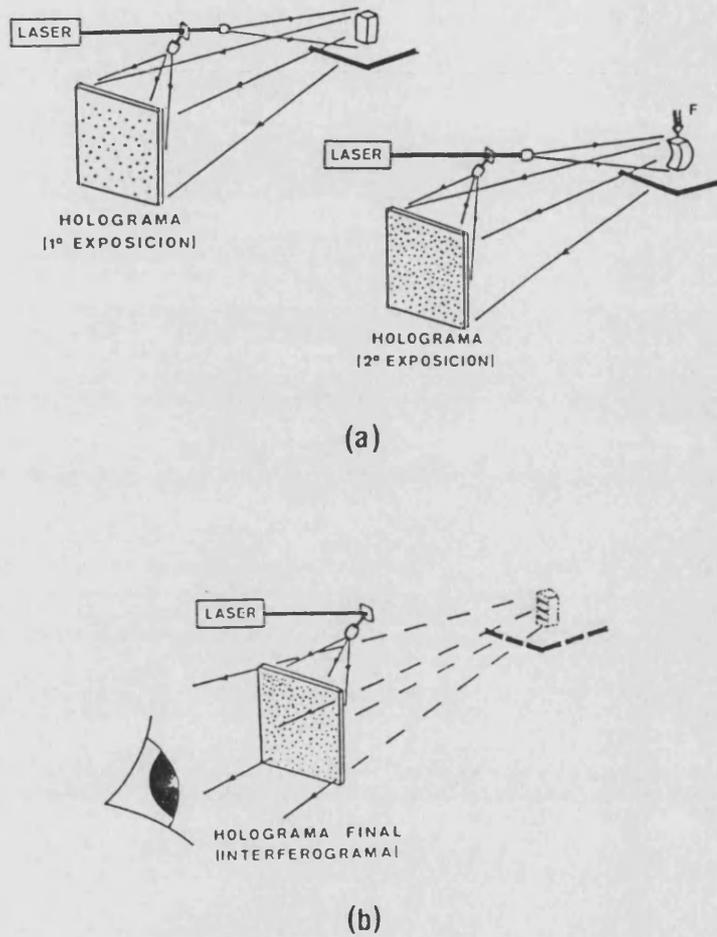


Figura IV.7.-Esquema de la formación y reconstrucción del interferograma holográfico:
 (a) formación del interferograma en las dos etapas implicadas
 (b) visualización de las franjas de isodeformación sobre la imagen virtual del objeto
 (Gandía et al., 1983).

La primera de ellas consiste en realizar la segunda exposición sobre la placa antes de revelarla. Esto significa que registra la diferencia entre los estados inicial y final del objeto de forma permanente, pero no permite conocer el proceso intermedio de paso de uno a otro estado. En cambio, la interferometría en tiempo real sí que hace posible conocer la evolución en el tiempo de los cambios que se van produciendo en el objeto ante variaciones de las fuerzas que sobre él actúan. Para ello, hecha la primera exposición se revela el holograma y se reposiciona con la máxima exactitud o, mejor aún, se revela "in situ" mediante un sistema adecuado (tal como el referido en el apartado IV.3.2), observando a su través la deformación del objeto. Esta puede así seguirse en tiempo real, o almacenarse mediante un sistema de vídeo o cinematografía.

IV.4.2. Comprobación de la efectividad del aislamiento del soporte.

Para comprobar que el soporte diseñado era capaz de inmovilizar el cráneo de forma suficiente, se recurrió a la interferometría en tiempo real. Se pudo así apreciar la progresiva deformación de las estructuras cráneo-faciales, comenzando por las zonas más próximas al punto de aplicación de la fuerza, así como la propagación de dicha deformación hacia estructuras más internas conforme la fuerza iba aumentando, hasta alcanzar la base del cráneo. No obstante, dentro del intervalo de fuerzas empleado en nuestras experiencias, en ningún

momento se apreciaron deformaciones ni del soporte ni de las estructuras craneales más próximas a él.

Tal observación permite asegurar que cualquier deformación que aparece en el cráneo no está influenciada por un desplazamiento del sistema que lo fija. Ya que este último permanece inamovible tras la aplicación de las fuerzas empleadas, mientras que el resto de estructuras dento-faciales sí se desplazan, muchas de ellas de forma importante, respecto del soporte utilizado. Por otro lado, también es posible apreciar que fuerzas ortopédicas de 1000 g (es decir, 500 g por lado) llegan a producir desplazamientos de estructuras internas, tales como la base del cráneo, hueso frontal, parietal, esfenoides, temporal y occipital. Naturalmente se trata de reacciones iniciales que en modo alguno señalan que dichos desplazamientos vayan a inducir cambios biológicos y morfológicos estables. Pero sí ponen de manifiesto que a esos niveles se están produciendo tensiones, las cuales siempre son un primer paso para posibles readaptaciones morfológicas ulteriores.

IV.4.3. Protocolo experimental para la obtención de hologramas de doble exposición.

El estudio llevado a cabo se basó en la aplicación de fuerzas ortopédicas extraorales, mediante el sistema antes descrito (apartado IV. 3. 4), sobre el maxilar superior. La fuerza total aplicada fue de 1000 g,

equivalente a 500 g por lado, y viene a ser la carga preconizada como adecuada para producir los cambios ortopédicos pretendidos.

Al hacer un interferograma de doble exposición en el que, durante la primera exposición, el cráneo está libre de carga y, durante la segunda, la carga es de 1000 g, el resultado es una imagen tridimensional del cráneo en el que no pueden apreciarse ningún tipo de franjas de interferencia en las estructuras óseo-dentarias que componen el esqueleto cráneo-facial.

La justificación de esta imagen sin franjas de isodeformación se halla en la incapacidad del ojo para diferenciarlas, debido a la elevada densidad de las mismas. En efecto, si se parte de la base de que a mayor deformación se produce un mayor número de franjas por unidad de superficie, resulta que cuando la deformación es muy grande, el número de franjas por unidad de superficie también lo es. Llega un momento, por tanto, en que este número es tan elevado que las franjas se hacen muy estrechas y la distancia entre ellas muy pequeña. Por lo que sólo es posible apreciar un tono algo más gris que el del cráneo (como situación intermedia entre el negro de la franja y el color más claro del hueso craneal), donde son indistinguibles las franjas y resulta por ello imposible la detección de cualquier deformación.

Si, por contra, el incremento de las fuerzas aplicadas es muy pequeño, la deformación se producirá únicamente en aquellas estructuras más próximas al punto de aplicación de la fuerza y en el

interferograma sólo se podrá objetivar la aparición de alguna franja poco delimitada en las zonas deformadas. Por ello, también en esta situación el recuento de franjas es difícil y confiere un mayor error a la medida.

Por tal razón se consideró oportuno el investigar la magnitud del incremento de fuerzas que, por un lado, fuera lo suficientemente intenso como para que aparecieran franjas de isodeformación en todos aquellos puntos cuyos desplazamientos absolutos se quería medir y, por otro, condujese a una calidad de la medida y garantía de fiabilidad lo más parecida posible en todos ellos.

Tras realizar algunas experiencias, se observó que un incremento de fuerzas, $\Delta F = F_2 - F_1$, de 100 g satisfacía todas las exigencias y permitía un fácil recuento en todos los puntos de interés para el estudio.

Así, con estos incrementos de 100 g se obtienen interferogramas para los que resulta posible el recuento de franjas en la arcada dentaria, maxilar superior, huesos propios de la nariz, malar y apófisis pterigoides del esfenoides. Si ΔF fuera mayor sería difícil medir franjas en la arcada dentaria y, si fuera menor, la dificultad de medida estaría en el malar.

A partir de aquí, y según quedó indicado en el apartado IV.3.4, se instauró un protocolo experimental para realizar interferogramas seriados de forma que la fuerza final del primer interferograma

coincidiera con la inicial del siguiente, hasta llegar a los 800g. de fuerza total. Posteriormente, y mediante un incremento de 200 g, se alcanzaron los 1000 g de fuerza total.

Por consiguiente, el proceso se ajustó al siguiente esquema, para cada uno de los dos emplazamientos de la TAMS analizados (incisivos laterales superiores y primeros molares definitivos):

INTERFEROGRAMA	F1 (1ª EXPOSICION)	F2 (2ª EXPOSICION)	ΔF (F2-F1)
1º	0 g.	100 g.	100 g.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
8º	700 g.	800 g.	100 g.
9º	800 g.	1000 g.	200 g.

En todos los casos, entre la primera y la segunda exposición se dejó transcurrir el tiempo necesario para que todas las deformaciones originadas por el ΔF que tuvieron que producirse hubieran tenido lugar. Dicho intervalo de tiempo pudo estimarse en algo menos de 2 minutos.

El tiempo de exposición total se calculó empleando el radiómetro NRC-880, referido en el apartado IV.3.2, para medir la luz que llegaba a la placa a través de los haces objeto y de referencia. A cada exposición se le dió una duración igual a la mitad del tiempo de exposición total, de unos 12 segundos.

IV.5. SELECCION DE LOS PUNTOS DE INTERES PARA EL ANALISIS.

Para el desarrollo de este trabajo, se ha empleado únicamente una dirección de aplicación de las fuerzas, con el fin de evaluar, como ya quedó mencionado, los cambios producidos en el plano sagital principalmente.

La razón de aplicar las fuerzas a nivel de los incisivos laterales y primeros molares ha sido la de estudiar las posibles diferencias entre los efectos de ambas que, por otro lado, responden a las modalidades de aplicación más comunmente empleadas.

En el caso de que los desplazamientos producidos en la arcada dentaria sean distintos según el punto de aplicación de la fuerza, la mejor forma de objetivarlos será comparando puntos lo más separados posible donde pueda ser mayor la diferencia. Es decir, en los extremos anterior y posterior, correspondientes al incisivo central y primer molar, respectivamente.

Cuando se trata del incisivo central se ha elegido un punto situado en el ángulo disto-incisal. Para el molar el punto se ha situado entre la cresta alveolar y la braquet de cementado directo a nivel de la cúspide mesio-bucal en sentido antero-posterior. Mediante estos dos

puntos, pues, se pretende analizar y comparar los desplazamientos ocurridos en la arcada dentaria. Se hubiera preferido elegir los puntos que habitualmente se emplean en cefalometría para medir los cambios producidos, pero las exigencias del método hacían más recomendable realizar el recuento de franjas en zonas más fáciles de observar.

Para estudiar los desplazamientos del maxilar superior se ha escogido un punto muy próximo al denominado "punto A" comunmente utilizado en cefalometría (punto más posterior de la concavidad anterior del maxilar superior), pero algo más alejado del plano sagital medio y aproximadamente 1 mm. por encima.

En el hueso zigomático (o malar) el punto seleccionado se situó en las proximidades de la sutura zigomático-maxilar, a igual distancia aproximada de los rebordes inferior y orbitario de dicho hueso.

En definitiva, los puntos elegidos para medir sus desplazamientos absolutos representan, de alguna forma, los distintos niveles de actuación de la fuerza empleada. Su situación y nomenclatura quedan recogidos en el esquema de la figura IV.8.

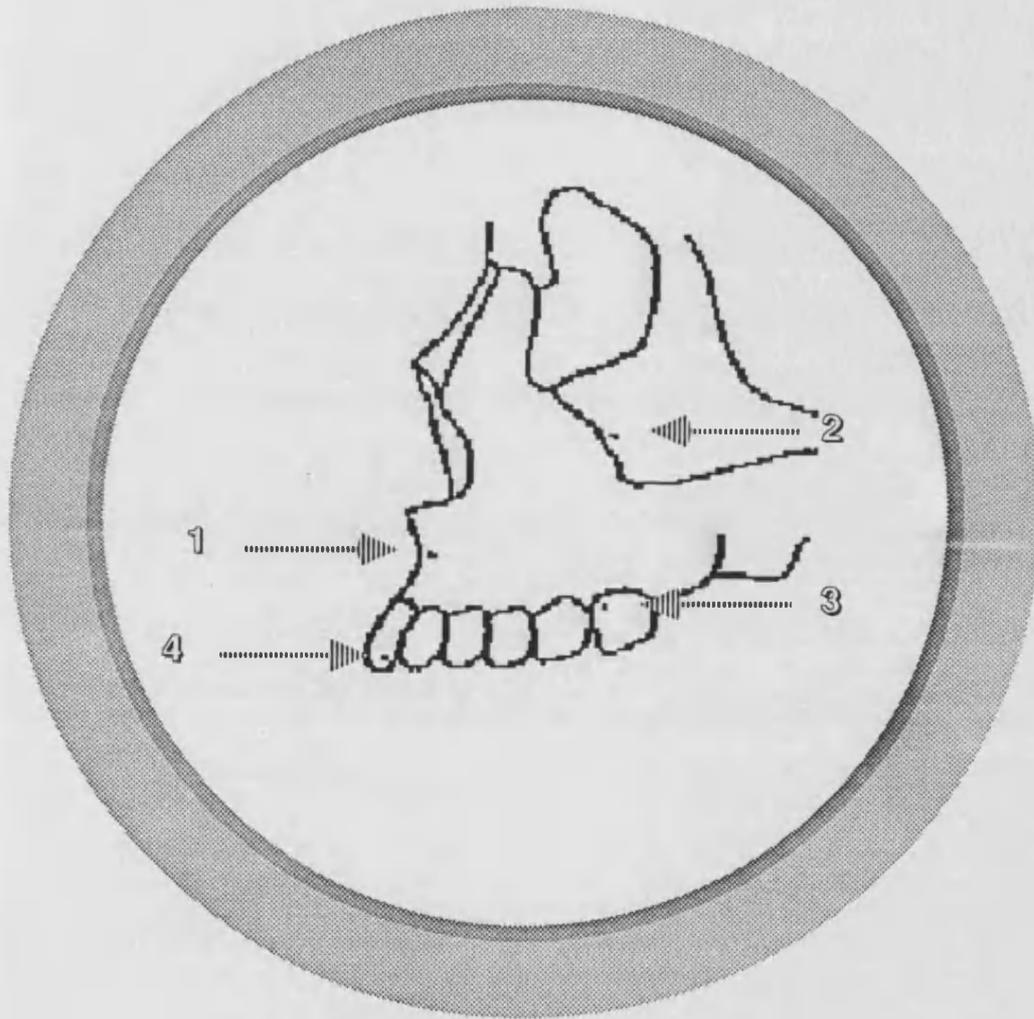


Figura IV.8.- Puntos de interés seleccionados para el análisis.

IV.6. TECNICA DE MEDIDA DE LOS DESPLAZAMIENTOS ABSOLUTOS.

El paso siguiente a la obtención del holograma es su interpretación, lo que equivale, en las situaciones de nuestro interés, a la medida de los desplazamientos producidos. Ello puede conseguirse a partir del interferograma que, de esta forma, se convierte en un documento que se puede archivar y volver a utilizar cuantas veces se desee.

Como quedó señalado en la Revisión de la literatura (apartado II.2), en 1976, E. B. Aleksandrov y A. M. Bonch-Bruevich desarrollaron un sistema capaz de medir dichos desplazamientos mediante la "técnica de recuento de franjas". Esta es la técnica que se ha empleado para nuestras experiencias específicas, y que ha sido implementada, dentro de la colaboración entre las cátedras de Ortodoncia y de Física Médica de nuestra Facultad de Medicina, por R. Salvador en su Tesis doctoral (1987).

Para utilizar dicha técnica es necesario visualizar el interferograma, lo cual se consigue iluminándolo exclusivamente con el haz de referencia, como ya explicamos anteriormente. Después se diseña una plantilla con papel transparente, del tamaño y forma de la placa holográfica empleada y superponible a ella, en la que se señalan

la serie de puntos esquematizados en la figura IV.9.

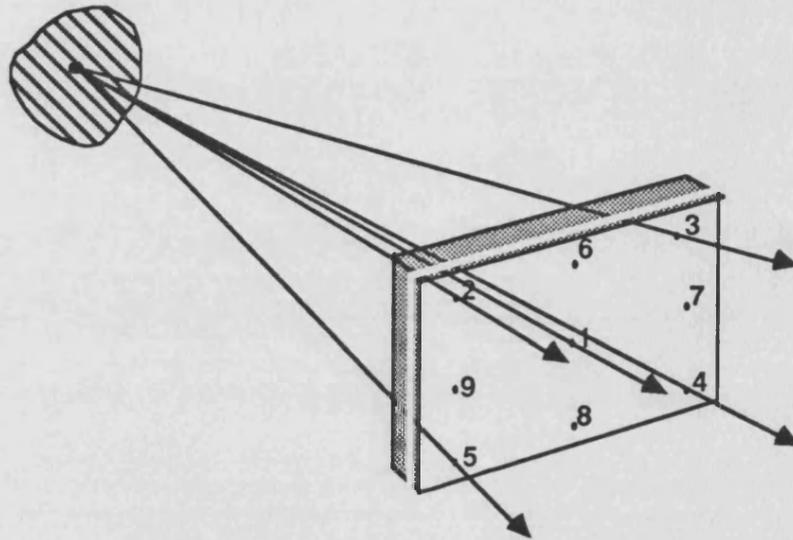


Figura IV.9.- Disposición esquemática de los puntos de referencia en la plantilla utilizada para la técnica de recuento de franjas.

Deben determinarse entonces las coordenadas de cada uno de dichos puntos de referencia de la plantilla con respecto al punto del cráneo objeto de análisis. Para ello, se establece el punto craneal en cuestión como origen de un sistema cartesiano con el eje X situado en la dirección de tracción, el Y en la vertical y, por consiguiente, el Z perpendicular al plano de la placa holográfica (apartados IV.3.2 y IV.3.4), de acuerdo con el esquema que presenta la figura IV.10.

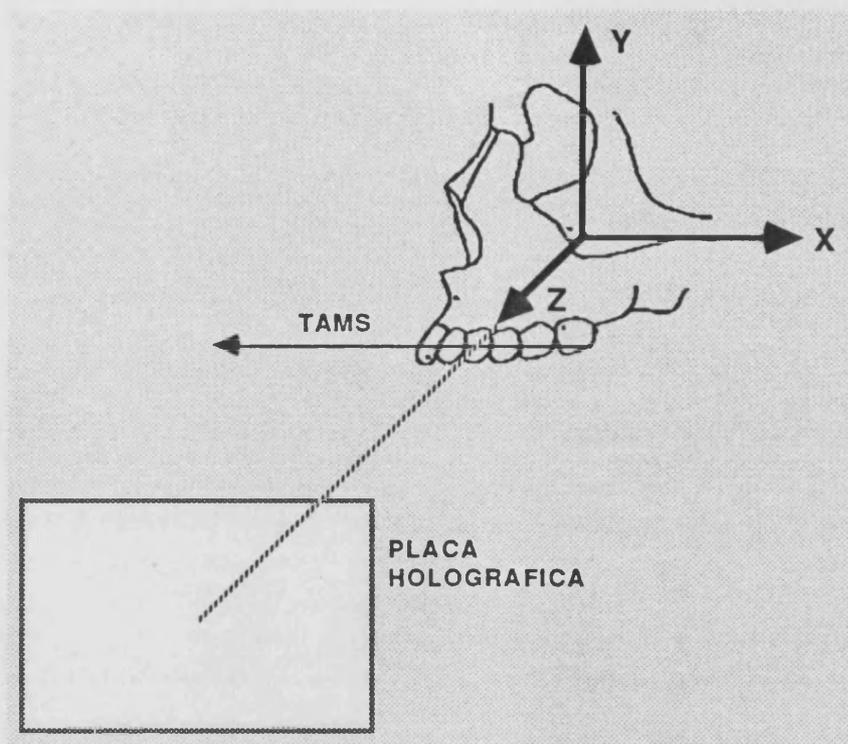


Figura IV.10.- Sistema de coordenadas para los puntos de referencia de la plantilla con respecto al punto craneal analizado.

Así, para el punto 1 central de la figura IV.9, la distancia entre el punto de interés del cráneo y su proyección normal a la placa corresponderá a la componente "z"; la distancia, en el plano vertical, de dicha proyección hasta la horizontal que pasa por el mencionado punto 1, proporcionará la componente "y"; y, por último, la distancia entre la citada proyección y la vertical que pasa por el punto 1, constituirá la componente "x". A partir de tales coordenadas, es inmediato determinar las de los demás puntos de referencia de la plantilla, por simples consideraciones geométricas.

Estos conjuntos de coordenadas de los 9 puntos de referencia, obviamente, resultan distintos según el punto que se considere en el cráneo, proporcionando los datos geométricos esenciales para los posteriores cálculos matemáticos del desplazamiento absoluto del punto craneal en cuestión.

Se procede, seguidamente, al denominado "recuento de franjas". Este proceso se basa en la medida del corrimiento que experimentan las franjas de isodeformación del interferograma cuando cambia la dirección de observación de un punto de la imagen virtual del cráneo. En la práctica, se cuenta el número de franjas que se van desplazando, en una u otra dirección, a través del punto del cráneo analizado, cuando se modifica la visual de su observación desde un punto a otro de la plantilla.

Concretamente, los cambios de punto de observación se realizan siempre entre el punto 1 central de la figura IV.9 y cada uno de los restantes puntos de referencia de la plantilla. Esta operación se repite para cada punto del cráneo cuyo desplazamiento absoluto se desea conocer.

Respecto a la naturaleza de los cálculos matemáticos implicados en las determinaciones de los desplazamientos, remitimos de nuevo a la Tesis doctoral de R. Salvador (1987).

En tal sentido, si se desea analizar la deformación de un determinado punto del cráneo, siendo (x, y, z) las coordenadas respecto al mismo de uno de los puntos de referencia de la plantilla, la distancia "s" entre ambos puntos (del cráneo y de la plantilla) vendrá dada por:

$$s = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} .$$

De modo que si se consideran los cambios sucesivos en la visual de observación desde el punto 1 central de la plantilla hasta tres puntos de referencia periféricos cualesquiera de la misma, que denotaremos como "a", "b" y "c", y $n_{1,a}$, $n_{1,b}$ y $n_{1,c}$ son los correspondientes corrimientos de franjas determinados, las componentes del desplazamiento del punto craneal analizado, dx , dy y dz , para el mismo sistema de referencia inicial (figura IV.10), vienen determinadas por la resolución del sistema de ecuaciones:

$$[(x_a / s_a) - (x_1 / s_1)] dx + [(y_a / s_a) - (y_1 / s_1)] dy + [(z_a / s_a) - (z_1 / s_1)] dz = \lambda \cdot n_{1,a}$$

$$[(x_b / s_b) - (x_1 / s_1)] dx + [(y_b / s_b) - (y_1 / s_1)] dy + [(z_b / s_b) - (z_1 / s_1)] dz = \lambda \cdot n_{1,b}$$

$$[(x_c / s_c) - (x_1 / s_1)] dx + [(y_c / s_c) - (y_1 / s_1)] dy + [(z_c / s_c) - (z_1 / s_1)] dz = \lambda \cdot n_{1,c}$$

donde los subíndices de cada variable (a, b, c ó 1) indican el punto de referencia de la plantilla implicado y λ es la longitud de onda de la radiación láser empleada (632.8 nm).

De esta forma, en principio sólo se requieren los recuentos de franjas efectuados hasta tres puntos de referencia periféricos para poder resolver el sistema planteado, de tres ecuaciones con tres incógnitas. Sin embargo, a fin de mejorar la sensibilidad del método, y por las razones que comentamos más detalladamente en el apartado V.4, es preferible ampliar a más de tres el número de recuentos de franjas realizado para cada punto de análisis, y resolver luego el sistema sobresaturado de ecuaciones resultante mediante técnicas de regresión lineal (R. Salvador, Tesis doctoral, 1987). Esta será, por ello, la pauta seguida en el desarrollo experimental del trabajo.

V. RESULTADOS

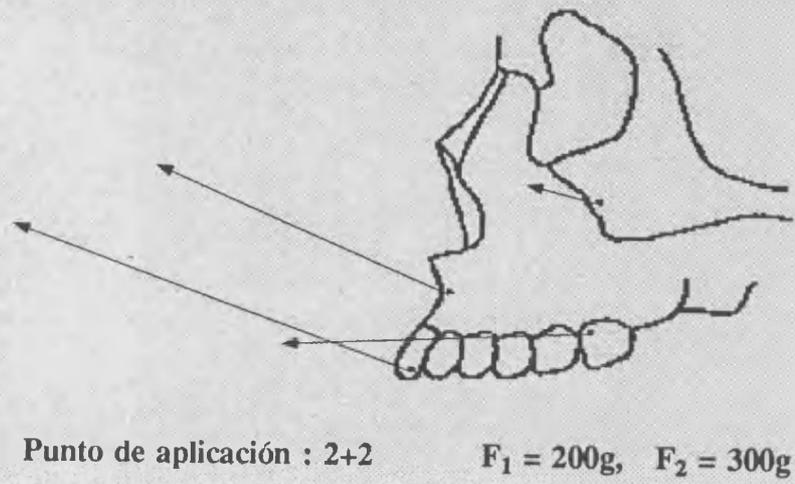
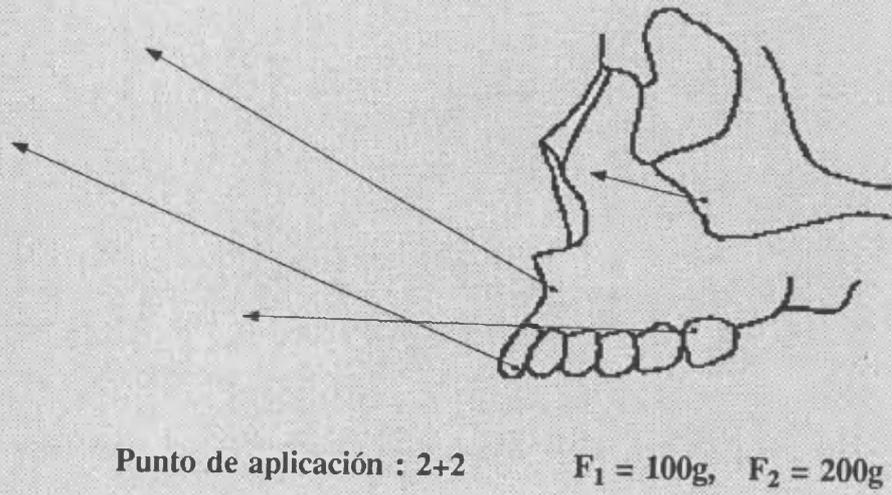
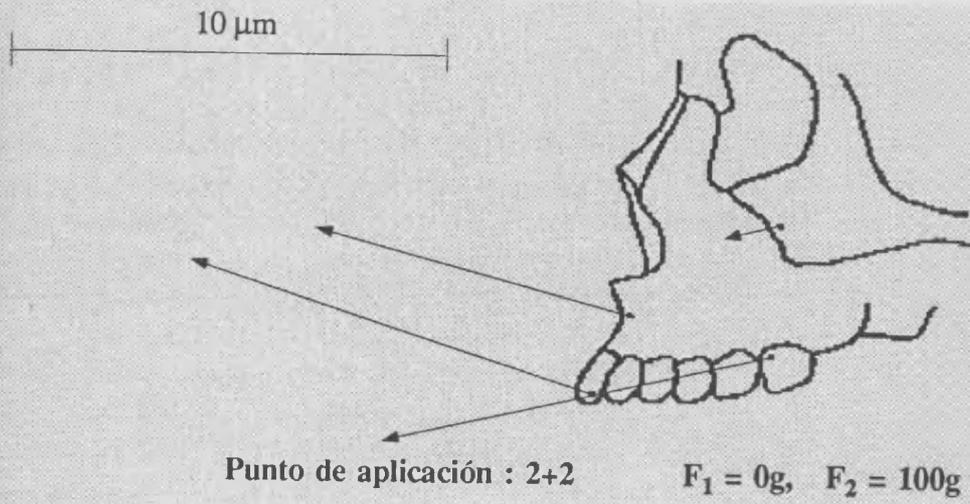
V.1. RESULTADOS PRIMARIOS: INTERFEROGRAMAS OBTENIDOS.

Los resultados primarios de la investigación llevada a cabo están constituidos por los 18 interferogramas de doble exposición realizados. Corresponden, según ha quedado indicado en el apartado IV.3.4, a la aplicación de fuerzas extraorales anteriores sobre el maxilar superior, a nivel de los incisivos laterales y primeros molares superiores permanentes. Las fotografías de tales interferogramas se presentan en las figuras V.1 a V.18 y permiten constatar una calidad plenamente satisfactoria, adquirida a través de la experiencia de los más de 200 interferogramas previos desarrollados para orientar las líneas definitivas de la presente Memoria (sobre algunos de los cuales hemos basado otras publicaciones anteriores: Gandía et al., 1983 y 1986).

Cada una de dichas figuras hace referencia a un incremento de fuerza de 100 g, salvo las figuras V.9 y V.18 en las que, de acuerdo con lo indicado en el apartado IV.4.3, el incremento fue de 200 g.

Las figuras V.1 a V.9 corresponden a la aplicación de la fuerza a nivel de los incisivos laterales superiores permanentes, mientras que para las figuras V.10 a V.18, la aplicación está realizada sobre los primeros molares permanentes superiores.

Junto a las fotografías se esquematizan gráficamente, para una mejor comparación de efectos relativos, los desplazamientos producidos, tanto en intensidad como en dirección, a nivel de los cuatro puntos de interés estudiados, a los cuales nos hemos referido en el apartado IV.5. Tales esquemas han sido obtenidos, de hecho, a partir del conjunto de información proporcionada en este capítulo y servirán de base para la discusión desarrollada en el siguiente. Los desplazamientos se muestran exclusivamente en el plano X-Y, paralelo a la placa holográfica, y cuyos ejes de referencia coinciden con las direcciones en que las intensidades resultan significativamente apreciables, según se comenta más específicamente en el apartado V.5.



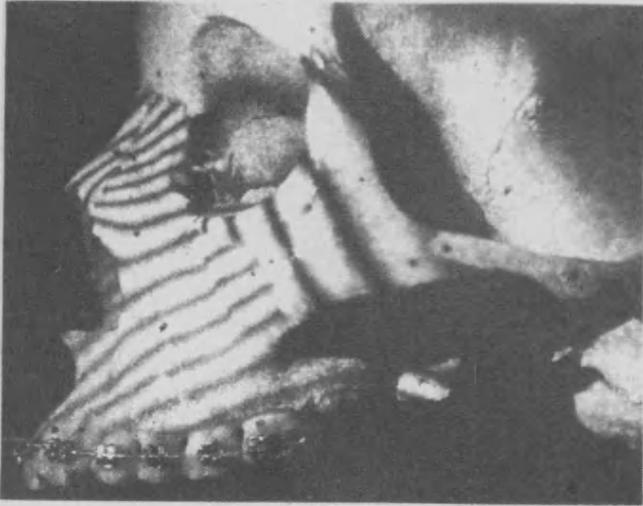


Figura V.1

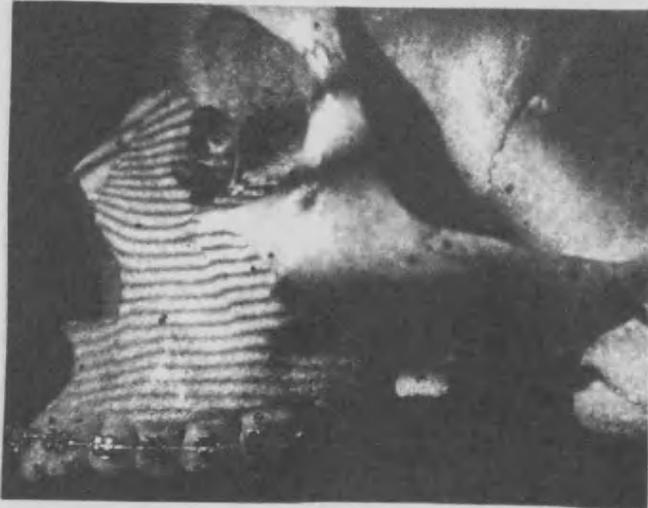
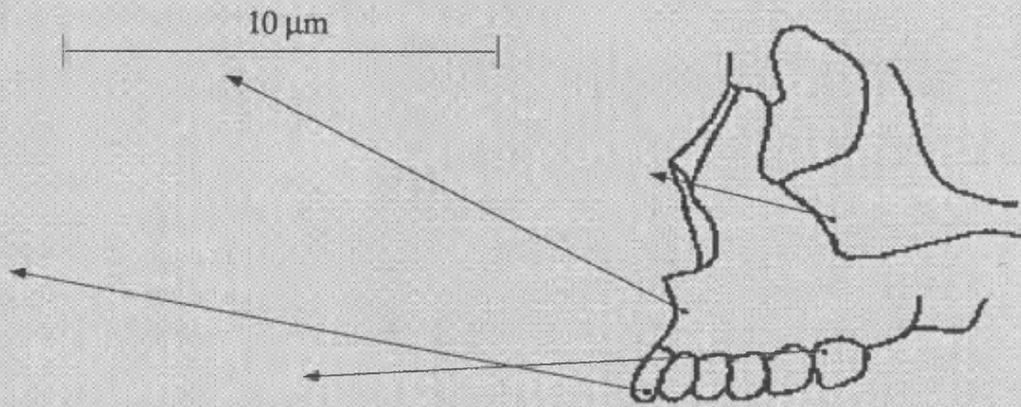


Figura V.2

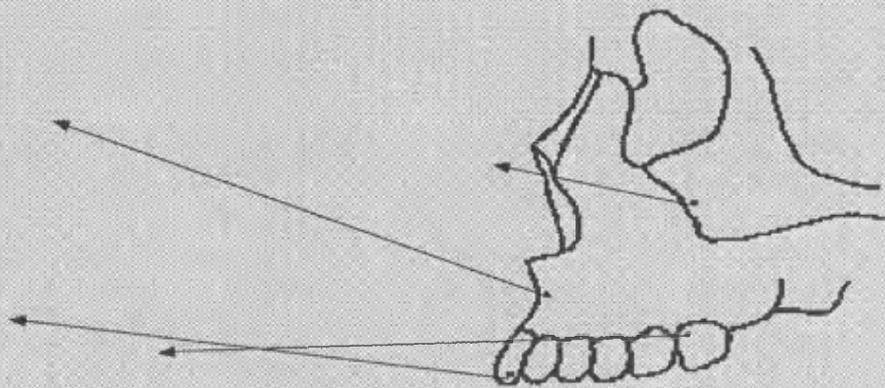


Figura V.3



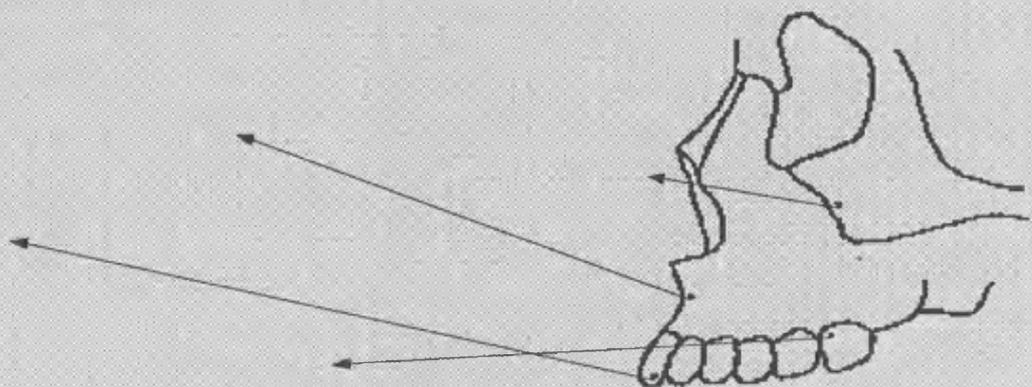
Punto de aplicación : 2+2

$F_1 = 300g$, $F_2 = 400g$



Punto de aplicación : 2+2

$F_1 = 400g$, $F_2 = 500g$



Punto de aplicación : 2+2

$F_1 = 500g$, $F_2 = 600g$

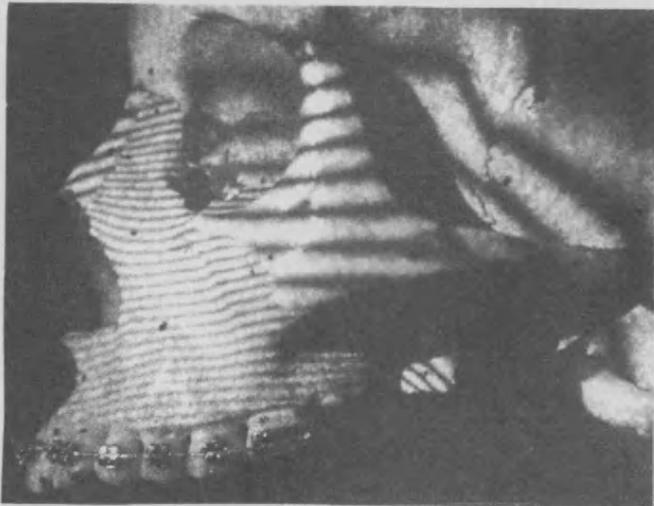


Figura V.4

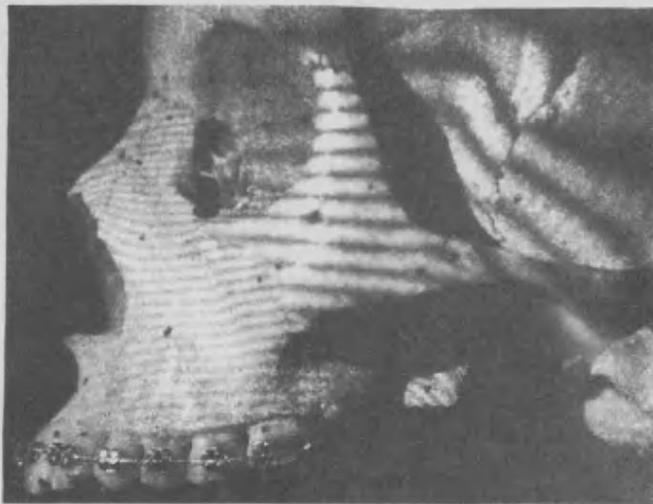


Figura V.5

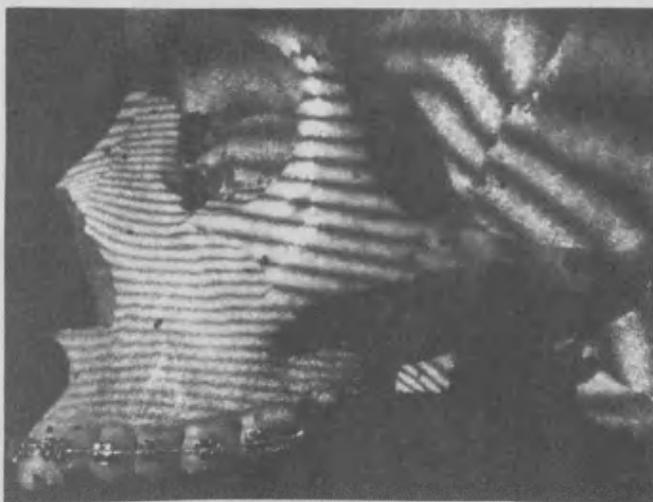
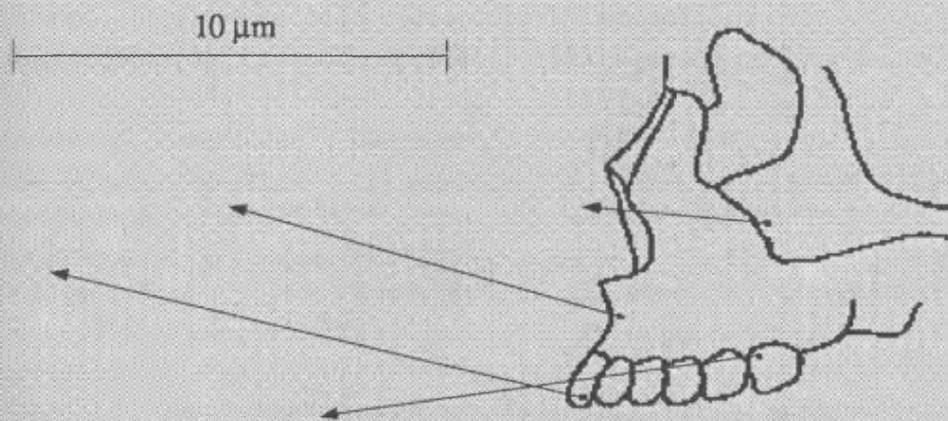
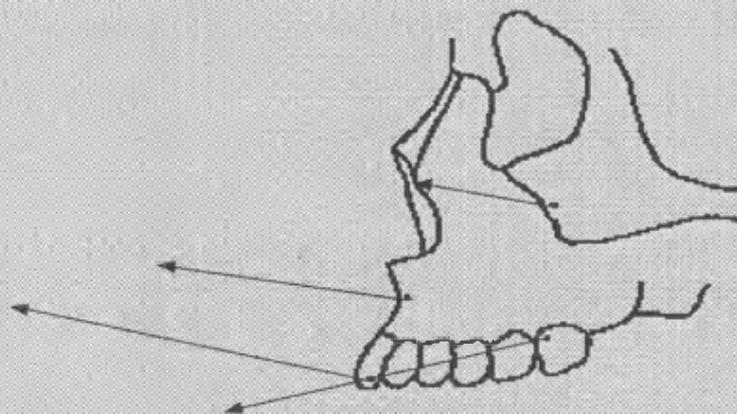


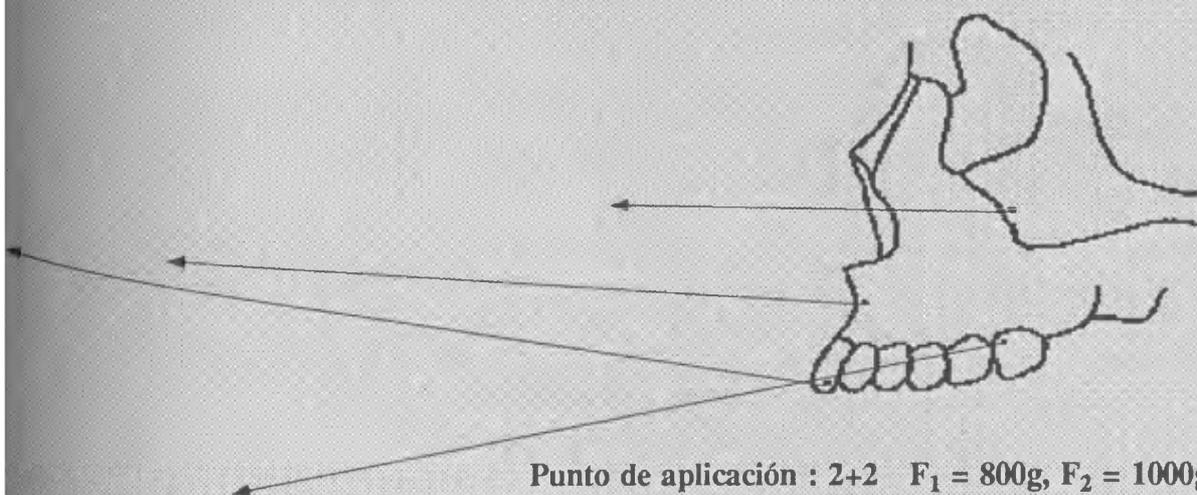
Figura V.6



Punto de aplicación : 2+2 $F_1 = 600g, F_2 = 700g$



Punto de aplicación : 2+2 $F_1 = 700g, F_2 = 800g$



Punto de aplicación : 2+2 $F_1 = 800g, F_2 = 1000g$

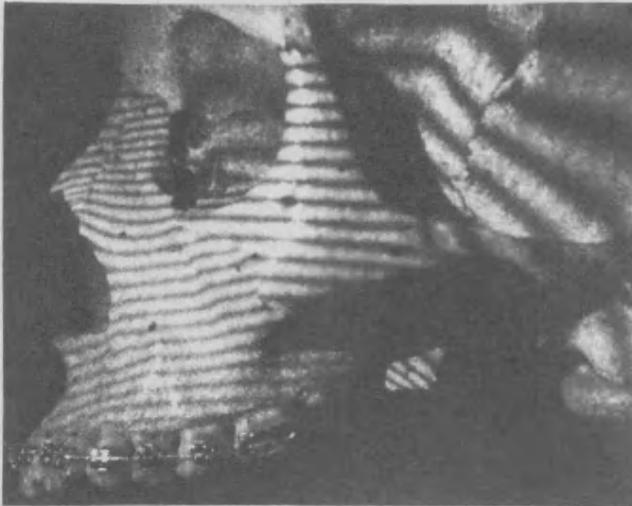


Figura V.7

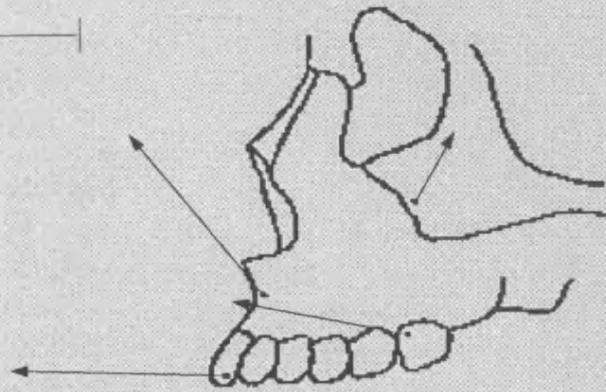


Figura V.8



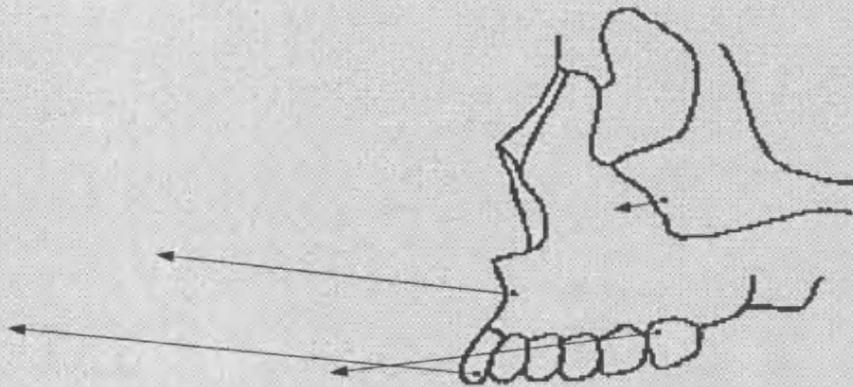
Figura V.9

10 μ m



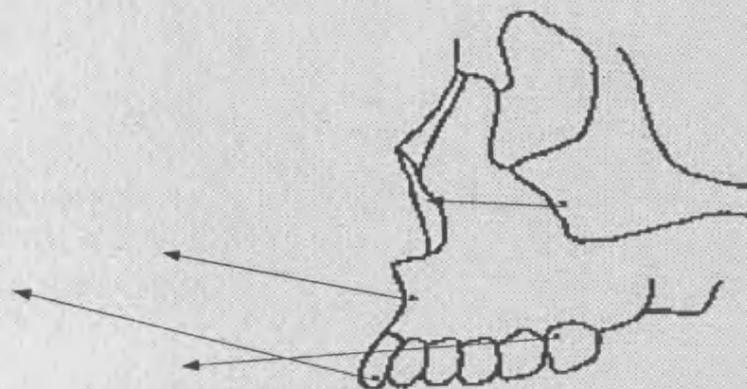
Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 0g$, $F_2 = 100g$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 100g$, $F_2 = 200g$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 200g$, $F_2 = 300g$



Figura V.10



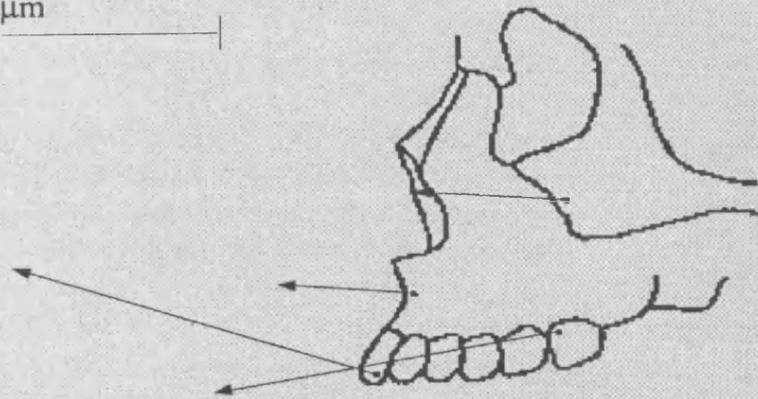
Figura V.11



Figura V.12

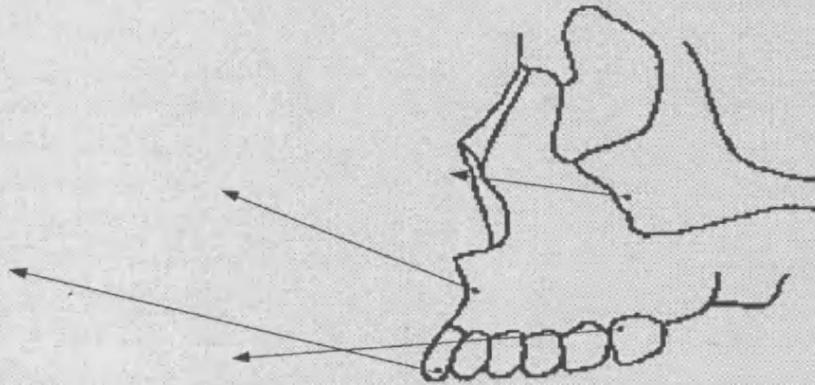
Resultados

10 μ m



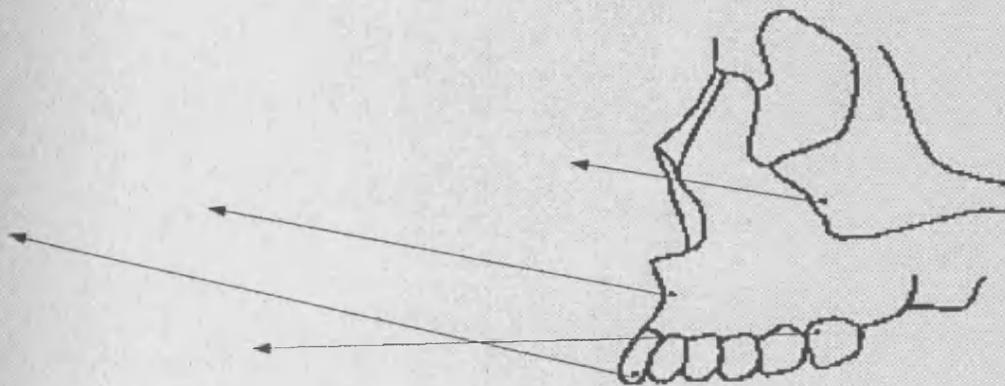
Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 300g, F_2 = 400g$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 400g, F_2 = 500g$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 500g, F_2 = 600g$

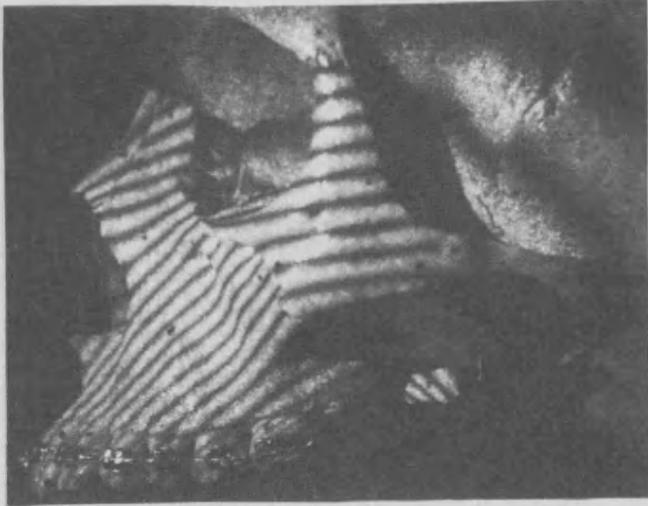


Figura V.13

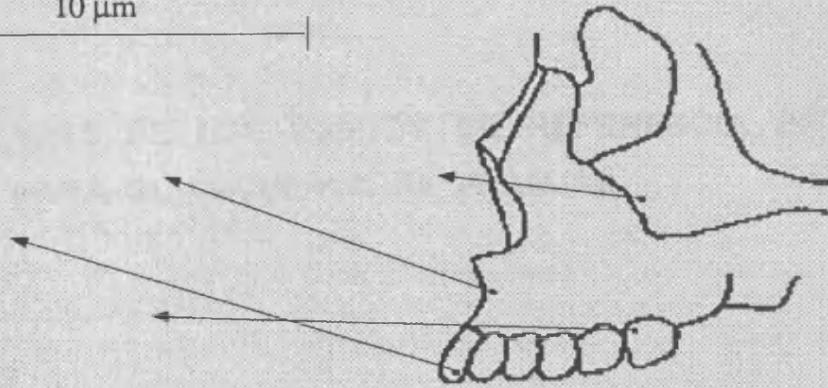


Figura V.14



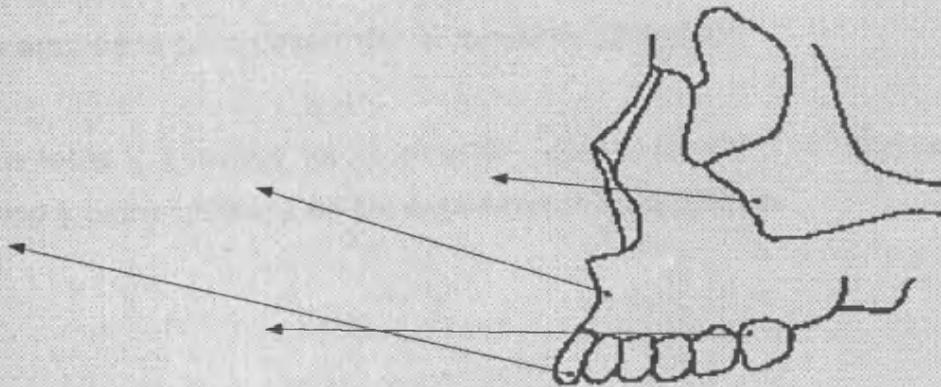
Figura V.15

10 μm



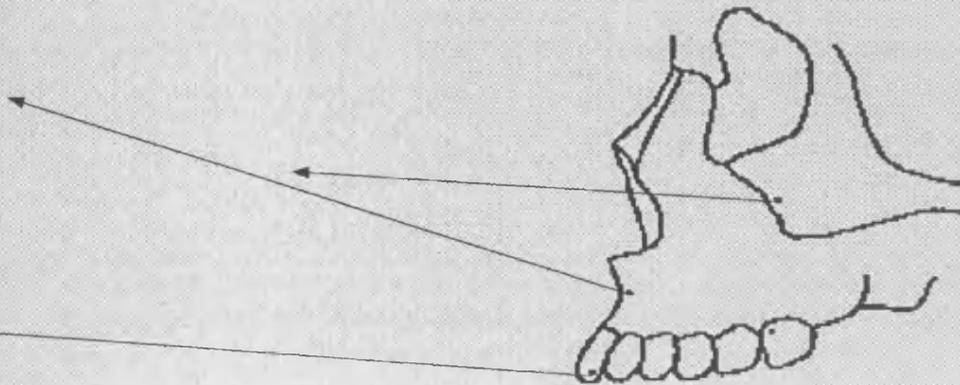
Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 600\text{g}$, $F_2 = 700\text{g}$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 700\text{g}$, $F_2 = 800\text{g}$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 800\text{g}$, $F_2 = 1000\text{g}$



Figura V.16

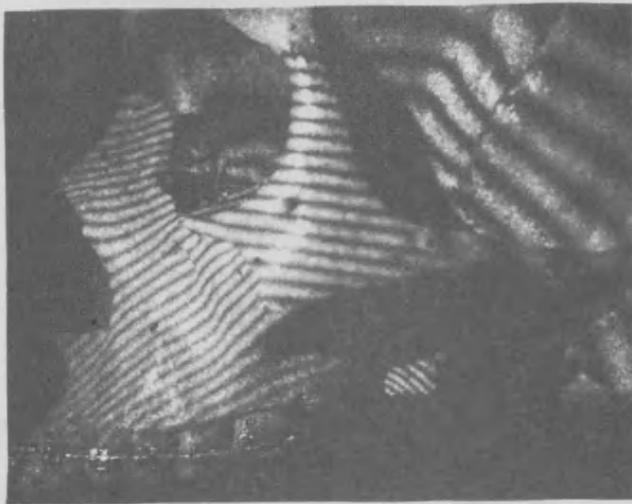


Figura V.17



Figura V.18

V.2. COORDENADAS DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA DE LA PLANTILLA PARA EL RECUESTO DE FRANJAS.

Como hemos indicado en el apartado IV.6, el primer conjunto de datos requerido para la medida de las deformaciones absolutas de los distintos puntos craneales investigados, es el constituido por las coordenadas, con respecto a los mismos, de los puntos de referencia de la plantilla empleada para desarrollar el recuento de franjas.

La tabla V.1 recoge tal información, para la disposición relativa entre cráneo y placa utilizada en las experiencias holográficas.

PUNTO CRANEAL	PUNTO DE REFERENCIA	x (mm)	y (mm)	z (mm)
1	1	14.5	12.0	144.0
	2	-35.5	47.0	144.0
	3	64.5	47.0	144.0
	4	64.5	-23.0	144.0
	5	-35.5	-23.0	144.0
	6	14.5	47.0	144.0
	7	64.5	12.0	144.0
	8	14.5	-23.0	144.0
	9	-35.5	12.0	144.0
2	1	-9.0	-4.5	106.0
	2	-59.0	30.5	106.0
	3	41.0	60.5	106.0
	4	41.0	-39.5	106.0
	5	-59.0	-39.5	106.0
	6	-9.0	30.5	106.0
	7	41.0	-4.5	106.0
	8	-9.0	-39.5	106.0
	9	-59.0	-4.5	106.0
3	1	-11.5	16.5	121.0
	2	-61.5	51.5	121.0
	3	38.5	51.5	121.0
	4	38.5	-18.5	121.0
	5	-61.5	-18.5	121.0
	6	-11.5	51.5	121.0
	7	38.5	16.5	121.0
	8	-11.5	-18.5	121.0
	9	-61.5	16.5	121.0
4	1	18.5	27.5	138.0
	2	-31.5	62.5	138.0
	3	68.5	-7.5	138.0
	4	68.5	-7.5	138.0
	5	-31.5	-7.5	138.0
	6	18.5	62.5	138.0
	7	68.5	27.5	138.0
	8	18.5	-7.5	138.0
	9	-31.5	27.5	138.0

Tabla V.1.- Coordenadas (x,y,z) de los puntos de referencia de la plantilla utilizada para la técnica de recuento de franjas, con relación a los 4 puntos del cráneo considerados.

V.3. RESULTADOS DE LA APLICACION DE LA TECNICA DE RECUENTO DE FRANJAS.

Los resultados correspondientes a los recuentos de franjas efectuados a partir de los interferogramas, según la técnica expuesta en el apartado IV.6, figuran en las tablas V.2 a V.10. Se consigna, por tanto, el número de franjas de isodeformación que se van desplazando, a través de los distintos puntos craneales analizados, al cambiar la dirección de su observación desde el centro de la plantilla hasta los restantes puntos de referencia de la misma.

De este modo se obtienen 8 recuentos distintos para cada punto craneal cuya deformación se desee investigar, en las sucesivas situaciones de emplazamiento de la TAMS e incremento de fuerza aplicada.

En el caso del punto 3, cuando la TAMS se realizó a nivel de 6+6 y el incremento de fuerza fue de 800 a 1000 g, el recuento de franjas no pudo realizarse: la dificultad para distinguir el elevado número de franjas aparecidas, en una superficie muy reducida, constituyó una limitación esencial.

	P	$n_{1,2}$	$n_{1,3}$	$n_{1,4}$	$n_{1,5}$	$n_{1,6}$	$n_{1,7}$	$n_{1,8}$	$n_{1,9}$
F1 = 0g									
F2 = 100g									
p. de a. 2+2	1	5.00	-2.50	-3.50	3.00	1.00	-3.50	-1.00	4.00
	2	0.50	-1.00	-0.75	0.75	0.00	-0.75	0.00	0.50
	3	4.25	-6.00	-4.75	6.25	-1.00	-5.50	1.00	5.25
	4	6.00	-4.00	-6.00	4.00	2.00	-4.00	-2.00	6.00
p. de a. 6+6	1	2.75	-0.25	-3.00	0.25	1.25	-2.00	-1.75	1.50
	2	0.25	1.75	-0.25	-0.50	1.00	0.75	-1.00	-0.25
	3	2.00	-2.00	-3.00	2.00	0.25	-2.25	-1.00	2.00
	4	4.00	-4.00	-1.50	1.75	2.50	-2.75	-2.00	3.00

Tabla V.2.- Recuento del nº de franjas de isodeformación desplazadas, $n_{1,j}$ (con $j = 2,3,\dots,9$), al cambiar la visual de observación de cada punto craneal **P** analizado, desde el punto 1 central de la plantilla hasta el resto de puntos de referencia periféricos (j). Los resultados se proporcionan para los dos puntos de aplicación de la TAMS empleados (2+2 y 6+6), y corresponden a una variación de la fuerza ejercida entre $F_1 = 0$ g y $F_2 = 100$ g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F₁ = 100g									
F₂ = 200g									
p.de a.	1	7.00	-2.50	-7.00	3.00	2.50	-4.50	-2.00	5.00
2+2	2	2.00	-1.50	-2.00	1.50	0.50	-2.00	-0.50	2.00
	3	6.00	-6.00	-6.50	6.00	0.00	-6.50	0.00	6.00
	4	8.00	-3.00	-8.00	5.00	2.00	-5.00	-2.00	7.00
p.de a.	1	5.00	-3.50	-4.00	4.00	0.75	-4.50	-0.50	4.50
6+6	2	1.25	-1.00	-0.75	1.25	0.25	-1.00	-0.12	1.25
	3	4.00	-4.50	-4.50	5.00	0.00	-5.00	0.00	5.00
	4	6.00	-5.00	-6.00	5.50	1.50	-6.00	-1.50	6.00

Tabla V.3.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 100 g y F₂ = 200 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F₁ = 200g									
F₂ = 300g									
p.de a.	1	4.50	-2.50	-4.50	2.50	1.25	-3.50	-1.50	3.50
2+2	2	1.25	-1.00	-1.25	0.75	0.15	-1.25	-0.15	1.00
	3	3.25	-4.50	-4.50	4.00	0.00	-4.50	0.00	3.75
	4	6.00	-3.00	-6.00	4.00	1.50	-5.00	-1.50	5.00
p.de a.	1	2.75	-0.25	-3.00	0.25	1.25	-2.00	-1.75	1.50
6+6	2	0.25	1.75	-0.25	-0.50	1.00	0.75	-1.00	-0.25
	3	2.00	-2.00	-3.00	2.00	0.25	-2.25	-1.00	2.00
	4	4.00	-4.00	-1.50	1.75	2.50	-2.75	-2.00	3.00

Tabla V.4.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 200 g y F₂ = 300 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 300g									
F ₂ = 400g									
p.de a.	1	7.50	-3.50	-7.00	3.50	1.50	-5.50	-1.25	5.75
2+2	2	3.25	-2.50	-2.75	2.25	0.25	-2.75	-0.25	3.00
	3	6.00	-7.50	-7.50	7.00	0.00	-7.00	0.50	7.00
	4	8.00	-7.00	-9.00	7.00	3.00	-7.00	-3.00	7.00
p.de a.	1	0.75	-1.75	-2.75	2.00	1.00	-2.50	-1.00	3.00
6+6	2	2.50	-2.00	-2.00	2.50	0.20	-2.00	-0.12	2.50
	3	4.00	-5.00	-4.00	5.00	-0.25	-5.00	0.50	4.50
	4	5.50	-3.50	-5.00	3.50	1.00	-3.50	-1.00	4.00

Tabla V.5.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 300 g y F₂ = 400 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 400g									
F ₂ = 500g									
p.de a.	1	8.00	-4.00	-6.50	4.50	2.00	-5.00	-2.00	6.00
2+2	2	3.50	-2.75	-3.50	2.50	0.50	-3.50	-0.50	3.25
	3	7.00	-7.00	-7.00	7.00	0.00	-7.00	0.00	7.00
	4	6.00	-6.00	-7.00	6.00	2.00	-5.00	-2.00	6.00
p.de a.	1	3.75	-2.00	-3.50	2.00	1.00	-3.00	-1.00	3.00
6+6	2	2.75	-2.25	-2.75	2.25	0.50	-2.50	-0.25	2.50
	3	4.50	-5.50	-5.00	5.00	0.00	-5.50	0.25	5.50
	4	6.00	-4.00	-5.50	4.00	1.50	-5.00	-1.50	4.50

Tabla V.6.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 400 g y F₂ = 500 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 500g									
F ₂ = 600g									
p.de a.	1	6.50	-4.50	-7.00	4.00	1.50	-6.00	-1.50	5.50
2+2	2	2.75	-2.75	-3.50	2.00	0.50	-2.50	-0.50	3.00
	3	5.25	-8.00	-7.00	6.00	-0.75	-7.50	0.25	6.00
	4	9.00	-7.00	-9.00	7.00	1.50	-7.00	-2.00	8.00
p.de a.	1	6.00	-3.50	-6.00	5.00	1.00	-5.00	-1.00	5.00
6+6	2	4.25	-3.50	-3.75	3.25	0.25	-4.00	-0.25	3.75
	3	8.00	-8.00	-7.00	7.00	-1.50	-7.00	1.00	7.00
	4	9.00	-6.00	-8.00	6.00	2.00	-7.00	-1.50	8.00

Tabla V.7.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 500 g y F₂ = 600 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 600g									
F ₂ = 700g									
p.de a.	1	5.75	-3.50	-5.50	4.00	1.25	-4.50	-1.00	5.00
2+2	2	3.00	-2.75	-3.00	2.50	0.25	-3.00	-0.25	3.00
	3	5.50	-7.00	-5.50	6.00	-0.75	-6.00	0.75	5.50
	4	8.00	-5.00	-7.00	5.50	1.00	-6.00	-1.00	6.50
p.de a.	1	5.00	-2.50	-4.50	3.00	1.00	-4.00	-1.00	3.50
6+6	2	3.75	-2.75	-3.00	3.00	0.50	-3.00	-0.25	3.50
	3	6.00	-7.00	-7.00	6.00	-0.5	-6.00	0.50	6.00
	4	7.00	-5.00	-6.00	4.00	1.00	-5.00	-1.00	6.00

Tabla V.8.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 600 g y F₂ = 700 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 700g									
F ₂ = 800g									
p.de a.	1	3.25	-3.00	-4.00	2.25	0.50	-3.00	-0.75	2.75
2+2	2	2.00	-2.00	-2.50	1.75	0.25	-2.50	-0.25	2.00
	3	3.00	-5.00	-4.00	5.00	-0.50	-4.50	0.50	3.75
	4	5.00	-4.00	-5.00	4.00	1.00	-4.50	-1.00	4.00
p.de a.	1	5.00	-3.00	-5.00	3.50	1.00	-4.00	-1.00	4.00
6+6	2	3.75	-3.50	-4.00	3.00	0.25	-4.00	-0.25	3.25
	3	6.00	-7.00	-7.00	6.00	-1.00	-7.00	1.00	6.00
	4	8.00	-6.00	-8.00	6.00	1.00	-6.00	-1.00	7.00

Tabla V.9.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 700 g y F₂ = 800 g.

	P	n _{1,2}	n _{1,3}	n _{1,4}	n _{1,5}	n _{1,6}	n _{1,7}	n _{1,8}	n _{1,9}
F ₁ = 800g									
F ₂ = 1000g									
p.de a.	1	9.00	-8.00	-8.00	8.00	1.50	-8.00	-1.50	8.00
2+2	2	5.00	-7.00	-7.00	4.50	0.50	-7.00	-0.75	5.50
	3	10.00	-12.00	-9.00	12.00	-1.00	-11.00	1.50	10.00
	4	12.00	-10.00	-10.00	9.00	2.00	-10.00	-2.00	9.00
p.de a.	1	10.00	-5.00	-8.00	6.00	1.50	-7.00	-2.00	8.00
6+6	2	7.00	-8.00	-8.00	6.00	0.50	-8.00	-1.00	6.50
	3	—	—	—	—	—	—	—	—
	4	12.00	-9.00	-10.00	10.00	3.00	-8.00	-3.00	10.00

Tabla V.10.- Id. a la tabla V.2 para F₁ = 800 g y F₂ = 1000 g.

V.4. SENSIBILIDAD DEL METODO PARA LA MEDIDA DE LOS DESPLAZAMIENTOS ABSOLUTOS.

A partir del recuento de franjas proporcionado en el apartado V.3 anterior, y de las coordenadas de los puntos de la plantilla consignadas en el apartado V.2, puede ya accederse al sistema de tres ecuaciones para determinación de las componentes de desplazamiento, al que hicimos referencia en el apartado IV.6. Así, para la resolución de dicho sistema bastaría manejar, en cada situación analizada, los datos pertinentes al recuento de franjas en tres de las direcciones de medida.

Ahora bien, según la línea anticipada en el apartado IV.6, al ampliar el recuento a 8 direcciones para cada punto craneal, es posible determinar cuántas y cuáles son las direcciones que permiten optimizar la medida; la cual, aún para el sistema sobredeterminado de ecuaciones implicado, siempre puede obtenerse a través de técnicas de regresión lineal (R. Salvador, Tesis doctoral, 1987). Concretamente, resulta factible establecer cuál es el número de direcciones de observación que debe manejarse a fin de conseguir una menor desviación estándar en las determinaciones. Para especificar luego, dentro de dicho número, cuáles son las direcciones que permiten mejorar al máximo la sensibilidad del método, al minimizar dichas desviaciones.

Sin entrar en los pormenores del análisis, el cual pertenece a la implementación física de la técnica (R. Salvador, tesis doctoral, 1987), únicamente resumimos a continuación sus pautas orientativas y los resultados encontrados.

Ante todo, debemos remarcar que los métodos de regresión a emplear en la obtención de las componentes cartesianas de los desplazamientos, cuando se incrementa a más de tres el número de direcciones de recuento de franjas, no permiten una utilización directa de las habituales leyes de propagación de errores para acotar los resultados.

Ahora bien, el proceso de cálculo sólo se ve influido, de hecho, por dos fuentes de error, la primera debida a la sensibilidad experimental (ϵ) en la medida de los corrimientos de franjas (n) y la segunda asociada a la sensibilidad en las medidas geométricas.

Por consiguiente, si se considera la primera fuente de error, sí es posible obtener, para cada componente del desplazamiento, la distribución de resultados a que conducen los recuentos de franjas, cuando éstos varían entre los límites establecidos por su sensibilidad experimental, ϵ . Ello significa calcular todo el conjunto de resultados correspondientes, en la situación estudiada, a las posibles combinaciones de los distintos n , $n - \epsilon$ y $n + \epsilon$. Pues bien, al aplicar a las distribuciones de dichos resultados el test de Kolmogorov-Smirnov

(Viedma,1972), se confirma el cumplimiento, en todos los casos, de la hipótesis de normalidad al 95% de confianza. Por lo que, en definitiva, puede asignarse a cada desplazamiento la media aritmética de todos los valores para él obtenidos, afectada del correspondiente valor de la desviación típica.

Se puede llegar de este modo a los siguientes resultados en cuanto a la sensibilidad del método:

a) el número de recuentos distintos de franjas de isodeformación que, para cualquier situación estudiada, conduce a una menor desviación estándar en la determinación, es de cuatro;

b) las direcciones de recuento que permiten la optimización de las medidas, al generar una mínima desviación estándar, son las correspondientes a las cuatro semidiagonales de la plantilla (es decir, las 1-2, 1-3, 1-4 y 1-5 de la figura IV.9);

c) las desviaciones estándar resultan, en todos los casos, del orden de 0.2 - 0.3 μm , para las componentes x e y del desplazamiento, mientras que para la componente z son de dos a tres veces más elevadas; lo que, unido a la pequeñez de la magnitud de dicha componente z en la mayoría de situaciones estudiadas, desaconseja su utilización para el posterior análisis.

Por otro lado, y en lo que respecta a la segunda fuente de error implicada en la obtención de los desplazamientos, debida a la sensibilidad experimental de las medidas geométricas, el estudio paralelo al anterior permite comprobar nuevamente la normalidad de las

distribuciones de los resultados. Pero las desviaciones estándar se cifran, aproximadamente, en un orden de magnitud inferior al de las impuestas por la sensibilidad en los recuentos de franjas, por lo que pueden despreciarse a fines prácticos.

V.5. DESPLAZAMIENTOS ABSOLUTOS DE LOS PUNTOS CRANEALES ANALIZADOS.

Las tablas V.11 a V.13 recogen los valores de las tres componentes cartesianas del desplazamiento experimentado por los 4 puntos analizados en el cráneo, al ir incrementando la TAMS aplicada según el protocolo comentado en los apartados IV.3.4 y IV.4.3.

Lógicamente, para la obtención de dichos valores se han tenido en cuenta las consideraciones respecto a la optimización en la sensibilidad del método que acaban de exponerse en el apartado V.4. De modo que los recuentos de franjas manejados en el cálculo han sido, en todos los casos, los correspondientes a los cuatro designados como $n_{1,2}$, $n_{1,3}$, $n_{1,4}$ y $n_{1,5}$ en las tablas V.2 a V.10. Los cálculos se han realizado en el ordenador HP-9826A de la cátedra de Física Médica de nuestra Facultad de Medicina, con ayuda del programa, en BASIC 2.0, cuyo listado se presenta en el Apéndice. Los resultados aparecen

redondeados a la décima de micra, para corresponder al orden de magnitud mínimo establecido para sus errores de determinación.

Los resultados han sido agrupados según las tres direcciones del espacio, con el fin de poder comparar simultáneamente los desplazamientos en cada dirección de las 8 situaciones analizadas (4 puntos craneales para cada uno de los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados).

F1	0	100	200	300	400	500	600	700	800
F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	-5.4	-10.9	-8.3	-8.5	-9.5	-14.1	-10.5	-13.4	-20.3
4/2+2	-9.6	-12.0	-9.4	-14.6	-11.7	-15.3	-12.6	-8.6	-19.8
3/6+6	-4.0	-7.7	-8.7	-7.7	-8.7	-12.8	-11.4	-11.4	-----
3/2+2	-9.2	-10.6	-7.2	-12.2	-12.0	-11.7	-10.4	-7.4	-18.3
2/6+6	0.8	-1.6	-3.0	-3.4	-3.9	-5.7	-4.7	-5.6	-11.4
2/2+2	-1.2	-2.7	-1.7	-4.1	-4.7	-4.4	-4.4	-3.2	-9.4
1/6+6	-3.1	-8.4	-5.8	-3.3	-5.6	-10.4	-7.6	-8.2	-14.8
1/2+2	-7.2	-9.7	-6.9	-10.7	-11.7	-10.7	-9.4	-5.9	-16.4

Tabla V.11.- Valores de la componente dx (en μm) de los desplazamientos experimentados por los puntos analizados en el cráneo (4 a 1), en las dos situaciones de TAMS consideradas (6+6 y 2+2), para los distintos intervalos de fuerza $F_1 - F_2$ aplicados.

F1	0	100	200	300	400	500	600	700	800
F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	0.0	1.2	2.1	2.5	2.6	3.6	3.1	3.2	1.8
4/2+2	3.1	5.2	3.4	2.9	1.4	3.3	3.0	1.7	2.5
3/6+6	0.7	-0.7	-0.6	-1.4	-0.6	-0.3	0.1	0.1	----
3/2+2	-2.1	0.2	-0.3	-0.5	-0.2	-0.6	-1.3	-1.8	-3.6
2/6+6	1.6	-0.1	0.1	0.1	0.6	0.7	0.7	0.7	0.5
2/2+2	-0.3	0.6	0.4	0.7	1.0	0.8	0.4	0.4	0.1
1/6+6	3.8	1.0	1.1	0.1	2.3	2.4	2.8	2.5	4.7
1/2+2	1.9	6.0	2.9	5.4	4.1	3.8	2.7	1.7	0.8

Tabla V.12.- Id. a la tabla V.11 para la componente dy de los desplazamientos.

F1	0	100	200	300	400	500	600	700	800
F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	0.9	1.8	1.3	0.7	1.0	0.9	2.1	3.0	-0.9
4/2+2	1.9	-2.2	-0.3	5.6	5.2	3.6	-0.4	2.1	2.9
3/6+6	0.6	-1.5	-0.1	-1.3	-0.1	-2.6	0.8	0.8	---
3/2+2	-1.1	-1.4	1.3	0.7	-2.4	3.6	-0.3	0.4	-4.6
2/6+6	-1.3	-1.2	-0.2	-1.8	-0.7	-1.3	-2.0	-0.0	1.6
2/2+2	0.4	-0.4	0.0	-1.0	-0.5	1.1	-0.5	0.4	3.8
1/6+6	0.7	-1.4	0.1	4.4	0.4	-1.1	-0.8	0.5	-3.6
1/2+2	-2.8	0.3	1.2	0.6	-2.1	4.0	0.2	4.2	1.5

Tabla V.13.- Id. a la tabla V.11 para la componente dz de los desplazamientos.

V.6. DESPLAZAMIENTOS ACUMULADOS PARA EL INTERVALO TOTAL DE FUERZA APLICADA.

En las tablas V.14 a V.16 se consignan las tres componentes de los desplazamientos acumulados de cada uno de los puntos craneales analizados. Pueden así compararse fácilmente los valores resultantes para cada eje de coordenadas.

Estas tablas son, por tanto, el resultado de ir sumando sucesivamente, hasta llegar al valor final F_2 considerado para la fuerza aplicada, los valores de las distintas componentes del desplazamiento absoluto que se indicaron en las tablas V.11 a V.13. Aunque ahora se han considerado los valores iniciales sin redondear de dichas componentes, puesto que son manejados como datos intermedios para la medida indirecta del resultado final.

Así, por ejemplo, para el caso de $F_2 = 1000$ g, cualquiera de las componentes del desplazamiento total será la suma de la componente en cuestión para los anteriores desplazamientos parciales que han ido produciéndose, para cada ΔF sucesivo, hasta llegar al valor final considerado; es decir:

$$dx \text{ total} = dx (0-100) + dx(100-200) + \dots + dx (800-1000)$$

$$dy \text{ total} = dy (0-100) + dy(100-200) + \dots + dy (800-1000)$$

$$dz \text{ total} = dz (0-100) + dz(100-200) + \dots + dz (800-1000)$$

Los resultados han vuelto a expresarse redondeados a la décima de micra (al igual que los valores de partida de las tablas V.11 a V.13). Aunque, de hecho, tal orden de magnitud sólo se ajusta al error mínimo de determinación hasta una fuerza final, F_2 , de 500 g, tal como es inmediato confirmar de acuerdo con la ley de propagación de errores. Para los valores superiores, y por tanto para los resultados de las cuatro últimas columnas de las tablas V.14 a V.16, el referido error mínimo varía desde 0.5 (para $F_2 = 600$ g) hasta 0.6 (para $F_2 = 1000$ g). De modo que, si se prefiere adoptar un criterio más estricto, dichos resultados pueden redondearse a unidades.

F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	-5.4	-16.2	-24.5	-33.0	-42.5	-56.6	-67.1	-80.5	-100.8
4/2+2	-9.6	-21.6	-31.0	-45.6	-57.3	-72.7	-85.2	-93.8	-113.6
3/6+6	-4.0	-11.7	-20.4	-28.1	-36.8	-49.6	-61.0	-72.4	----
3/2+2	-9.2	-19.7	-26.9	-39.1	-51.1	-62.8	-73.2	-80.6	-98.9
2/6+6	0.8	-2.4	-5.4	-8.8	-12.6	-18.3	-23.0	-28.6	-40.0
2/2+2	-1.2	-3.9	-5.6	-9.7	-14.4	-18.8	-23.1	-26.4	-35.8
1/6+6	-3.1	-11.5	-17.2	-20.5	-26.1	-36.5	-44.0	-52.3	-67.1
1/2+2	-7.2	-17.0	-23.9	-34.6	-46.3	-56.9	-66.3	-72.2	-88.6

Tabla V.14.- Valores de la componente dx (en μm) del desplazamiento determinado para los puntos analizados en el cráneo (4 a 1), al alcanzar (desde $F_1 = 0$) el valor F_2 de la TAMS que se indica (en gramos), en los dos emplazamientos considerados (6+6 y 2+2).

F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	0.0	1.3	3.3	5.9	8.4	12.0	15.2	18.4	20.1
4/2+2	3.1	8.2	11.6	14.5	15.9	19.1	22.2	23.8	26.3
3/6+6	0.7	0.0	-0.6	-2.0	-2.5	-2.8	-2.7	-2.5	----
3/2+2	-2.1	-1.9	-2.2	-2.6	-2.8	-3.5	-4.7	-6.5	-10.1
2/6+6	1.6	1.5	1.6	1.7	2.2	3.0	3.6	4.3	4.7
2/2+2	-0.3	0.4	0.8	1.5	2.5	3.3	3.7	4.1	4.2
1/6+6	3.8	4.7	5.8	5.9	8.2	10.5	13.3	15.8	20.5
1/2+2	1.9	8.0	10.9	16.3	20.4	24.2	26.8	28.5	29.3

Tabla V.15.- Id. a la tabla V.14 para la componente dy del desplazamiento acumulado.

F2	100	200	300	400	500	600	700	800	1000
4/6+6	0.9	2.7	4.1	4.7	5.7	6.6	8.7	11.7	10.9
4/2+2	1.9	-0.3	-0.6	5.0	10.2	13.8	13.4	15.5	18.4
3/6+6	0.6	-0.9	-1.0	-2.3	-2.4	-4.9	-4.1	-3.4	----
3/2+2	-1.1	-2.5	-1.2	-0.5	-2.9	0.7	0.4	0.8	-3.7
2/6+6	-1.3	-2.5	-2.7	-4.5	-5.2	-6.4	-8.4	-8.5	-6.9
2/2+2	0.4	-0.1	-0.0	-1.0	-1.5	-0.4	-0.9	-0.5	3.3
1/6+6	0.7	-0.7	-0.6	3.8	4.2	3.1	2.3	2.8	-0.8
1/2+2	-2.8	-2.5	-1.3	-0.7	-2.8	1.1	1.3	5.5	7.0

Tabla V.16.- Id. a la tabla V.14 para la componente dz del desplazamiento acumulado.

VI. DISCUSSION

VI.1. VALORACION DE LA TECNICA PROPUESTA COMO METODO.

A la luz de los resultados obtenidos es importante poner de manifiesto, ante todo, la idoneidad de la técnica propuesta como método, para el análisis de las reacciones iniciales producidas por cualquier tipo de aparatología ortodóncica.

Entre las ventajas que ofrece este tipo de estudio hay que hacer notar las características dinámicas de las experiencias, puesto que no sólo permite comparar situaciones iniciales y finales sino que también es posible seguir la evolución intermedia y todo ello en una doble vertiente: cuantitativa y cualitativa.

La aplicación del método, por otro lado, no interfiere para nada en los procesos que tienen lugar en el transcurso de las experiencias. De esta forma, los resultados obtenidos deben ser adjudicados única y exclusivamente a la acción de la aparatología ortodóncica empleada.

Ahora bien, aunque los resultados ofrecen un esquema de comportamiento general bastante concreto, hay que resaltar que dicho

esquema siempre se refiere a las respuestas inmediatas producidas. Por lo que sólo resultará lógico asumir, respecto a los fenómenos de deformación generados en la realidad, que sean sus reacciones iniciales las que pueden presentar un comportamiento similar al encontrado en estas experiencias.

La determinación cuantitativa de los desplazamientos experimentados por los puntos de interés, en los tres planos del espacio, se muestra especialmente útil para su posterior evaluación global; es decir, para establecer una valoración cualitativa al comparar los desplazamientos absolutos de dichos puntos entre sí. Menor importancia tiene, por tanto, la determinación más o menos afinada del desplazamiento absoluto de un determinado punto craneal analizado.

Merece destacarse el hecho de que el recuento de las franjas que atraviesan un punto de interés determinado, ofrece valores relativamente similares para la misma dirección de observación siempre que $\Delta F = 100$ g; sin embargo, cuando este último es de 200 g, se aprecia un valor mayor de dicho recuento, pero proporcionalmente comparable, con independencia del punto de aplicación de la fuerza. Este hecho ya pone de relieve la relación directa que existe entre la fuerza aplicada y la deformación producida, o, lo que es lo mismo, el mayor número de franjas que atraviesan el punto de interés, en una determinada dirección de recuento, cuando la intensidad de la fuerza aplicada aumenta.

De este modo, la investigación llevada a cabo sobre los fenómenos de deformación producidos por una tracción anterior del maxilar superior, permite establecer que el cráneo sigue, en líneas

generales, un patrón de comportamiento elástico. Ello se puede comprobar de forma definitiva e inmediata, a la vista de los esquemas de resultados que se incluyeron en las figuras V.1 a V.18, en los cuales se observa que incrementos de la intensidad de la fuerza similares producen desplazamientos prácticamente iguales. Asimismo, cuando la fuerza se aumenta el doble, sucede lo mismo con el desplazamiento. Estos aspectos se considerarán con más detalle en el apartado VI.4.

Las consideraciones expuestas revisten una notable importancia, puesto que proporcionan las bases que permiten utilizar el modelo craneal propuesto como especialmente válido para el estudio de los aspectos de interés planteados. Representa, además, una situación muy similar a la que habitualmente se trata en la clínica diaria, por lo que los resultados son mucho más extrapolables, para nuestros propósitos concretos, que si se utiliza otro tipo de objeto de estudio.

Finalmente debemos insistir en que, al obtener los interferogramas, disponemos de un tipo especial de documento que, como tal, es archivable y permite ser reutilizado cuantas veces sea necesario. Este documento, en nuestro caso, contiene la información de los desplazamientos absolutos que han tenido lugar en cualquier punto superficial del cráneo y no solamente en los que hemos analizado y definido como "de interés" en el estudio del problema ortodóncico planteado. Por lo que siempre resultará posible incrementar el número de los puntos estudiados, a fin de hacer una evaluación más profunda de los cambios producidos y, eventualmente, ampliar el número de conclusiones obtenidas, o matizar algunas de las ya extraídas.

VI.2. ANALISIS CUALITATIVO DE LOS INTERFEROGRAMAS.

Según hemos anticipado en el apartado precedente, es posible utilizar el interferograma como fuente de cierto tipo de información sin necesidad de proceder al complejo cálculo de los desplazamientos absolutos. Dicha información hace referencia a los aspectos cualitativos, e incluso de aproximación cuantitativa, relativos a las deformaciones que han tenido lugar y se pueden inferir por simple observación. De forma esquemática se pueden resumir en los siguientes puntos:

1º) La aparición de franjas de isodeformación en cualquier zona del objeto holografiado descubre que dicha zona se ha deformado.

2º) Cuanto mayor sea el número de franjas por unidad de superficie mayor será la deformación de dicha zona.

3º) En la línea de lo ya indicado en el apartado IV.4.3, la no aparición de las citadas franjas no implica, necesariamente, la inexistencia de deformación. Así, en aquellas situaciones en que la deformación haya sido muy intensa, el resultado gráfico que aparecerá en el interferograma consistirá en una imagen virtual del objeto sobre la que se habrán formado, también, un elevado número de franjas de isodeformación. Como dicho número está en relación inversa con el grosor de las franjas así como con la distancia entre ellas, a partir de determinada deformación éstas serán tan finas y estarán tan juntas que resultarán visualmente indistinguibles.

4º) El orden de magnitud del desplazamiento relativo de un punto respecto a otro, puede calcularse fácilmente, con bastante exactitud, conociendo la longitud de onda del láser empleado, por simple

recuento de las franjas comprendidas entre los dos puntos implicados.

5º) También es posible conocer algunas características de la dirección del desplazamiento, pero no así de su sentido.

Cuando una superficie presenta un determinado número de franjas de disposición homogénea y orientación similar hablamos de "patrón de franjas" y presupone un comportamiento análogo para cualquier punto de dicha superficie.

Precisamente este es uno de los hechos destacables en nuestras experiencias, en las que resulta muy gráfico apreciar cómo las distintas unidades estructurales presentan un mismo patrón de deformación, hasta que una sutura provoca que en la región vecina se produzca un cambio en el patrón de franjas, tanto en orientación como en densidad de las mismas. Resulta claro, por ejemplo, a la vista de las figuras V.1 a V.18, que el hueso maxilar en conjunto experimenta un tipo de desplazamiento, distinto del que tiene lugar en los huesos malar, propios de la nariz, frontal, esfenoides, parietal, temporal y occipital.

Una excepción a la regla la constituye la arcada dentaria. Esta no se comporta de forma homogénea, mostrando ciertas diferencias en función del punto de aplicación de la TAMS considerado. Cuando se tracciona desde los laterales (figuras V.1 a V.9), se aprecia cómo el propio incisivo lateral muestra un patrón de franjas distinto al de los otros dientes de la arcada, con una orientación prácticamente perpendicular a la exhibida en los dientes vecinos (es en la visualización directa de los interferogramas cuando ello resulta perfectamente detectable). El corrimiento de franjas, a su vez, también es distinto al de los restantes

dientes de la arcada. Este hecho pone de manifiesto las distintas intensidad y dirección del desplazamiento que experimenta el incisivo lateral debido, esencialmente, a que sobre él se está aplicando la fuerza. Desafortunadamente, la dificultad en el recuento de franjas en este diente hace imposible determinar cuantitativamente las componentes espaciales de su desplazamiento.

En cualquier caso, dicha observación sirve para determinar, sin embargo, que la pretendida ferulización de la arcada dentaria, mediante un arco rectangular de las mismas dimensiones que el seno de la braquet, es, cuando menos, insuficiente para poder considerar al conjunto dentario como una unidad capaz de transmitir fuerzas como las implicadas, de forma homogénea. Hay que destacar, además, que tanto el incisivo lateral como el primer molar permanente están siendo sometidos a la fuerza actuante de forma intermitente y mucho más intensa que cualquier otra de las estructuras circundantes. Cabe suponer, basados cuando menos en el empirismo clínico, que este tipo de actuación podría inducir fenómenos de reabsorción radicular o parodontales en algunos casos, sobre todo al incisivo lateral.

Cuando el emplazamiento de la TAMS se sitúa sobre los molares definitivos (figuras V.10 a V.18), la disposición de las franjas de isodeformación en el propio molar es muy similar a la que acabamos de describir para el incisivo lateral. Sin embargo, existen importantes diferencias en el análisis de sus repercusiones sobre los citados dientes.

La simple comparación entre la capacidad del molar y la del incisivo lateral para soportar fuerzas importantes, como las que estamos

empleando, basta para concluir que existirá un mayor grado de sufrimiento radicular en éste último. Conviene recordar que el molar superior posee una mayor superficie radicular, dispuesta en tres raíces y mucho mejor orientadas para resistir este tipo de fuerzas, que la del incisivo lateral.

Por otro lado, la dirección de la TAMS produce un desplazamiento sobre el molar tendente a aumentar su angulación de corona hacia mesial. Ello se ve compensado por la propia anatomía de la arcada, gracias a lo cual gran parte de las fuerzas mesiales que se aplican sobre este diente se ven contrarrestadas a través de su punto de contacto mesial.

El incisivo lateral, sin embargo, no tiene ningún tipo de protección frente a la citada dirección de aplicación de la fuerza. Esta, además, produce un cambio en la torsión del propio diente, compuesto probablemente por un desplazamiento de corona hacia labial y de raíz a palatino.

Basados en estas observaciones, parece más aconsejable aplicar la fuerza sobre los molares que sobre los laterales; por lo menos si consideramos las alteraciones radiculares y periodontales que pueden derivarse.

Adicionalmente, en base al exhaustivo estudio del planteamiento del protocolo experimental, apoyado en diversas experiencias precedentes (Gandía et al. 1983 y 1986), es posible poner de manifiesto, conjunta y simultáneamente, la existencia de

desplazamientos o deformaciones que tienen lugar a nivel dento-alveolar, y de los huesos maxilar, malar, propios de la nariz y de la base del cráneo. Las franjas aparecidas en los huesos que conforman la cavidad orbitaria revelan que también aquí se ha producido deformación.

VI.3. ESTUDIO DE LOS DESPLAZAMIENTOS ABSOLUTOS DE LOS PUNTOS CRANEALES ANALIZADOS.

VI.3.1. Puntos situados sobre estructuras óseas.

VI.3.1.a. Punto 1.

El punto 1 corresponde, como hemos mencionado en el apartado IV.5, a una localización muy próxima al punto A, usado en cefalometría. En la figura VI.1 están representadas las componentes cartesianas del desplazamiento de dicho punto (definidas según quedó indicado en el apartado IV.6), para cada uno de los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados y en función de las distintas intensidades de fuerza progresivamente incrementadas.

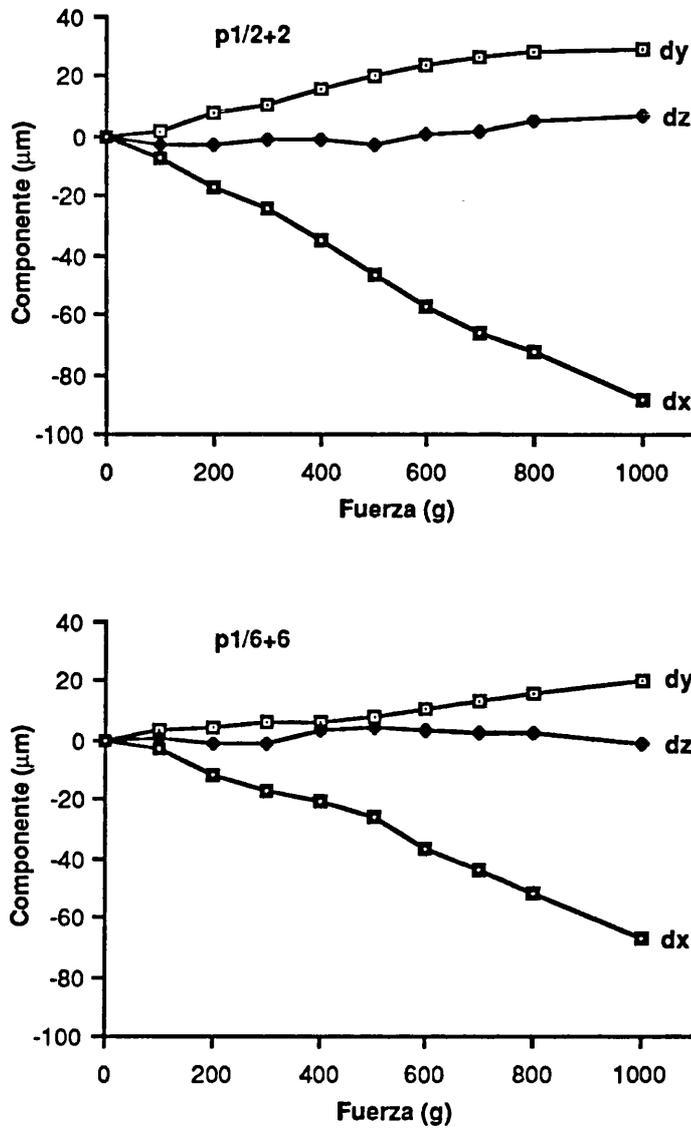


Figura VI.1.- Componentes cartesianas de los desplazamientos del punto 1, para los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados (2+2 y 6+6).

Por otro lado, en la figura VI.2 se muestran las variaciones, con la fuerza aplicada, de cada una de las dos componentes significativas del desplazamiento, dx y dy , agrupando, a efectos comparativos, los resultados correspondientes a las dos situaciones de tracción. A fin de una más clara interpretación, para la componente dx se ha representado ahora como positivo el sentido anterior de desplazamiento (coincidente con el de aplicación de la TAMS).

Las representaciones se han derivado directamente de los resultados consignados en el apartado V.4 (tablas V.14 a V.16). El mismo esquema de presentación de figuras se sigue para el resto de los puntos craneales analizados.

Se comprueba, por consiguiente, que el desplazamiento máximo del punto 1 tiene lugar según el eje de las X, o sea, en la dirección anteroposterior, con un sentido anterior. Por otro lado, ésta es precisamente la dirección de aplicación de la TAMS.

Se observa asimismo, que si la TAMS se verifica a nivel de 2+2, el desplazamiento siempre resulta mayor que si se tracciona desde 6+6, independientemente de la intensidad de la fuerza aplicada. De este modo, para un ΔF de 1000 g, los respectivos valores de dx son $88.6 \mu\text{m}$ y $67.1 \mu\text{m}$. La relación entre los desplazamientos dx obtenidos para uno y otro punto de aplicación varía, respectivamente, en torno a 1.5 y 2, dependiendo del ΔF observado.

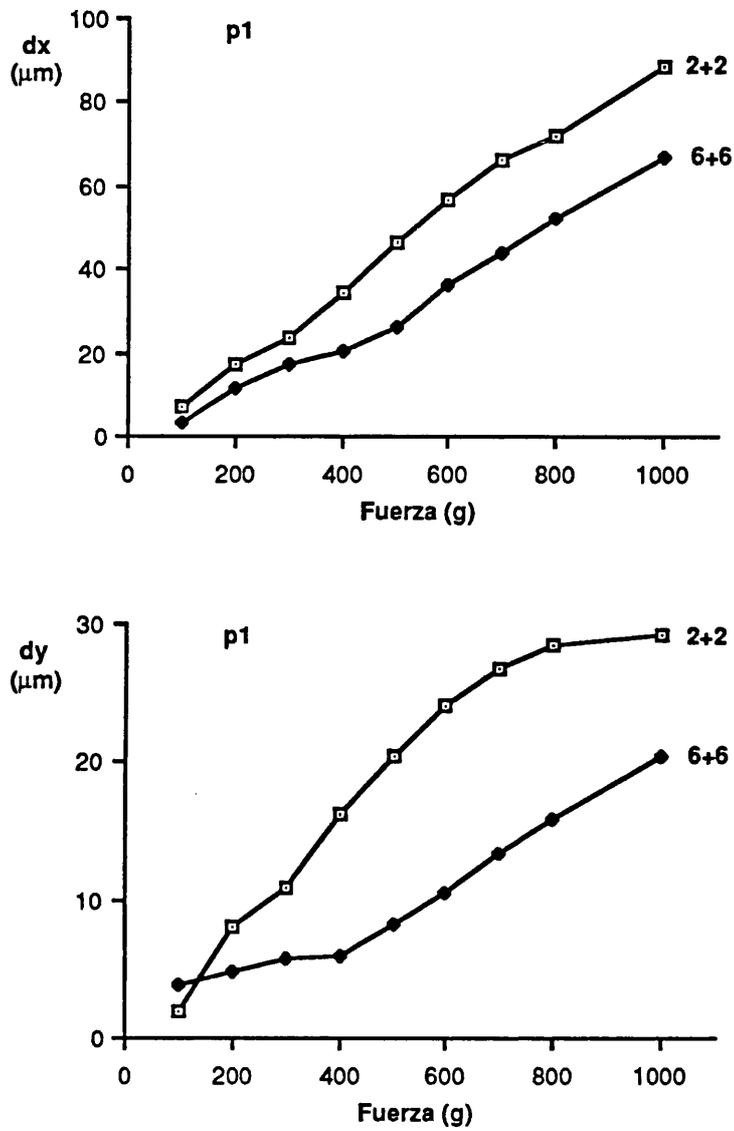


Figura VI.2.- Comparación de las componentes de desplazamiento dx y dy del punto 1 del cráneo, para cada emplazamiento (2+2 y 6+6) de la TAMS aplicada. Para las dx el sentido es anterior y para las dy ascendente.

Respecto a los desplazamientos producidos en la dirección del eje Y (vertical) resultan, como puede observarse, aproximadamente tres veces menores que las componentes en la dirección X ($dx \cong 3 dy$), aunque siguen mostrando valores considerables (29.3 μm si la TAMS se aplica a nivel de 2+2 y 20.5 μm si se ejerce desde 6+6). En concreto, es este punto 1 el que experimenta, según puede comprobarse en los resultados posteriores, el mayor desplazamiento vertical, incluso superior a los de los puntos situados sobre estructuras dentarias, más intensos en términos generales. En cuanto a la influencia del punto de aplicación de la TAMS, las dy obtenidas para uno y otro caso presentan un comportamiento superponible al mostrado por las dx (figura VI.2).

En cuanto a la componente dz hay que recordar lo expuesto en el apartado V.4 con relación tanto a su mayor error de medida, como a los muy pequeños valores alcanzados, lo que conlleva una dificultad drástica para su evaluación.

No obstante, para el punto 1 considerado, parece existir una diferencia entre los valores de tal componente para la aplicación en 6+6 ($= -0.8 \mu\text{m}$) y en 2+2 ($= 7.0 \mu\text{m}$), en cuanto al sentido del desplazamiento. En el primer caso se puede decir que el desplazamiento ha tenido lugar sobre todo en el plano X-Y ($dz \cong 0$), mientras que en el segundo caso (TAMS a nivel de 2+2), el punto 1 se aleja apreciablemente (casi 7 μm) de la línea media.

VI.3.1.b. Punto 2.

Este punto representa, en nuestras experiencias, el modelo de estructura más interna cuyos desplazamientos son fácilmente medibles. Ello permite compararlo con los resultados de los desplazamientos de estructuras más superficiales (puntos 1, 3 y 4). Los resultados correspondientes a la variación de las componentes de desplazamiento del punto 2, en función de la fuerza aplicada, se presentan gráficamente en las figuras VI.3 y VI.4.

Situado en las proximidades de la sutura zigomático-maxilar, el mayor desplazamiento del punto en cuestión se verifica también según el eje de las x, siendo el sentido, casi siempre, anterior.

A lo largo de los sucesivos ΔF , hasta 700 g, el valor de los desplazamientos es similar con independencia del punto de aplicación, para aumentar más, proporcionalmente, cuando la TAMS se aplica en 6+6, y a partir de dicha intensidad de fuerza.

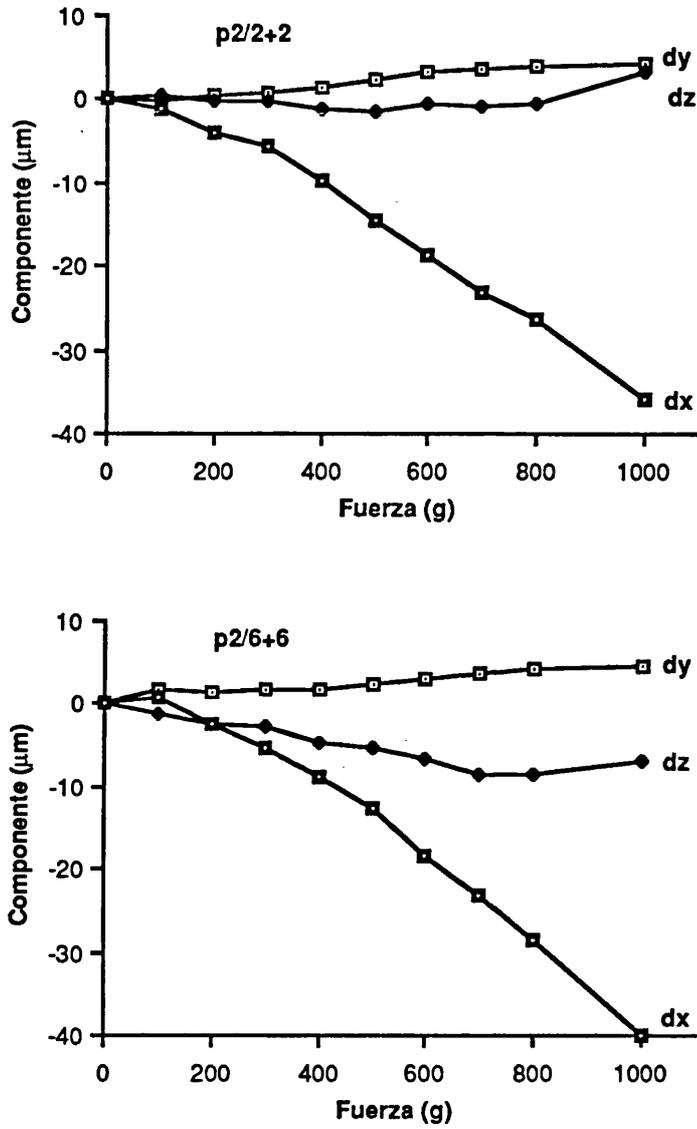


Figura VI.3.- Componentes cartesianas de los desplazamientos del punto 2, para los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados (2+2 y 6+6).

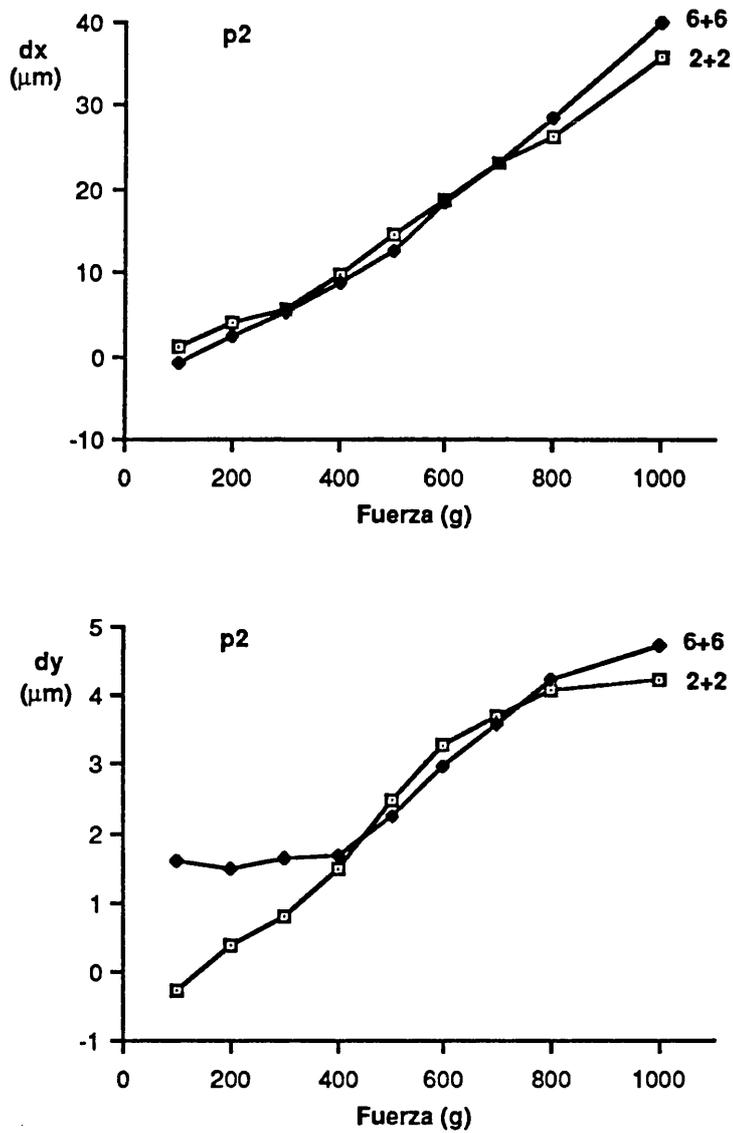


Figura VI.4.- Comparación de las componentes de desplazamiento dx y dy del punto 2 del cráneo, para cada emplazamiento (2+2 y 6+6) de la TAMS aplicada. Para las dx los valores positivos corresponden al sentido anterior y para las dy al ascendente.

De los cuatro puntos de interés analizados, y como puede confirmarse a la vista del conjunto de resultados presentados en este apartado, es el punto 2 el que menor desplazamiento experimenta en la dirección X ($35.8 \mu\text{m}$); lo cual representa, aproximadamente, el 30% del valor del máximo desplazamiento encontrado ($dx_{p4/2+2} = 113.6 \mu\text{m}$). Por ello, es posible atribuir al hueso zigomático el papel de estructura más estable de todas las que hemos estudiado. Su desplazamiento vertical es hacia arriba y, aunque apreciable, alcanza valores bastante pequeños y muy similares para ambos puntos de aplicación de la TAMS.

En los desplazamientos en la dirección del eje de las Z sí existe diferencia en cuanto al punto de aplicación de la TAMS, dirigiéndose hacia el plano sagital medio ($-6.9 \mu\text{m}$) si se tracciona desde 6+6, mientras que se aleja de dicho plano ($+3.3 \mu\text{m}$) si la tracción es a nivel de 2+2. Esta diferencia, de unas $10 \mu\text{m}$ en el sentido del desplazamiento según el eje Z, es la mayor de los cuatro puntos estudiados.

Hay que significar también que este punto 2 muestra los valores de desplazamiento dx, dy y dz, con menores diferencias entre ellos y, aunque el mayor sigue siendo el dx, ya no puede decirse que se desplace exclusivamente hacia delante, sino que también lo hace ligeramente hacia arriba en el plano vertical y hacia dentro o hacia fuera, según el punto de aplicación de la fuerza, en el plano transversal.

Asímismo, hay que destacar que es el único punto que experimenta un desplazamiento horizontal hacia atrás, cuando la TAMS se realiza sobre 6+6 y para el $\Delta F = 0 - 100 \text{ g}$. Este sorprendente desplazamiento conviene enmarcarlo en su verdadero contexto de

reacciones iniciales que aún no responden a la dirección de la TAMS. En el mismo sentido, cuando se tracciona sobre los laterales, el punto 2 se desplaza hacia abajo en el plano vertical ($dy = -0.3 \mu\text{m}$) al aplicar los primeros 100 g de fuerza, mientras que en el resto de los sucesivos incrementos de carga, dicho desplazamiento vertical es siempre hacia arriba. En este caso, este hecho llama menos la atención debido al pequeño valor del desplazamiento final alcanzado en esta dirección ($dy_{\text{total}} = 4.2 \mu\text{m}$), aunque quizá pueda justificarse análogamente a como se hizo para el dx inicial cuando la tracción se sitúa sobre los molares.

Por último, resaltar que el punto 2 es también el único estudiado cuyo desplazamiento anterior es mayor cuando la TAMS se ejerce a nivel de 6+6. En el resto de los puntos craneales analizados, la componente dx resulta siempre mayor cuando la TAMS actúa sobre 2+2.

VI.3.2. Puntos situados sobre estructuras dentarias.

VI.3.2.a. Punto 3.

El punto 3 corresponde al primer molar superior izquierdo permanente, donde, por otro lado, se ha situado uno de los dos puntos de aplicación de la TAMS.

Como se indicó en el apartado V.3, el punto 3 es el único donde no ha sido posible el recuento de franjas del interferograma

correspondiente al incremento de fuerza $\Delta F = 200$ g (de 800 a 1000 g), cuando el punto de aplicación de la TAMS se emplazó a nivel de 6+6, por lo que las componentes de desplazamiento, presentadas en las figuras VI.5 y VI.6, sólo hacen referencia para dicha situación al desplazamiento producido hasta los 800 g.

No obstante, puede observarse que los desplazamientos producidos sucesivamente, en la dirección X, ante los incrementos de 100 g de fuerza, resultan de unas 7 a 8 μm hasta alcanzar los 500 g, y sólo aumentan luego ligeramente, a unas 11 a 12 μm , hasta llegar a los 800 g. De modo que el dx que puede estimarse, por extrapolación y de forma aproximada, para los 1000 g de fuerza final, no excede de unas 96 μm ni, por tanto, de las 99 μm correspondientes al dx cuando la TAMS se aplica a nivel 2+2.

En el plano vertical, el punto 3 muestra un comportamiento muy particular, ya que es el único cuyo desplazamiento final es hacia abajo, independientemente del punto de aplicación de la TAMS, siendo más intenso cuando la tracción se realiza a nivel de 2+2 (-6.5 μm a los 800 g) que cuando se aplica sobre 6+6 (-2.5 μm a los 800 g). Con 1000 g de fuerza, el dy alcanza -10.1 μm cuando se tracciona de 2+2, que es el mayor desplazamiento vertical hacia abajo de todos los obtenidos. Cabe resaltar, por tanto, que el primer molar permanente experimenta un desplazamiento prácticamente en la dirección X, hacia delante, cuando la TAMS se realiza sobre él. Mientras que, cuando se tracciona desde los laterales, el molar se desplaza hacia abajo de forma importante.

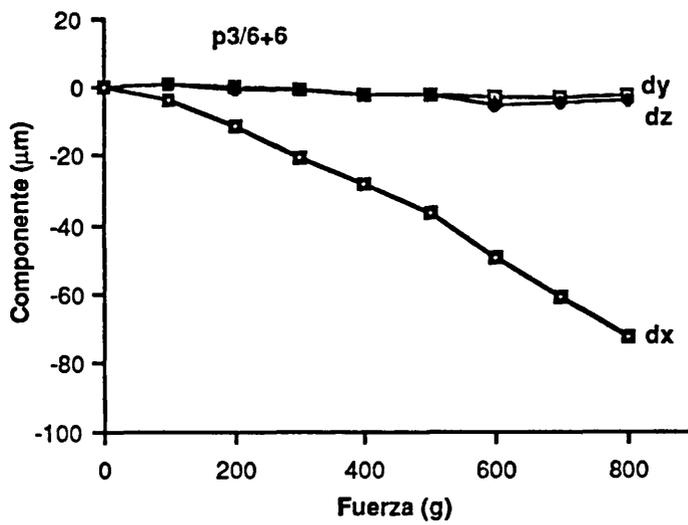
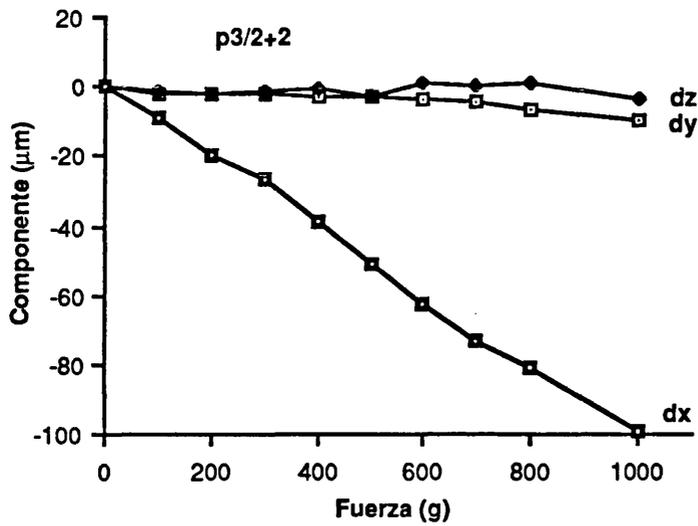


Figura VI.5.- Componentes cartesianas de los desplazamientos del punto 3, para los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados (2+2 y 6+6).

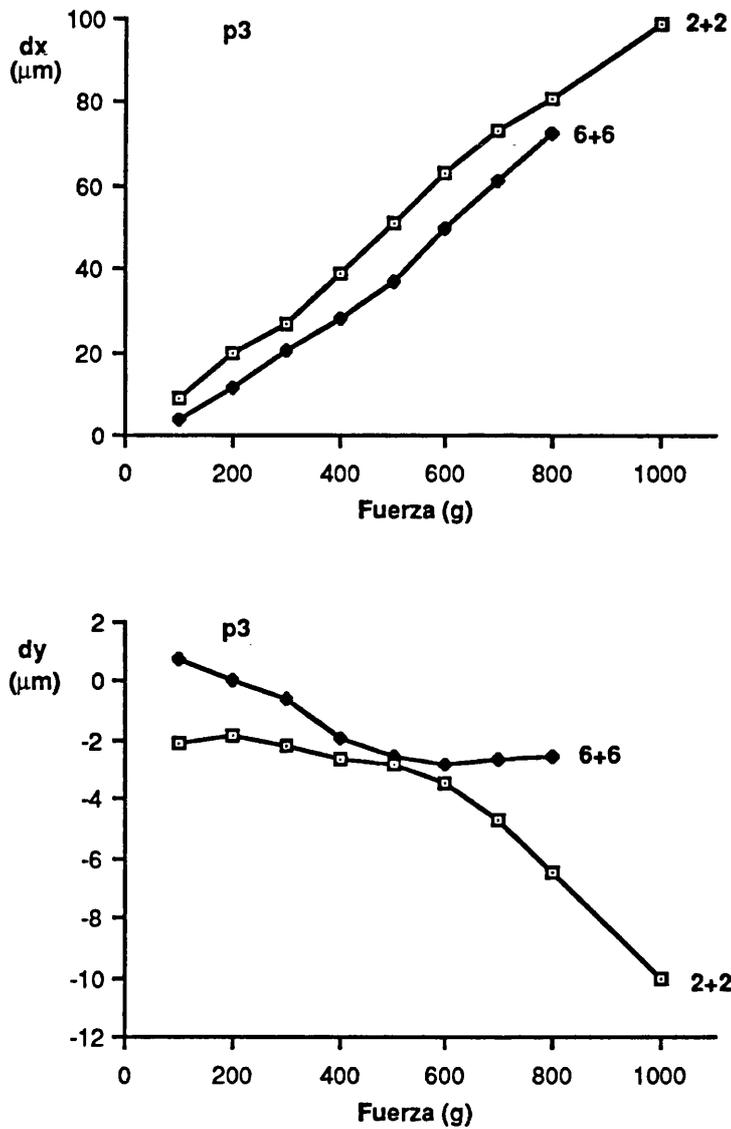


Figura VI.6.- Comparación de las componentes de desplazamiento dx y dy del punto 3 del cráneo, para cada emplazamiento (2+2 y 6+6) de la TAMS aplicada. Para las dx el sentido es anterior y para las dy los valores positivos corresponden al sentido ascendente.

Por otro lado, al comparar la evolución de los desplazamientos en el plano vertical según el emplazamiento de la TAMS, se observa que con los primeros 100 g de fuerza aplicada sobre 6+6, el molar se dirige hacia arriba ($dy = 0.7 \mu\text{m}$), ó anteriormente para los siguientes 100 g ($dy = 0 \mu\text{m}$), mientras que para el resto de los incrementos el desplazamiento vuelve a tener lugar en la misma dirección que cuando se tracciona desde los laterales, es decir, hacia abajo, aunque con menor intensidad (figura VI.6).

Lo más destacable en el plano transversal (eje Z) es el acercamiento del molar superior al plano sagital medio, para la aplicación a nivel de laterales. No obstante, la reducida magnitud de los valores dz no permite enjuiciar significativamente este resultado.

VI.3.2.b. Punto 4.

El punto 4 se encuentra en el ángulo disto-incisal del incisivo central superior izquierdo y es el que mayor desplazamiento antero-posterior y transversal presenta de todos los puntos estudiados, de acuerdo con los resultados mostrados en las figuras VI.7 y VI.8.

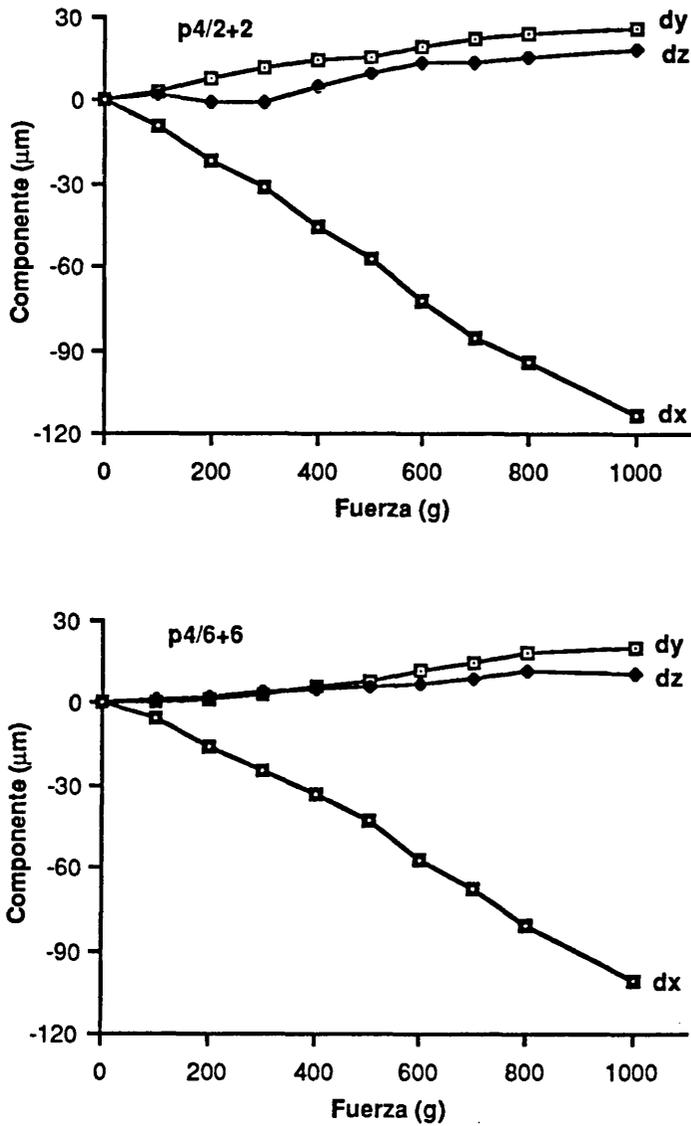


Figura VI.7.- Componentes cartesianas de los desplazamientos del punto 4, para los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados (2+2 y 6+6).

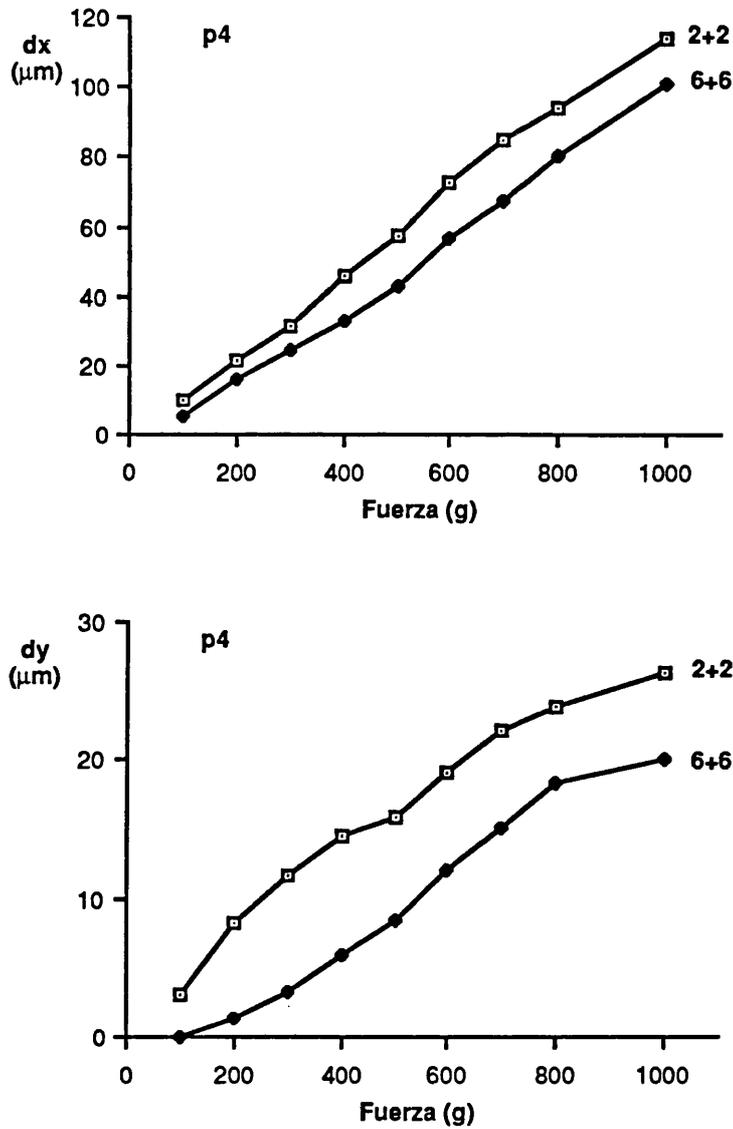


Figura VI.8.- Comparación de las componentes de desplazamiento dx y dy del punto 4 del cráneo, para cada emplazamiento (2+2 y 6+6) de la TAMS aplicada. Para las dx el sentido es anterior y para las dy ascendente.

En el plano vertical, sin embargo, se constata que el desplazamiento del referido punto 4 hacia arriba es aproximadamente el mismo que el del punto 1, cuando la TAMS se verifica a nivel de 6+6. Si la TAMS se aplica en los incisivos laterales (2+2), el desplazamiento vertical hacia arriba del incisivo central es incluso menor (26.3 μm) que el experimentado por el punto 1 (29.3 μm). Por consiguiente, si consideramos al punto 1 como representante de las reacciones experimentadas por el maxilar superior, puede observarse cómo el desplazamiento hacia arriba del citado hueso es mayor que el de la arcada dentaria donde, sin embargo, se está aplicando la fuerza.

En resumen, el punto 4 presenta un claro desplazamiento en las tres direcciones del espacio, sobre todo hacia delante, pero también hacia arriba y alejándose de la línea media. De modo que, en conjunto, el incisivo central es el que experimenta un mayor desplazamiento en dichas tres direcciones, aunque con la excepción del ya citado en la dirección dy respecto al punto 1, cuando se traciona desde 2+2.

VI.4.- ANALISIS DE LOS RESULTADOS CUANTITATIVOS.

A la vista de los resultados obtenidos, la primera característica esencial que conviene observar es la clara dependencia directa existente entre el desplazamiento experimentado por los puntos analizados en el cráneo y el valor de la fuerza de tracción aplicada. Sin embargo, cuando justamente se inicia la aplicación de la fuerza, es decir, para el primer ΔF de 100 g considerado ($F_2 = 100$ g), se observa también que los desplazamientos de los puntos craneales presentan unos valores poco coherentes con los que después aparecen para el resto de los ΔF sucesivos.

Esta última es una característica que ya ha sido apuntada por otros autores (Dermaut, 1981; Kragt, 1981; Pavlin, 1984), y que puede interpretarse como desplazamientos arbitrarios de los distintos componentes dento-cráneo-faciales, los cuales, para un rango tan pequeño de fuerzas, no obedecen todavía a la dirección de la fuerza aplicada. Tampoco la magnitud de sus desplazamientos guarda relación alguna con la de la intensidad de la fuerza aplicada, pudiendo ser mayor o menor indistintamente de la que sería de esperar.

Ahora bien, con independencia de esta circunstancia relativa a los valores de TAMS más moderados, el hecho que debe destacarse para el intervalo total de fuerzas considerado, es la clara relación de proporcionalidad existente, con respecto a la magnitud de la fuerza aplicada, por parte de las componentes x del desplazamiento; esto es, de

los desplazamientos que hemos constatado como más significativos y que precisamente corresponden a la dirección de aplicación de la TAMS.

De hecho, tal proporcionalidad ya se pone de manifiesto en la simple observación de las representaciones referidas a dx , que recogen las figuras VI.2, VI.4, VI.6 y VI.8. Pero, en cualquier caso, queda definitivamente evidenciada al considerar las rectas de regresión correspondientes, presentadas en la figura VI.9, así como sus coeficientes de correlación, consignados en la tabla VI.1 junto con los dos parámetros de ajuste (pendiente y ordenada en el origen). Así pues, los coeficientes de correlación no llegan a descender de 0.99 en ningún caso, confirmando la respuesta elástica a la deformación, por parte de los puntos craneales, para la dirección en la que son solicitados por la fuerza actuante. Y ello independientemente del punto de aplicación de la fuerza y para todo el intervalo considerado de variación de la misma.

Los valores, aunque pequeños, no nulos de las ordenadas en el origen de las rectas de ajuste, son encuadrables en los efectos de la respuesta arbitraria inicial para las intensidades de fuerza más reducidas, a la cual acabamos de referirnos. Por otro lado, los valores ligeramente superiores de las pendientes de las rectas relativas a la aplicación en 2+2, frente a la de 6+6, para los puntos 1 y 4 (para los 2 y 3 las pendientes resultan prácticamente idénticas), confirman una deformabilidad algo mayor de la correspondiente porción anterior del perfil craneal, cuando la tracción se efectúa a su nivel.

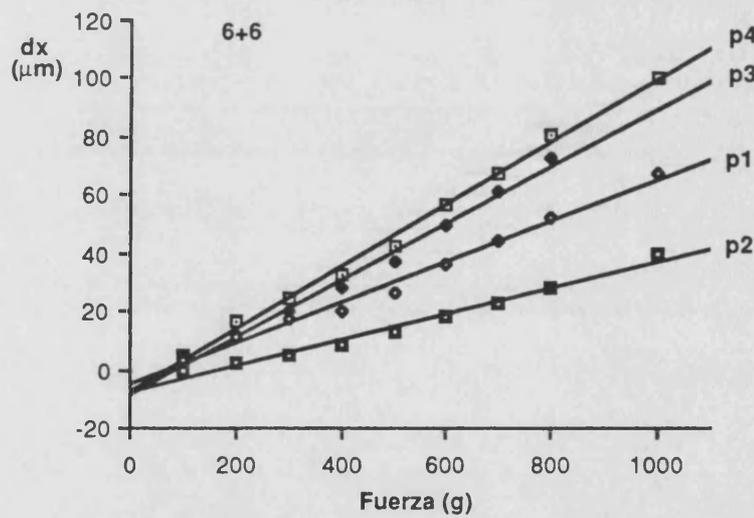
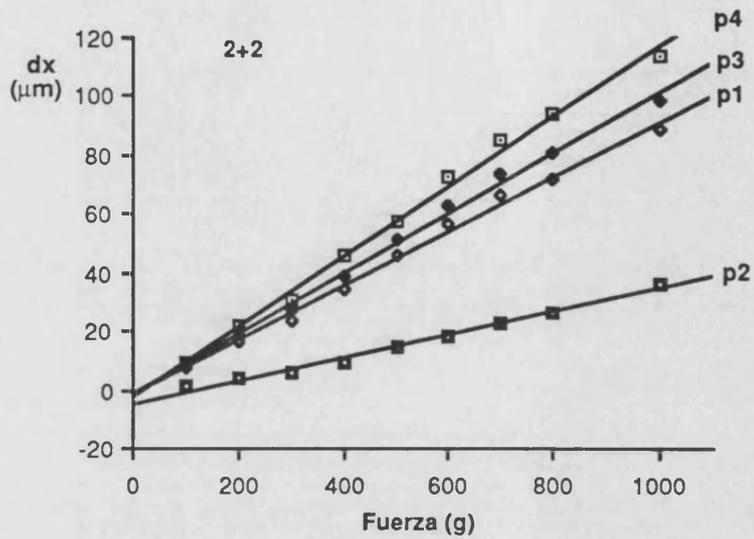


Figura VI.9.- Rectas de regresión ajustadas para la relación entre la componente de desplazamiento dx y la intensidad de la TAMS aplicada, correspondientes a los cuatro puntos craneales y los dos emplazamientos considerados (2+2 y 6+6).

Emplazamiento de la TAMS	Punto craneal	Pendiente ($\mu\text{m/g}$)	Ordenada en el origen (μm)	Coefficiente de correlación
2+2	1	0.093	-1.70	1.00
	2	0.039	-4.64	1.00
	3	0.102	-1.07	1.00
	4	0.120	-2.12	1.00
6+6	1	0.070	-5.03	0.99
	2	0.045	-7.73	0.99
	3	0.098	-8.51	1.00
	4	0.107	-7.25	1.00

Tabla VI.1.- Parámetros de regresión y coeficientes de correlación correspondientes a los ajustes lineales de la relación entre la componente de desplazamiento dx y la intensidad de la TAMS aplicada, para las situaciones indicadas.

En lo que respecta a la relación entre la componente dy del desplazamiento y la intensidad de la TAMS aplicada, que la figura VI.10 agrupa para todos los casos analizados a efectos comparativos, puede comprobarse que las posibles dependencias lineales sólo suponen un coeficiente de correlación de 0.99 para p4/6+6, mientras que sus valores son ya más reducidos (0.98 a 0.91) en las situaciones restantes. De modo que, en suma, aunque dicha relación manifiesta la indudable

dependencia directa a la que antes nos hemos referido, su asimilación a la proporcionalidad resulta menos evidente.

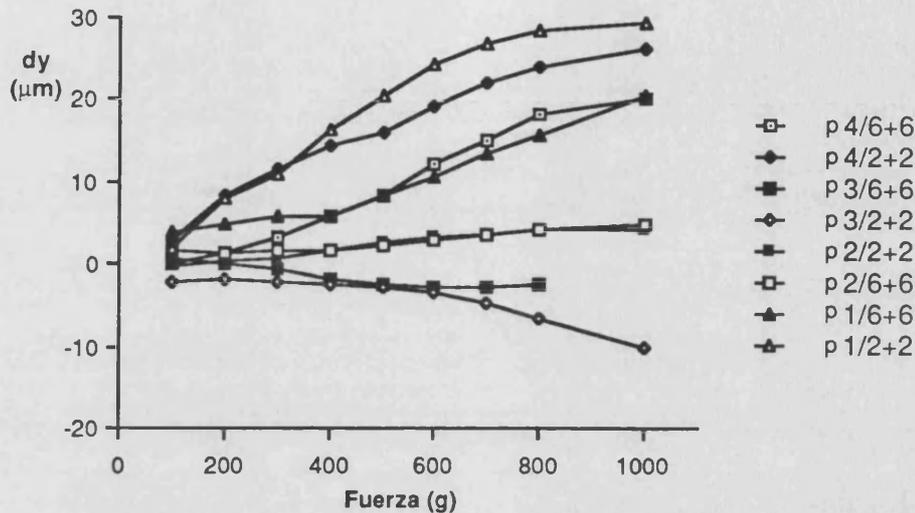


Figura VI.10.- Valores de la componente de desplazamiento dy , para los distintos puntos craneales y situaciones de tracción analizadas. Los valores positivos corresponden al sentido ascendente.

En cuanto a la componente dz , la oscilación en torno a la horizontalidad que exhibe su relación con respecto a la fuerza F , debido a los pequeños valores implicados, conlleva niveles más reducidos, en líneas generales, para los posibles coeficientes de correlación lineal: únicamente 0.99 y 0.98 para $p2/6+6$ y $p4/6+6$, respectivamente, mientras que en los restantes casos desciende desde 0.92 ($p4/2+2$) hasta 0.42 ($p3/2+2$). Por lo que, en definitiva, no cabe desvincular las distribuciones de valores de dicha componente, más bien irregulares, del contexto de su muy baja precisión de evaluación, al que nos hemos referido en el apartado anterior, para nuestras circunstancias experimentales (valores

muy reducidos con errores de medida elevados).

En otro orden de cosas, un resultado a destacar, en cuanto a los desplazamientos según el eje de las Y, por parte de los puntos craneales analizados, es que el primer molar superior permanente (punto 3) experimenta una extrusión mayor cuando la TAMS se aplica a nivel de incisivos laterales (2+2) que si se tracciona desde (6+6), sobre todo para las fuerzas de intensidad más elevadas. Considerando que, simultáneamente, se está produciendo un mayor desplazamiento hacia arriba de los puntos 1 y 4 del cráneo, también para el citado emplazamiento de la TAMS sobre 2+2, se desprende que este punto de aplicación produce un grado de rotación mayor del complejo dento-maxilar.

En la práctica, este es un hecho a tener en cuenta a la hora de aplicar la fuerza en uno u otro punto de la arcada, debido a las consiguientes repercusiones sobre la dimensión vertical. Esta tenderá a aumentar más si traccionamos desde los laterales que si lo hacemos desde los molares, lo cual permite establecer un criterio de elección del punto de aplicación de la TAMS, en función de las características morfológicas y del patrón de crecimiento del caso concreto que vayamos a tratar.

En todo caso, los valores de desplazamiento en la dirección Z ponen de manifiesto que el tipo de acción producida por la TAMS sobre las distintas estructuras cráneo-faciales se limita prácticamente al plano X-Y de coordenadas. De foma que la repercusión de dicha acción, a nivel del plano transversal, es tan pequeña que no pueden derivarse

reacciones de compresión o expansión lo suficientemente importantes sobre las estructuras dento-craneales representadas.

Ciñéndonos, entonces, a los cambios que han tenido lugar en el plano X-Y, como los más destacables en base a su relevancia, se puede apreciar en la figura VI.11 que el desplazamiento total más importante, correspondiente a los 1000 g de fuerza aplicada, ha tenido lugar hacia delante, en todos los puntos estudiados. Los valores representados se han derivado de los resultados recogidos en las tablas V.14 y V.15.

El desplazamiento en el eje vertical ha sido mayor en los puntos situados más anteriormente, es decir, el punto 1 y el punto 4, los cuales se han desplazado de forma importante hacia arriba, mientras que el punto 2, situado en el hueso zigomático (en sus proximidades con la sutura zigomático-maxilar), ha experimentado un desplazamiento casi exclusivamente hacia delante, y el punto 3 lo ha hecho o hacia delante casi exclusivamente, cuando la TAMS se aplica en 6+6, o hacia delante y abajo, si se tracciona desde 2+2.

Todas estas consideraciones indican que los cambios dento-maxilares producidos por la TAMS consisten, esencialmente, en un desplazamiento anterior con cierto grado de rotación en el sentido de las agujas del reloj, si miramos el lado izquierdo del cráneo. El centro de rotación, por otro lado, es distinto para cada punto de aplicación de la fuerza, e incluso en función de la intensidad de la misma, según se puede derivar de los esquemas de las figuras V.1 a V.18. El grado de rotación también varía según el punto de aplicación de la fuerza, y parece ser mayor cuando la TAMS se ejerce sobre 2+2.

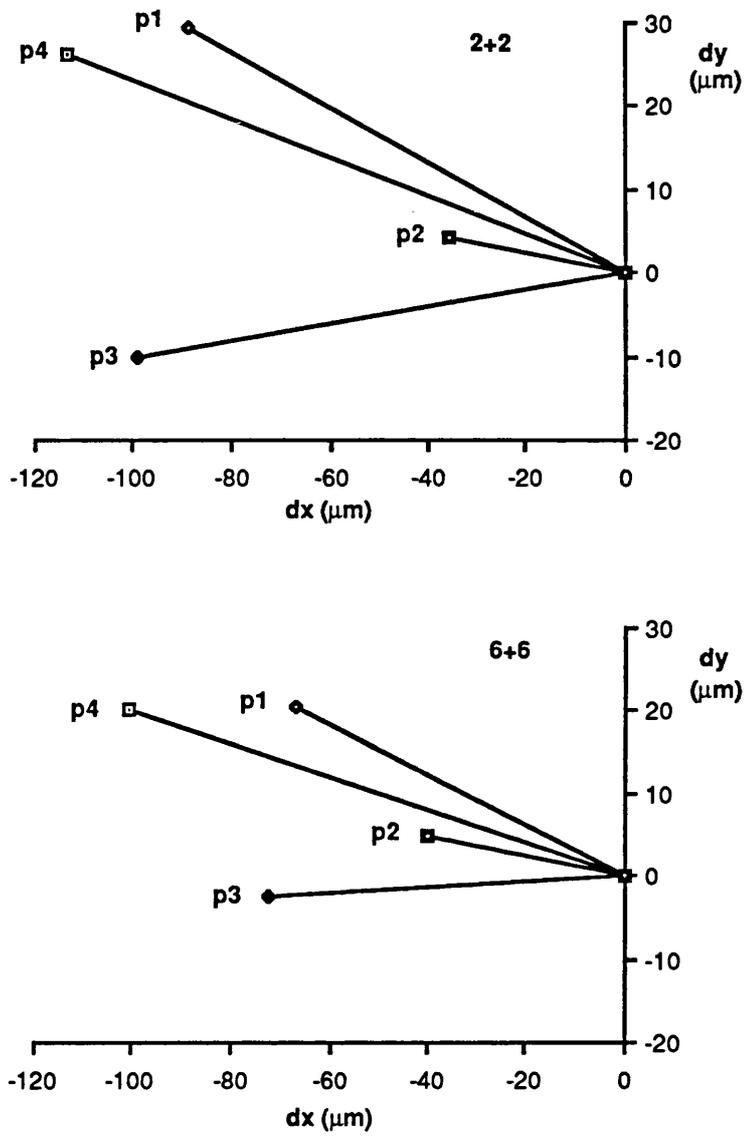
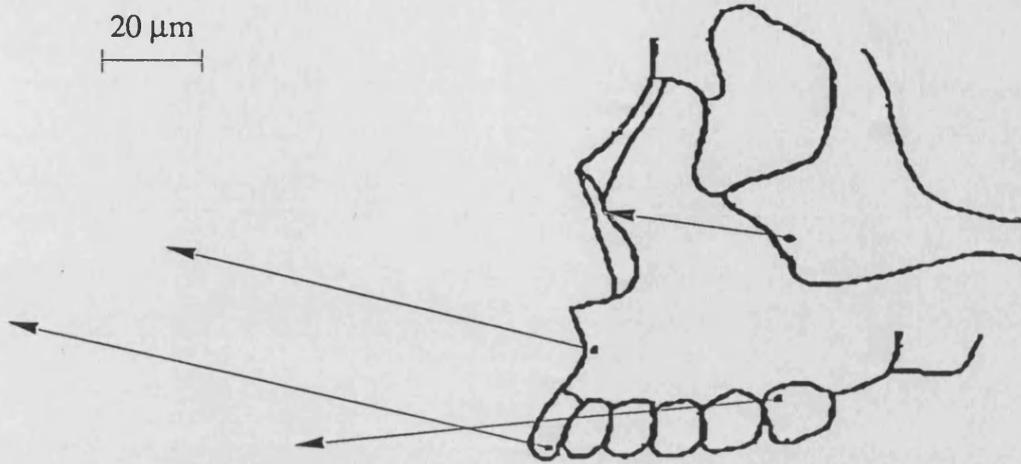


Figura VI.11.- Desplazamientos, en el plano X-Y, de los puntos craneales analizados, para la carga final de 1000 g.

En la figura VI.12 se presentan los esquemas de los desplazamientos totales experimentados, en el plano X-Y, por los puntos craneales analizados, según el emplazamiento de la TAMS se sitúe sobre 2+2 ó 6+6. Tales desplazamientos resultan de la suma de los experimentados para cada ΔF , mostrados en la figuras V.1 a V.18, y recogidos en las tablas V.14 y V.15. Por las razones expuestas en el apartado V.3, el desplazamiento representado para el punto 3, cuando la TAMS se aplica sobre 6+6, corresponde a una fuerza final de sólo 800 g, mientras que para las restantes situaciones analizadas la carga final es de 1000 g.

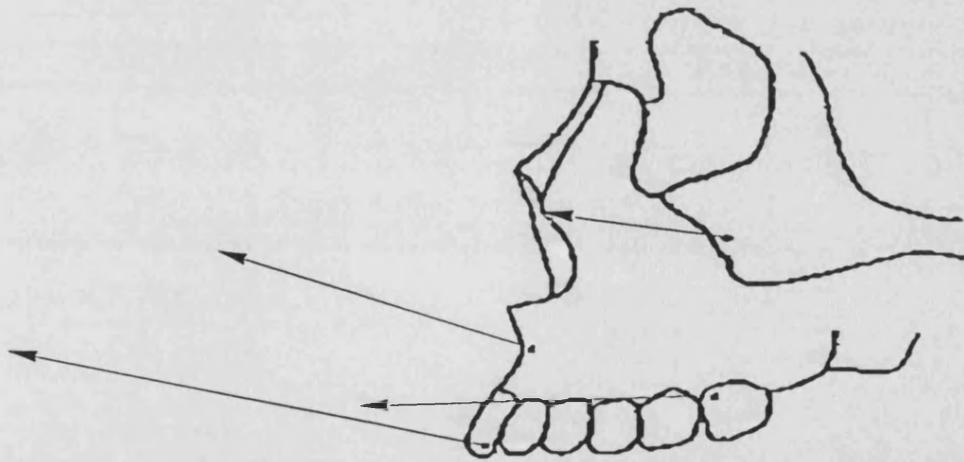
En la referida figura se puede apreciar, por tanto, cómo los desplazamientos globales de los puntos de interés presentan rasgos de comportamiento análogos a los de las figuras V.1 a V.18. Así, siguiendo en dicha línea, todos los puntos analizados se desplazan, principalmente, según el eje X de coordenadas. Con independencia del punto de aplicación de la TAMS, la mayor magnitud de dichos desplazamientos corresponde, respectivamente, a los puntos 4, 3, 1 y 2.

En cuanto al eje Y de coordenadas, el desplazamiento resulta desigual en función de los puntos craneales considerados. De esta forma, mientras que los situados en la zona anterior del perfil craneal (puntos 1 y 4) se desplazan sustancialmente hacia arriba, los más posteriores lo hacen, o ligeramente hacia arriba (punto 2), o hacia abajo (punto 3).



Punto de aplicación : 2+2

$F_1 = 0g, F_2 = 1000g$



Punto de aplicación : 6+6

$F_1 = 0g, F_2 = 1000g$

Figura VI.12.- Esquemas de los desplazamientos experimentados en el plano X-Y por los puntos craneales analizados, para la fuerza total aplicada de 1000 g y los dos puntos de aplicación de la TAMS considerados.

VI.5. COMPARACION DE LOS RESULTADOS CON LOS DE OTROS AUTORES.

En la bibliografía consultada hemos podido recopilar información sobre distintos aspectos referentes a tratamientos ortopédicos del maxilar superior. En algunos casos el planteamiento de los objetivos del trabajo coincide, al menos en parte, con el nuestro, si bien el método propuesto difiere notablemente por estar basado en el estudio de registros convencionales, histológicos, fotoelásticos, etc. (Alba y Levy, 1976; Asensi, 1983; Benito, 1978; Ciaburo et al, 1973; Cozzani, 1981; Delaire, 1972 y 1976; Dellinger, 1973; Endo, 1965 y 1966); Friede y Lennartsson, 1981; Gersh, 1969; Mac Namara, 1981; Mitani y Sakamoto, 1984; Nanda, 1978 y 1980; Nelson, 1968; Oppenheim, 1942 y 1944; Rune et al., 1982; Sakamoto, 1981; Thilander, 1965; Verdon 1980).

Por el contrario, otros trabajos parten del mismo método interferométrico-holográfico utilizado en la realización de nuestras investigaciones, y abordando asimismo temas tan afines al nuestro como es el análisis de las deformaciones cráneo-faciales producidas por fuerzas ortopédicas aplicadas sobre el maxilar superior. No obstante, en estos casos las diferencias se establecen en cuanto a la intensidad y, sobre todo, en cuanto a la dirección de la fuerza extraoral aplicada (Burstone, 1978, 1980, 1982; Dermaut, 1981; Duterloo, 1985; Gandía et al., 1983 y 1986; Kobayashi, 1976 y 1978; Kragt, 1979, 1980, 1981, 1982 y 1986; Matsumoto et al., 1979 y 1982; Pavlin, 1979 y 1984; Pryputnievycz et al., 1978, 1979, 1980 y 1981; Sanchez del Campo,

1983; Vanden Bulcke et al., 1986 y Wedendal y Bjelkhaggen, 1974).

En primer lugar, cabe destacar la similitud de resultados que existe en cuanto al comportamiento de las distintas estructuras cráneo-faciales ante la aplicación de una fuerza, independientemente del método empleado para analizar dicha respuesta. Los estudios que emplean materiales fotoelásticos (Chaconas et al., 1976) y otros procedimientos (Endo, 1965 y 1966) para observar la deformación cráneo-facial producida, coinciden en destacar el importante papel representado por las suturas como vehiculizadores, transmisores o redistribuidores de las fuerzas, según se desprende de la gráfica información de las imágenes que proporcionan. Estos estudios ponen de manifiesto la rotura del patrón de isodeformación del modelo fotoelástico propuesto, concretamente cuando en el camino de propagación de la fuerza se interpone tejido sutural.

Estas apreciaciones, empleando modelos craneales artificiales, se han visto reforzadas y complementadas posteriormente por otros trabajos, en los que la utilización de un modelo craneal natural, en conjunción con técnicas de interferometría holográfica, ha permitido un mayor acercamiento a la situación clínica real. Es importante resaltar, por tanto, la precocidad con que el empleo de materiales bi-refringentes ha permitido objetivar el comportamiento de estructuras que, aunque no son de naturaleza humana, sí presentan ciertas similitudes en sus propiedades físicas.

Por otra parte, estos estudios fotoelásticos tienen la limitación de no poder extrapolarse, de manera suficientemente exacta, a los efectos

que se producen en la realidad, al aplicar fuerzas del mismo calibre y mediante diseños ortodóncicos análogos.

En cuanto a los estudios realizados mediante la técnica propuesta en este trabajo, las coincidencias de resultados, cuantitativos o cualitativos, son notablemente mayores que las divergencias.

A este respecto cabe destacar el exhaustivo análisis de los efectos cráneo-faciales producidos por el empleo de una tracción extraoral aplicada sobre el maxilar superior (Kragt et al., 1979, 1980, 1981, 1982 y 1986; Duterloo, 1985), con la finalidad de producir un reposicionamiento más posterior de dicho hueso. Realmente se trata de una experiencia de características opuestas a las nuestras en lo que se refiere a la dirección de aplicación de la fuerza extraoral empleada.

La finalidad ortopédica, así como las intensidades de las fuerzas aplicadas, representan más bien un enfoque común con nuestras experiencias a la hora de evaluar las reacciones del maxilar superior, que tan frecuentemente provocamos en la práctica clínica diaria.

Estos estudios emplean una dirección de la fuerza que, independientemente de sus dos variantes (cervical y occipital), representa una forma de actuación sobre el complejo dento-cráneo-facial relativamente similar a la que se produce habitual y fisiológicamente. Cuando la dirección del tiro es occipital, las similitudes son aún mayores, ya que ejerce un tipo de acción más perpendicular a la superficie de las suturas circunmaxilares. Ello implica que, tanto la dentición como sus bases óseas y el tejido sutural que las relaciona, se ven sometidos en su

mayor parte a un tipo de fuerza compresivo. Las diferencias respecto de la acción masticatoria normal estriban en la intensidad y duración de dicha fuerza extraoral, mayores a las que, en condiciones normales, suelen soportar las citadas estructuras.

En nuestras experiencias, en cambio, la aplicación de la fuerza de tracción, al estar dirigida anteriormente, provoca una serie de reacciones por parte de las suturas que son distintas a las que comúnmente experimentan. Esta fuerza produce, por tanto, en la mayoría de las suturas del complejo sutural circunmaxilar, un fenómeno de distracción que las afecta en proporción variable según la sutura de que se trate.

Como se ha demostrado en distintas ocasiones y con diversos métodos, en el proceso de remodelación ósea las fuerzas compresivas se asocian con la producción de fenómenos de reabsorción, mientras que las fuerzas que producen tensión provocarían fenómenos de aposición. Cabría valorar, entonces, si las fuerzas necesarias para producir uno y otro tipos de remodelación son similares.

En realidad, de los resultados obtenidos en nuestro trabajo, así como en los de Kragt et al., 1982, parece desprenderse que para producir desplazamientos de una magnitud equiparable, las fuerzas que se han de aplicar son prácticamente iguales, siempre que se trate de las tracciones extraorales cervical y anterior. Dicho de otra forma, significa que para desplazar un punto del maxilar, por ejemplo el punto A, una determinada distancia hacia delante o hacia atrás, hay que realizar prácticamente la misma fuerza. Sin embargo, al aplicar la fuerza en

dirección occipital, de acuerdo con el referido trabajo de Kragt et al., 1982, el desplazamiento producido sobre el citado punto es diez veces menor.

De cualquier forma, conviene situar estas comparaciones en su verdadero contexto de reacciones iniciales, cuya interpretación más razonable es preferible establecer en el plano cualitativo mejor que en el cuantitativo. Puesto que, al comparar estos resultados con los clínicamente observables, las diferencias encontradas no guardan la comentada relación.

Bajo este aspecto cualitativo, si la tracción extraoral cervical produce una rotación del maxilar hacia atrás y hacia abajo, con la consiguiente apertura de la sutura fronto-nasal, en nuestras experiencias sucede todo lo contrario, con independencia de que el punto de aplicación de la tracción anterior se sitúe a nivel de primeros molares definitivos (6+6), o de incisivos laterales permanentes (2+2).

La rotación horaria del maxilar superior, viendo el lado izquierdo del cráneo, es la norma en todos nuestros resultados. Concretamente, el desplazamiento total es la suma de un desplazamiento anterior del complejo dento-maxilar, más una rotación en el sentido de las agujas del reloj. Lo cual produciría una compresión de la sutura fronto-nasal, contrariamente a los resultados obtenidos por Kragt y Duterloo al emplear una tracción extraoral de tiro posterior (cervical u occipital).

Esta rotación horaria, en nuestras experiencias, resulta ser más intensa cuando la tracción se ejerce sobre los incisivos laterales

permanentes que cuando se aplica a nivel de primeros molares (figuras V.1 a V.18)

Adicionalmente, cualquiera que sea la dirección de la tracción extraoral sobre el maxilar superior, se observa que las deformaciones producidas alcanzan hasta los huesos de la calota, siendo tanto más intensas cuanto mayor sea la proximidad al punto de aplicación de la fuerza. Así pues, se aprecia fácilmente el mayor gradiente de franjas de isodeformación en las zonas óseas superficiales más próximas al macizo facial de los huesos frontal, esfenoides, temporal y occipital.

Por otro lado, dicha deformación de los huesos de la base del cráneo aparece más intensa, en los sucesivos interferogramas analizados (figuras V.1 a V.18), conforme la fuerza final aplicada, F_2 , alcanza valores más elevados. Concretamente, se observa un mayor gradiente de franjas de isodeformación en tal zona a partir de los 500 g.

Teniendo en cuenta que los incrementos de fuerza aplicados en la secuencia han sido siempre de 100 g (salvo el último, de 200 g), se desprende que las estructuras de la base del cráneo experimentan un comportamiento elástico claramente detectable a partir de los 500 g de carga. Situación en la que las zonas dento-maxilares, más próximas al punto de aplicación de la TAMS, ya han sido suficientemente sometidas a tensión.

En base a lo anteriormente expuesto parece clara la importancia de la estrategia de aplicación de las fuerzas extraorales en función de los objetivos concretos del tratamiento a realizar. Así pues, coincidimos con

las hipótesis de Nanda (1980) sobre la influencia de la elección de la dirección, intensidad y punto de aplicación de una fuerza extraoral sobre el maxilar superior.

Debido a las circunstancias experimentales de nuestra técnica de medida, mencionadas en el apartado V.4, la valoración de resultados para la dirección del eje Z (plano transversal) no resulta satisfactoria, por lo que las reacciones dento-cráneo-faciales no podemos compararlas con las correspondientes de los estudios antes mencionados.

Presentamos, por ello, el estudio comparativo y dinámico de los desplazamientos producidos simultáneamente a nivel dentario y óseo en el plano X-Y, cuya representación más clara aparece recogida en los esquemas de las figuras V.1 a V.18.

Aunque la intensidad del intervalo de fuerzas empleado corresponde a la que habitualmente se utiliza para producir desplazamientos ortopédicos, se ha considerado la conveniencia de poder evaluar cuáles son los desplazamientos dentarios concomitantes con la reacción ortopédica.

En definitiva, cualquier tipo de fuerza que se aplique con fines de reposicionamiento del maxilar suele tener su punto de aplicación a nivel de alguna estructura dentaria. La cual se convierte, por tanto, en el primer nivel de absorción de dicha fuerza cuyo destino es, teóricamente y en principio, de tipo óseo. Esta contradicción viene determinada por la imposibilidad técnica de emplear un tipo de diseño ortodóncico que

pueda actuar directamente sobre el centro de resistencia del hueso maxilar, como sería deseable.

Resulta evidente, por consiguiente, la necesidad de conocer el comportamiento de la arcada dentaria maxilar, cuyas reacciones son las más intensas y definidas, debido a su mayor proximidad al punto de aplicación de la fuerza, así como a la mayor facilidad para producir desplazamientos en estas estructuras alvéolo-dentarias que sobre el hueso basal, más compacto.

Uno de los factores importantes que no se contemplan específicamente en nuestras experiencias lo constituye la relación que podría existir entre las características morfológicas cráneo-faciales y el tipo de reacciones iniciales de las distintas estructuras óseo-dentarias. Es decir, poder establecer si una misma fuerza aplicada de forma similar sobre estructuras cráneo-faciales con distintos patrones morfológicos (braquifaciales, mesofaciales o dólicofaciales), produce reacciones iniciales de desplazamiento diferentes, considerando puntos análogos de observación.

Ahora bien, basándonos en el reciente trabajo de Kragt et al., 1986, en el que se demuestra que las reacciones experimentadas, ante un mismo tipo de fuerza, por cráneos con distintos patrones morfológicos son muy similares cualitativamente, es razonable aceptar que ello sea cierto también para nuestro caso, aunque las características de la fuerza estudiada sean diferentes. Por lo que, sobre la base de tal hipótesis, podrá pronosticarse para la TAMS la producción de los efectos reseñados, con independencia de los rasgos morfológicos del individuo.

Otros autores (Dermaut y Beerden, 1981; Vanden Bulcke et al., 1986; Pavlin y Vukicevic, 1984 y Hewit, 1977 y 1981) no sólo coinciden en señalar la extraordinaria sensibilidad que puede lograrse para las determinaciones de los desplazamientos, y que se ha ratificado en nuestro trabajo, sino que también insisten, en particular, sobre el importante papel desempeñado por las suturas. En correspondencia con los aspectos comentados al respecto en el apartado VI.2, tales suturas pueden ser consideradas como "zonas de ajuste del cráneo" ante la aplicación de fuerzas sobre el mismo.

También existe concordancia en resaltar las deformaciones a distancia producidas por fuerzas incluso de pequeña intensidad. Quiere ello decir que, siempre que generamos una fuerza en un punto determinado del complejo cráneo-facial, con el fin de producir cambios en una determinada estructura, los efectos no suelen limitarse a dichas áreas, sino que normalmente las sobrepasan, llegando incluso a producir deformaciones a nivel de base del cráneo.

Naturalmente, hay que señalar aquí, una vez más, que ello no significa que estas deformaciones producidas a distancia sean estables y permanentes. Pero sí se coincide en que durante la aplicación de la fuerza estos fenómenos afectan a estructuras sobre las que, en principio, no estaba previsto actuar. En base a estas consideraciones se pone de manifiesto, de nuevo, que la aparatología utilizada en ortodoncia frecuentemente produce una gran diversidad de reacciones óseo-dentarias, muchas de las cuales no se pretenden y que pueden ser, incluso, no deseables.

En cuanto a las conclusiones derivadas de los trabajos de Haas (1961, 1965, 1970), señalan que el empleo de fuerzas expansoras sobre el maxilar superior, es altamente beneficioso en los casos de Clase III. Ello se debe a un desplazamiento anterior e inferior del propio maxilar, así como a una rotación posterior de la mandíbula, con lo que se consigue una disminución de la longitud antero-posterior efectiva de la misma. Sin embargo, este tipo de acción de la aparatología expansora puede ser complementado o mejorado si se asocia una TAMS, debidamente emplazada, según las características morfológicas del paciente.

Coincidimos, por tanto, con lo señalado por Poulton (1971) en lo referente a los beneficios de la citada asociación de actuaciones ortopédicas, si bien no entramos en la idoneidad de la aplicación de la tracción anterior mediante el exclusivo apoyo extraoral sobre el mentón (mentonera de tracción anterior).

De hecho, más que hablar de uno u otro tipo de aparatologías, consideramos preferible referirnos al tipo de desplazamientos que necesitamos llevar a cabo, puesto que, frecuentemente, un determinado diseño ortodóncico u ortopédico puede producir efectos diferentes según su manejo.

No obstante, nos parece interesante la variación de la aparatología propuesta por Nanda (1980) para ejercer un mayor control sobre el desplazamiento anterior del maxilar.

Concretamente, según se desprende de nuestros resultados, en el desplazamiento global que experimenta el maxilar superior por aplicación de la TAMS, siempre existe inherente una rotación anterior. Por lo que, de forma análoga a las ventajas que proporciona la braquet de arco de canto sobre el control del desplazamiento dentario en los tres planos del espacio, la TAMS será más eficaz si puede complementarse con algún mecanismo que permita asociarle un par de fuerzas adecuado, a fin de influir positivamente sobre dicha rotación del conjunto óseo-dentario, cuyo efecto ortopédico se pretende.

Por otra parte, en los trabajos que Delaire et al. publican en 1972 sobre los efectos de la máscara facial, ponen de manifiesto su utilidad en aquellos casos de hipoplasia maxilar, la cual corrigen gracias a una serie de compensaciones consistentes en un avance de la porción inferior del maxilar superior producido por un movimiento de "báscula", cuyo centro de rotación sitúan a nivel de la sutura fronto-maxilar.

Estos resultados, basados en observaciones clínicas, concuerdan con los obtenidos en el presente trabajo, si bien hay que matizar que el centro de rotación de la arcada dentaria es distinto al del maxilar superior, y que la ubicación de dichos centros de rotación varía en función de la intensidad de la fuerza aplicada que se considere, así como del punto de aplicación de la TAMS. Además, es muy probable que dicha ubicación guarde relación, también, con la dirección de la TAMS, aunque en nuestras investigaciones ha permanecido invariable, por lo que no podemos constatarlo con datos experimentales.

El avance del complejo alvéolo-dentario sobre su base ósea maxilar, apuntado por Delaire et al., 1972, queda reflejado en nuestros resultados por el mayor desplazamiento experimentado por los puntos 3 y 4, situados en la arcada dentaria, respecto del punto 1 (maxilar superior) y el 2 (hueso zigomático). Sin embargo, tal avance no se verifica exclusivamente en la dirección del eje X, sino que va acompañado de cierto grado de rotación, variable en función de la intensidad de la fuerza y de su punto de aplicación.

En cuanto a la rotación posterior de la mandíbula, aunque no se contempla su comportamiento específico en nuestras experiencias, resulta coherente con la extrusión producida en el molar superior permanente (punto 3 del cráneo), de forma más importante cuando la TAMS se ejerce desde 2+2. Naturalmente, dicha rotación posterior mandibular puede ser debida, también, a la acción ortopédica de la máscara facial a través de su apoyo sobre el mentón. En este caso es más apropiado referirse a cambios producidos en la morfología mandibular, o a nivel de la articulación temporo-mandibular, mientras que se trata de un cambio en la posición mandibular el producido por la extrusión del molar superior permanente.

Por último, respecto al cambio en la inclinación del plano oclusal, referido por los mismo autores, y que se produce en grado variable según la dirección del tiro, conviene añadir de nuevo, y a la vista de nuestros resultados, que también es variable en función del punto de aplicación de la TAMS, así como de su intensidad.

Por otro lado, conviene referirse al tipo de reacción de las suturas cráneo-faciales, descrito por Kambara (1977), quien pone de manifiesto mediante cortes histológicos la aposición y reabsorción óseas experimentadas ante fuerzas de tensión y compresión, respectivamente. Ello permite inferir, según nuestras determinaciones, que la aplicación de la TAMS, producirá un cierto grado de reabsorción a nivel de la sutura fronto-maxilar. En el resto de las suturas la respuesta ósea será de aposición.

Finalmente, debemos señalar que Jackson et al. (1979) obtienen una serie de resultados con cuya valoración, en el aspecto biomecánico relativo al desplazamiento del maxilar superior ante la aplicación de una TAMS, coincidimos plenamente. Estos autores señalan que la TAMS, en sus experiencias, produce un tipo de desplazamiento sobre el maxilar superior consistente en un notable avance, junto con una rotación anterior. El análisis histológico tras el tratamiento, revela que las fuerzas extraorales aplicadas son capaces de inducir cambios incluso en la sincondrosis esfeno-occipital.

Aunque dicha sincondrosis no es visible en nuestras investigaciones y, por tanto, no es posible establecer una comparación, es razonable suponer que las deformaciones que hemos objetivado mediante interferometría holográfica, y que alcanzan hasta los huesos de la base de cráneo, pueden ser capaces de inducir cambios adaptativos en la remodelación ósea fisiológica a estos niveles.

VII. CONCLUSIONES

El presente trabajo se ha centrado en el análisis de las reacciones dento-máxilo-faciales producidas por una tracción anterior del maxilar superior sobre cráneo humano, basándose en la implementación y empleo de las técnicas de interferometría holográfica mediante láser. De este modo se han estudiado, por primera vez en la bibliografía, los efectos cuantitativos de interés asociados a dicho tipo de actuación ortopédica, a través de la aplicación de las referidas técnicas.

Los resultados y conclusiones más significativos que se han obtenido en la Memoria, al cubrir de forma suficientemente completa los objetivos iniciales planteados, son los detallados a continuación.

1ª) La técnica interferométrica propuesta, sin interferir en el desarrollo de las experiencias, permite un satisfactorio análisis, tanto estático como dinámico, de la acción ortopédica investigada, sobre la base del protocolo experimental planteado en el trabajo.

2ª) Se ha comprobado que el incremento de fuerza aplicada más adecuado para la medida suficientemente sensible y simultánea de la evolución de los desplazamientos en las áreas de interés, es de unos 100 g. La dinámica de la deformación puede así seguirse fielmente hasta los 1000 g de tracción alcanzados en este estudio.

3ª) Se ha determinado, mediante la técnica física de recuento del corrimiento de franjas, el conjunto de deformaciones absolutas experimentado por cuatro puntos significativos del cráneo, seleccionados a diferentes niveles (dento-alveolar, maxilar y malar), para todas las etapas de la pauta de tracción aplicada, tanto sobre incisivos laterales definitivos como sobre primeros molares permanentes. Se ha podido, así, objetivar el distinto comportamiento de las estructuras implicadas.

4ª) La información cuantitativa, deducible mediante la técnica empleada, es particularmente significativa para las deformaciones producidas en el plano sagital del cráneo (paralelo a la placa holográfica durante el desarrollo de las experiencias). Siendo en dicho plano en donde, por un lado, se producen las deformaciones de magnitud mayor y, por otro, pueden cuantizarse dichas deformaciones con una más elevada, y suficiente, sensibilidad de determinación (0.2 a 0.3 μm).

5ª) Para la dirección horizontal analizada (correspondiente a la de tracción), todos los puntos investigados experimentan un desplazamiento anterior, que cobra especial importancia en la periferia del perfil craneal. Para la dirección vertical, las reacciones han sido variables, de forma que en la zona más anterior del perfil siempre se produce un desplazamiento hacia arriba, mientras que la zona más posterior presenta un comportamiento desigual. El desplazamiento del molar puede ser prácticamente horizontal o hacia abajo.

6ª) Se ha confirmado que las suturas circunmaxilares ejercen un importante papel en la modificación de la fuerza actuante, a través de dos caminos principales: disminución de su intensidad y cambio de su dirección de propagación. Hay que destacar también la uniformidad de la deformación de las distintas estructuras óseo-dentarias, hasta que cambia, a nivel sutural, la naturaleza del tejido transmisor de la fuerza.

7ª) El complejo dento-máxilo-facial no se ha comportado, en nuestras experiencias, como una unidad funcional ante la aplicación de la TAMS empleada. Ello se pone de manifiesto por los diferentes patrones de franjas de isodeformación que aparecen en dichas estructuras.

8ª) La aplicación de fuerzas ortopédicas sobre el complejo máxilo-facial exige sistemas más rígidos de ferulización de la arcada dentaria que los habitualmente utilizados en clínica. Ello puede objetivarse a través del diferente patrón de deformación exhibido por las piezas dentarias sobre las que se aplicó la tracción.

9ª) Se ha comprobado que las reacciones de desplazamiento que tienen lugar ante la aplicación de fuerzas iniciales de moderada intensidad (en torno a los 100 g), no siempre guardan relación con su causa deformadora, tanto en lo relativo a su intensidad como a su dirección. Dichas reacciones iniciales resultan, por lo tanto, impredecibles.

10^a) Para el intervalo total de carga considerado, la intensidad de la fuerza aplicada muestra una clara relación directa con la magnitud de los desplazamientos producidos, sobre todo en el plano horizontal. La dirección del desplazamiento resultante, por otro lado, no siempre es la misma según el nivel de carga aplicada, pudiendo darse incluso la situación de que sea opuesta a la de la fuerza, para los niveles más moderados. En líneas generales, sin embargo, la diferencia no suele exceder de unos 20°, para el límite de tracción aplicada.

11^a) Se ha demostrado la respuesta elástica a la deformación, por parte de los puntos craneales analizados, para la dirección en la que son solicitados por la fuerza actuante (los coeficientes de correlación lineal de la relación [fuerza/componente de deformación] son iguales o superiores a 0.99 en todos los casos). La deformabilidad de la porción anterior del perfil craneal resulta algo mayor cuando la tracción se efectúa a su nivel.

12^a) El punto de aplicación de la TAMS influye en el grado de rotación del complejo dento-máxilo-facial, pero no guarda tanta relación con la intensidad de los desplazamientos producidos, muy similar en los dos casos estudiados. De este modo, si se tracciona desde los laterales, dicha rotación es más acusada a nivel de arcada dentaria y hueso maxilar. Las estructuras más internas experimentan un grado de rotación prácticamente similar, con independencia del punto de aplicación empleado.

13^a) Los resultados encontrados permiten establecer, como criterio de elección en aquellos casos en los que se desee aumentar la dimensión vertical, la aplicación de la fuerza de tracción a nivel de incisivos laterales superiores. Por contra, para los casos con patrón de crecimiento vertical (dolicofacial), el punto de aplicación de la TAMS debe situarse preferentemente sobre los molares.

14^a) Las deformaciones de las estructuras situadas en la base del cráneo empiezan a ser apreciables a partir de los 500 g de fuerza aplicada, y permiten suponer la inducción de cambios adaptativos de remodelación ósea a estos niveles.

APENDICE

Listado del programa (en lenguaje BASIC 2.0) utilizado para el cálculo de los desplazamientos absolutos de los puntos craneales analizados.

```

10 !PROGRAMA DE CALCULO DE DESPLAZAMIENTOS
20 !
30 !-----
40 !ENTRADA DE DATOS:
50 !-----
60 !
70 DIM Cx(32,7),Cy(32,7),Cz(32,7),U(6,5),A(5,5),B(5),N(6)
80 PRINT "RESOLUCION DIRECCIONES : "
90 PRINT
100 INPUT "PUNTO A ANALIZAR =" ,P
110 PRINT USING "29A,2X,2D";"Pto. a analizar : " ,P
120 PRINT
130 ASSIGN @Path1 TO "XYZ"
140 ENTER @Path1,P;Cx(P,1),Cy(P,1),Cz(P,1)
150 ASSIGN @Path1 TO #
160 !
170 Cx(P,2)=-(50-Cx(P,1))
180 Cy(P,2)=35+Cy(P,1)
190 Cz(P,2)=Cz(P,1)
200 Cx(P,3)=50+Cx(P,1)
210 Cy(P,3)=35+Cy(P,1)
220 Cz(P,3)=Cz(P,1)
230 Cx(P,4)=50+Cx(P,1)
240 Cy(P,4)=-(35-Cy(P,1))
250 Cz(P,4)=Cz(P,1)
260 Cx(P,5)=-(50-Cx(P,1))
270 Cy(P,5)=-(35-Cy(P,1))
280 Cz(P,5)=Cz(P,1)
290 !
300 INPUT "PLACA N° =" ,P1
310 PRINT USING "14A,2X,3D";"Placa número : " ,P1
320 PRINT
330 INPUT "MAGNITUD DE LA FUERZA =" ,F$
340 PRINT USING "23A,2X,11A";"Magnitud fuerza : " ,F$
350 PRINT
360 INPUT "PTO. APLICACION FUERZA =" ,Pa$
370 PRINT USING "34A,2I,7A";"Pto. aplicación fuerza : " ,Pa$
380 PRINT
390 FOR I=2 TO 5
400     INPUT "COR. FRANJAS =" ,N(I)
410 NEXT I
420 PRINT "Cor. franjas direcciones : "
430 PRINT
440 FOR I=2 TO 5
450     PRINT USING "MDD.DD,2X,#";N(I)
460 NEXT I
470 PRINT
480 FOR I=1 TO 5
490     Mx=Cx(P,I)^2
500     My=Cy(P,I)^2

```

```

510     Mz=Cz(P,I)^2
520     M(I)=SQR(Mx+My+Mz)
530     NEXT I
540     U1x=Cx(P,1)/M(1)
550     U1y=Cy(P,1)/M(1)
560     U1z=Cz(P,1)/M(1)
570     FOR K=2 TO 5
580         Ukx=Cx(P,K)/M(K)
590         Uky=Cy(P,K)/M(K)
600         Ukz=Cz(P,K)/M(K)
610         U(K,1)=Ukx-U1x
620         U(K,2)=Uky-U1y
630         U(K,3)=Ukz-U1z
640     NEXT K
650     FOR I=1 TO 3
660         FOR J=1 TO 3
670             A(I,J)=0
680             FOR K=2 TO 5
690                 A(I,J)=A(I,J)+U(K,I)*U(K,J)
700             NEXT K
710         NEXT J
720     NEXT I
730     FOR I=1 TO 3
740         B(I)=0
750         FOR K=2 TO 5
760             B(I)=B(I)+.6328*U(K,I)*N(K)
770         NEXT K
780     NEXT I
790     Det1=A(1,1)*A(2,2)*A(3,3)+A(2,1)*A(3,2)*A(1,3)+A(1,2)*A(2,3)*A(3,1)-
800     Det=Det1-A(1,3)*A(2,2)*A(3,1)-A(2,3)*A(3,2)*A(1,1)-A(1,2)*A(2,1)*A(3,3)
810     IF Det=0 THEN PRINT "LA MATRIZ ES SINGULAR"
820     !
830     Detx1=A(1,2)*A(2,3)*B(3)+A(2,2)*A(3,3)*B(1)+A(1,3)*A(3,2)*B(2)
840     Detx=Detx1-A(3,2)*A(2,3)*B(1)-A(3,3)*A(1,2)*B(2)-A(1,3)*A(2,2)*B(3)
850     !
860     Dety1=A(1,1)*A(3,3)*B(2)+A(2,1)*A(1,3)*B(3)+A(2,3)*A(3,1)*B(1)
870     Dety=Dety1-A(1,3)*A(3,1)*B(2)-A(1,1)*A(2,3)*B(3)-A(2,1)*A(3,3)*B(1)
880     !
890     Detz1=A(1,1)*A(2,2)*B(3)+A(2,1)*A(3,2)*B(1)+A(1,2)*A(3,1)*B(2)
900     Detz=Detz1-A(2,2)*A(3,1)*B(1)-A(1,2)*A(2,1)*B(3)-A(1,1)*A(3,2)*B(2)
910     !
920     Dxi=Detx/Det
930     Dyi=Dety/Det
940     Dzi=Detz/Det
950     Di=SQR((Detx/Det)^2+(Dety/Det)^2+(Detz/Det)^2)
960     !
970     !-----
980     !PRESENTACION DE RESULTADOS:
990     !-----
1000    !

```

```
1010 PRINT "Desplazamientos:"
1020 PRINT
1030 PRINT USING "3A,X,MDDD.DD";"dx=",Dxi
1040 PRINT USING "3A,X,MDDD.DD";"dy=",Dyi
1050 PRINT USING "3A,X,MDDD.DD";"dz=",Dzi
1060 PRINT USING "2A,X,MDDD.DD";"d=",Di
1070 PRINT
1080 PRINT
1090 GOTO 100
1100 END
```

BIBLIOGRAFIA

ABRAMSON, N.

The Holo-diagram V: A device for practical interpreting of hologram fringes.

Appl. Opt., 11: 1143-7, 1972.

ABRAMSON, N.

The making and evaluation of hologram.

Academic Press, 1981.

ALBA y LEVY, A., CHACONAS, S. P., CAPUTO, A. A.

Orthopedic effect of the extraoral chin cup appliance on the mandible.

Am. J. Orthod., 69 (1): 29 - 41, 1976.

ALEKSANDROV, E.B., BONCH-BRUEVICH, A.M.

Investigation of surface strains by the hologram technique.

Sov. Phys. - Tech. Phys., 12: 258-65, 1967.

ALTSCHULER, B. R.

Holodontography: An introduction to dental laser holography.

USAF School of Aerospace Medicine, Texas, Rep. SAM-TR-73-4, 1973.

ALTSCHULER, B. R., YOUNG, J. M.

Laser holography stress analysis of removable partial denture connectors.

USAF School of Aerospace Medicine, Texas, Rep. SAM-TR-74, 1974.

ANGLE, E. H.

Treatment of malocclusion of the teeth.

The SS White Dental Manufacturing Co., Philadelphia, 1907.

ARECCHI, F., DEGIORGIO, V. (Eds).

Coherent optical engineering.

(International School of Quantum Electronics. Versilia, Toscana, Italia, 1976).

North-Holland, Amsterdam, 1977.

ASENSI, C.

Análisis morfológico de los prognatismos mandibulares.

Tesis de Licenciatura. Universitat de València, 1983.

BENITO, E.

Clases III y Ortopedia.

S.E.D.O., 1978.

BJELKHAGEN, H. I.

Holography in dentistry.

In: Holography in medicine and biology. Von Bally, G. (ed.),

Springer-Verlag, 1982.

BRAVO GONZALEZ, L.A.

Análisis del patrón facial y de su relación con la maloclusión: un estudio transversal en 1000 pacientes de diferentes regiones españolas.

Tesis doctoral. Universitat de València. 1986.

BRYANT, P. M. F.

Mandibular rotation and class III malocclusion.

Angle Orthod., 61 - 75, 1981.

BURSTONE, C. J., PRYPUTNIEWICZ, R. J., BOWLEY, W. W.

Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions.

J. Periodont. Res., 13 (4): 283 - 294, 1978.

BURSTONE, C. J., EVERY, T. W., PRYPUTNIEWICZ, R. J.

Holographic measurement of incisor extrusion.

Am. J. Orthod., 82: 1-9, 1982.

BURSTONE, C. J., PRYPUTNIEWICZ, R. J.

Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces.

Am. J. Orthod., 77 (4): 396-409, 1980.

CAMPBELL, P. M.

The dilemma of class III treatment. Early or late?.

Angle Orthod., 53 (3): 175 - 191, 1983.

CIABURO, H., DUPONT, C., PREVOST, F., CLOUTIER, G.
Forward traction in the correction of retrodisplaced maxila.
Can. Med. Assoc. J., 108: 1511 - 1514, 1973.

COLLIER, R. J., BURCKHARDT, C. B., LIN, L. H.
Optical holography
Academic Press, 1971.

COOKE, M. S.
The face mask: A new form of reverse head - gear.
B. J. Orthod., 4 (4): 163 - 168, 1976.

COZZANI, G.
Extraoral traction and class III treatment.
Am. J. Orthod., 80 (6): 638 - 650, 1981.

CREEKMORE, T. D.
Class III treatment planning.
J. C. Orthod., 12 (9): 650 - 655, 1978.

DALMASES, F., BUENDIA, M., ROMERO, C., CIBRIAN, R., SALVADOR, R.
Un sistema antivibratorio simplificado para aplicaciones biomédicas de la
interferometría holográfica.
Inv. Clín. Laser, 4: 7-9, 1984.

DELAIRE, J., VERDON, P., FLOUR, J.

Buts et resultats des tractions extra-orales posteroanterieures sur masque orthopédique dans le traitement des retrognathies et brachygnathies maxillaires.

Fortschr Kieferorthop., 37 (3): 247 - 262, 1976.

DELAIRE, J., VERDON, P. LUMINEAU, J. L., CHERGA - NEGREA, A., TALMANT, J., BOISSON, M.

Quelques résultats des tractions extra-orales à appui fronto-mentonnier dans le traitement orthopédique des malformations maxillo-mandibulaires de classe III et des séquelles osseuses des fentes labio-maxillaires.

Rev. Stom., 73 (8): 633 - 642, 1972.

DELAIRE, J.

L'articulation fronto-maxillaire. Bases théoriques et principes généraux d'application des forces extra-orales postéro-antérieures sur masque orthopédique.

Rev. Stom., 77 (7): 921 - 930, 1976.

DELLINGER, E. L.

A preliminary study of anterior maxillary displacement.

Am. J. Orthod., 63 (5): 509 - 516, 1973.

DERMAUT, L. R., BEERDEN, L.

The effects of class II elastic force on a dry skull measured by holographic interferometry.

Am. J. Orthod., 79: 296-304, 1981.

DIRTOFT, I.

Holographic measurement of deformation in complete upper dentures.

Clinical application. In: Optics in biomedical sciences.

Von Bally G., Gressus, P. (Eds). Springer - Verlag, 1979.

DOWNS, W. N.

Varations in facial relationships their significance in treatment and prognosis.

Am J. Orthod., 34: 812 - 840, 1948.

DUTERLOO, H. S., KRAGTH, G, ALGRA, A. M.

Holographic and cephalometric study of the relationship between craniofacial morphology and the initial reactions to high-pull headgear traction.

Am. J. Orthod., 88 (4): 297 - 302, 1985.

ENDO, B.

Distribution of stress and strain produced in the human facial skeleton by the masticatory force.

J. Anthrop. Soc. Nippon, V.73: 123 - 135, 1965.

ENDO, B.

A biomechanical study of the human facial skeleton by means of strain-sensitive lacquer.

Oka. Fol. Anat. Jap., 42: 205 - 217, 1966

ENLOW, D. H., PFISTER, C., RICHARDSON, E., KURODA, T.

An analysis of black and caucasian craniofacial patterns.

Angle Orthod., 52 (4): 279 - 287, 1982.

ERF, R. K.

Holographic nondestructive testing.

Academic Press, 1974.

FRIEDE, H. y LENNARTSSON, B.

Forward traction of the maxilla in cleft lip and palate patients.

Eur. J. Orthod., 3: 21 - 39, 1981.

GANDIA, J. L., BUENDIA, M., PLASENCIA, E., ROMERO, C., DALMASES, F., CANUT, J. A.

La interferometría holográfica aplicada a la investigación en ortodoncia.

Rev. Esp. Ortod., 13: 51-65, 1983.

GANDIA, J. L., SALVADOR, R., CANUT, J. A., DALMASES, F., BUENDIA, M., ROMERO, C., CIBRIAN, R.

Análisis mediante interferometría holográfica de la deformación craneofacial producida por tracción anterior del maxilar.

Rev. Esp. Ortod., 16: 103 - 118, 1986.

GERSH, G. P.

Anteroposterior movement of the maxillae with a modified sutural expansion device.

Am. J. Orthod., 56: 530 - 531, 1969.

GOEDGEBUER, J. P., SPAJER, M., VIENOT, J. CH.

Holographic evaluation of the dimensional stability of elastic impression silicones used in dentistry. In: Holography in medicine and biology.

(Ed. G. von Bally). Springer-Verlag, 1979.

GRABER, L. W.

Chin cup therapy for mandibular prognathism.

Am. J. Orthod., 72 (1): 23 - 41, 1977.

HAAS, A. J.

Palatal expansion: Just the beginning of dentofacial orthopedics.

Am. J. Orthod., 57 (3): 219 - 255, 1970.

HEWITT, A. B.

An investigation using holographic interferometry, of surface strain in bone induced by orthodontics forces: a preliminary report.

Br. J. Orthod., 4 (1): 39 - 41, 1977.

HEWITT, A. B.

Holographic investigation of bone response to small forces.

Br. J. Orthod., 8: 43-46, 1981.

HORMAN, M.H.

An application of wavefront reconstruction to interferometry.

Appl. Opt., 4: 333-6, 1965.

HUNTER, J.

A practical treatise on the diseases of the teeth: intended as a supplement to the Natural History of those parts.

J. Johnson. n° 72, St. Paul's Church-Yard. London. Reed: The Classics of dentistry, 1979.

IRIE, M., NAKAMURA, S.

Orthopedic approach to severe skeletal class III malocclusion.

Am. J. Orthod., 67: 377 - 392, 1975.

JACKSON, G. W., KOKICH, V. G., SHAPIRO, P. A.

Experimental and postexperimental response to anteriorly directed extraoral force in young *Macaca Nemestrina*.

Am. J. Orthod., 75 (3): 318 - 333, 1979.

JACOBSON, A., EVANS, W. J., PRESTON, C. B., SADOWSKY, P. L.

Mandibular prognatism.

Am. J. Orthod., 66 (2): 140 -171, 1974.

JAMISON, J. E.

Longitudinal changes in the maxilla and the maxillary-mandibular relationship between 8 and 17 years of age.

Am. J. Orthod., 82 (3): 217 - 230, 1982.

KAMBARA, T.

Dentofacial changes produced by extraoral forward force in the *Macaca Irus*.

Am. J. Orthod., 71 (3): 249 - 277, 1977.

KOBAYASHI, K., KOUHARA, A., KIYOMURA, H.

Studies on the transmitted mechanism of orthodontic force by means of holography interference method, making use of maxillary extraoral anchorage appliance.

J. Jpn. Orthod. Soc., 35 (3): 161 - 168, 1976.

KOBAYASHI, K., KOUHARA, A., KIYOMURA, H.

The relationship between the movement of molars and the transmission of orthodontic force in extraoral anchorage. Theoretical analysis and holography.

Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi, 37 (2): 187 - 194, 1978.

KRAGT, G., TEN BOSCH, J. J., BORSBOOM, P. C. F.

Measurement of bone displacement in a macerated human skull induced by orthodontic forces: a holographic study.

J. Biomech., 12: 905-10, 1979.

KRAGT, G., BORSBOOM, P. C. J.

Bone displacement as a function of time of force application to a macerated human skull.

Biomed. Mat. Res., 14: 813-15, 1980.

KRAGT, G.

Initial dentofacial orthopedic reactions. A holographic study.

Doctoral Thesis, University of Groningen, 1981.

KRAGT, G., DUTERLOO, H. S.

The initial effects of orthopedic forces: a study of alterations in the craneofacial complex of a macerated human skull owing to high-pull headgear traction.

Am. J. Orthod., 81: 57-64, 1982.

KRAGT, G., DUTERLOO, H. S., TEN BOSCH, J. J.

The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology.

Am. J. Orthod., 81: 49-56, 1982.

KRAGT, G., DUTERLOO, H. S.

The initial alterations in the craniofacial complex of *Macaca Mulatta* skull resulting from forces with high-pull headgear.

J. Dent. Res., 62: 388-394, 1983.

KRAGT, G., DUTERLOO, H. S., ALGRA, A.M.

Initial displacements and variations of eight human child skulls owing to high-pull headgear traction determined with laser holography.

Am. J. Orthod., 89: 399 - 406, 1986.

KOEBNER, H. K. (Ed).

Laser in medicine.

John Wiley & Sons, New York, 1980.

LEITH, E.N., UPATNIEKS, J.

Wavefront reconstruction with diffused illumination and three-dimensional objects.

J. Opt. Soc. Am., 54 (11): 1295-1303, 1964.

MAC NAMARA, J. A.

Components of class III malocclusion in children 8 - 10 years of age.
Angle Orthod., 51 (3): 177 - 202, 1981.

MARKOVIC, M.

Class III malocclusion in twins.
Trans. Eur. Orthod. Soc., 1-16, 1970.

MARKOVIC, M. y TRISOVIC, D.

Monozygotic triplets with discordance for some traits.
Eur. J. Orthod., 1: 189-192, 1979.

MATSUMOTO, T., FUJITA, T., NAGATA, R., SUGIMURA, T., KAKUDO, Y.
Measurements of deformations of teeth and mandibles due to occlusal forces.

Holography in medicine and biology.
Von Bally G. (Ed), Springer - Verlag, 1979.

MATSUMOTO, T., FUJITA, T., NAGATA, R., IWATA, K., SUGIMURA, T.,
KAKUDO, Y.

Holographic investigation of tooth deformations. In: Optics in biomedical sciences.
Von Bally G, Gressus, P. (Eds), Springer - Verlag, 1982.

MITANI, H.

Prepuberal growth of mandibular prognathism.

Am. J. Orthod., 80 (5): 546 - 553, 1981.

MITANI, H., SAKAMOTO, T.

Chin cap force to a growing mandible. Long-term clinical reports.

Angle Orthod., 54 (2): 93 - 122, 1984.

MORRANT, G. A.

Láser: Valoración de su posible uso en odontología.

Práct. Dent., 1 (1): 17 - 23, 1966.

MUNRO, I. R., SINCLAIR, W. J., RUDD, N. L.

Maxillonasal dyspalsia (Binder's syndrome).

Plastic & Reconstructive Surgery, 63 (5): 657 - 663, 1979.

NANDA, R.

Protraction of maxilla in rhesus macacus monkeys by controlled extraoral forces.

Am. J. Orthod., 74 (7): 121 - 141, 1978.

NANDA, R.

Biomechanical and clinical considerations of a modified protraction headgear.

Am. J. Orthod., 78 (2): 125 - 139, 1980.

NELSON, F. O.

A new extraoral orthodontic appliance.

Int. J. Orthod., 6: 24 - 27, 1968.

OPPENHEIM, A.

Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration.

Am. J. Orthod. and O. Surg., 28 (5): 263 - 301, 1942.

OPPENHEIM, A.

A possibility for physiologic orthodontic movement.

Am. J. Orthod., 30 (7): 345 - 368, 1944.

PAVLIN, P., VUKICEVIC, D., RAJIC, Z.

Strain distribution in the facial skeleton arising from orthodontic appliance activity. In: Holography in medicine and biology.

Von Bally G. (Ed), Springer - Verlag, 1979.

PAVLIN, P., VUKICEVIC, D.

Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography.

Am. J. Orthod., 85 (6): 498 - 507, 1984.

PETIT, H. P.

Syndromes prognathiques: Schemes de traitement "Global".

Texas, Baylor College of Dentistry, 30 págs., 1976.

POULTON, D. R.

The orthodontic approach to class III malocclusions.

J. A. D. A., 82: 805 - 812, 1971.

POVELL, L.L., STETSON, R.A.

Interferometric vibration analysis. Wavefront reconstruction.

J. Opt. Soc. Am., 55: 1593-8, 1965.

PRYPUTNIEWICZ, R. J., BURSTONE, C. J., EVERY, T. W.

Holographic determination of time effects of forces on tooth movement.

J. Dent. Res., 57: 361 - 369, 1978.

PRYPUTNIEWICZ, R. J., BURSTONE, C. J., BOWLEY, W. W.

Determination of arbitrary tooth displacements.

J. Dent. Res., 57 (5 - 6): 663 - 674, 1978.

PRYPUTNIEWICZ, R. J.

Holographic determination of rigid-body motions, an application of the method to orthodontics.

Appl. Opt., 18 (9): 1442 - 1444, 1979.

PRYPUTNIEWICZ, R. J., BURSTONE, C. J.

The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement.

J. Dent. Res., 58 (8): 1754 - 1764, 1979.

PRYPUTNIEWICZ, R. J., BURSTONE, C. J., GOLDIN, B.
Reproductibility of tooth displacement using laser holography.
J. Dent. Res., 59: 979, 1980.

PRYPUTNIEWICZ, R. J., BURSTONE, C. J.
Computer aided holographic analysis of displacement of human teeth.
J. Dent. Res., 60 (A): 515, 1981.

REMMELINK, H. J.
The postnatal development of the human maxillary sutural surfaces.
Doctoral Thesis. University of Groningen, 1985.

RYDEN, H., BJELKHAGEN, H., SODER, P.O.
The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement:
An in vitro study.
J. Periodon., 45 (5): 283 - 287, 1974.

RUNE, B., SARNAS, K. - V., SELVIK, G., JACOBSON, S.
Posteroanterior traction in maxillonasal displasia (Binder Syndrome).
Am. J. Orthod., 81 (1): 65 - 70, 1982.

SAKAMOTO, T.
Effective timing for the application of orthopedic force in the skeletal
class III malocclusion.
Am. J. Orthod., 80 (4): 411 - 416, 1981.

SAKAMOTO, T., IWASE, I., UKA, A., NAKAMURA, S.

A roentgenocephalometric study of skeletal changes during and after chin cup treatment.

Am. J. Orthod., 85 (4): 341 - 350, 1984.

SALVADOR, R.

Un análisis de la aplicación de las técnicas de interferometría con luz láser al estudio de las deformaciones en Ortodoncia.

Tesis doctoral. Universitat de València. 1987.

SANCHEZ DEL CAMPO, J. F., PANCHON RUIZ, A. BERMEJO FENOLL, A., JORNET CARRILLO, V.

Aportación al estudio de las deformaciones dentomaxilares bajo presiones mediante interferometría holográfica.

Rev. Esp. Estomatol., XXXI (5): 345 - 350, 1983.

SAXBY, G.

Holograms.

Focal Press, Londres, 1980.

SCHULHOF, R. J., NAKAMURA, S., WILLIAMSON, W. V.

Prediction of abnormal growth in class III malocclusions.

Am. J. Orthod., 71 (4): 421 - 430, 1977.

SCHUMAN, W., DUBAS, M.

Holographic interferometry
Springer-Verlag, 1979.

SMITH, W.V., SOROKIN, P. P.

El láser.
Paraninfo, Madrid, 1970.

STETSON, K. A.

Fringe interpretation for hologram interferometry of rigid-body motions
and homogeneous deformations.
J. Opt. Soc. Am., 64 (1): 1 - 10, 1974.

SUBTELNY, J. D.

Oral Respiration: Facial maldevelopment and corrective dentofacial
orthopedics.
Angle Orthod., 50(3): 147 - 164, 1980.

THILANDER. B.

Chin-cap treatment for Angle class III malocclusion. A longitudinal study.
Trans. Eur. Orthodont. Soc., 311-327, 1965.

TWEED, C. H.

Clinical orthodontics.
St. Louis, The C. V. Mosby Co. Vol. 2., 1966.

VANDEN BULCKE, M.M., DERMAUT, L.R., SACHDEVA, R.C.L.,
BURSTONE, C.J.

The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry.

Am. J. Orthod., 90: 211-220, 1986.

VERDON, P.

Professor Delaire's facial orthopedic mask by Dr. Pierre Verdon.
Adjustable & Standar Models.

Nantes, Chu - Hotel - Dien, 19 págs, 1980.

VIEDMA, J. A.

Métodos estadísticos. Fundamentos y aplicaciones.

Ed. del Castillo, Madrid, 1972.

WEDENDAL, P. R., BJELKHAGGEN, H. I.

Holographic interferometry on the elastic deformation of prosthodontic appliances as simulated by bar elements.

Ac. Odont. Scand., 32: 189-99, 1974.

WEDENDAL, P. R., BJELKHAGGEN, H. I.

Dental holographic interferometry in vivo utilizing a ruby laser system.

Acta Odont. Scand., 32: 131 - 145, 1974.

WEDENDAL, P. R., BJELKHAGGEN, H. I.

Dynamics of human teeth in function by means of double pulsed holography: an experimental investigation.

Appl. Opt., 13 (11): 2481 - 2485, 1974.

WICTORIN, L., BJELKHAGEN, H. I., ABRAMSON, N.

Holographic investigation of the elastic deformation of defective gold solder joints.

Ac. Odont. Scan., 30 : 659-70, 1972.

WILLIAMS, D. R.

Maxillary growth velocity and variation in the three dimension during treatment of class III malocclusions.

Angle Orthod., 43 (4): 422 - 437, 1973.

YOUNG, J. M., ALTSCHULER, B. R.

Laser holography in dentistry.

J. Dent. Res., 38 (2): 216 - 25, 1977.