



Estudio experimental sobre diferentes métodos de osteosíntesis del raquis dorsolumbar

Salvador Fuster i Obregón

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT DE BARCELONA
DEPARTAMENT DE CIÈNCIES MÈDICOES

Presentada por el Profesor Ciriaco Pérez Blasco-Morales, Catedrático
de Medicina de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona

la Tesis presentada por el Licenciado Salvador FUSTER OBREGÓN
para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía y titulada
ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE DIFERENTES MÉTODOS DE OSTEOSÍNTESIS
DEL RAQUIS DORSOLUMBAR

**ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE
DIFERENTES MÉTODOS DE OSTEOSÍNTESIS
DEL RAQUIS DORSOLUMBAR**

por todo ello, la consideramos apta para ser presentada ante el
jurado que ha de juzgarla.

Tesis para optar al grado de
Doctor en Medicina y Cirugía

presentada por:
Salvador FUSTER i OBREGÓN

UNIVERSIDAD DE BARCELONA
FACULTAD DE MEDICINA, 1987

BIBLIOTECA DE LA UNIVERSITAT DE BARCELONA

0700389711



CASANOVA, 143 - 08036 - BARCELONA
TELÉFONO 254 07 00

UNIVERSIDAD DE BARCELONA
DEPARTAMENTO DE CIRUGIA

Informe del Profesor Cristóbal Pera Blanco-Morales, Catedrático de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona

La Tesis presentada por el Licenciado Salvador FUSTER OBREGON para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía y titulada "ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE DIFERENTES METODOS DE OSTEOSINTESIS DEL RAQUIS DORSOLUMBAR" es un buen ejemplo de investigación experimental aplicada al desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas. Ha sido realizada con una exigente metodología.

Por todo ello, la consideramos apta para ser presentada ante el tribunal que ha de juzgarla.

Barcelona, veintiocho de Abril de mil novecientos ochenta y siete.

Prof. C. Pera

A els meus pares

A l'Oriol

*No ens deturem ací; anem més lluny,
que quan claregi ja no ens facin por
ni la crida del temps
ni el repte del desig i les preguntes.*

Sigues tenaç, que la lluita es molt dura.

Miquel MARTÍ i POL
(primer llibre de Bloomsbury)

La lectura d'una tesi doctoral és quelcom massa important en la vida professional d'un metge jove per poder atribuir-se tan sols a una tasca personal. Són moltes les persones que han ajudat perquè això acabés rutllant i a elles vull adreçar-me per donar-los testimoniatge de la meva consideració:

Al *Dr. Jaume Roca i Burniol*, Cap de la Unitat de Patologia del Raquis de l'Hospital de Bellvitge, per haver confiat a les meves mans part del seu treball, fruit d'un exercici honrat i cabdal de la professió. La seva experiència, idees i coneixement de la matèria, han estat fils conductors de les meves ànsies. El que hi hagi de vàlid en aquest treball és mèrit seu.

Al *Prof. Alfons Fernández i Sabaté*, Cap del Servei de Patologia de l'Aparell Locomotor de l'Hospital de Bellvitge. El treball rigorós, ordenat, exigent, té el seu exponent en aquest científic brillant, que defugint les vanitats del tot merescudes que li pertoquen, intenta la perfecció en la tasca diària. Haver-me format a la vora del seu prestigi és per a mi un orgull que procuro demostrar dia rera dia.

Al *Prof. Cristóbal Pera i Blanco-Morales*, Catedràtic de Cirurgia de la Facultat de Medicina de la Universitat de Barcelona i Cap de la Subdivisió de Cirurgia de l'Hospital Clínic i Provincial de Barcelona. La inesgotable dedicació a la recerca científica i l'aplicació docent del seu saber, li permeten, en perfecta simbiosi, orientar, organitzar i conduir a bon port la investigació que es desenvolupa al seu Departament. La seva capacitat de síntesi i els seus consells han estat decisius per aquest treball des de la concepció fins al termini.

Al *Prof. Francesc Roure i Fernández*, Titular del Departament d'Enginyeria de la Universitat Politècnica de Catalunya. La investigació biomecànica fa imprescindible el treball conjuntat entre Enginyeria i Medicina. Haver comptat amb els coneixements i experiència investigadora d'aquest científic ha estat fonamental per traduir les idees i projectes a fets operatius. Sense ell aquesta tesi no hagués estat possible.

Al *Dr. Carles Villanueva i Leal*, cirurgià ortopeda i traumatòleg de l'Hospital de la Vall d'Hebró, per haver-me cedit la seva tècnica original per a la experimentació biomecànica, i per haver posat al meu abast els resultats de molts anys de tractament i seguiment de malalts amb fractures de la columna dorsolumbar.

Al *Dr. Jordi Rubinat i Folch*, amic, que m'ensenyà les primeres nocions de l'especialitat i m'ajudà, per sobre de qualsevol obligació, en l'esperit de les més boniques tradicions de la nostre professió. Sempre tindrà part del que jo pugui aconseguir.

Als *Drs. Carles Forns i Adolfo Alvarez*, per haver-me demostrat unes consideracions que no mereixia, fruit de la seva

natural bonhomia, en integrar-me per primer cop en una feina d'equip. Em tractaren com a un company més, quan jo tan sols era estudiant. Aquelles ensenyances m'han estat molt útils.

Al *Dr. Paco Jimeno*, company i amic, que m'inculcà el valor del mètode. Al *Dr. Humbert Ferrer*, estimat amic, de qui admiro la capacitat d'il·lusionar als seus col·laboradors en el treball de cada dia i a qui agraeixo la confiança que ha dipositat en mi.

Als *Drs. Modest Orduña* i *Pasqual Vicente*, que m'han animat sempre a concloure aquesta tesi. Als *Drs. Manuel Marín* i *Xavier Prat* que en tot moment han sabut encoratjar-me.

A tots els companys amb els que he conviscut a *l'Hospital de Bellvitge*. Aquesta tesi és una mica la de tots ells.

Al *Sr. Gil* i a *Faimon-Howmedica*, que amb el seu suport a la investigació ha fet possible aquesta tesi. A *N.M.S. Quirúrgica*, que em cedí els implants de Roy-Camille per a la experimentació. A tot el personal del *Laboratori d'Elasticitat i Resistència de Materials* per a la col·laboració que m'han ofert per dur a terme aquest estudi. A la *Srta. Geles* i al *Sr. Benjamín* per les radiografies. A la *Dra. Ana Roca* que m'ajudat en la recerca bibliogràfica.

A *Laboratoris Syntex Latino, S.A.* per l'ajuda rebuda per a la difusió d'aquest treball.

A tots els meus mestres, perquè d'ells vaig aprendre. A *Serge, Ana Luisa, Joan, Jordi, Inma*, i *Miquel*, que creuen haver après quelcom del poc que jo sé, i que sense saber-ho, m'han motivat a finalitzar aquesta tasca.

Al *meu germà Josep*, i a *en Jaume, la Dolors* i *l'Angels*, a *la Teresa, l'Enric*, i *l'Encarna*, a *en Jose* i a *la M^a Lluïsa*, a *la Núria, la Rosa* i *la Carme*, a *la Lola, la Pilar, la Montserrat* i *en Ramón*, perquè sempre han cregut en mi.

INDEX

	Págs.
1. <u>INTRODUCCIÓN</u>	1.-
1.1.- <u>Recuerdo anatómico</u>	5.-
1.1.1.- Vertebrae.....	7.-
1.1.2.- Articulationes et ligamentum.....	10.-
1.1.3.- Curvaturas vertebralis.....	14.-
1.2.- <u>Biomecánica</u>	15.-
1.2.1.- Estudios previos sobre las propiedades biomecánicas de los componentes del segmento vertebral.....	18.-
1.3.- <u>Concepto de inestabilidad</u>	26.-
1.4.- <u>Clasificación</u>	41.-
1.4.1.- Métodos de exploración complementarios.....	41.-
1.4.2.- Revisión de las clasificaciones descritas.....	46.-
1.5.- <u>Problemática actual</u>	60.-
2.- <u>HIPÓTESIS DE TRABAJO</u>	77.-
3.- <u>MATERIAL Y MÉTODOS</u>	80.-
3.1.- <u>Programa general de trabajo. Estudio experimental</u>	81.-
3.2.- <u>Especímen</u>	89.-
3.2.1.- Preparación del especímen.....	90.-
3.2.2.- Fijación del especímen.....	91.-
3.2.3.- Fractura experimental.....	95.-
3.3.- <u>Descripción de los ensayos</u>	97.-
3.3.1.- Aplicación de los esfuerzos.....	98.-
3.3.2.- Sistemas de osteosíntesis.....	102.-
3.3.2.1.- Método de KOSTUIK-HARRINGTON.....	104.-
3.3.2.2.- Método de ROY-CAMILLE.....	105.-
3.3.2.3.- Método de HARRINGTON (HDR).....	106.-
3.3.2.4.- Método de HARRINGTON complementado con..... cerclajes alámbricos sublaminares (HDR-SSI),	109.-
3.3.2.5.- Método de LUQUE.....	112.-
3.3.2.6.- Método de HARRINGTON modificado por..... Villanueva (HDR-VILLANUEVA),	115.-

3,3,3,- Galgas extensométricas.....	118,-
3,3,3,1,- Colocación de las galgas extensométricas... en las Barras de Harrington,	121,-
3,3,3,2,- Colocación de las galgas extensométricas... en las placas de Roy-Camille,	121,-
3,3,3,3,- Colocación de las galgas extensométricas... en las Barras de Luque,	122,-
3,3,3,4,- Colocación de las galgas extensométricas... en el método de Harrington-Villanueva,	122,-
3,3,4,- Parámetros medidos.....	124,-
3,3,4,1,- Fuerza aplicada.....	127,-
3,3,4,2,- Distancia "d".....	128,-
3,3,4,3,- Angulo relativo girado por el segmento... vertebral afecto,	129,-
3,3,4,4,- Lectura de las galgas extensométricas.....	130,-
3,3,5,- Calibración de los sistemas de medida.....	132,-
3,3,5,1,- Calibración del captador de fuerza.....	132,-
3,3,5,2,- Calibración de las galgas extensométricas... encoladas a los implantes,	133,-
3,4,- <u>Elaboración de los datos obtenidos en los ensayos</u>	138-
3,4,1,- Cálculos a realizar.....	140,-
3,4,2,- Método de cálculo.....	148,-
3,5,- <u>Utillaie</u>	150,-
3,5,1,- Para la conservación del espécimen.....	150,-
3,5,2,- Para la preparación del espécimen.....	150,-
3,5,3,- Para la fijación del espécimen.....	151,-
3,5,4,- Para la producción de la fractura experimental.....	151,-
3,5,5,- Para la aplicación de los esfuerzos.....	151,-
3,5,6,- Para la implantación de los sistemas de osteosín- tesis,	152,-
3,5,7,- Para la medición de los esfuerzos soportados.....	153,-
3,5,8,- Para la medición de los desplazamientos.....	154,-
3,5,9,- Para la realización de los cálculos.....	154,-
4,- <u>RESULTADOS</u>	155,-
4,1,- <u>Gráficos obtenidos</u>	157,-
4,1,1,- Representación gráfica de la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado,	160,-
4,1,2,- Representación gráfica de los valores hallados..... para el momento flector (MF) que soporta la osteosíntesis,	164,-
4,1,3,- Representación gráfica de los valores hallados..... para el momento flector diferencia (MD),	165,-
4,1,4,- Representación gráfica de los valores hallados..... para la fuerza soportada por el sistema de osteosíntesis (FF),	166,-
4,1,5,- Representación gráfica de los valores hallados..... para la fuerza soportada por la columna (FC),	168,-

4.2.- <u>Valores obtenidos tras el cálculo de la pendiente de los gráficos.</u>	170.-
4.3.- <u>Representación gráfica comparativa de los valores promedio.</u>	173.-
4.3.1.- Gráfico de la recta equivalente al promedio de la deformación de los ángulos del segmento lesionado en los siete grupos experimentales estudiados.	173.-
4.3.2.- Gráfico de las rectas equivalentes al promedio de máxima tensión de los implantes (σ).	174.-
4.3.3.- Gráfico de las rectas equivalentes al promedio de fuerzas soportadas por la columna bajo distintos tipos de osteosíntesis.	175.-
5.- <u>DISCUSIÓN.</u>	177.-
5.1.- <u>Discusión del método.</u>	182.-
5.2.- <u>Comparación de las prestaciones de los sistemas de osteosíntesis estudiados.</u>	206.-
6.- <u>CONCLUSIONES.</u>	234.-
7.- <u>BIBLIOGRAFÍA.</u>	239.-
8.- <u>GRAFICOS Y FIGURAS</u>	

INTRODUCCIÓN

La columna vertebral humana es una estructura compleja y delicada que soporta el peso del cuerpo y permite el movimiento. Su función principal es proteger el sistema nervioso central, específicamente la médula espinal y los nervios que salen de ella. La columna está formada por una serie de vértebras que se articulan entre sí, permitiendo flexión, extensión y rotación. Sin embargo, esta estructura también es vulnerable a lesiones, especialmente en la zona cervical y lumbar, donde se encuentran las raíces nerviosas que controlan gran parte del cuerpo.

INTRODUCCIÓN

En el mundo actual, el aumento de la sedentariedad y el uso excesivo de dispositivos electrónicos han contribuido a un incremento de las lesiones de la columna vertebral. Muchas de estas lesiones son prevenibles y pueden evitarse mediante hábitos saludables de postura y ejercicio físico regular. El diagnóstico temprano es crucial para evitar complicaciones graves y promover una recuperación adecuada. Este documento tiene como objetivo proporcionar información sobre los tipos más comunes de lesiones de la columna, sus síntomas y las opciones de tratamiento disponibles. Se enfatiza la importancia de la prevención y el papel del fisioterapeuta en el manejo de estas afecciones.

El diagnóstico de las lesiones de la columna vertebral requiere una evaluación cuidadosa que incluya historia clínica, examen físico y estudios de imagen. El tratamiento puede variar desde medidas conservadoras como reposo, analgésicos y fisioterapia hasta procedimientos quirúrgicos en casos graves. La colaboración entre el paciente y el profesional de la salud es fundamental para lograr los mejores resultados.

1.- INTRODUCCION

La morfología del cuerpo humano favorece las lesiones aisladas de los miembros debido a su vulnerabilidad en los traumatismos y tiende a respetar el eje vertebral, que se encuentra más protegido por la presencia de las costillas, pelvis, esternón y sistema muscular. Sin embargo, bien por agresión directa sobre la zona vertebral, o indirectamente en el conjunto de lesiones sufridas por el organismo en los grandes traumatismos, son cada vez más frecuentes las lesiones que asientan en la columna vertebral. La práctica generalizada de deportes de contacto físico y, en mayor medida, los que utilizan ingenios mecánicos para desarrollar altas velocidades, son responsables, en parte, del incremento de las lesiones vertebrales. Sin embargo, son los traumatismos derivados de la circulación viaria y los accidentes laborales los que tienen mayor importancia cuantitativa y cualitativa por el alto número de lesiones espinales y por la gravedad de las mismas. (Fig. 1).

El peligro perenne de secuelas neurológicas irreversibles y el hecho de que sea una patología que afecta básicamente a personas en edad productiva, como

se desprende de la etiología, añade factores sociales, laborales y económicos que han obligado a valorar nuevamente los planteamientos terapéuticos alrededor de las fracturas de columna y han atraído la atención de numerosos cirujanos ortopedas sobre la problemática de esta patología vertebral.

Debido a la disposición biomecánica de la columna dorsal con la defensa que ofrece el tórax, esta región se encuentra más protegida frente a los traumatismos y exige que éstos alcancen cierta intensidad para afectarla. No sucede así con la columna cervical, lumbar y con la charnela toracolumbar, dado que además de no poseer mecanismos de defensa extrínsecos, exceptuando los musculares, son punto de paso obligado de las diferentes fuerzas que actúan sobre estos segmentos. Ello confiere especial importancia a estas lesiones y ha centrado nuestro interés en las fracturas, luxaciones y fracturas-luxaciones de la columna dorsolumbar.

La revisión bibliográfica del tema indica que, aparte de consideraciones fisiológicas, anatómicas o biomecánicas, la principal controversia se establece sobre la conveniencia o no del tratamiento quirúrgico. Inicialmente los criterios mayoritarios apoyaban la terapia conservadora, pero posteriormente y motivado

por la aparición de los conceptos de inestabilidad ganaron muchos adeptos las posiciones que preconizaban los tratamientos quirúrgicos, hasta el punto de que hoy en día son predominantes. A ello ha contribuido, sin duda, la mejora de las técnicas anestésicas y quirúrgicas, la aparición de nuevos materiales y diseños que han permitido colocar instrumentación estable, y la menor morbilidad per y postoperatoria. Aún así, parte de la discusión sigue pivotando entre tratamiento cruento versus tratamiento incruento.

La problemática actual gira alrededor de conseguir sistemas de osteosíntesis de la columna dorsolumbar, que sean más rígidos y más estables, que confieran mayor capacidad de defensa a la zona lesionada para resistir las fuerzas de compresión, flexión, rotación y cizalladura que se sucederán en el tiempo, en aras de mantener la reducción obtenida en el acto quirúrgico hasta la curación de la fractura y/o la consolidación de la artrodesis practicada.

Partiendo de los conocimientos actuales que intentamos profundizar con nuestro trabajo, hemos efectuado un estudio experimental sobre diferentes métodos de osteosíntesis utilizados habitualmente en la columna dorsolumbar, para comparar su comportamiento al someterlos a distintos esfuerzos.

Hemos desarrollado una técnica original de osteosíntesis para cotejarla en el estudio general.

A continuación expondremos sucesivamente un acercamiento global al tema, haciendo especial hincapié en el concepto de inestabilidad y las clasificaciones que de él se deducen, la problemática actual y las hipótesis de trabajo, el estudio experimental que hemos llevado a cabo y el material y métodos de que nos hemos servido.

Describiremos los ensayos realizados y la elaboración de los datos, con los resultados obtenidos. Finalizaremos este trabajo con la discusión de nuestros resultados y daremos las conclusiones que hemos inferido.

1.1.- Recuerdo Anatómico

La formación de la *columna vertebralis* (columna vertebral) se inicia con la aparición, en los primeros días de vida fetal, de masas de tejido embrionario a cada lado de la notocorda: las protovértebras. Estas rodean pronto la notocorda y envían hacia atrás prolongaciones que, dirigiéndose al encuentro unas de otras, envuelven a la *medulla spinallis* (médula espinal), que las precede en desarrollo. Las protovértebras forman los *corpus vertebrae* (cuerpos vertebrales), y sus prolongaciones posteriores, los *arcus vertebrae* (arcos vertebrales). Estos no se reúnen en la línea media hasta el tercer mes en las *vertebrae thoracicae* (vértebras dorsales), cerrando de este modo el *canalis vertebralis* (conducto medular). Las *vertebrae lumbales* (vértebras lumbares) lo hacen más tarde. (Testut y Jacob '149' 1977).

Después del nacimiento, cada vértebra se desarrolla por puntos de osificación primitivos y puntos de osificación secundarios. Los primitivos se sitúan, uno en el cuerpo y dos en las porciones posterolaterales de las *vertebrae* (vértebras). Los puntos complementarios son en número de cinco: uno para el vértice del *processus spinosus* (apófisis espinosa), uno para el vértice de cada *processus*

transversus (apófisis transversa) y dos para el *corpus vertebrae* (cuerpo). Estos dos últimos, en forma de discos delgados, ocupan la cara superior e inferior del *corpus* hacia los doce años y no se sueldan al resto del *corpus vertebrae* hasta que termina el desarrollo o aún más tarde.

El concepto anatómico es necesario para comprender los movimientos que ejecuta la *columna vertebralis* y la resistencia mecánica que ofrece.

Precisa compaginar rigidez y movilidad para servir de protección a las estructuras nerviosas y a la vez dinamizar el esqueleto. La unión de movimientos segmentarios realizados por las *vertebrae* conceden un arco móvil global importante, mientras que los *ligamenta* (ligamentos intrínsecos), los *musculi* (músculos) y las *curvaturas* (curvas fisiológicas) se encargan de rigidificar el sistema.

1.1.1.- Vertebrae (Vértebras)

La *columna vertebralis* se compone de una parte fija, compuesta por el *os sacrum* (sacro) y el *os coccygis* (cóccix) y una parte móvil formada por las *vertebrae* : *cervicales* (cervicales) en número de siete, *thoracicae* (dorsales) en número de doce y cinco *lumbales* (lumbares). Todas las *vertebrae*, cualquiera que sea la región a que pertenezcan, son morfológicamente equivalentes y están constituidas por un mismo tipo. Constan básicamente de *corpus vertebrae* y *arcus vertebrae* con sus *apophysis*, diferenciándose entre sí por ciertas peculiaridades anatómicas. (Fig. 2). Las *vertebrae thoracicae* y *lumbales* se distinguen por la *fovea costalis* (carilla articular) que poseen para la *articulatio costovertebralis* (articulación costal), en el primer caso, y en el segundo, por la mayor robustez de sus estructuras y la ausencia de *articulatio costo vertebralis*.

El *corpus vertebrae*, en situación anterior, tiene forma cilíndrica, excepto en su pared posterior, que es convexa. A medida que nos acercamos al *os sacrum*, adopta forma reniforme. Las *substantia corticalis* (corticales) que lo rodean no son excesivamente resistentes, excepto la posterior, que recibe el

nombre de muro posterior. El interior de las *corticalis* (corticales) engloba la *substantia spongiosa* (hueso esponjoso), que según *Kapandji* «¹³³» 1973 está dispuesto en forma de fibras oblicuas que el autor denominó en abanico, y que desde el *arcus vertebrae* y a través de los *pediculus* (pedículos) se dirigen hasta la zona subcondral de los platillos superior e inferior del *corpus vertebrae*. Además, existen *trabeculae* (trabéculas) verticales y horizontales que unen *corticalis* opuestas. Estos conceptos fueron corroborados por *Roca* «¹³²» 1977, que con estudios fotoelastométricos demostró que las líneas de fuerza seguían el mismo patrón que las *trabeculae*, tal y como indica la ley de *Wolff*. Esta estructura parece condicionar una zona débil situada anteriormente y una zona posterior fuerte donde se entrecruzan las fibras en abanico. (Fig. 3).

Los platillos vertebrales son cóncavos y están recubiertos de fibrocartílago.

El *arcus vertebrae* está formado por un semicírculo óseo unido al *corpus vertebrae* por los *pediculus*, en posición *dorsalis* (dorsal) y perpendiculares al mismo. Hacia atrás los *pediculus* se prolongan por las *lamina arcus vertebrae* (láminas) en dirección posterior y caudal, con tendencia a mantener con sus adyacentes

una relación parecida a la de las tejas de un tejado.
(Fig. 2).

Las *lamina arcus vertebrae* de ambos lados se reúnen en la línea media, dando lugar a los *processus spinosus*, que son más finos y alargados en la región *thoracicae* y breves, pero fuertes, en las *lumbales*.
(Fig. 2).

Las *processus transversus* aparecen a ambos lados, en la zona de unión entre *lamina arcus vertebrae* y *pediculus* denominada *pars interarticularis* (parte interarticular), porción de vital importancia, puesto que de ella emergen en sentido proximal y distal los *processus articularis* (apófisis articulares).
(Fig. 2). De este modo, la unión de estas estructuras con sus suprayacentes y subyacentes forman un entramado articular de gran importancia biomecánica. La orientación de estas *articularis* varía según la región anatómica, estando situadas en el plano frontal a nivel dorsal y en el plano sagital a nivel lumbar.

El *corpus vertebrae* y el *arcus vertebrae* delimitan un espacio denominado *canalis vertebralis* por donde discurre la *medulla spinalis* y los *plexus nervorum spinalium* (raíces nerviosas). La *medulla spinalis* termina al nivel de la segunda vértebra lumbar donde

se encuentra el *filum terminale* (cono terminal). A partir de ahí, aparece la cola de caballo, o agrupación de las raíces nerviosas. Estas abandonan el conducto medular por los *foramen intervertebrale* (agujeros de conjunción), delimitados por los *pediculus, apophysí articularis y corpus vertebrae* de dos *vertebrae* adyacentes.

**1.1.2.- *Articulationes vertebralis et ligamentum*
(Articulaciones vertebrales y ligamentos)**

Las *vertebrae* se unen entre sí por sus *corpus*, mediante los *disci intervertebralis* (discos intervertebrales) y los *ligamentum longitudinale anterius et posterius* (ligamentos longitudinales anterior y posterior). También lo hacen mediante los *processus articularis*. Finalmente se unen a distancia mediante los *ligamentum* que puentean las *lamina, processus spinosus y processus transversus*, a saber: *ligamentum flavum* (ligamento amarillo), *ligamentum interespinale* (ligamento interespinoso), *ligamentum supraespinalis* (ligamento supraespinoso) y *ligamentum intertransversarium* (ligamento intertransverso). (Fig. 3). Todos ellos forman lo que se ha dado en llamar complejo ligamentario posterior (Roy-Camille (139) y col. 1977).

El *disci intervertebralis* es un fibrocartilago que une las dos superficies articulares y que se encuentra muy sólida e íntimamente unido a los *corpus vertebralis* por sus fibras que llegan hasta el hueso subcondral. Tiene una altura aproximada de hasta 15 mm. en las *vertebrae lumbales* y representa un 20 al 33% de la altura de la *columna vertebralis* (White y Panjabi (1978) 1978). Se comprende de tres distintas partes: *nucleus pulposus* (núcleo pulposo), *annulus fibrosus* (anillo fibroso) y *cartilagine articularis* (platillos cartilagosos).

El *nucleus pulposus* es un vestigio de la notocorda que es usualmente más posterior que central. Lo componen fibras de colágeno englobadas en un gel de mucopolisacáridos que ocupa del 30 al 50% del área discal, posee una capacidad aproximada de 1 cm.³ y su contenido es agua en una proporción aproximada al 80% (Rolander (1966) 1966).

El *annulus fibrosus* lo forman láminas concéntricas de fibras colágenas que engloban al núcleo y adoptan una disposición helicoidal que une a los platillos cartilagosos. Se disponen entre ellas formando un ángulo que oscila entre 100° y 120°, de modo que el entramado resultante es muy resistente. Se fijan en la periferia fuertemente al cuerpo vertebral por las

fibras de *Sharpey* (*Hirsch y Schajowicz* (1952)). Estos autores demostraron que el *annulus fibroso* está libre de irrigación e inervación y que sólo fenómenos de reparación pueden incorporar estos elementos al *disci intervertebralis*.

Los *ligamentum longitudinale anterius* (ligamento longitudinal común anterior -L.C.A.-) y *ligamentum longitudinale posterius* (ligamento longitudinal común posterior -L.C.P.-) son bandas fibrosas largas y resistentes, que presentan su mayor fortaleza en la región dorsal y que se diferencian entre sí porque mientras el anterior se fija fuertemente a los cuerpos vertebrales y menos a los discos, el L.C.P. hace justamente lo contrario.

Las *junctionae zygapophiseales* (articulaciones interapofisarias) son diartrodias que presentan *synovia* (sinovial), *cápsula articularis* (cápsula) y *ligamentum* (refuerzos ligamentosos) y que guían los movimientos del *disci intervertebralis* mediante las distintas orientaciones de su superficie articular. Así, a nivel dorsal, se encuentran situadas en el plano frontal, mientras que en las *vertebrae lumbales* se disponen en el plano sagital. Además, así como en las *vertebrae thoracicae* su superficie es plana, en las *vertebrae lumbale superiores* presentan forma

semiesférica que permite movimientos en los tres ejes del espacio. Las fibras capsulares se orientan perpendicularmente a la superficie articular.

El complejo ligamentario posterior está formado por el *ligamentum flavum* (ligamento amarillo), el *ligamentum interspinale* (ligamento interespinoso), el *ligamentum supraespinale* (ligamento supraespinoso) y el *ligamentum intertransversarium* (ligamento intertransverso).

El *ligamentum flavum* es, sin duda, el más importante. Se extiende desde una *lamina arcus vertebrae* a la adyacente y desde el inicio de los *processus articularis* de un lado hasta el contralateral. Es el tejido elástico más puro que podemos encontrar en el cuerpo humano. (White y Panjabi (1960) 1978).

El *ligamentum intertransversarium* se imbrinca íntimamente con la musculatura posterior que le rodea y une los *processus transversus* de dos vértebras adyacentes.

Los *ligamentum supraspinale et interspinale* conectan los *processus spinosus* sin solución de

continuidad y son más potentes en la *vertebrae lumbales* que en el resto.

1.1.3.- *Curvaturas vertebralis*
(Curvas vertebrales fisiológicas)

La presencia de curvaturas en el segmento móvil del raquis aumenta la resistencia y rigidez de la columna, como indica la ley de *EULER*, según la cual la resistencia es proporcional al cuadrado de curvas que presenta un segmento más uno.

$$R = C^2 + 1$$

En la *columna vertebralis* normal encontraremos en el plano sagital la *lordosis cervicalis*, la *cifosis thoracicae* y la *lordosis lumbales*. En el segmento fijo aparece una *cifosis sacrum et coccygea* (sacrococcígea) que no tiene significación mecánica.

1.2.- Biomecánica

La columna es una estructura mecánica. Las vértebras se articulan unas con otras y se controlan los movimientos por un complejo sistema de ligamentos, articulaciones y estructuras extrínsecas, como la caja torácica o la musculatura. El raquis responde a tres funciones biomecánicas fundamentales. En primer lugar transfiere el peso del cuerpo y sus movimientos a la pelvis. En segundo lugar dinamiza estas estructuras. Finalmente, y más importante, protege la médula espinal de daños potenciales producidos por traumatismos. Para el cumplimiento de estas misiones, dispone de propiedades biomecánicas altamente especializadas.

El segmento motor descrito por *Junghans* (1931) en 1931 fue tomado como unidad tradicional para el estudio del movimiento vertebral. Lo constituyen dos vértebras adyacentes con sus correspondientes articulaciones y estructuras ligamentosas. (Fig. 3). El arco móvil entre vértebras alcanza 6° y permite los movimientos intervertebrales. Las articulaciones interapofisarias ordenan el movimiento mediante la distinta orientación de sus carillas. Los ligamentos y el disco intervertebral constituyen el freno del

movimiento. El movimiento se describe en términos relativos a la vértebra subyacente.

Los ejes principales de movimiento se definen por los tres planos del espacio. Los movimientos posibles serán seis, atendiendo a la posibilidad de trasladarse sobre cada eje o hacerlo rotando sobre sí mismo. (Concepto de eje instantáneo de rotación creado por *White y Panjabi* (1978)).

Rolander (1966) estudió las variaciones en el centro instantáneo de rotación en un segmento vertebral con disco intervertebral sano y con disco intervertebral lesionado. Encontró que los centros instantáneos de rotación para los segmentos con un disco normal se reagrupan en la zona central del disco, mientras que en caso de degeneración discal, existe una gran dispersión de los centros instantáneos de rotación.

El segmento vertebral de movimiento permitirá efectuar flexión y extensión, inclinación lateral a los dos lados y rotación axial. Además, como demostraron *Gregensen y Lucas* (1967), existe un movimiento involuntario combinado que asocia rotación de la vértebra hacia el lado contrario al de la

inflexión lateral que se realice en ese momento: es la rotación automática.

Los movimientos globales que permite la columna oscila entre los siguientes datos (*Allbrook* ⁽¹⁾ 1957, *Gregensen y Lucas* ⁽⁴⁾ 1967)

	Flexión	Extensión	Inflexión lateral	Rotación axial
Columna lumbar	45°	35-45°	20°	10-15°
Columna dorsal	30°	40°	30°	30°

De estas cifras se desprende una mayor rigidez de la columna dorsal y una columna lumbar mucho más dúctil a la flexo-extensión, mientras que para los movimientos de rotación e inclinación lateral se invierten los términos. Sin embargo, ha de tenerse en cuenta que los parámetros dorsales deben dividirse en doce segmentos vertebrales, mientras que los lumbares tan sólo debe hacerse entre cinco. Sin duda que la columna lumbar tiene mayor amplitud de movimiento, incluso en "bending" y rotaciones axiales, si lo consideramos de esta forma.

1.2.1.- Estudios previos sobre las propiedades biomecánicas de los componentes del segmento vertebral

Las propiedades de los cuerpos vertebrales, discos intervertebrales, arcos neurales, ligamentos o del segmento vertebral mismo tomado en conjunto, han sido estudiados mediante experimentación de laboratorio, modelos gráficos, modelos mecánicos articulados y finalmente con modelos matemáticos sobre ordenador, que permiten una versatilidad ilimitada. De todos ellos se han extraído conocimientos sobre las propiedades físicas del segmento vertebral. Veamos los más significativos:

- *Virgin* (151) 1951 estableció que el disco tenía un comportamiento visco-elástico. Su poder de regeneración es proporcional a la duración de la fuerza aplicada y puede soportar 20 Kgf/cm²

- *Hirsch y Nachemson* (152) 1954 midieron la deformación del anulus fibroso al aplicar cargas vertebrales a un disco. Los discos degenerados protuían más a la carga que los sanos. Concluyen diciendo que el disco es la estructura fundamental de soporte y distribución de la carga de la columna.

- *Perey* ⁽¹²²⁾ 1957 sometió vértebras lumbares a máquinas de compresión, obteniendo lecturas de carga deformación. El diagrama mostraba una curva en S larga, sugiriendo una deformación inicial amplia por deformación de la estructura a la carga.

En compresión estática, *Perey* ⁽¹²²⁾ 1957, demostró que la resistencia del cuerpo vertebral se sitúa, para los grupos de sujetos de menos de 60 años a 400 Kgf por la parte anterior y a 600 Kgf por la posterior. Las cifras disminuyen a 260 Kgf por encima de 60 a. La resistencia del platillo vertebral alcanza los 109 Kgf/cm² entre 20 y 30 años y disminuye a 43 Kgf/cm² después de los 60 años.

- La parte más débil a la carga en compresión, de un segmento vertebral con disco intervertebral, resultó ser el platillo vertebral *Brown* ⁽¹²⁵⁾ y cols. 1957.

Decoulx y Rienau ⁽²²⁾ 1958 obtienen resultados parecidos a los expuestos por *Perey*.

- *Roaf* ⁽¹³⁰⁾ 1960 observó que en compresión siempre cede antes el cuerpo vertebral que el disco intervertebral, apareciendo una cuña anterior. En

flexión y en inflexión lateral ocurre lo mismo al llegar a los 200 Kgf, antes de que cedan los elementos posteriores. Comprobó que en hiperextensión se produce siempre la fractura del arco neural antes de que rompa el ligamento vertebral común anterior, hecho de gran importancia para el tratamiento de estas fracturas, como veremos más adelante.

- *Currey* ⁽²⁰⁾ 1964 y *Mack* ⁽²⁴⁾ 1964 estudian las propiedades del cuerpo vertebral, sometiéndolo a compresión. Según ellos, el hueso es un sistema multifásico compuesto por fibras concéntricas colágenas que actuarían en pretensado, lo que le concede sus propiedades biomecánicas.

- *Nachemson* ⁽¹¹²⁾ 1966 dedujo que las articulares posteriores no soportan gran carga en la compresión axial cuando vió que las cifras globales de resistencia de un segmento vertebral no se modificaban significativamente al aplicar el esfuerzo en extensión o en posición intermedia.

- Para *Rolander* ⁽¹²²⁾ 1966, las propiedades mecánicas del disco y del cuerpo se reparten la energía de absorción. A pequeñas cargas sólo el disco se deformaría, pero al aumentar la fuerza, la vértebra se deforma en mayor grado que el disco. Finalmente, si

la carga aumenta, se produce una rotura del platillo vertebral (Rolander ⁽¹³⁴⁾ 1975) que explicaría el mecanismo de producción de las hernias de Schmörl y la aparición de escoliosis en pacientes jóvenes con antecedente traumático (Mc. Phee ⁽¹⁰³⁾ 1981).

-Farfan ⁽³⁵⁾ 1970 remarcó que la resistencia a la compresión es esencialmente debida a la presencia de las corticales del cuerpo (35 Kgf/cm²), mientras que a la torsión son el disco intervertebral (21 Kgf/cm²) y las articulares posteriores (18,5 Kgf/cm²) las que soportan mayor carga.

- White y Hirsch ⁽¹⁵⁹⁾ 1971 demuestran que la sección del complejo ligamentario posterior aumenta la flexión y la extensión, pero el aumento más espectacular corresponde a la rotación.

- Schultz y Hirsch ⁽¹⁴³⁾ 1974 demuestran sobre un modelo matemático informatizado, basándose en datos de trabajos previos, que la rigidez a la inclinación lateral en una columna torácica sana es de 20 Kp/cm. por cada grado. El 80-90% de esta rigidez es responsabilidad de los discos intervertebrales.

-King y cols ⁽⁷³⁾ 1975 obtiene el módulo de elasticidad del disco, mediante un modelo matemático.

-Kazarian (1975) estudia un segmento vertebral en carga. El núcleo pulposo distribuye, y al mismo tiempo convierte, la carga uniaxial en una fuerza anular tangencial, que se atenúa por un mecanismo visco-elástico de las paredes del annulus. El estado del núcleo pulposo juega un papel muy importante en el comportamiento del segmento vertebral como unidad. Si el disco está deteriorado, al cargar un segmento vertebral, las superficies de las pequeñas articulaciones entran en contacto, produciéndose la degeneración artrósica.

- Al cargar un segmento vertebral se forma una tensión circunferencial que es máxima en la periferia del annulus y decrece radialmente hacia el centro por acción de las fibras colágenas. En el platillo vertebral ocurre a la inversa; el máximo stress se encuentra en la porción central, y disminuye hacia la periferia (Kulak y cols. (1975)).

- White y Panjabi (1978) en sus consideraciones biomecánicas establecen que la compresión del segmento vertebral no produce hernia discal y que el desplazamiento del núcleo pulposo bajo compresión no sigue dirección determinada. Durante el *bending* o inflexión lateral, los discos protuyen en el lado cóncavo de la curva y se colapsa en el lado

convexo. En flexión, protuye anteriormente y se deprime posteriormente. De ello deducen que el *bending* y las rotaciones son más peligrosas para el disco que la compresión axial.

Refiriéndose al complejo hueso-ligamento-hueso, indican que, bajo cargas progresivas en largo espacio de tiempo, el fracaso se produce a través del hueso. Sin embargo, si las cargas han aumentado de un modo rápido o brusco, entonces es el ligamento, el que fracasa.

Opinan que el hueso esponjoso vertebral es el responsable del 55% de la capacidad de soportar cargas aunque disminuye mucho con la edad. Están de acuerdo con *Rolander y Brown* sobre las lesiones centrales de los platos vertebrales al efectuar compresión axial de un segmento con disco intacto. Caso de que el disco se encuentre degenerado, postulan que aparecerá antes una fractura periférica del platillo vertebral.

- *Roca* (1977), en su estudio de fotoelasticidad, demuestra que funcionalmente existen dos sistemas trabeculares en el cuerpo vertebral, que trabajan uno a compresión y otro a tracción, formando al valorar todo el segmento vertebral, un pinza funcional, que toma como centro pivote de movimiento

la parte interarticular. En este hecho radicaría la etiología de la espondilolistésis como fractura por sobrecarga.

Según *White y Panjabi* (1978), las pequeñas articulaciones posteriores proporcionan un 45% de la resistencia a la torsión. La mayor rigidez a la torsión se encuentra en la unión toracolumbar. Ello hace que se concentren en ese punto altas fuerzas de *stress* que se correlaciona con el alto número de fracturas a ese nivel. También influye el gradiente de movilidad entre columna torácica y lumbar.

Del análisis de los principales estudios efectuados sobre las características biomecánicas del segmento vertebral podemos resumir que el disco es la estructura fundamental de soporte y distribución de la carga de la columna, mientras que el platillo vertebral es la parte más débil. Por eso los traumatismos de la columna vertebral en la adolescencia pueden lesionar los cartílagos de crecimiento y producir hernias intraesponjosas o escoliosis secundarias.

Ante esfuerzos de hiperextensión se fractura el arco neural antes de que se lesione el L.C.A., hecho de gran importancia para el tratamiento de estas

fracturas. Ante esfuerzos de compresión la mayor resistencia la ofrecen las corticales del cuerpo vertebral, mientras que a la torsión, que es la fuerza que inestabiliza más la columna, el papel primordial en cuanto a la rigidez lo desempeña el disco intervertebral, ayudado por las articulares posteriores.

La zona que presenta mayor rigidez es la charnela dorsolumbar lo que, junto a las altas fuerzas de **stress** que allí se concentran, explica la predilección que tienen las fracturas de la columna dorsolumbar para localizarse allí.

1.3. Concepto de inestabilidad

Una columna vertebral en situación experimental, desprovista de la musculatura y con indemnidad absoluta del sistema disco-ligamentario y óseo, tan sólo puede soportar una carga de 2 Kg. sin desplomarse (*Roca* '132' 1977). La estabilidad intrínseca que le concede las articulaciones, la presión discal y la tensión ligamentaria, apenas le permite sostener un peso tan pequeño. Sin embargo, conocemos por los trabajos de *Nachemson* '111' 1963, que cuando un hombre de aproximadamente 70 Kg. se reincorpora de la posición flexionada hacia adelante y regresa al ortostatismo, las presiones que soporta el disco intervertebral L₃-L₄ alcanzan los 150 Kg. sin que ocurran alteraciones, en condiciones normales. Ello sólo es posible gracias a la estabilidad extrínseca que le proporciona la musculatura espinal y abdominal.

El valor de la musculatura ha sido descrito por *Morris* '107' y cols. 1961. Consideran que la columna es una vara elástica segmentada, soportada por la musculatura paraespinal y situada dentro de dos cámaras: la torácica, llena de aire, y la abdominal, rellena de una masa semifluída. La misión de los músculos del tronco es convertir estas cámaras en cilindros de paredes semi-rígidas, que sean capaces de

resistir una parte del esfuerzo impuesto a la columna vertebral. Para corroborar esta hipótesis, midieron la actividad electromiográfica de la musculatura del tronco y la presión manométrica intratorácica e intraabdominal, mientras los individuos levantaban pesos. Observaron que al levantar pesos de aproximadamente 30 Kgs. existe una contracción de la musculatura extrínseca con predominio absoluto de los abdominales, intercostales y del diafragma. El trabajo del diafragma y de la musculatura abdominal, especialmente del transverso, comprimen la cavidad abdominal y la convierten en un cilindro semirígido capaz de soportar cargas pesadas. Se calcula que la presión soportada por los discos lumbares se reduce en un 30% gracias a este factor.

Cuando la columna se ve sometida a las diferentes fuerzas que actúan sobre ella (flexión, compresión, rotación y cizalladura) y la intensidad de los esfuerzos superan las cotas de rigidez y flexibilidad de las estructuras ósea, ligamentaria y capsular, se producirán luxaciones, fracturas o fracturas-luxaciones. Según la importancia y magnitud de las lesiones que se produzcan, los diferentes sistemas comentados anteriormente serán capaces o no, de mantener la estabilidad de la columna vertebral.

Así pues, nos encontraremos ante lesiones ESTABLES o INESTABLES del RAQUIS.

Para *Holdsworth* ⁽⁵²⁾ 1963, ⁽⁵³⁾ 1970, el concepto de inestabilidad va ligado a la persistencia del complejo ligamentario posterior, que está formado por el ligamento vertebral común posterior, los ligamentos inter y supraespinosos, las articulaciones posteriores y el ligamento amarillo. Para el autor, la indemnidad del complejo ligamentario indica que toda la fuerza se localiza en el cuerpo vertebral, donde ejerce sus efectos traumáticos, y que a pesar de la desviación remanente, el segmento vertebral permanecerá estable. Si este complejo se rompe, se producirán fracturas en los pedículos y en las láminas, por fracaso del arco posterior, y la lesión será inestable. Para *Holdsworth* ⁽⁵¹⁾ 1953, la lesión de predominio óseo es estable a largo plazo, puesto que tiende a la consolidación, mientras que la lesión de predominio ligamentario nunca ofrece una reparación satisfactoria.

Kaufer y Hayes ⁽⁷⁰⁾ 1966, refiriéndose a las lesiones de la columna lumbar a partir de la vértebra L II, creen que sólo las luxaciones y fracturas-luxaciones son inestables y las definen como aquellas lesiones que potencialmente pueden producir un

déficit neural inicialmente inexistente o bien aumentar un déficit previamente existente.

Frankel y cols. (41) 1970 no conceden importancia a la división de las lesiones en estables o inestables, puesto que para ellos la verdadera dimensión del concepto se alcanza al valorar el resultado final.

Roberts y Curtiss (191) 1970 insisten en el concepto de inestabilidad según aparezca deformidad progresiva o lesión neurológica.

Whitesides y Shah (152) 1976 asocian el concepto de inestabilidad a la lesión de las estructuras de la columna posterior (principalmente al ligamento vertebral común posterior). Siguiendo bastante los conceptos de *Holdsworth* (52) 1963, estos autores consideran que las fracturas de la columna dorsolumbar son inestables cuando se rompe el muro posterior y cuando se evidencian mecanismos rotacionales.

Para *Goutallier y Scheffer* (45) 1977 la estabilidad del segmento depende en mayor medida del disco intervertebral ayudado por los ligamentos. *Goutallier y Louis* (47) 1977 consideran que las lesiones óseas no son evolutivas y que por tanto,

exceptuando la mielopatía crónica a largo plazo, no son neuroagresivas, tendiendo a la estabilidad intrínseca. Opinan que las lesiones disco-ligamentosas propenden a una inestabilidad evolutiva y neuroagresiva.

Argenson y Dintimille (1977), tras efectuar trabajos experimentales con monos, consideraron que la estabilidad viene determinada por la integridad de las columnas posteriores articulares, aún cuando la columna vertical anterior (los cuerpos) esté seriamente afectada.

Bradford y cols. (1977), creen que el término estabilidad es relativo y debe discriminarse entre aguda y crónica. La inestabilidad aguda se refiere a aquellas fracturas que han dado lesiones neurológicas o que pueden desplazarse inmediatamente y provocarlas. En cambio, la inestabilidad crónica se refiere a la angulación que aparece a los meses o años de la lesión y que se debe al daño sufrido por la columna anterior (a uno o más niveles corporales), o por el complejo ligamentario posterior de *Holdsworth*. También apunta la inestabilidad yatrógena producida por la lesión de estructuras posteriores en abordajes quirúrgicos.

Bonnel y cols. (12) 1977, en trabajos experimentales, deducen que la inestabilidad depende de la lesión discoligamentosa como factor inicial, que se desarrollará más o menos en función de las curvaturas del raquis. El factor ligamentoso es esencial, cuando se añade a lesiones óseas anteriores.

Louis (13) 1977, asegura que son inestables aquellas fracturas que están amenazadas por un desplazamiento secundario comparado al inicial, o sea, al constatado en la primera radiografía. Considera que la presencia de lesiones neurológicas define a una lesión como inestable, ya que las radiografías tomadas en la primera asistencia pueden camuflar un importante desplazamiento neuroagresivo, que se ha reducido espontáneamente debido al transporte en decúbito.

Louis (17) 1977 basa sus aseveraciones en la teoría de las columnas. Relaciona dos sistemas columnares: uno vertical compuesto por tres columnas osteoligamentosas, y otro horizontal formado por tres puentes óseos. El vertical lo constituyen una columna anterior (los cuerpos vertebrales) y dos columnas posteriores (las articulaciones interapofisarias posteriores). El sistema horizontal pone en comunicación las columnas verticales de cada vértebra mediante tres puentes óseos que quedan formados por los pedículos y las láminas. El autor puntúa las

alteraciones de la continuidad de estas estructuras y cuando la suma supera un máximo preestablecido, califica la columna de inestable. *Louis* (1977) introduce la variante de la inestabilidad terapéutica, en cierto modo yatrogénica, que se produce por técnicas descompresivas posteriores (laminectomía) o bien por reducciones en hiperextensión de las fracturas de columna dorsolumbar, que dejan defectos corporales anteriores, o también por el abordaje quirúrgico a través de una vía sana, lesionando estructuras conservadas, aunque sea para artrodesar una fractura inestable. Para este autor francés, las apófisis espinosas y transversas no son más que un sistema de brazo de palanca de inserciones musculares. Para *Louis* (1977), las inestabilidades pueden ser de predominancia ósea o ligamentosa, de buen o mal pronóstico respectivamente, según su tendencia a la consolidación. Según *Louis* en una fractura por flexión es más inestable y grave la pérdida de sustancia que se produce que la solución de continuidad que aparece. Tras la reducción en hiperextensión de este tipo de fracturas se pone de manifiesto el sentido de la aseveración de *Louis*, pues abundando en el concepto de *Böhler* (1941), el defecto óseo remanente será fuente de inestabilidad. Por ello, en su concepto de inestabilidad diferencia una inestabilidad provisional, por probable fusión ósea y una

inestabilidad duradera, por ausencia de fusión ósea y sobretodo ligamentosa.

Para *Dickson y cols.* (1977) 1978 la lesión neurológica es criterio de inestabilidad, puesto que indica el momento de máximo desplazamiento del mecanismo traumático. Junto a *Harrington y Erwin*, el autor, valora la estabilidad como un compendio de tres factores que indicarán si el paciente portador de una fractura de la columna dorsolumbar, puede recuperar la posición ortostática y deambular, aunque sea con ayuda de un soporte externo (ortesis). Estos factores son la integridad del cuerpo vertebral, la indemnidad del muro posterior de *Holdsworth* y la alineación de los ejes del raquis en base al porcentaje de desplazamiento. La ausencia de dos de estos factores implicarán que la fractura se conceptúe de inestable.

White y Panjabi (1978) 1978 introducen el concepto de inestabilidad clínica y la definen como la capacidad de la columna bajo cargas fisiológicas para mantener las relaciones entre las vértebras sin que se produzcan daño o ulterior irritación de la médula espinal o de las raíces nerviosas, y sin que se desarrolle deformidad incapacitante o dolor debido a cambios estructurales. Califican de cargas fisiológicas aquellos esfuerzos que se producirán

durante la actividad normal de cada paciente evaluado, es decir, introducen un aspecto personalista. Como deformidad incapacitante, consideran el desplazamiento considerable que resulta intolerable para el paciente. Dolor incapacitante sería aquél imposible de controlar mediante drogas no narcotizantes. La inestabilidad clínica puede producirse por trauma, enfermedad o cirugía, o por cualquier combinación de las tres.

Creen que la estabilidad viene determinada por las variaciones anatómicas y cinemáticas de las distintas regiones raquídeas. Opinan que los esfuerzos rotacionales y aún más, los desplazamientos horizontales son los que producen mayor inestabilidad, porque son los que con mayor frecuencia ocasionan disrupción ligamentosa. Cotejan los diferentes hallazgos clínicos y radiológicos atendiendo a un baremo preestablecido y definen la columna de estable o inestable si alcanza una determinada puntuación. Conceden gran importancia a la presencia de daño neurológico para definir a una columna como inestable, puesto que creen que debe haber un daño estructural importante para que aparezca déficit nervioso. Sin embargo, aceptan dos suposiciones en las que puede existir déficit medular sin daño estructural presente o reconocible. Estos supuestos son, en primer lugar,

la deformación de los ligamentos dentro de su cinemática fisiológica que permitiría un desplazamiento suficiente del raquis, provocando un impacto perjudicial de las estructuras neurales, y en segundo lugar, las lesiones nerviosas por intrusión del ligamento amarillo por mecanismo de hiperextensión. Estas posibilidades les obliga a ser cautos y no definir como inestable toda columna vertebral que, tras lesión, presente déficit neurológico.

Jacobs ⁽¹⁹⁸⁴⁾ y cols. 1980 considera que una fractura o fractura-luxación dorsolumbar con alteraciones neurológicas, es inestable. También lo será cuando pueda causar daño medular o radicular potencialmente o cuando muestre una progresiva angulación (inestabilidad crónica). Este autor considera que una columna intacta no permite movimientos que puedan producir daño neurológico y por tanto, ningún raquis suficientemente desplazado para producir daño o signos neurológicos puede ser estable ⁽¹⁹⁸⁴⁾ 1984.

Laborde y cols. ⁽¹⁹⁸⁰⁾ 1980 creen que la inestabilidad viene indicada por un desplazamiento inicial importante o por el desarrollo de deformidad progresiva.

Nagel y cols. (113) 1981 consideran que la estructura más importante para estabilizar la columna es la parte posterior del anillo fibroso y que su persistencia o ausencia determina la inestabilidad.

Panjabi y cols. (121) 1981 definen como inestables las lesiones ligamentosas de la columna torácica que presenten una angulación superior a 5° en el plano sagital o 2,5 mm. en el plano horizontal.

Purcell y cols. (127) 1981 califican como estable la columna que mantenga las relaciones fisiológicas desde cualquier plano de ataque de fuerzas igualmente fisiológicas sin que se produzca daño neurológico.

Dorr y cols. (131) 1982 en un trabajo del Rancho de los Amigos, definen las fracturas como estables neurológicamente, cuando tras el traumatismo no aparece pérdida de función. Si la angulación de los cuerpos vertebrales que forman un segmento no supera los 10° al efectuar movimientos de flexo-extensión tras una fractura a ese nivel, creen que la lesión es estable desde el punto de vista músculo-esquelético.

Angtuaco y Binet (4) 1984 definen la estabilidad como la capacidad de la columna vertebral bajo fuerzas fisiológicas, de mantener las relaciones entre las

vértebras, así como de preservar la médula espinal y las raíces nerviosas de todo daño, siguiendo los conceptos expresados por *White y Panjabi* (1980) en 1977.

Denis (24) en 1984, basándose en trabajos de otros autores y en sus propios estudios, rechaza las aseveraciones de *Holdsworth* y dice que la ruptura aislada del complejo ligamentario posterior por sí sola no es suficiente para dar inestabilidad. Introduce el concepto de las tres columnas como elementos de transmisión de fuerzas. Como hecho novedoso, interpone entre la columna anterior y posterior de *Holdsworth*, una columna media que estaría formada por el ligamento vertebral común posterior, la parte posterior del anillo fibroso y el muro vertebral posterior. La columna anterior la constituirían la parte anterior del anillo fibroso, el ligamento vertebral común anterior y la cortical anterior del cuerpo. Finalmente la columna posterior quedaría formada por el complejo articular posterior, el ligamento amarillo y los ligamentos inter y supraespinosos. (Fig. 4). Para *Denis* (23) 1983 es necesario que exista una lesión de la columna media asociada a una cualquiera de las otras dos, para que pueda considerarse inestable. *Denis* (24) 1984 define la estabilidad como aquella columna vertebral capaz de

soportar *stress* sin deformarse progresivamente y sin que aparezcan lesiones neurológicas. Clasifica la inestabilidad en tres tipos, según sea ésta mecánica, neurológica o mixta:

- Inestabilidad Mecánica :

Cuando una fractura estable puede sufrir una deformación progresiva; por ejemplo una fractura en flexión, inicialmente estable por el poco hundimiento del cuerpo, evoluciona a la cifosis progresiva.

- Inestabilidad Neurológica:

Cuando una fractura que, mecánicamente puede considerarse estable, puede producir secundariamente lesiones neurológicas; por ejemplo una fractura por compresión que rompe el muro posterior y puede lesionar el cono medular.

- Inestabilidad combinada:

Lesiones inestables mecánica y neurológicamente; por ejemplo las fracturas-luxaciones.

Ferguson y Allen (1984) definen la columna dorsolumbar como inestable cuando puede aparecer progresión aguda o crónica de la deformidad, con las consecuencias de dolor e incapacidad laboral que

comporta, cuando se acompaña de lesión neurológica o tiene capacidad de incrementar bruscamente, o en largo tiempo, las secuelas neurológicas, y cuando ha sido abordada quirúrgicamente por vía posterior (laminectomía).

Gaines y Humphreys ⁽⁴⁴⁾ 1984 hacen una serie de reflexiones sobre la estabilidad, puesto que consideran que se han de tener en cuenta factores que permiten que una fractura que es inestable para tratarla mediante reducción ortopédica y corsé es estable si se trata mediante reposo y correctas atenciones de enfermería. Por tanto, es inapropiado calificar de inestable fracturas no desplazadas de la columna anterior, media y posterior, porque con manipulaciones y movilizaciones cuidadosas pueden tratarse exitosamente y con menor morbilidad ⁽⁴⁴⁾. Deben valorarse la tendencia que tendrá la lesión para la curación espontánea, las futuras necesidades que el paciente exigirá de su columna, la edad, etc.

Roy-Camille y Saillant ⁽¹⁴¹⁾ 1984, rechazan el concepto de *Holdsworth*. Opinan que las lesiones del segmento vertebral medio son las que pueden atesorar un potencial de desplazamiento en el tiempo y en el espacio y deben catalogarse como inestables. Concede gran importancia al disco intervertebral, puesto que

las lesiones que asientan en él poseen una capacidad de desplazamiento ilimitada a diferencia de la ósea.

Wald ⁽¹⁵²⁾ 1984 coincide en los criterios de *White y Panjabi*, mientras que *Convery y cols.* ⁽¹⁵³⁾ 1978 y *Flesh y cols.* ⁽¹⁵⁴⁾ 1977 opinan que los criterios de *Holdsworth* son los más apropiados. Otros autores, como *Mc Afee y cols.* ⁽¹⁵⁵⁾ 1983, *Korres y cols.* ⁽¹⁵⁶⁾ 1984 y *Donovan y Dwyer* ⁽¹⁵⁷⁾ 1984 siguen las teorías de *Denis* ⁽¹⁵⁸⁾ 1984 sobre el concepto de inestabilidad.

Desde nuestro punto de vista, muchos de los planteamientos expuestos son asumibles. Sin embargo, creemos que la adecuada descripción que efectúan *White y Panjabi* de los factores que intervienen son los más acertados, gozando en la actualidad del respaldo mayoritario de los cirujanos ortopédicos. También *Whitesides* ⁽¹⁵⁹⁾ 1977 centra el problema en la adecuada asunción de funciones por la columna lesionada. Igualmente nos parece que la estructuración de *Denis* ⁽¹⁶⁰⁾ 1983 entre inestabilidades neurológicas, mecánicas y combinadas logra clarificar y reunir los principales aspectos que eran motivo de controversia en torno al concepto de inestabilidad.

1.4.- Clasificación

La división de las fracturas de la columna dorsolumbar en estables e inestables es completamente imprescindible para decidir la filosofía del Tratamiento. Sin embargo, para descender a aspectos concretos, es preciso conocer otras características de las fracturas, como son el mecanismo de producción, la región afectada, la topografía lesional, porcentajes de desplazamiento, etc. La unión de todas estas características y el concepto de inestabilidad nos ayudará a determinar la conducta a seguir.

Para acceder a toda esta información son precisos medios de exploración complementarios, sin olvidar la anamnesis y la exploración física, prestando especial atención a la valoración neurológica. Sin embargo, es evidente que dada la situación de la columna, su difícil acceso a la exploración y los riesgos que ésta comporta en caso de lesión inestable, tienen especial relevancia los métodos complementarios de diagnóstico.

1.4.1.- Métodos de exploración complementarios

Obviamente el método más simple y que nos ofrecerá una mayor información sin apenas riesgos, es la

radiología en proyecciones anteroposterior y lateral y también las oblicuas. A medida que dispongamos de material más sofisticado, podremos efectuar tomografías en el plano anteroposterior y/o lateral, mielografías y tomografía axial computerizada (TAC). Caso de que la situación clínica del paciente lo permita y existan dudas acerca de la estabilidad postraumática de una lesión espinal que no haya producido lesiones óseas o dejado desplazamientos remanentes, podremos efectuar radiografías funcionales en hiperflexión en aras a descubrir patología no diagnosticada.

Para reconocer las lesiones ligamentosas que puedan ser evolutivas, *Louis* ⁽³⁷⁾ 1977 y *Goutallier* ⁽⁴⁷⁾ 1977 recomiendan estudiar dinámicamente el segmento vertebral sospechoso mediante radiografías funcionales. Dado que la contractura muscular refleja suele ser importante y puede enmascarar la semiología, es recomendable repetir estas pruebas periódicamente.

White y Panjabi ⁽¹⁰⁰⁾ 1978 consideran que con una correcta radiología *standard* y planigrafías anteroposteriores y laterales se puede disponer de la información necesaria en la primera asistencia para decidir sobre la estabilidad de la lesión.

Angtuaco y Binet ⁽⁴⁾ 1984 aconsejan efectuar las radiografías bajo tracción y en decúbito supino para evitar riesgos, dado que la mayoría de las fracturas se reducen en esta posición. En las proyecciones anteroposteriores debemos buscar hematomas paraespinales y en la línea de psoas, variaciones en la morfología de las vértebras, aumento de la distancia pedicular, desviación de las apófisis espinosas de la línea media y fracturas de los arcos costales y/o de las apófisis transversas. En la proyección lateral recomiendan fijar la atención además de en la morfología vertebral, en la presencia posible de fragmentos en el canal medular, constatación de subluxaciones o luxaciones de las apófisis articulares y el aumento de distancia entre apófisis espinosas. Para estos autores, la planigrafía modifica el diagnóstico en un 35% de las ocasiones. Aconsejan la mielografía en caso de precisar conocer exactamente el lugar de un *stop* medular. Como método de absoluta fiabilidad, proponen la TAC, que permite demostrar fragmentos en el interior del canal espinal de 0,6 mm. de hueso cortical y de 1,2 mm. de hueso esponjoso. Permite conocer, por la diferente densidad, si la compresión medular se produce por sangre, disco intervertebral o hueso, aunque para ello precisa administrar un contraste por vía general. El que recomiendan es la Metrizamida, que incluso postulan

como método de *follow-up*. No practica radiografías funcionales que consideran demasiado peligrosas.

Brant-Zawadzki y cols. (14) 1981 efectúan un estudio comparativo clínico y consideran que la TAC aporta la máxima información. Sin embargo, preconizan la interpretación conjunta de planigrafías y TAC.

Calenoff y cols. (15) 1978 efectúan siempre radiografías laterales de toda la columna dado que el 4,5% de las lesiones vertebrales son múltiples y no adyacentes, y que los casos desapercibidos son frecuentes, ofreciendo una media de 53 días hasta su descubrimiento (sobre más de 700 casos).

Donovan y cols. (16) 1982 utilizan la TAC como prueba rutinaria, dado que ofrece más información. Mediante la Metrizamida, deciden entre tratamiento médico o quirúrgico y han abandonado el uso de planigrafías.

Handelberg y cols. (17) 1981 recomiendan el uso de la TAC de modo habitual tras el diagnóstico de lesión toracolumbar, dado que evita peligrosas manipulaciones del paciente.

Keene ⁽⁷⁰⁾ 1982 en un estudio a triple ciego de 30 pacientes mediante radiografías, planigrafías y TAC, concluyó que la mejor manera para determinar lesiones del hueso y partes blandas era la TAC. Sin embargo, las radiografías *standard* siguen siendo el mejor método para determinar el nivel lesional ⁽⁷²⁾ 1984.

Mc Afee ⁽⁹⁹⁾ 1983 tras un trabajo sobre 100 fracturas dorsolumbares dice que las fracturas por mecanismo de distracción no se pueden diagnosticar mediante TAC y se necesitan planigrafías. Sin embargo, *Angtuaco y Binet* ⁽⁴⁾ 1984 lo rebaten y describen el fenómeno de la faceta articular aislada ("**naked facet**") que se produce en estas lesiones cuando el corte tomográfico muestra una sola articular (la inferior), debido a que el mecanismo distractor ha luxado la otra (la superior). *O'Callaghan y cols.* ⁽¹¹⁷⁾ en 1980 ya notifican este signo y lo califican de patognomónico. Para *Post* ⁽¹²⁵⁾ 1980, la TAC permite el diagnóstico diferencial de los hallazgos en las partes blandas del canal espinal. La adición de Metrizamida permite diferenciar entre compresión intrínseca (edema medular) y extrínseca ⁽¹²⁶⁾ 1982. Es imprescindible efectuar una reconstrucción sagital de los cortes de la TAC para que nos sirva de planigrafía.

De la revisión bibliográfica de la metodología diagnóstica parece desprenderse una superioridad de la TAC sobre el resto de exploraciones, pero casi todos los autores coinciden en afirmar que la realización de unas buenas radiografías en proyecciones *standard* en cualquier sala de urgencias siguen siendo imprescindibles.

Se ha intentado conseguir sistemas que nos permitieran predecir el pronóstico de recuperación de las lesiones neurológicas, mediante los **Potenciales Corticales Evocados Sensorialmente**, pero se han demostrado incapaces de predecir el potencial de recuperación (York y cols. *et al.* 1983, Rowed *et al.* 1978). Sin embargo, son válidos para controlar peroperatoriamente el estado neurológico (Nash y cols. *et al.* 1977).

1.4.2.- Revisión de las Clasificaciones descritas

La variedad de tipos de fracturas, luxaciones y fracturas luxaciones de la columna dorsolumbar y la diversidad de fuerzas que pueden producirlas ha provocado que algunas clasificaciones primen el

aspecto morfológico y otras el fisiopatológico, mientras otras los aúnan. La mayoría incluyen la división entre lesiones estables e inestables.

El primero que efectuó una clasificación fue *Nicoll* ⁽¹¹⁶⁾ 1949, quien divide las lesiones en estables e inestables según la persistencia del ligamento interespinoso.

1) Estables

- a) Fracturas por hundimiento corporal anterior.
- b) Fracturas por hundimiento corporal lateral.
- c) Fracturas del arco neural por encima de L IV.

2) Inestables

- a) Fracturas-Subluxaciones con ruptura del ligamento interespinoso
- b) Fracturas luxaciones.
- c) Fracturas del arco neural de L IV y L V.

La clasificación más citada en la literatura se debe a *Holdsworth* ⁽¹²²⁾, quien en 1963 publicó un estudio que ha sido piedra de toque para los distintos autores desde su aparición hasta la actualidad. (Fig.

5). *Holdsworth* divide las lesiones en cuatro tipos, atendiendo al mecanismo de producción:

1) **Fracturas por flexión.** Producen una compresión de la porción anterior del cuerpo vertebral sin afectación de los platillos y con mínima afectación de las apófisis espinosas. No alteran el complejo ligamentario posterior y por tanto son estables. Las denomina "**Wedge fractures**".

2) **Fracturas por compresión.** Conocidas como "**Burst fractures**". Producen una gran conminución del cuerpo vertebral que se identifica radiológicamente por un incremento de la distancia interpedicular. Rompen el muro vertebral posterior, pudiendo protruir fragmentos óseos en el canal medular, pero todos los ligamentos permanecen intactos y por tanto la lesión es estable.

3) **Fractura-luxación por flexión-rotación.** A la fuerza en flexión se añade un efecto cizallante que produce una luxación de las articulares posteriores y una disrupción de las estructuras ligamentosas. Si el componente rotacional es muy fuerte, pueden fracturarse una o ambas articulares, junto con la porción anterosuperior de la vértebra subyacente que queda adherida al disco del segmento lesionado.

Proporciona una imagen radiológica muy característica y son muy inestables.

4) **Facturas por extensión.** Producen una pequeña avulsión de la porción anterior del cuerpo vertebral por la acción de tracción del L.C.A. En principio inestables, se convierten en estables si se inmovilizan en flexión.

Holdsworth '63' 1970 opina que las fracturas-luxaciones por flexión-rotación sólo aparecen en la charnela toracolumbar y en la columna lumbar y que el 95% de las paraplejas se producen por este mecanismo.

Kaufer y Hayes '70' 1966 publicaron un estudio clínico de 21 lesiones de la columna lumbar claramente inestables y las clasificaron atendiendo al estado de las articulares posteriores. No tiene en cuenta el mecanismo de producción, pero describe muy bien los aspectos morfológicos y aún hoy sigue siendo el estudio más completo que existe específicamente de la región lumbar.

1.- **Luxación de ambas articulares y del cuerpo vertebral sin ninguna fractura.** No aportan ningún caso.

2.- Luxación de ambas articulares y del cuerpo vertebral con fractura a compresión del cuerpo vertebral subyacente. Son las más frecuentes. (47%).

3.- Luxación de articulares sin luxación del cuerpo vertebral pero con fractura a través del cuerpo de la vértebra inferior del segmento lesionado. (28%).

4.- Luxación unilateral de articular posterior con línea de fractura que pasa por el arco neural contralateral y aparece anteriormente a nivel del cuerpo vertebral o del disco. (19%).

5.- Luxación del cuerpo vertebral con trazo de fractura a través de los pedículos o de la *pars interarticularis*, pero sin luxación de las articulares posteriores. (Presentan un solo caso).

Roberts y Curtiss (1970) clasifican las lesiones en tres tipos, basado en la evaluación de la radiografía lateral:

1) Fracturas por flexión o "wedge fractures" con o sin afectación de los elementos posteriores. Son generalmente estables.

2) Fracturas por compresión o "burst fractures".
Las consideran estables.

3) Fracturas-luxaciones por componente rotacional.
Son muy inestables.

Rennie y Mitchell (126) 1973 y *Whitesides y Shah* (127) 1976 añaden a los mecanismos de producción de las fracturas descritas por *Holdsworth*, el mecanismo de flexión-distracción, recogiendo los estudios de *Smith y Kaufer* (146) 1969.

Louis (67) 1977, basándose en su conocida teoría de las columnas, divide las fracturas en estables o inestables, según la afectación del sistema vertical de tres columnas osteoligamentosas y del sistema horizontal de tres puentes óseos, referido en 2.4. Así puntúa su coeficiente de inestabilidad:

1 punto por la pérdida de función de cada una de las tres columnas verticales.

0,5 puntos por la pérdida de función de cada uno de los tres puentes óseos.

0,5 puntos por la pérdida incompleta de función de una columna vertical.

(Si no ha roto el muro posterior se considera incompleta. Si lo rompe se considera completa y se puntúa 1).

0,25 puntos por la pérdida de función de apófisis espinosas o transversas.

Cuando el coeficiente supera los 2 puntos califica la lesión de inestable.

Cuando rompe las tres columnas verticales las denomina fractura completa, con valoración 3 puntos y muy inestable.

White y Panjabi (1978) clasifican básicamente las fracturas en estables e inestables, de acuerdo con su reconocida definición de la inestabilidad clínica ya descrita en 2.4. y mediante la siguiente acotación:

- Elementos anteriores destruidos o incapacitados: 2 puntos
- Elementos posteriores destruidos o incapacitados: 2 puntos
- Desplazamiento en el plano anteroposterior mayor de 2,5 mm.: 2 puntos
- Rotación en el plano sagital mayor de 5°: 2 puntos
- Lesión de la médula espinal o de la cauda equina: 2 puntos

- Luxación de articulaciones costovertebrales:
1 punto
- Previsión de necesidades futuras importantes:
2 puntos

Cuando la suma total supera los 5 puntos, la columna es inestable. Las fracturas por hundimiento anterior o "*wedge fracture*" superior al 50% las consideran asimismo inestables.

También las dividen en los tipos más frecuentes, relacionándolas con las fuerzas que las producen:

1.- Fracturas del platillo vertebral, producidas por compresión. Pueden ser centrales, periféricas o afectar a todo el platillo vertebral.

2.- Fracturas por hundimiento del cuerpo vertebral que según la aplicación de la fuerza en compresión más o menos anteriormente y/o lateralmente producirá los distintos tipos de hundimiento.

3.- Fracturas por compresión axial que asocian el hundimiento a la fractura de platillo vertebral.

4.- Fracturas-luxaciones en asociación a cualquier fuerza o conjunto de fuerzas (flexión, rotación, cizallamiento, etc.).

5.- Fracturas del arco neural, producidas por compresión axial unido a un componente de extensión.

6.- Fracturas por cinturón de seguridad, producidas por fuerzas de flexión-distracción.

En 1983, Denis ⁽²³⁾ publica su estudio sobre la teoría de las tres columnas y su significación en la clasificación de las lesiones toracolumbares. Tal y como se describió en 2.4., introduce el término "columna media" y le concede un papel básico en la definición de estabilidad. En su trabajo, y tras mencionar las pequeñas fracturas que afectan a las apófisis espinosas, transversas, etc., agrupa las lesiones en cuatro grandes apartados, atendiendo al mecanismo de producción, a la inestabilidad y a la topografía lesional según afecte a la columna anterior, media, posterior o cualquier combinación entre ellas (Fig. 4):

1) Fracturas por compresión que afectan a la columna anterior y en ocasiones a la posterior, dado que el mecanismo es de flexión. Puede ser anterior o

lateral, dando cuatro diferentes subtipos, según fracture ambos platillos vertebrales, cualquiera de las dos o ninguno. Son estables.

2) Fracturas por aplastamiento ("Burst fractures"). Mecanismo de carga axial que afecta a las columnas anterior y media. Aparecerán cinco subtipos cuando se combine con flexión lateral, rotación o flexión pura. En este último caso, podrá lesionar ambos platillos vertebrales o cualesquiera de ellos. Son inestables.

3) Fracturas por cinturón de seguridad. Mecanismo de flexión-Distracción. Las fuerzas toman punto de apoyo lejos del cuerpo vertebral y ello explica que no se produzca o raramente, compresión a ese nivel. Se subdividen en cuatro tipos, según que el trazo de fractura afecte a uno o los dos cuerpos vertebrales del segmento traumatizado y discorra por zonas óseas o ligamentosas. Incluye la típica fractura de *Chance* (21) descrita por este autor en 1949, en la que el trazo afecta a una sola vértebra y discurre enteramente por área ósea, de posterior a anterior, abriendo la vértebra como una bisagra. Son fracturas inestables en flexión dado que afectan a las columnas posterior y media.

4) Fracturas-luxaciones. Disrupción de las tres columnas ya sea a nivel óseo, ligamentoso o ambos. Se dividen en tres tipos que coinciden con su mecanismo de producción. Son fracturas muy inestables que producen graves lesiones neurológicas.

a) Flexión-rotación.

b) Desplazamiento anterior o posterior de una de las vértebras del segmento afecto según sea la dirección de la fuerza, posteroanterior o anteroposterior. El autor las denomina "shear fractures"

c) Flexión-Distracción.

Probablemente a *Ferguson y Allen* (1984) no les satisfizo esta clasificación de *Denis* ni tampoco las anteriores, por lo que publicaron su propio ordenamiento en concepto únicamente del mecanismo lesional. Es muy conceptual y poco aplicable a la práctica diaria, puesto que relaciona entre sí diversas fuerzas:

- 1) Flexión-Compresión
- 2) Flexión-Distracción
- 3) Flexión-Rotación
- 4) Flexión lateral
- 5) Compresión vertical
- 6) Extensión-Distracción
- 7) Traslación.

Algunos autores siguen intentando "descubrir" nuevos tipos de fractura (de *Oliveira* ⁽¹¹⁶⁾ 1978, *Lindhal y cols.* ⁽¹¹⁵⁾ 1983) pero la mayoría se atienen a lo publicado hasta la fecha, adoptando algunas de estas clasificaciones. Muchos siguen los conceptos de *Holdsworth* (*Burke y Murray* ⁽¹⁷⁾ 1976, *Bradford y cols.* ⁽¹³⁾ 1977, *Flesch y cols.* ⁽¹¹⁾ 1977, *Convery y cols.* ⁽¹⁹⁾ 1978, *Dorr y cols.* ⁽²¹⁾ 1982) incluso algunos autores actuales (*Wenger y Carollo* ⁽¹⁵⁷⁾ 1984, *Willen y cols.* ⁽¹⁶⁴⁾ 1985), pero los trabajos de *Denis* han penetrado con fuerza y ya arrastran los primeros seguidores (*Korres* ⁽⁷⁹⁾ 1984, *Donovan y Dwyer* ⁽²²⁾ 1984,.....).

En nuestra opinión, los estudios de este autor han dado con una clasificación detallada, descriptiva, que permite una delimitación objetiva por criterio radiográfico y mediante TAC de cada tipo de lesión y que nos indica el criterio de inestabilidad. Además

integra una vertiente fisiopatológica muy útil al poner de relieve los mecanismos básicos de producción: compresión, rotación, traslación y distracción.

En lo que no existe apenas controversia es en lo referente a la clasificación de las lesiones neurológicas, puesto que desde que *Frankel y cols.* (41) en 1970 dieron a conocer su método de trabajo, se utiliza de forma masiva su tabla de grupos de lesión:

- A.- Parálisis completa sensorial y motora por debajo del nivel lesional.
- B.- Parálisis completa motora con alguna sensación presente por debajo del nivel lesional.
- C.- Alguna capacidad motora por debajo del nivel lesional pero que no mejora la capacidad de vida independiente del enfermo por carecer de aplicación práctica.
- D.- Capacidad motora por debajo del nivel lesional inferior a la normal, pero que le permite mover los miembros e incluso caminar, con o sin ayuda.

E.- Paciente libre de síntomas neurológicos. No hay parálisis, no hay pérdidas sensitivas ni tampoco pérdida del control de los esfínteres. Pueden estar presentes reflejos anormales sin alterar la ubicación de los pacientes en el grupo.

1.5.- Problemática actual

Puede decirse que el salto cualitativo más importante en la comprensión de la patología traumática del raquis fue la aparición de la roentgenología. Hasta entonces, la mayoría de médicos tenían ideas erróneas y efectuaban tratamientos peligrosos. Sólo a partir de 1930, con los tratamientos de *Böhler* ^(*), aunando reducción, inmovilización y fisioterapia, se fijaron los principios que se han ido desarrollando y perfeccionando posteriormente. A medida que fueron mejorando las técnicas anestésicas se avanzó en las indicaciones quirúrgicas para completar los tratamientos. Sucedió lo mismo con los materiales empleados para fabricar los implantes de osteosíntesis. También el diseño ha ido superando problemas técnicos, de estabilidad, rigidez y otros, de modo que, en la actualidad, respetando mucho las indicaciones de tratamiento ortopédico para las fracturas estables del raquis, son mayoría los cirujanos ortopedas que creen que las fracturas inestables de la columna dorsolumbar precisan reducción quirúrgica y estabilización mediante osteosíntesis.

Hipócrates ya dió indicaciones exactas de cómo debían reducirse las fracturas del raquis sin parálisis. Sus métodos eran muy traumáticos. No se limitaba a corregir la angulación flexionando la columna vertebral en sentido inverso sino que, en decúbito prono, ejercía tracción longitudinal, mediante dos tornos que fijaban pelvis y tórax, y se subía con los pies descalzos sobre el sitio de la gibosidad, o se dejaba caer sentado varias veces sobre ella. No mencionó inmovilizaciones ni tampoco dió resultados.

Pablo de Egina en el siglo VII, propuso extirpar el fragmento que comprime las estructuras neurológicas en los casos con parálisis, siendo el primer cirujano que abogó por la laminectomía.

Ambrosio Paré y Mercatus introdujeron en el siglo XVI la reducción en suspensión vertical.

La primera comunicación en que se menciona una mejora de las lesiones neurológicas y reducción de las fracturas, ejerciendo presión directa sobre la gibosidad, se debe a *Malgaigne* en 1840.

Kocher en 1896 ^(*) postuló que el 90% de las fracturas vertebrales se acompañaban de parálisis.

Puede deducirse de esta estadística que el resto de fracturas pasaban, en gran parte, desapercibidas.

Wagner y Stolper 1898 ⁽⁹⁾ opinaban que todas las fracturas por flexión y compresión han de curar con gibosidad, a pesar de la reducción, porque más tarde o más temprano, la vértebra reducida se vuelve a hundir.

La primera recomendación de tratamiento funcional aparece en 1914 y la efectuó *Iselin* ⁽⁹⁾ tras comprobar como los pacientes psiquiátricos con fracturas de columna dorsolumbar en situación de delirio, se movían constantemente y deambulaban sin sufrir el menor daño. Esta observación le indujo a no tener a sus pacientes postrados en cama durante meses y desechar el uso de corsés ortopédicos durante años, como era la costumbre.

Watson-Jones en 1931 ⁽¹⁵⁴⁾ descubrió su popular método de reducción de las fracturas vertebrales sin parálisis, colocando a sus lesionados, sin anestesia, entre dos mesas, de manera que los brazos se apoyen en la más alta, mientras que las piernas descansan sobre la más baja, produciendo así una hiperextensión. En esta posición aplica un corsé de yeso para cuatro meses, iniciando inmediatamente los ejercicios de rehabilitación.

Guttmann en 1949 ⁽⁵⁰⁾ propugnó un método de tratamiento que sigue, hoy en día, teniendo adeptos en el mundo entero. Autor contrario a los métodos quirúrgicos, aconsejaba reducir y tratar todas las fracturas vertebrales y en especial aquellas que producían lesiones neurológicas, mediante tratamiento postural en lechos de inclinación. Tan sólo en casos extremos, con marcada luxación lateral, o repetida luxación después de tratamiento conservador, aconsejaba la fijación interna. (*Guttmann* ⁽⁵¹⁾ 1969).

Continuador de su enseñanzas *Frankel* ⁽⁴¹⁾ publica en 1970 excelentes resultados con tratamiento conservador en pacientes afectos de fracturas de columna acompañadas de paraplejía y tetraplejía. No relata apenas dolor ni inestabilidades y los pocos casos en que aparece (dos de doscientos cinco), cree que es debido a poco tiempo de inmovilización. *Böhler, J.* ⁽⁴²⁾ 1970 opina en el mismo sentido, pero es más agresivo en las indicaciones quirúrgicas intentando solucionar las inestabilidades mecánicas.

El mayor impulso que recibió la cirugía y que le permitió equipararse con los resultados de la escuela conservadora, se lo proporcionó *Holdsworth*, que inicialmente junto a *Hardy* (1953) ⁽⁵¹⁾ y posteriormente en solitario (1963 ⁽⁵²⁾ 1970 ⁽⁵³⁾)

publicó unos trabajos rigurosos en los que dió una clasificación standard, fijó indicaciones quirúrgicas y demostró que con la cirugía se conseguían tan buenos resultados, cuando menos, que con el tratamiento postural, amén de que se acortaba el tiempo de estancia hospitalaria. Para este autor, las lesiones neurológicas que acompañan las fracturas aparecen cuando actúa un componente rotacional, y se diferencian entre medulares y radicales, con muy diferente pronóstico. Según *Holdsworth*, las lesiones radicales, al ser de segunda neurona, tienen capacidad de regeneración y ésto sólo se conseguirá si reducimos y alineamos quirúrgicamente los segmentos. Al igual que los anteriores, *Holdsworth*, pese a su condición de cirujano, proclama que la laminectomía descompresiva es inútil, porque aumenta la inestabilidad, no mejora neurológicamente a los pacientes y, lo que es peor, porque no descomprime. La compresión siempre es anterior y sólo restituyendo los fragmentos a su lugar, o extrayéndolos por vía anterior, conseguiremos que remitan los síntomas compresivos. Como veremos más adelante, estas opiniones han sido ampliamente compartidas por muchos ortopedas.

Roberts y Curtiss en 1970 ⁽¹³¹⁾ tercian en el tema a favor del tratamiento quirúrgico de las fracturas

inestables, independientemente de la existencia o no de lesión neurológica, para favorecer la rehabilitación del paciente, y la curación de las lesiones radicales si las hubiera.

Lewis y Mc Kibbin (14) en 1974 publicaron un estudio clínico que despertó gran interés por ser el primero en comparar, en una revisión retrospectiva, los resultados del tratamiento conservador y quirúrgico. En 43 pacientes escogidos con lesiones inestables, con daño neurológico en más del 80% de los casos, repartidos aleatoriamente entre tratamiento postural y tratamiento quirúrgico con placas abulonadas a las apófisis espinosas tipo *Wilson* o *Meurig-Williams*, concluyeron que no existía diferencia entre ambos grupos en cuanto a recuperación neurológica, pero los pacientes que pertenecían al grupo tratado por medios conservadores presentaban en mayor proporción deformidades significativas y dolor residual.

A partir de este trabajo se impusieron paulatinamente los criterios quirúrgicos y las controversias se centraron en las técnicas operatorias, los materiales utilizados y los diseños de los implantes. Quedó suficientemente claro que ambos tipos de tratamiento dan buenos resultados, pero

las estancias hospitalarias y los tiempos de recuperación funcional son más cortos en los pacientes tratados operatoriamente, mientras que la morbilidad a largo plazo es mayor en los grupos tratados posturalmente.

En 1977 *Duquennoy y cols.* ⁽¹⁴³⁾ y *Senegas y cols.* ⁽¹⁴⁵⁾ publican resultados contradictorios en el tratamiento conservador de fracturas estables e inestables de la columna dorsal y lumbar, puesto que mientras el primero de ellos notifica excelentes resultados, el otro opina que el yeso no consigue estabilizar el desplazamiento ni su incremento durante la rehabilitación.

En la década de los setenta, *Roy-Camille y Demeulenaere* ⁽¹³⁷⁾ 1970 presentaron los resultados de su técnica quirúrgica. Diseñaron unas placas que se atornillaban por vía posterior a las vértebras, tomando apoyo en las apófisis articulares y en los cuerpos vertebrales. Para alcanzar el cuerpo vertebral desde el abordaje posterior, introducían los tornillos por los pedículos vertebrales. Más tarde, los trabajos de *Saillant* ⁽¹⁴²⁾ 1976, encontraron referencias anatómicas para facilitar el paso del instrumental quirúrgico (fresa, terraja y tornillo) por el exiguo diámetro pedicular. Presentó buenos resultados, pero

su método es difícil técnicamente y ello le ha impedido popularizarse.

Burke y Murray (17) 1976 dan resultados de estudios retrospectivos no randomizados, indicando que las secuelas dolorosas son superiores en los pacientes sometidos a cirugía, pero al relacionar grupos no comparables, sus conclusiones pierden valor.

Magerl (25) 1980 opina que los resultados del tratamiento quirúrgico son superiores a los del tratamiento conservador, y que debe llevarse a cabo con la mayor prontitud para propiciar la recuperación neurológica.

En 1962, *Harrington* (53) publicó su método de tratamiento quirúrgico de la escoliosis vertebral. Como ha sucedido en otras técnicas, su método se utilizó también, y con éxito, en el tratamiento de las fracturas de la columna dorsolumbar. El sistema de *Harrington* consiste en unas barras metálicas, rígidas, que presentan unas muescas que asemejan el tronco de una palmera. En cada extremo de la barra, se colocan unos ganchos que toman apoyo en las vértebras en sentido divergente. Aplicando fuerzas de separación de los ganchos, se consigue estirar la columna, reduciendo la fractura. La fuerza de distracción que

aplicamos se mantiene gracias al mecanismo de contención que efectúan las barras y sus muescas en el interior de los ganchos. (Fig. 6). *Dickson y Harrington* en 1978 (27) publicaron los resultados de la aplicación de su técnica a las fracturas del raquis dorsolumbar y concluyeron que la implantación de barras de *Harrington* a distracción sirve para estabilizar la columna tras una fractura, aunque debe protegerse durante 6 meses con corsé ortopédico. Recomiendan la intervención urgente para evitar el deterioro del enfermo, mejorar su estado neurológico y favorecer los cuidados de enfermería. El método de *Harrington* ha sido, con diferencia, el sistema más utilizado para el tratamiento quirúrgico de las fracturas del raquis dorsolumbar. Sin embargo, ya su creador evidenció problemas para soportar los esfuerzos de cizalladura, y por eso en la actualidad se buscan otras soluciones técnicas para solventar estos inconvenientes.

Grantham y cols. (48) en 1976, aplicaron la técnica de *Harrington* en compresión, para tratar las fracturas producidas por distracción y notificaron excelentes resultados.

Whitesides y Shah (152) 1976 utilizan el *Harrington* a distracción, excepto en las fracturas por

extensión o en luxaciones completas para evitar la hipercorrección. Ponen de relieve la labilidad del sistema ante las fuerzas rotacionales y por ello creen imprescindible artrodesar la columna afecta.

Yosipovich y cols. (1977), *Bradford y cols.* (1977) y *Flesch y cols.* (1977) en 1977 utilizan el método de *Harrington* y postulan que por sí sólo descomprime suficientemente la médula, al reducir los fragmentos óseos. *Erickson y cols.* (1977), en el mismo año, complementan el método de *Harrington*, con descompresión anterolateral, porque opinan que el efecto descompresivo es insuficiente. Sin embargo, *Riska* (1977) propugna que lo importante es la descompresión por vía anterolateral, y que, una vez cumplimentado este paso, cualquier método de estabilización es suficiente.

Convery y cols. (1978) en 1978, presentaron una serie clínica con pacientes tratados mediante *Harrington* a compresión, y justificaron sus buenos resultados, argumentando que la distracción dificulta la consolidación de las fracturas, mientras que la compresión las favorece. No obstante, la compresión presenta otros inconvenientes en fracturas inestables sin lesión neurológica o con lesión incompleta, pues aumenta el riesgo de daño medular secundario. *Weiss*

<155> <155> intentó, en los años setenta, un mecanismo similar al *Harrington* que efectuaba compresión a demanda, mediante unos muelles colocados por vía posterior. La propuesta no ganó adeptos al demostrarse su inferioridad biomecánica. (Stauffer y Neil <147> 1974).

Integrando sus numerosos trabajos previos, *White y Panjabi* <150>, en 1978 sentaron las indicaciones quirúrgicas en base al criterio de inestabilidad. Estudiaron biomecánicamente las instrumentaciones al uso y recomendaron la técnica de *Harrington* a distracción para los traumatismos sin inestabilidad anterior. Para corregir la cifosis traumática o en grandes inestabilidades, el *Harrington* a compresión se muestra biomecánicamente superior, pero aún así, ambos métodos precisan del complemento de una artrodesis para asegurar su éxito y evitar desplazamientos secundarios. Aconsejan la artrodesis postero-lateral intertransversa, porque presenta una menor tasa de fracasos, probablemente a causa del abundante aporte vascular del lecho en que asienta. *White y Panjabi* efectúan una importante aseveración cuando conceden mejores resultados a la unión de ambos sistemas, compresión y distracción, atendiendo estrictamente a criterios biomecánicos. *Murphy y cols.* <110> 1981

llevan a la práctica esta combinación con buenos resultados.

Al igual que *Wang y cols.* (1979) y *Wood y cols.* (1981), también *White y Panjabi* creen que el único fijador externo que puede mantener la columna reducida hasta el tratamiento definitivo es el **halo**. Este artilugio consiste en unos aros que se fijan al cráneo y a la pelvis o a los fémures, mediante agujas metálicas de suficiente diámetro para prestar solidez al conjunto. Ambos aros se solidarizan mediante un corsé de yeso. Es un método efectivo, aunque incómodo. Nació para su aplicación en la escoliosis, y en las fracturas del raquis suele utilizarse como paso previo. En fecha más reciente, *Magerl* (1984) ha presentado un fijador externo para columna dorsolumbar, que abarca únicamente la zona lesionada, y que se coloca tomando presa, mediante largos clavos roscados, en los cuerpos vertebrales, atravesando los pedículos. El autor lo coloca a cielo cerrado y niega grandes dificultades técnicas. A nosotros se nos antoja un método con poco margen para el error y por tanto, de difícil generalización en manos menos experimentadas.

Jacobs y cols. (1980), en 1980, comparó resultados entre tratamiento postural, placas de *Meurig-Williams*

y Barras de *Harrington* a distracción y otorgó 14%, 38% y 2% de pacientes insatisfechos para cada uno de los métodos. Popularizó el concepto fijación larga-artrodesis corta para limitar lo menos posible el arco móvil futuro del paciente, pensando en la situación subsiguiente a la retirada del material. Trabajos experimentales de *Kahanovitz y cols.* (67) 1984 han demostrado que la osteosíntesis de la columna vertebral favorece la aparición de artrosis en las articulaciones incluídas en la zona inmovilizada, aunque no se haya hecho artrodesis, lo que disminuye los beneficios de recuperar la movilidad de la región incluída en la osteosíntesis una vez retirado el material de fijación. *Osebold y cols.* (119) 1981 opinan que es mejor asegurar la consolidación de la artrodesis, incluyendo más espacios vertebrales, dado que no aumenta la morbilidad a largo plazo. *Mc Bride y cols.* (102) en 1981, estudiaron este tema experimentalmente en cadáver, valorando la rigidez del montaje de *Harrington* a Distracción y las limitaciones de movilidad que aparecían, según se incluyeran cuatro, cinco o seis vértebras. Demostraron que el nivel de fijación más recomendable era de cinco vértebras, porque conseguía la máxima rigidez con la mínima disminución de flexibilidad.

La experiencia clínica de todas las series pone de relieve, que a pesar de los buenos resultados globales, había suficientes casos de pérdida de fijación del material de *Harrington* como para intentar lograr métodos superiores.

En 1982, un autor mejicano, *Eduardo Luque* ⁽⁹⁰⁾ ⁽⁹¹⁾, mostró los resultados de un nuevo método de osteosíntesis de la columna que ha revolucionado los usos mundiales. Este cirujano ortopeda ideó una técnica que, como tantas otras, fue concebida para su aplicación en la escoliosis. Consiste en dos barras en forma de letra ELE mayúscula (L) que se colocan posteriormente en sentido inverso alrededor de las apófisis espinosas. Fija estas barras entre sí y con las láminas vertebrales en que se apoyan, usando lazadas sublaminares de alambre. Lo denomina SSI (Sublaminar Segmental Instrumentation). *Luque* ha presentado esta técnica para las fracturas del raquis con notable éxito. Añade distracción en las fracturas que lo precisan antes de aplicar tensión a los cerclajes de alambre. (Fig. 7).

El sistema SSI ha sido aplicado a otros métodos y predominantemente al *Harrington* a Distracción, remitiéndonos en todas las series a resultados excelentes. Autores como *Wenger y Carollo* ⁽¹⁵⁷⁾ 1984,

Wenger y cols. ⁽¹⁵³⁾ 1982, Ferguson y cols. ⁽³⁷⁾ 1982, Gaines y cols. ⁽⁴⁵⁾ 1983, Bryant ⁽¹⁵⁾ 1983 y Sullivan ⁽¹⁴⁸⁾ 1983 han subrayado las ventajas de la SSI principalmente en cuanto a evitar pérdidas de fijación se refiere. Sin embargo, y como ocurre siempre tras el paso del tiempo, ya se alzan voces que alertan sobre los peligros que se presentan al tener que retirar los cerclajes sublaminares.

Quizás por todos estos problemas, los especialistas han vuelto a fijar la atención en técnicas que otrora fueron desestimadas; por ejemplo, las osteosíntesis y artrodesis por vía anterior. La mayor dificultad quirúrgica, mayor morbimortalidad y secuelas de impotencia, eyaculación retrógrada, complicaciones venosas, etc., habían infrautilizado esta vía, que sólo se indicaba en grandes inestabilidades anteriores. Un autor francés, Louis ⁽⁸⁸⁾ 1977, era su gran valedor, proponiéndola para artrodesar la columna como segundo tiempo imprescindible para la consolidación de una fractura inestable fijada por vía posterior. De Wald ⁽¹⁵²⁾ 1984, Mc Bride y Bradford ⁽¹⁰²⁾ 1983, Donovan y Dwyer ⁽²⁹⁾ 1984, Kaneda y cols. ⁽⁸⁸⁾ 1984 recomiendan el abordaje anterior como ideal para asegurar la mejor descompresión. Todos centran su atención en este

aspecto, dejando incluso como secundaria la técnica elegida para la osteosíntesis.

Kostuik (1983, 1984) y *Dunn* (1984) han ideado métodos para abordar, artrodesar y fijar, por vía anterior, las fracturas del raquis dorsolumbar. Utilizan un crisol de técnicas para reinstaurar el defecto inestable anterior, mezclando barras de *Harrington*, placas de *Louis*, tornillos de *Dwyer*, en aras de conseguir estabilizaciones rígidas y poco extensas, haciendo hincapié en la necesidad de aportar abundante injerto.

Actualmente siguen existiendo discrepancias entre los defensores del método conservador como tratamiento de las lesiones del raquis dorsolumbar, con o sin daño neurológico, y los firmes defensores de las ventajas del método quirúrgico. Bien es verdad que las posturas no son ahora tan dogmáticas, principalmente entre los discípulos de *Guttmann*, *Frankel*, *Bedbrok* y otros, puesto que son evidentes las ventajas socioeconómicas de la cirugía en los casos indicados. Por otro lado, entre los partidarios del tratamiento cruento, hay serias divergencias para decidir entre el método de *Harrington* a distracción o en compresión, entre el método de *Harrington* y el de *Luque*, entre la técnica

de *Harrington* con SSI y la de *Luque*, entre abordaje anterior y abordaje posterior, etc.

Partiendo de los conocimientos actuales y teniendo en cuenta la problemática expresada, hemos intentado profundizar en el estudio de las características biomecánicas de las osteosíntesis dorsolumbares en fracturas. Para comprobar diversos factores, hemos escogido técnicas anteriores y posteriores, método de *Harrington* y método de *Luque*, combinaciones entre ambas, placas de *Roy-Camille* y finalmente también asociaciones de *Harrington* a distracción y a compresión, siguiendo la técnica de *Villanueva* ⁽¹⁵⁰⁾ 1986.

Villanueva ⁽¹⁵⁰⁾ 1986 ha notificado buenos resultados con una técnica propia, que combina *Harrington* a compresión en los segmentos adyacentes al foco de fractura para asegurar compresión interfragmentaria y dos barras de *Harrington* a Distracción que puentean el segmento lesionado sin temor a efectuar hiperreducción.

Como veremos en el experimento realizado, se han estudiado diversas técnicas y se han cotejado entre sí los resultados, buscando arrojar luz sobre los problemas planteados.

2.1. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

El presente trabajo tiene como objetivo principal analizar el comportamiento de los materiales sometidos a esfuerzos mecánicos en condiciones de servicio. Se pretende determinar los factores que influyen en la resistencia y durabilidad de los componentes, así como establecer las condiciones óptimas de diseño y fabricación para garantizar su fiabilidad y seguridad. Para ello se realizará una serie de ensayos experimentales y se compararán los resultados obtenidos con los datos teóricos y de experiencia previa.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

Se plantea la hipótesis de que el comportamiento de los materiales sometidos a esfuerzos mecánicos depende principalmente de las condiciones de carga, el tipo de material y el estado de conservación de los componentes. Se espera que los resultados obtenidos permitan establecer relaciones cuantitativas entre los factores mencionados y el comportamiento de los materiales, lo que será útil para el diseño y la selección de materiales en aplicaciones industriales.

Finalmente, se espera que los resultados obtenidos permitan establecer relaciones cuantitativas entre los factores mencionados y el comportamiento de los materiales, lo que será útil para el diseño y la selección de materiales en aplicaciones industriales.

2.- HIPOTESIS DE TRABAJO

Los conocimientos actuales sobre la biomecánica fisiológica de la columna dorsolumbar son amplios y parecen responder prácticamente a todas las cuestiones. Los conceptos de inestabilidad, con pequeñas variaciones entre los autores, parecen haber despejado el tema lo suficiente como para que el cirujano ortopeda disponga de criterios para juzgar la inestabilidad vertebral. Se podrá tomar como elemento principal el muro vertebral posterior o el complejo ligamentario posterior, la parte posterior del anillo fibroso o ciertos porcentajes de hundimiento, pero el médico que deba valorar el caso, con las exploraciones complementarias de que se dispone en la actualidad, tiene suficientes elementos de juicio para decidir sobre la estabilidad de una fractura. Las consideraciones que todavía no están resueltas atienden a criterios técnicos, acerca de los métodos de osteosíntesis que son más adecuados para tratar cada tipo de fractura, los diseños que aportan más rigidez y estabilidad al segmento, los niveles de fijación y artrodesis, la corrección de las deformidades por vía anterior o posterior, etc.

Partiendo del estado actual de la problemática de tratamiento de las lesiones que afectan al raquis

dorsolumbar y atendiendo a las consideraciones que hemos expresado, emitimos la siguiente hipótesis:

Las fracturas de la columna dorsolumbar producidas por fuerzas de compresión y flexión asociadas, que afectan a las porciones anterior y media de un segmento vertebral producen una lesión claramente inestable, y precisan, como método de osteosíntesis idóneo, una fijación anterior que subsane el defecto producido, remedando la función de las estructuras afectas.

Para este mismo tipo de fracturas producidas por idéntico mecanismo fisiopatológico, los métodos de osteosíntesis que se implantan en la región posterior no trabajan en las condiciones biomecánicas adecuadas para soportar los esfuerzos de flexión y compresión; por tanto, fijarán mejor la columna y aportarán más estabilidad aquellos sistemas, de entre los de implantación posterior, que tomen mayor número de puntos de apoyo en la región incluida en la osteosíntesis.

Los métodos de osteosíntesis que se implantan en la región posterior tomando puntos de fijación múltiples de ubicación segmentaria, reparten mejor las cargas que se aplican sobre la columna, ya que

distribuyen los esfuerzos soportados de un modo más equitativo entre cada segmento vertebral y, principalmente, en los niveles adyacentes al foco de fractura, que resultan más sobrecargados al cesar en su función el segmento lesionado.

Las fracturas dorsolumbares inestables con lesión de las columnas anterior y media producidas por fuerzas a compresión y flexión asociadas, se benefician de una osteosíntesis que combine compresión interfragmentaria y distracción, como método, de entre los de implantación posterior, que se ajusta más a las necesidades biomecánicas de estas lesiones. La compresión interfragmentaria en la línea media permitirá ejercer distracción asociada sin producirse hiperreducciones, por lo que se podrá colocar en pretensión, mejorando la biomecánica del implante. La colocación de la compresión interfragmentaria en la línea media deja suficiente espacio a ambos lados para emplazar sendos implantes a distracción que actúan de tutores. Demostraremos estas aseveraciones, ideando el método experimental necesario para ensayar una técnica de compresión interfragmentaria más distracción, medida "in vitro", comparándola con las instrumentalizaciones quirúrgicas más preconizadas.

3. - MATERIALES Y MÉTODOS

Este trabajo se realizó en las instalaciones de la Facultad de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de Cádiz, España, en el Departamento de Ingeniería de Materiales de la Escuela Superior de Ingenieros Industriales de Cádiz, centro dependiente de la Universidad Politécnica de Cádiz. La necesidad precisa de los sistemas de medición, tanto de datos y el proceso e interpretación de los mismos según la estructura de un equipo de ingeniería se realizó en la investigación experimental.

MATERIAL Y MÉTODOS

3.- MATERIAL Y METODOS

Este estudio experimental ha sido llevado a término en el Laboratorio de Elasticidad y Resistencia de Materiales del Departamento de Metalúrgia, Resistencia e Ingeniería de Materiales de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Barcelona, centro dependiente de la Universidad Politécnica de Catalunya. La necesaria precisión de los sistemas de medición, toma de datos y el proceso e interpretación de los mismos exigen la atención de un equipo de ingeniería avezado en la investigación biomecánica.

3.1.- Programa general de trabajo. Estudio experimental

El objetivo del presente estudio es la comparación del comportamiento biomecánico de diferentes sistemas de osteosíntesis de la columna dorsolumbar, sometidos a esfuerzos de flexión y compresión, mientras estabilizan una lesión totalmente inestable producida experimentalmente. Del mismo modo, pretendemos investigar el método experimental utilizado para determinar su validez en el propósito anunciado. Es decir, analizamos el comportamiento de los implantes ante un tipo de fractura en concreto, en columnas de animales de experimentación y aisladas totalmente del resto del sistema músculo esquelético. En ningún momento hemos pretendido hallar el mejor método de osteosíntesis de las fracturas dorsolumbares sino que hemos querido conocer el mejor método de osteosíntesis para nuestra fractura experimental, comparándolos en condiciones de sollicitación idénticas. Para lograrlo, se ha considerado como método mejor el estudio experimental de dicho comportamiento realizado sobre especímenes de columna de cerdo, con muestras reales de los sistemas de fijación analizados.

Hemos utilizado especímenes de columna vertebral de cerdo, dada la analogía que presentan con la columna vertebral humana en la anatomía comparada.

Además, son relativamente fáciles de conseguir y su costo no es demasiado elevado. Dada la complejidad de la experimentación a realizar por la aplicación de esfuerzos, mediciones con aparatos técnicamente sofisticados y en unas condiciones ideales, es necesario efectuar la investigación "in vitro". Por ello, la columna de cerdo se estudia separada del esqueleto e incluso del resto de columna vertebral que no comprende la región dorsolumbar. Igualmente se libera de inserciones musculares y de tejido adiposo, cuidando en todo momento de no afectar la integridad absoluta del sistema discal y ligamentario.

Idealmente, los especímenes deberían ensayarse sometiéndolos a los mismos esfuerzos que el tronco de columna correspondiente sufre en la realidad. Como hemos comentado ampliamente en los capítulos anteriores, "in vivo" la columna sufre esfuerzos combinados complicados, variables en el tiempo y sujetos a unas circunstancias que pueden alterarse por cambios de metabolismo, enfermedades, dietas, etc. Tipificándolos, se tratan esencialmente de Flexión (M_f), Compresión (N), Torsión (M_t) y Cizalladura (T). (Fig. 8). En condiciones normales, la columna no trabaja a distracción, excepto como fuerza agonista, al igual que hace la extensión con respecto a la flexión. Por ello, desde el punto de vista biomecánico

no puede considerarse la extensión sino como una fuerza flexora con distinta orientación.

Para poder comparar diferentes sistemas de osteosíntesis, hemos escogido una combinación de fuerzas que se dan frecuentemente en la vida habitual y las hemos aplicado al montaje experimental. De este modo, hemos limitado el margen de error al concretar todos los aspectos en un determinado tipo de fuerzas. Lo mismo hemos hecho con el tipo de fractura, con el nivel lesional, etc., para conseguir unos resultados que sean utilizables para una comparación, incluso para una comparación cuantitativa.

En el montaje experimental elegido para este estudio, se aplican esfuerzos de compresión y flexión simultáneos, que ponen a prueba los sistemas de inmovilización analizados. Los montajes se efectúan de modo correlativo, sobre el mismo espécimen, cuidando siempre de que no se produzcan daños estructurales que alteren las condiciones basales, y de este modo influir lo menos posible en los resultados.

Los diferentes montajes realizados han sido los siguientes (Fig. 9):

A: Método de Harrington. Se implanta por vía posterior. Consta de dos barras de *Harrington* con su tradicional diseño en tronco de palmera y cuatro ganchos de fijación. Los ganchos se disponen en las láminas vertebrales y en los pedículos vertebrales, y las barras toman apoyo en ellos para efectuar una fuerza distractora. El sistema autoretentivo en tronco de palmera permite que la distracción conseguida se mantenga. Lo denominaremos HDR (Harrington Distraction Rod).

B: Método de Harrington complementado con SSI (Sublaminar Segmental Instrumentation). Se implanta por vía posterior. Consiste en el método tradicional de *Harrington* pero que, en lugar de tomar puntos de apoyo únicamente en los ganchos de fijación proximales y distales, efectúa una solidarización de las láminas de cada segmento incluido en la osteosíntesis (exceptuando el lesional) con las barras de *Harrington*, mediante lazadas de alambre. Lo denominaremos HDR - SSI.

C: Método de Harrington colocado y modificado con técnicas de Villanueva. Se implanta por vía dorsal.

Combina la colocación de doble barra de *Harrington* a distracción con la implantación entre ambas de una barra de *Harrington* a compresión. Esta barra compresora no tiene el diámetro de las barras distractoras, sino que es mucho menor. Además, presenta un paso de rosca en toda su longitud para permitir la compresión, a diferencia del sistema de autocontención en tronco de palmera del *Harrington* original. Se coloca en la línea media del arco posterior, tras reseca las apófisis espinosas afectas y se fija mediante dos ganchos, también de menor tamaño al habitual, a las láminas de las vértebras superior e inferior a la del nivel lesional. Lo denominaremos HDR - Villanueva.

D: Método de Kostuik-Harrington. Descrito por *Kostuik*, consiste en la colocación de una barra de *Harrington* a distracción. La diferencia estriba en que la barra de *Harrington* no se coloca por vía posterior, sino que se coloca por delante del cuerpo vertebral, en la región anterior. En segundo lugar, difiere enormemente en el modo de anclaje. Renuncia a la colocación de ganchos y utiliza tornillos de *Dwyer* para fijar la barra a los cuerpos vertebrales elegidos y tomar en ellos el punto de apoyo justo y preciso. Los tornillos de *Dwyer* presentan en el cabezal una conformación en paralelogramo, con un taladro que lo

perfora de lado a lado y que permite a la barra de *Harrington* tomar anclaje para la distracción. La autocontención permite mantener la distracción.

E: Método de Roy-Camille. Consiste en la implantación de dos placas perforadas en la región posterior a ambos lados de las apófisis espinosas y que se fijan mediante atornillado a las articulaciones interapofisarias posteriores y a los cuerpos vertebrales a través de los pedículos. La sección sagital de las placas conforman las curvas fisiológicas de la columna.

F: Método de Luque. A este autor se debe la técnica de la **SSI**, también llamada **SSW** o (**Sublaminar Segmental Wiring**), pero que su creador no aplica complementándolo a las barras de *Harrington*. El autor creó su propio sistema y utiliza barras lisas que tienen forma de letra **ELE** mayúscula y que se aplican por vía posterior. Ambos extremos forman un ángulo recto, pero son muy dispares entre sí en cuanto a longitud. Dispone una barra a cada lado de las apófisis espinosas y las implanta en sentido inverso, de modo que se articulen brazo largo y brazo corto de distintas barras, formando un rectángulo que deja cercadas a las apófisis espinosas. Las barras se solidarizan con el arco posterior de cada vértebra,

exceptuando la lesionada, mediante cerclajes alámbricos sublaminares. La colocación es segmentaria, siendo independiente cada cerclaje del inmediatamente superior o inferior.

Cada espécimen ha sido verificado correlativamente con cada uno de los sistemas de osteosíntesis ensayados, efectúandose, pues, un total de 30 ensayos. Además, se efectuaron otros 6 ensayos sobre tres columnas análogas previos a la experimentación, estudiando el comportamiento de la muestra de columna dorsolumbar antes de la fractura experimental y después de realizada ésta, pero sin ningún medio de contención. De este modo, valoramos la respuesta de la columna con y sin lesión y sin método de inmovilización.

Durante la realización de cada ensayo, se han colocado sistemas de medición de una serie de parámetros que nos permitirán conocer, al valorar los resultados, el comportamiento del espécimen y la rigidez, deformación, etc. de los sistemas de osteosíntesis ensayados. (Fig. 10).

El método experimental, los materiales utilizados, los medios técnicos empleados para la toma de datos y su procesamiento, los parámetros analizados y, en fin,

3.2.- Especimen

Los especímenes consisten en piezas frescas de *sus scrofa domesticus* (columna de cerdo común), adquiridas tras la pertinente revisión veterinaria, y por tanto, libres de enfermedades infecto-contagiosas. Proceden de animales jóvenes y no se ha tenido en cuenta el sexo. No existían grandes diferencias de peso entre las muestras que oscilaban entre los 1.150 gr. y los 1.270 gr. Cada prototipo estudiado contenía nueve vértebras de la región dorsolumbar, las incluidas entre la novena vértebra dorsal y la quinta vértebra lumbar, con sus correspondientes discos interpuestos (un total de ocho, ya que se eliminan los discos de cada extremo). Los segmentos vertebrales disponibles con la recepción de la muestra son ocho, tantos como discos intervertebrales existan, pues juntos forman la unidad funcional de la columna. Todos ellos disponían del sistema ligamentario indemne, a saber: Ligamento vertebral común anterior (L.C.A.), ligamento vertebral común posterior (L.C.P.), ligamento supraespinoso (L.S.E.), ligamento interespinoso (L.I.E.), cápsula articular posterior con sus ligamentos y ligamento amarillo, (L.A.).

3.2.1.- Preparación del espécimen

Los especímenes se guardaban en doble bolsa de plástico, herméticamente cerradas, y se almacenaban en congelador a -30° C con humedad del 98% hasta el momento del ensayo, evitando de este modo la desecación y la variación de las características biomecánicas del hueso. Mantener la humedad en cotas superiores al 95% es una de las tareas principales, puesto que es preciso conservar las propiedades del colágeno blando del disco intervertebral. Por otro lado, la congelación no afecta las propiedades físicas del hueso, del disco ni del ligamento amarillo.

Antes de verificar los prototipos, se retiraban del congelador y se mantenían unas horas a una temperatura de 6° C, sin extraerlos de su envoltorio. Posteriormente se eliminaba la envoltura plástica y se disecaba la grasa y la musculatura paraespinal, sin lesionar el complejo osteoligamentario. Las superficies de los platillos terminales de las dos vértebras extremas se limpiaban cuidadosamente de todo tejido discal. La disección se efectuaba con rigurosa técnica quirúrgica, utilizando el instrumental adecuado para las intervenciones que se realizan sobre la columna toracolumbar. Con ello, se perseguía evitar

daños fortuitos en los elementos nobles de la columna, bien por descuido o por el uso de instrumentos inadecuados.

Así, mediante piezas dentadas de disección, bisturí de distintos tamaños, pinzas de *Kocher*, desperiostizador de *Cobb*, cizalla de *Louer*, pinza gubia y pinzas de *Kerrison* se dejaba el espécimen preparado para incorporar el sistema de osteosíntesis elegido y proceder a la experimentación.

3.2.2.- Fijación del espécimen

Para aplicar los esfuerzos previstos sobre la columna, ha sido preciso diseñar un utillaje especial que transmita las cargas a los extremos del espécimen. Para ello, se han construido unos moldes de acero, de forma cuadrada de 58 mm. x 58 mm., de 2 mm. de espesor, por 58 mm. de largo. El tubo cuadrado resultante, abierto en sus dos extremos, se unía en uno de ellos, mediante soldadura a una placa soporte. Esta placa, de dimensiones 100 x 60 mm. y de 8 mm. de grosor, está construida del mismo material y presenta unos orificios en cada uno de sus cuatro ángulos para solidarizarla al aparato de carga. (Fig. 11).

En el interior de estas cazoletas de alojamiento, se introducen los extremos del espécimen, de modo que contenga un segmento vertebral completo. Es decir, en el extremo superior, incluirá la novena vértebra dorsal y la mitad proximal de la décima y en el extremo inferior, acogerá la quinta vértebra lumbar y la mitad distal de la cuarta. Para que sea posible introducir las vértebras, hace falta regularizar las apófisis espinosas, apófisis transversas y apófisis articulares de las vértebras afectas en la medida de lo necesario. En consecuencia, el disco intervertebral y todos los elementos que unen ambas vértebras incluidas se encuentran en el interior de la cazoleta de alojamiento.

El espécimen se fija al interior de las cazoletas de alojamiento, mediante un adhesivo de base resina sintética (ARALDIT[®]) y su endurecedor. Debe cuidarse que tanto la muestra como la cazoleta presenten superficies limpias y secas que aseguren una buena adherencia. A nivel del hueso se consigue mediante la aplicación de alcohol de 96° y acetona. Es imprescindible centrar adecuadamente la columna para que todos los ensayos sean comparables. Además, el centraje debe mantenerse inmóvil y sin variaciones hasta el endurecimiento de la resina sintética. Este factor se ha asegurado, mediante el diseño de un

soporte especial que fija a compresión la columna, mediante atornillado a las cazoletas de alojamiento. Este soporte permite variaciones de longitud para acomodarse a las pequeñas variaciones de tamaño del espécimen. (Fig. 12).

La inclusión se realiza de la siguiente manera:

- Se presentan las dos cazoletas de alojamiento y el espécimen, que se mantienen en posición, mediante el soporte descrito.

- Se efectúa la mezcla de resina sintética y endurecedor.

- Aseguradas las condiciones de las superficies a encolar, se vierte la mezcla adhesiva en la cazoleta de alojamiento inferior, rellenando el espacio dejado entre las vértebras y las paredes de la cazoleta. (Fig. 13).

- Debe esperarse aproximadamente cuatro horas hasta que la resina se haya endurecido suficientemente. Entonces, se invierte la posición del soporte y se procede en idéntica forma al encolado del extremo superior, ahora situado abajo.

Una vez transcurrido el tiempo señalado, la unión conseguida mediante este procedimiento, garantiza la transmisión de esfuerzos de la cazoleta de alojamiento a la columna. Durante el encolado, se ha mantenido la humedad necesaria con la aplicación de paños mojados alrededor de la columna, envueltos en material plástico. En ninguno de los casos ensayados, se han producido deslizamientos de los especímenes respecto de las cazoletas de alojamiento. (Fig. 14).

Como se deduce del método de fijación descrito, se anulan los segmentos terminales de cada extremo, lo que significa cuatro vértebras en total. Por ello, la medición de los datos obtenidos durante los ensayos, se referirán exclusivamente a los segmentos libres que abarcan las vértebras onceava dorsal y tercera lumbar. Sobre estas cinco vértebras, que incluyen la charnela dorsolumbar, se implantarán las distintas técnicas de osteosíntesis, de modo que entre la columna incluida en el implante y las cazoletas de alojamiento persistirá un disco intervertebral. Su misión será la de garantizar que el paso de las fuerzas de flexión y compresión previstas en el experimento se transmita de los soportes de fijación a la columna osteosintetizada, siguiendo un gradiente natural.

3.2.3.- Fractura experimental

La fijación del espécimen nos permite disponer, tal y como se ha descrito, del segmento libre entre la onceava vértebra dorsal y la tercera vértebra lumbar. Esta cifra no ha sido escogida aleatoriamente sino que se ha tenido en cuenta que la mayoría de métodos de osteosíntesis se asientan generalmente entre dos y tres niveles por encima y debajo de la lesión. De este modo, si efectuamos la lesión artificial a nivel de la primera vértebra lumbar, dejamos dos vértebras proximales y dos vértebras distales completamente indemnes donde implantar los sistemas de osteosíntesis. Además, localizamos la fractura en una vértebra que constituye, junto con la doceava dorsal el segmento funcional toracolumbar, encrucijada biomecánica por donde transcurren las fuerzas a estudiar.

Para poder determinar la capacidad experimental de rigidez, contención, deformación, etc. de los métodos de tratamiento analizados, es preciso asegurarnos de que la fractura experimental sea inestable, aplicando los conceptos descritos en los apartados precedentes de biomecánica, inestabilidad y clasificación de las fracturas dorsolumbares.

La lesión producida afecta a la primera vértebra lumbar y se localiza en el cuerpo vertebral. El trazo de fractura se inicia en la cara anterior del cuerpo, en la porción distal, abarcando con seguridad mucho más del 50% de la altura anterior del cuerpo. Se dirige en dirección ascendente y sentido anteroposterior hasta alcanzar y fracturar la cortical posterosuperior del cuerpo vertebral, lesionando con certeza el ligamento vertebral común posterior. El método escogido para la producción de la fractura ha sido el osteotomo y martillo, previa fijación del espécimen a una bancada clásica de trabajo. Mediante bisturí, se lesiona completamente el disco intervertebral entre la doceava vértebra dorsal y la primera lumbar, con especial atención a destruir la continuidad de las fibras del tercio posterior del anillo fibroso. Se respetan los puntos de anclaje posterolaterales y las fibras más anteriores del ligamento vertebral común anterior para impedir la extrusión completa del fragmento fracturado. (Fig. 15).

El método pretende una similitud de las lesiones experimentales en los especímenes y asegura la producción de una fractura claramente inestable, atendiendo a cualquier tipo de clasificación, ya que

afecta completamente a las porciones anterior y media de un segmento funcional dorsolumbar. (Figs. 16 y 17).

3.3.- Descripción de los ensayos

Los ensayos se han efectuado en la Sala de Biomecánica del Laboratorio de Elasticidad y Resistencia de Materiales del Departamento de Metalurgia, Resistencia e Ingeniería de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Barcelona (U. P. C.). Esta sala está dedicada específicamente a los estudios experimentales biomecánicos y goza de las condiciones necesarias para llevarlos a cabo. (Fig. 18).

Una vez el espécimen se encuentra convenientemente preparado para el ensayo, tal como se ha descrito en el apartado anterior, se almacena en doble bolsa de plástico a -30° C con humedad del 98% a la espera del momento del ensayo. Unas horas antes de proceder al experimento, se retiran del congelador y se dejan a 6° C hasta recuperar las condiciones normales. Al no disponer de una cámara humidificada al 100% para efectuar los ensayos, se han mantenido humedades altas alrededor del espécimen durante la preparación de éste y durante los ensayos, mediante paños húmedos en los

tiempos muertos del cambio de osteosíntesis y con un humidificador durante el test.

Se han efectuado un total de 36 ensayos en 8 especímenes. En los tres primeros, se comprobó el funcionamiento del utillaje especialmente diseñado para este estudio y se analizó el comportamiento de la columna dorsolumbar sin ningún método de osteosíntesis antes de producirse lesión alguna en el espécimen (Figs. 19 y 20) y se estudió la respuesta de la muestra ante la misma situación, pero tras producir la fractura experimental (Figs. 21 y 22). Estudiados estos ensayos y comprobándose que la respuesta del utillaje y de la muestra eran satisfactorios, se verificaron cinco especímenes consecutivos a los que se implantaron correlativamente seis métodos iguales de osteosíntesis a cada uno de ellos. Ninguno de los ensayos se ha prolongado más de cuatro horas y media.

3.3.1.- Aplicación de los esfuerzos

Revisados los tipos de esfuerzos que soporta la columna, se han considerado como más frecuentes los debidos a flexión y compresión, que suelen ir unidos fisiológicamente. Para remedar estos esfuerzos en el laboratorio y poner a prueba los distintos métodos de

osteosíntesis, se ha diseñado un tipo de ensayo de compresión descentrada, produciendo una combinación de compresión y flexión, que actúa sobre el espécimen de manera similar a las condiciones reales. Se ha considerado además, que los sistemas de inmovilización están diseñados para la anulación, entre otros, del movimiento de flexión, y por tanto, este ensayo es adecuado para compararlos.

Para la aplicación de los esfuerzos, se ha utilizado una máquina de carga universal (Fig. 23), que está constituida por un motor eléctrico y una reducción de tornillo sin fin. Mediante dos mandos reguladores, se puede dosificar la velocidad de aplicación de fuerza de manera continua, ya que uno transmite macromagnitudes y el otro introduce pequeños incrementos o disminuciones de fuerza aplicada. Al poner en funcionamiento el mecanismo, asciende un pistón elevador que empuja, de manera continuada, la muestra a ensayar por su extremo inferior. Esta máquina puede llegar a producir fuerzas de 3.000 Kg., por lo que nos basta para la magnitud de esfuerzos que vamos a desarrollar. Por otro lado, tiene una capacidad de resolución de una milésima de milímetro equivalente a 30 Newtons (N) de carga añadida por cada avance del regulador de micromagnitudes. Ello permite controlar la fuerza aplicada hasta un máximo de 30 N

por escalón de carga. Para mantener la columna sobre el punto de aplicación de la fuerza N , el ingenio monta cuatro barras que sostienen, en lo alto, un soporte de fijación. Las barras portan un sistema regulable para adaptarse a las pequeñas variaciones de tamaño que pueda presentar la columna ensayada. El espécimen se fija al soporte superior y sobre el pistón de aplicación de cargas. La fuerza se transmite al extremo inferior de la columna, pero para que se den las condiciones comentadas previamente y se consiga una fuerza combinada flexora y compresora, el punto de aplicación no puede seguir el eje axial del espécimen. Por eso, hablamos de compresión descentrada, puesto que existe un descentramiento " d " entre la línea de aplicación de la compresión y el centro de gravedad de la columna (Fig. 24). Esta distancia d , que irá variando a medida que se vaya produciendo flexión, y la fuerza " N ", que se puede modificar a voluntad, determinarán el **Momento** aplicado (Fig. 25). Para conseguir este objetivo, se ha construido un brazo de carga que se monta en ambos extremos de la muestra. Consiste en una pletina de acero de 200 mm. de largo, soldada a una placa soporte. Esta placa presenta cuatro orificios, uno en cada ángulo, que se afrontan simétricamente con los orificios de la cazoleta de alojamiento del espécimen. Mediante su atornillado, se solidariza el brazo de

carga a la columna. El brazo dispone de taladros para fijarse mediante bulones a los soportes de la máquina de carga universal. (Figs. 26 y 27).

Con este montaje ya podemos aplicar la fuerza "**N**" a la muestra a experimentar. Sin embargo, debemos conocer, en todo momento, la magnitud de la fuerza para poder calcular el momento que soportan la columna y también la osteosíntesis. Para ello, se dispone de un captador (de fuerza) intercalado entre el extremo superior del espécimen y la plataforma superior de la máquina de ensayos (Fig. 28). Este captador tiene forma de anilla circular y en su interior lleva adosadas galgas extensométricas. La señal del captador es tratada mediante un amplificador de esfuerzos HBM y remitida a un voltímetro digital Multitester (Fig. 30) que convierte los impulsos amplificados a valores numéricos visualizados en una pantalla digital con capacidad de resolución final de 1 **Newton (N)**. Ello permite ajustar las fuerzas a $\pm 1 \text{ N}$ si en un momento dado nos interesa detener el ensayo y mantener en un valor constante la carga aplicada. Hay que tener en cuenta que la elasticidad y la capacidad de absorción del espécimen y del sistema de osteosíntesis puede determinar una pérdida de cargas por fluencia en el tiempo.

Como ya se ha comentado anteriormente, la fuerza se transmite de la máquina de ensayos a la muestra de columna, a través de la unión entre el pistón elevador y el brazo de carga. Esta unión se efectúa con dos bulones (uno superior y otro inferior) que se comportan como rótulas en el plano X, Y, permitiendo la variación del ángulo que forman el brazo de carga con respecto a la línea axial de aplicación de fuerzas, a medida que varían éstas. (Fig. 24).

El sistema diseñado garantiza en la práctica el esquema teórico de cargas previsto.

3.3.2.- Sistemas de Osteosíntesis

Una vez preparado el espécimen y fijado a las cazoletas de alojamiento y dispuesto el esquema teórico de cargas previsto, tal como se ha expresado en los apartados precedentes, se procede al montaje de los diferentes sistemas de inmovilización.

Los sistemas de osteosíntesis se disponen sucesivamente en el espécimen siguiendo, en todo momento, técnicas quirúrgicas, como si de un montaje "in vivo" se tratara, a excepción hecha, claro está, de la esterilidad (Fig. 31). Han servido como guía las

indicaciones que los autores de las técnicas han expresado en la bibliografía, en todo aquello que respecta o pueda tener influencia en el comportamiento biomecánico de los implantes. El orden de montaje y ensayo de los distintos sistemas analizados ha sido siempre el mismo en cada espécimen, para no introducir variantes capaces de alterar los resultados, y se ha dispuesto la siguiente correlación:

- 1º) Método de **Kostuik-Harrington**.
- 2º) Método de **Roy-Camille**.
- 3º) Método de **Harrington**. (HDR)
- 4º) Método de **Harrington** complementado con cerclajes alámbricos sublaminares. (HDR-SSI).
- 5º) Método de **Luque**.
- 6º) Método de **Harrington** modificado por **Villanueva**. (HDR-VILLANUEVA).

Se ha procurado en todos los ensayos seguir el mismo procedimiento para implantar las osteosíntesis. El orden escogido no ha sido aleatorio, sino que se han valorado las lesiones yatrogénicas que aparecían tras la retirada de cada uno de los implantes y en función de estas lesiones remanentes se han ordenado los montajes de menor a mayor alteración estructural. Los detalles técnicos de la implantación se resumen a continuación.

3.3.2.1.- Método de Kostuik-Harrington (Fig. 32).

Con la muestra fijada a la bancada clásica de trabajo se localizan las vértebras D XI y L III y por la cara anterior del cuerpo, aproximadamente a la mitad de su altura, se perforan con broca de 4,5 mm. y motor eléctrico un orificio en cada una de ellas. Se terraja el orificio con el macho para hueso esponjoso y se colocan los tornillos de *Dwyer*. Estos tornillos poseen cabezal en forma de paralelogramo cuadrangular, con un taladro que lo perfora de lado a lado (Fig. 33). Una barra de *Harrington*, con su típica conformación en tronco de palmera en uno de sus extremos, solidariza ambos tornillos, tomando como punto fijo el tornillo inferior y desplazándose por el otro extremo en el interior del taladro del tornillo superior. De esta forma, se efectúa distracción, que es mantenida gracias a los topes que representan cada paso del tronco de palmera (Figs. 34 y 35). La distracción que se efectúa es la que permiten las estructuras posteriores de la columna, ya que fácilmente puede aparecer hipercorrección. En todo momento, mientras se efectúa la osteosíntesis, se procura que la reducción del foco de fractura sea la mejor que permita la lesión (Fig. 36). Una vez se ha ensayado el sistema de *Kostuik-Harrington* se desmonta

con sumo cuidado para proceder al montaje del siguiente método de fijación.

3.3.2.2.- Método de Roy-Camille (Fig. 37).

Colocada la columna nuevamente en la bancada de trabajo, se localizan las vértebras D XI y L III. Se toman dos placas de *Roy-Camille* que abarquen la región incluída en la osteosíntesis, de modo que se acloplen perfectamente a las curvas fisiológicas de la columna (Fig. 38). Para que la morfología sea similar a la fisiológica, cuidaremos de que la reducción sea satisfactoria. Las placas perforadas de *Roy-Camille* presentan una curvatura, siguiendo su eje axial, que se amolda a la lordosis de la columna dorsolumbar. Presentan una cara lisa que se aplica a la región posterior de las vértebras, a los lados de las apófisis espinosas. Por la otra cara, encontraremos las sobreelevaciones circulares, alrededor de cada orificio, en los que encajarán perfectamente los tornillos. Para este experimento, se han utilizado placas de trece orificios, que son las más ajustadas de tamaño a las medidas *standard* de los especímenes entre los segmentos incluídos en la fijación. Una vez colocadas las placas sobre los macizos articulares, se atornillan a las articulaciones interapofisarias posteriores y a los cuerpos vertebrales, a través de

los pedículos (Fig. 39). Con broca de 3,2 mm. de diámetro y motor eléctrico, se labran los correspondientes canales. Se terrajan con macho para dejar el paso de rosca adecuado y se colocan los tornillos correspondientes a la medición efectuada previamente. La tracción que efectúan los tornillos de cortical entre el hueso y la placa metálica evitan que se pierda la reducción. (Figs. 40 y 41).

Se procede al ensayo del espécimen (Fig. 42) y posteriormente se desmontan las placas de *Roy-Camille* para proceder al siguiente ensayo.

Hasta el momento, las técnicas quirúrgicas efectuadas no han dejado lesiones estructurales en la columna, puesto que tan sólo se han labrado canales de tracción para el atornillado.

3.3.2.3.- Método de Harrington (HDR). (Fig. 6).

Con el espécimen colocado en el banco de trabajo preparado para abordar la porción posterior, se localizan las vértebras D XI y L III. Se identifican las láminas de la vértebra L III y mediante una flavectomía mínima, se colocan sendos ganchos de *Harrington* para la toma de apoyo distal de las barras de *Harrington* (Fig. 43). Los ganchos poseen una uña

cortante, que se fija a la porción anterior de la lámina, por dentro del canal neural. Estas uñas van unidas al cuerpo del gancho donde se encuentra un conducto liso para la introducción del extremo distal de la barra. Se identifican posteriormente las láminas de D XI y las articulaciones interapofisarias posteriores que unen D XI y D XII.

Siguiendo la técnica descrita por el autor, se labra, a escoplo, un espacio cuadrangular para la colocación del gancho superior. A diferencia de los colocados distalmente, estos ganchos poseen un dispositivo de fijación bífido, con dos uñas de borde cortante en todo su perímetro, que se enclavan en el lugar escogido para la fijación (Fig. 44). El lecho de implantación mide aprox. 1 x 2 cm. Es una encrucijada anatómica que relaciona la lámina de la vértebra superior y la articulación interapofisaria posterior entre dicha vértebra y la inmediata inferior.

Mediante pinza de *Kerrison*, se regulariza el lecho perforado y a su través se introducen los ganchos superiores, siguiendo un ángulo de ataque de 45° en relación al plano de referencia, constituido por las vértebras. Cuando el extremo bífido del gancho ha superado, en su penetración, el plano de las láminas y se encuentra subyacente a ellas, se corrige el ángulo

de entrada haciéndolo paralelo al plano vertebral para ir a buscar el pedículo del mismo lado. En ese punto, se impacta suavemente el gancho que se deja implantado y preparado para recibir la barra de *Harrington*.

Los orificios de los ganchos superiores poseen un mayor tamaño para permitir el deslizamiento de las barras de *Harrington* en sentido caudocraneal, cuando se introducen por el extremo terminado en tronco de palmera. Una vez dispuesto el montaje, con las barras introducidas proximal y distalmente en los ganchos de fijación, se aplica el distractor en la unión entre gancho craneal y barra de *Harrington*, de modo que al accionar su mecanismo, produce el deslizamiento de la barra por el interior del gancho, ganándose, de esta forma, distracción. El espacio recorrido se conserva gracias a la función retentiva de los sucesivos escalones de la barra, pudiéndose efectuar tanta distracción como se considere preciso. Sin embargo, en este tipo de osteosíntesis y teniendo en cuenta el tipo de lesión con la que estamos experimentando, nunca puede aplicarse gran cantidad de distracción, puesto que la gran afectación ventral del espécimen favorece la aparición rápida de hipercorrección (Figs. 45 y 46).

Una vez alcanzada la distracción adecuada compatible con una buena reducción, se procede al ensayo del espécimen y a la toma de datos (Fig. 47). Finalizado el ensayo y procurando que los tiempos muertos sean los menos posibles para no alterar las propiedades físicas de la muestra, se implanta el siguiente método de fijación.

3.3.2.4.- Método de Harrington complementado con cerclajes alámbricos sublaminares (HDR-SSI). (Figs. 48 y 49)

El ensayo anterior finaliza con el método de *Harrington* habitual, a saber: doble barra de *Harrington* a distracción fijadas mediante cuatro ganchos. El siguiente ensayo tiene en común con el precedente la técnica de colocación del doble *Harrington* a distracción, por lo que únicamente deberemos comprobar la solidez y correcta colocación del montaje, y que no se haya deteriorado el espécimen tras haber sido ensayado. Comprobado esto, procedemos a la colocación de los cerclajes. Para ello, abordamos los espacios interlaminares de la zona incluida en la fijación, disecando a punta de bisturí la inserción del ligamento amarillo a nivel craneal y caudal de las láminas de la doceava vértebra dorsal (D XII) y de la segunda vértebra lumbar (L II). El resto de láminas no se han abordado, bien porque alojaban ganchos de

Harrington (como ocurre con L III y D XI), o bien, porque pertenecen a la vértebra fracturada (LI). Una vez se ha disecado suficientemente y a través de la vía abierta podemos penetrar con un instrumento fino, romo y curvado en el canal medular, utilizamos una lazada de alambre, previamente conformada, para conseguir la SSI.

Utilizamos alambre de 18-G, fácilmente manejable y que es, a la vez, utilizado por prácticamente todos los ortopedistas. Para poderlo trabajar, se utilizan unos alicates tradicionales mediante los cuales conferimos a los alambres una forma determinada, ya que debe efectuar un recorrido sublaminar desde el borde caudal de la lámina hasta el borde más craneal del arco posterior. Para ello, se corta un trozo suficiente de alambre para obtener dos lazadas. Se dobla por la mitad y se convierte en una sola porción, pero de doble alambre. Siguiendo entonces la técnica de *Luque*, a cuyo sistema de osteosíntesis ya nos hemos referido anteriormente, doblamos el alambre por tres puntos distintos, con angulaciones de noventa y noventa grados sucesivamente y en el mismo sentido y de cuarenta y cinco grados en sentido opuesto, configurándolo así de modo parecido a un disector de *Satinsky* (Fig. 50). Como el brazo inicial es muy corto, nos aseguramos de que el primer recodo del

alambre no altere las estructuras endoneurales cuando lo introducimos por debajo de la lámina en sentido caudo craneal. Una vez pasado el alambre, se secciona mediante un cortafríos el extremo unido, obteniéndose así dos alambres especulares. Se igualan los cabos a base de traccionar del más corto y se pasan uno a cada lado de las apófisis espinosas, efectuando una lazada que englobe a cada una de las barras de *Harrington* y la hemilámina homolateral. Un tensor de alambre A.O. nos permitirá ajustar la lazada a la tensión adecuada.

Idéntica maniobra practicaremos en la vértebra restante, consiguiendo cuatro lazadas que solidarizan las vértebras D XII y L II al sistema de *Harrington*. Hay que recordar que las vértebras D XI y L III ya están incluidas en el montaje, al servir de punto de apoyo para la distracción de las barras a través de los ganchos. (Figs. 51 y 52).

Comprobada la correcta implantación del método se procede al ensayo (Fig. 53), terminado el cual se retiran las lazadas sublaminares y las barras de *Harrington*. Para la ablación del material, utilizaremos el cortafríos para seccionar el alambre, y para las barras de *Harrington* dispondremos de una pinza portaganchos y del distractor. Fijando el gancho craneal con la pinza portaganchos y traccionándolo en

sentido craneocaudal, mientras con la otra mano comprimimos el tronco de palmera en dirección posteroanterior, conseguimos hacer saltar el mecanismo retentor y de este modo extraemos el *Harrington*. Comprobamos que no se haya producido ningún daño en la muestra y procedemos a implantar el siguiente método.

3.3.2.5.- Método de Luque (Fig. 7).

Con el espécimen en el banco de trabajo y dispuesto para trabajar en la cara dorsal, identificamos las apófisis espinosas de D XI y L III. Elegimos, de entre el material de *Luque*, dos barras del tamaño adecuado para fijar la distancia escogida. Las barras miden un diámetro de 4,8 mm. y su superficie es totalmente lisa (Fig. 54). En cada uno de los extremos, presentan una acodadura de 90°, continuándose con un segmento de longitud mucho menor. La morfología asemeja la de una letra ELE mayúscula (L) alargada. Gracias a la fijación que permite el banco de trabajo, no es difícil conseguir una buena reducción; además, el acceso directo que nos permite la muestra experimental no hace necesarias maniobras de reducción extemporáneas.

Siguiendo la misma técnica utilizada en el apartado anterior, que describió *Luque*, se toman los

alambres de tamaño 18-G para efectuar las lazadas sublaminares. A diferencia de la anterior, se preparan todas las láminas de la región incluida en la osteosíntesis, y no sólo las adyacentes a la vértebra fracturada. Mediante bisturí y pinza gubia, nos abrimos paso a través del ligamento amarillo en los márgenes caudal y craneal de las láminas. Se conforman los alambres del modo ya comentado y se pasan por debajo de las láminas, dejando uno a cada lado de las apófisis espinosas. Terminada esta operación, habremos dispuesto 4 alambres sublaminares a cada lado de la línea media, dos por arriba y dos por abajo del foco de fractura, y ya dispuestos para recibir las barras de *Luque*.

Conseguido el control fractuario, colocamos las barras de *Luque* sobre las láminas, una a cada lado de las apófisis espinosas y orientadas a la inversa. Así, los brazos corto y largo de cada barra se ponen en contacto y se complementan, cerrando un rectángulo, cuyos lados de menor longitud pasan entre dos apófisis espinosas, por debajo del ligamento supraespinoso y a través del ligamento interespinoso. No es necesario moldear las barras. (Fig. 55).

En las vértebras adyacentes al foco de fractura, se efectúan los cerclajes de alambre, fijando cada

barra a la lámina homolateral de la vértebra correspondiente. Cada lazada fija únicamente una barra. Para rigidificar el montaje y solidarizar todas las vértebras con las dos barras, y a éstas entre sí, se disponen lazadas especiales en los extremos del rectángulo. Estos cerclajes fijan las dos barras al discurrir en su trayecto por el punto de intersección entre ambas, impidiendo de este modo, que se separen los ángulos del rectángulo resultante (Fig. 56). Mediante un tensor de alambre, se aplica la tensión necesaria para mantener las relaciones del montaje. La rigidez conseguida supera, en gran medida, la sencillez del sistema. (Figs. 57 y 58).

Se inspecciona el espécimen y se procede al ensayo (Fig. 59). Finalizado éste, preparamos la muestra para el último método a experimentar. Para ello debemos retirar la osteosíntesis de *Luque*, lo que se consigue con suma facilidad cortando con cortafríos los cerclajes sublaminares. En el espécimen "in vitro", la extracción del alambre no representa ningún problema, pues no debemos temer por las estructuras nerviosas, mientras que "in vivo" este hecho implica mayores dificultades, por los riesgos que comporta jalar de uno de los cabos y arrastrar el otro extremo por el espacio peridural.

Se comprueba el estado de la muestra en aras de que ninguna lesión estructural pueda alterar el resultado de los ensayos.

La secuencia de métodos se ha pensado expresamente para no dejar defectos de material que pueda condicionar los resultados.

3.3.2.6.- Método de Harrington modificado por Villanueva. (HDR-VILLANUEVA). (Figs. 60 y 61)

Los anteriores sistemas de osteosíntesis analizados dejaban lesiones de poca entidad en el espécimen, si exceptuamos perforaciones óseas o ligamentosas que no alteran la muestra, al no afectar de modo tangible las principales estructuras osteoligamentarias que garantizan la estabilidad. Sin embargo, la modificación de *Villanueva* al método de *Harrington* mutila parcialmente la columna y obliga, por tanto, a ensayarlo en último lugar, puesto que deja secuelas perennes en la pieza a analizar.

Como en cada uno de los montajes anteriores, se parte de una posición fija del espécimen en una bancada clásica de trabajo. La posición varía, según que el sistema a aplicar deba colocarse por vía anterior o posterior, pero la muestra queda igualmente

fijada a la bancada por las cazoletas metálicas de alojamiento, permitiendo manipular la columna con facilidad.

Preparada la muestra para el abordaje posterior, se identifican las vértebras D XI y L III y también la vértebra fracturada. Señalizados los límites de la osteosíntesis, se localizan las apófisis espinosas de L I, L II y D XII y se resecan. Para ello, se deben seccionar los ligamentos supraespinoso e interespinoso, mediante bisturí y tomando la base de las apófisis espinosas con cizalla proceder a la osteotomía y exéresis. Con pinza gubia, se regularizan los lechos óseos y con el laminotómo de *Kerrison* se preparan las corticales de las láminas de los arcos neurales de D XII y L II, en sus bordes craneal y caudal respectivamente. Entonces ya tenemos preparado el espécimen para colocar el método de *Harrington-Villanueva*. Este sistema combina el tradicional método de distracción con barras de *Harrington* con una barra de *Harrington* dispuesta entre ambas y sobre la línea media posterior, que proporciona compresión interfragmentaria. Esta barra compresora no posee el tamaño habitual de las barras de *Harrington*, sino que su diámetro es mucho menor (3 mm.). Presenta un paso de rosca en toda su longitud, a diferencia del típico sistema de autocontención en tronco de palmera del

Harrington original. En los extremos de la barra se disponen sendos ganchos de *Harrington* en posición especular (Fig. 62) que se apoyan por su uña cortante en los bordes craneal y caudal de las láminas de D XII y L II. Para poder efectuar compresión interfragmentaria, y, dado que los ganchos de *Harrington* no poseen paso de rosca en su interior, se colocan tuercas por encima y debajo de cada gancho para poder aplicar compresión, mientras roscamos en sentido inverso las tuercas proximales y distales. Se comprueba que no existan obstáculos óseos para su colocación y se monta la barra compresora entre D XII y L II, manteniendo la reducción de la fractura. (Fig. 63).

Una vez efectuada esta operación, se implantan las barras de *Harrington* en los mismos espacios que se habían utilizado en los ensayos de los métodos anteriores. Así, los ganchos proximales se fijan mediante su uña bífida en los pedículos de la vértebra D XI, mientras que los ganchos distales toman apoyo en el borde superior de la lámina de L III. Las barras de *Harrington* se pasan a través de los taladros de los ganchos proximales y se apoyan en los ganchos distales. (Fig. 64).

A punto todo el sistema, se aplica distracción del modo ya descrito en los ensayos anteriores, combinándolo alternativamente con compresión del segmento lesionado mediante una llave fija que rosca las tuercas de la barra compresora. Controlamos la reducción correcta de la fractura experimental, mientras rigidificamos el sistema con la compresión y distracción simultánea. Comprimiendo el segmento inestable, nos aseguramos de que no se producirá hipercorrección en el foco de fractura. (Figs. 65 y 66).

Se comprueba la correcta colocación de todo el dispositivo y se procede al ensayo de la muestra (Fig. 67). Como en los casos anteriores, se toman los datos y mediciones precisas, mientras se aplican los esfuerzos correspondientes. Terminada la experimentación, se desmonta el material utilizado y se desecha el espécimen.

3.3.3.- Galgas Extensométricas

El estudio de la distribución de las cargas en la columna dorsolumbar y de la trayectoria de las zonas de tensión creadas por estas cargas en el interior del material, es imprescindible para conocer el esfuerzo

soportado por el espécimen. Teóricamente conocemos la fuerza aplicada y también sabemos el momento, dado que conocemos la distancia que existe entre el eje axial de aplicación de la fuerza y el punto de la columna que consideremos. Sin embargo, nos interesa averiguar el desglose entre la parte de momento que sostiene el material de osteosíntesis y el porcentaje que recae en el hueso.

El método más indicado aquí para la medición experimental de esfuerzos son las galgas extensométricas. Una galga extensométrica es en esencia un hilo conductor eléctrico arrollado en forma de parrilla sobre un soporte aislante. La galga se encola sobre la superficie de la pieza a analizar.

Las tensiones que actúan sobre la pieza producen deformaciones en el implante que se transmiten a la galga extensométrica. El hilo conductor de la galga al ser deformado varía el valor de su resistencia eléctrica. Esta variación es proporcional a la deformación que lo ha provocado. Midiendo las variaciones de resistencia eléctrica se pueden conocer las deformaciones y a partir de éstas se pueden calcular las tensiones y los esfuerzos que las han provocado. (Fig. 68).

Debemos ser rigurosos al preparar la superficie del material. Mediante lijado y desengrasado concienzudo, prepararemos una abrasión lisa donde encolar la galga extensométrica. El lugar del emplazamiento se decide en función de los esfuerzos que se efectuarán, del tipo de material, de la superficie disponible en la pieza a ensayar y de las líneas de carga que se presuponen. La fijación se efectúa mediante encolado con adhesivo específico. Mediante un soldador eléctrico y gafas de aumento, se sueldan cada uno de los terminales de la galga a cables eléctricos. Estas llevarán las señales eléctricas a un amplificador donde se visualizan.

Teniendo en cuenta que en nuestro trabajo efectuamos esfuerzos de compresión y flexión combinados, debemos captar, siempre que podamos, ambos componentes. Por ello, las galgas se colocarán, a ser posible, en posición especular, para medir el mismo esfuerzo, aunque en sentidos contrarios. Con esta precaución, aseguramos una recepción fiable de datos, puesto que mientras captamos la flexión y compresión, también medimos la tracción y extensión contrapuestas. (Fig. 69).

3.3.3.1.- Colocación de las galgas extensométricas en las Barras de Harrington.

En cada barra de *Harrington* se han emplazado dos galgas, una delante y otra detrás, a 180° una de otra a nivel del 1/3 medio de la barra y en sentido longitudinal (Fig. 70). Coincidirá aproximadamente y una vez colocada la instrumentación del espécimen, con el nivel de la fractura experimental. Procuramos que la galga se localice a la altura del lugar donde se presupone que se producirán mayores tensiones, que lógicamente ha de ser en la vértebra L I.

3.3.3.2.- Colocación de las galgas extensométricas en las placas de Roy-Camille.

La estructura perforada en toda su longitud de las placas dorsolumbares de *Roy-Camille*, y el hecho de que cada perforación presenta en el dorso de la placa un anillo sobreelevado para alojar la cabeza del tornillo, nos ha obligado a rebajar dos de estas coronas circulares para disponer de una superficie lisa (Fig. 71). Lógicamente se han eliminado dos coronas de las más centrales, para colocar las galgas en el sitio de paso máximo de tensiones. Se ha dispuesto una galga en cada placa encoladas en la cara dorsal y en sentido longitudinal (Fig. 72). Por la propia técnica de implantación de la placa de *Roy-*

Camille, no se han encolado galgas en la cara anterior de las placas, porque la compresión entre el espécimen y la placa impediría su funcionamiento.

3.3.3.3.- Colocación de las galgas extensométricas en las Barras de Luque.

Se han encolado dos galgas en cada barra, en dirección longitudinal, en caras opuestas de la sección intermedia de la circunferencia (Fig. 73). Se han emplazado a nivel del tercio medio de la barra, coincidiendo con el nivel de la fractura experimental, una vez implantada.

3.3.3.4.- Colocación de las galgas extensométricas en el método de Harrington-Villanueva.

En cada una de las barras de *Harrington* tradicionales, se colocan dos galgas, tal y como se ha descrito en el apartado correspondiente. La barra compresora (que se coloca sobre la línea media posterior entre ambas barras de *Harrington*), trabaja a compresión, lo que combinado con la distracción del método de *Harrington* original, suponemos que estabiliza el foco fractuario. La aplicación de una fuerza en flexión y compresión pondrá a prueba la capacidad de resistir el esfuerzo que posee la barra compresora. Por tanto, es de gran interés colocar

galgas en esta barra para analizar su comportamiento. El exiguo diámetro de esta barra (3 mm., incluyendo el paso de rosca), nos impide encolar las galgas. Además, su superficie no es lisa sino que presenta un paso de rosca en toda su longitud, por lo que obligadamente debíamos pulimentar el fragmento central hasta conseguir una superficie plana donde emplazar la galga. Esta operación forzosamente debilitaría tanto la barra que nos expondría a rupturas, por fatiga de material. Esta situación, y la conveniencia de captar las tensiones y el trabajo desarrollado por la barra compresora, nos obligaron a diseñar una pieza que, intercalada en el montaje, nos permitiera comprobar los supuestos. (Fig. 74).

Concebimos y construimos un aparataje especial constituido por una pieza de sección rectangular y medidas 20 mm x 4 mm x 1,5mm, que permite el encolado en cada una de sus caras de una galga extensométrica, en dirección longitudinal y en posiciones opuestas. Esta plancha metálica queda fijada por ambos lados a dos piezas del mismo material, de sección cuadrada y medidas 10 mm x 8 mm x 8 mm. Finalmente, estas piezas acogen las barras roscadas, por sus caras distales. La estructura se intercala en una porción intermedia de la varilla roscada, de modo que se consigue emplazar

las galgas en el lugar escogido y registrar el momento que soporta la barra compresora. (Fig. 75).

3.3.4.- Parámetros medidos

Como hemos ido exponiendo en los anteriores apartados, disponemos de un espécimen de columna dorsolumbar, convenientemente preparado y fijado a las cazoletas de alojamiento, con una fractura experimental inestable localizada en la vértebra L I. Disponemos también de una máquina de carga universal que puede aplicar fuerzas a compresión que se combinan con fuerzas de flexión, gracias a la aplicación descentrada que permiten los brazos de carga expresamente diseñados para tal fin. Disponemos igualmente de unos sistemas de osteosíntesis que son un compendio de modelos utilizados para el tratamiento de las fracturas dorsolumbares, incluyendo una técnica prácticamente original; en todas ellas se han encolado galgas extensométricas para conocer las tensiones que aparecen en el material de osteosíntesis, según las fuerzas que se transmiten.

Para proceder a los ensayos, montamos los sistemas de osteosíntesis, siguiendo siempre la misma técnica y

el mismo orden. El método de experimentación será el mismo para todos.

Antes de iniciar el ensayo, emplazamos en el espécimen unos clavos de referencia para delimitar posteriormente la desviación que se ha producido en el foco de fractura. Teniendo en cuenta el tipo de fractura que origina un defecto en la columna anterior y media, y que la carga se aplica en flexión y compresión, es lógico pensar que aparecerá una coaptación del foco de fractura con producción de cifosis. Esta cifosis tomará como base de angulación la vértebra L I. Durante el desarrollo del experimento, la variación de la posición entre la vértebra fracturada y su inmediata superior determinará unos valores de desplazamiento en función de las cargas aplicadas. Por ello, nos resulta vital para el desarrollo de la experimentación, poder conocer el desplazamiento del foco de fractura.

Con este objetivo, colocamos cuatro clavos en el espécimen, dos en la vértebra lesionada y dos en la suprayacente. Estos clavos son cortos y poseen un cabezal ancho. Para poderlo visualizar con toda facilidad, se les marca una cruz en la superficie del cabezal. La unión de los brazos de la cruz nos determinará un punto fácilmente localizable en el

plano (Fig. 76). Si trazamos una recta que una los puntos de los cabezales de los clavos de una misma vértebra y hacemos lo propio con los clavos introducidos en la vértebra superior, la intersección de ambas líneas en el plano nos determinará un ángulo. Este ángulo lo denominamos ángulo 0° y es el desplazamiento inicial o posición inicial de la fractura de que partimos al iniciar la experimentación. Toda variación que a partir de ese momento modifique ese ángulo en función de los esfuerzos soportados, nos determinará la deformación del espécimen. (Fig. 77).

Para saber el ángulo existente en cada momento, instalaremos una cámara fotográfica montada sobre un trípode y colocada perpendicularmente al espécimen. Una instantánea fotográfica disparada con cada modificación de la carga nos dará el ángulo consiguiente. (Fig. 78).

Al término del experimento se han tomado radiografías en proyección lateral mediante un tubo de Rx portátil a una distancia de 1 metro. Para conseguir una buena calidad de las imágenes radiográficas, se han utilizado placas de grano fino (Kodak X-OMAT TL). (Figs. 79 a 83, ambas inclusive)..

Durante la realización de cada uno de los ensayos, se han medido los siguientes parámetros.

3.3.4.1.- Fuerza aplicada.

La fuerza aplicada al extremo de ambos brazos de carga se ha medido en forma continua, mediante un captador de fuerzas extensométrico de 1.600 N de capacidad máxima (Lerma 1071601) y visualizado en la pantalla de un voltímetro digital (Multitester Mic-6000 Z), con resolución de 1 N. La carga se ha aplicado escalonadamente. En todos los ensayos, se han realizado las lecturas de los restantes parámetros para cada escalón introducido, considerando los posibles tiempos de fluencia. Ello quiere decir que por cada unidad de tiempo, se descarga parcialmente la columna y el material de osteosíntesis debido a la fluencia de los materiales. Por ello, mediante un mando regulador de la máquina de carga que introduce pequeños incrementos en la fuerza aplicada, podemos mantener idéntica carga durante la medición de todos los parámetros para cada escalón determinado.

Las mediciones se efectuarán siempre en la posición de partida con cero **Newtons** de fuerza, y se repetirán invariablemente a los veinte, cuarenta,

cincuenta, sesenta, setenta, ochenta y cien Newtons.
(Figs. 84 a 89, ambas inclusive).

3.3.4.2.- Distancia "d".

La distancia "d" es la medición de la separación existente entre la línea axial de aplicación de fuerzas y un punto concreto del muro posterior de la vértebra lesionada. Este parámetro se ha medido siempre "a posteriori", a partir de la instantánea fotográfica en modelo diapositiva tomada para cada escalón de carga. Las diapositivas se han tomado en una posición y condiciones fijas para cada ensayo, por lo que la escala de ampliación que se produce en las medidas con respecto a la auténtica es la misma durante todo el ensayo. Para poder calcular las dimensiones auténticas, se ha incluido en el montaje una regla de dibujo técnico, graduada en milímetros, que se ha colocado fijamente a la máquina universal de carga (Fig. 90). Al proyectar la diapositiva, la visión de la regla graduada permite calcular la escala final. En aras a evitar errores de paralaje, la diapositiva se ha tomado siempre en una dirección perpendicular al plano X, Y.

3.3.4.3.- Angulo relativo girado por el segmento vertebral afecto.

El giro relativo que definen, en el plano, la vértebra lesionada y la inmediata superior, a medida que se van desplazando, forzadas por la carga aplicada, tiene un valor angular que se puede expresar en grados. Para poder trazar dichos ángulos de una manera fidedigna, introduciremos cuatro clavos de referencia en el segmento a estudiar, dos en la vértebra L I y otros dos en la D XII. Cada par de ellos definen sendas líneas que forman los brazos del ángulo al entrecruzarse en el plano. (Fig. 90)

Si transportamos los cuatro puntos que nos determinan los clavos a un plano de ordenadas y abscisas y vamos anotando sus cambios de posición, según nos los vaya determinando las variaciones debidas a los escalones de carga introducidos, podremos dar valores numéricos a los ángulos y conocer el giro relativo del segmento lesionado (Fig. 91). Al relacionar fuerza aplicada con desplazamiento causado, estamos midiendo las Deformaciones resultantes.

3.3.4.4.- Lectura de las galgas extensométricas.

En todos los implantes ensayados, se han encolado galgas extensométricas para poder medir los niveles de tensión que soportan los materiales y los distintos diseños en cada escalón de carga. A partir de estos datos, se han calculado los esfuerzos que soportan. Como ya hemos comentado anteriormente, cada sistema de fijación ha sido preparado para el emplazamiento de las galgas en los lugares más adecuados. Debido a la diferente técnica, dispondremos de un número distinto de galgas, según sea la técnica de osteosíntesis utilizada:

- **Método de Kostuik-Harrington:** Portador de dos galgas implantadas en la barra de *Harrington*. Total 2

- **Método de Roy-Camille:** Se colocan dos galgas, una en cada placa, situadas únicamente en la cara dorsal. Total 2

- **Método de Harrington:** Encola cuatro galgas, puesto que lleva dos en cada una de las barras distractoras. Total 4

- **Método de Harrington complementado con SSI:** Igualmente se disponen cuatro galgas, en base a dos por cada barra, dado que la diferencia con el método anterior, estriba únicamente en los cerclajes alámbricos sublaminares. Total 4
- **Método de Luque:** Porta dos galgas en cada una de las barras de *Luque*. Total 4
- **Método de Harrington-Villanueva:** Es el montaje que presenta mayor número de galgas del experimento, puesto que aporta dos galgas por cada barra de *Harrington* más dos galgas encoladas a la pieza especialmente diseñada para intercalarse en la barra compresora. Total 6

Para cada montaje, se han conectado todas las galgas aplicadas a un aparato selector de canales (Fig. 92) y de éste se han discriminado secuencialmente a un amplificador (Hottinger Baldwin Meestechnik -HBM-Vielstellen-Messgerät UPM 40) que las ha transformado en valores numéricos al papel registrador imprimiéndose las lecturas de todas las galgas para cada escalón de fuerza. (Fig. 29)

A partir de los datos proporcionados por las galgas, y relacionándolos con el resto de parámetros

medidos, podremos realizar los correspondientes cálculos de los esfuerzos soportados por los implantes.

3.3.5.- Calibración de los sistemas de medida

Todos los sistemas empleados para la toma de los datos dimanados de los ensayos se han calibrado previamente para evitar errores de partida que pudieran distorsionar los resultados. Ello no ha sido necesario en los parámetros referidos a la distancia "d" y al ángulo girado por el segmento afecto, ya que su lectura es directa sin mediar ningún aparato. La precaución tomada en la valoración de estos parámetros para conocer su fiabilidad ha consistido en los ensayos de control previos que han demostrado, con los resultados, que el sistema de medida de la distancia "d" y del ángulo girado a través de los puntos transportados mediante diapositiva a un plano de coordenadas es un sistema de medición fiable.

3.3.5.1.- Calibración del captador de fuerza.

El captador de fuerza empleado (Lerma 1071601) se calibraba previamente a cada sesión de ensayos, y su linealidad es mejor que 0,6 %.

El concepto de linealidad relaciona microdeformaciones con fuerzas aplicadas e indica que la relación entre ambos conceptos sólo es directamente proporcional al inicio del experimento con fuerza 0 mN o al final del ensayo con fuerza "N" mN. Entre ambos valores se produce un fenómeno de acomodación a la deformación que hace que los valores sean inferiores a lo esperado para una señal nominal de fuerzas determinada. El punto medio de la curva, donde la discrepancia es máxima, se denomina E. L. M. (Error de Linealidad Máxima). La linealidad se expresa en porcentajes.

3.3.5.2.- Calibración de las galgas extensométricas encoladas a los implantes

Cada uno de los implantes, una vez colocadas las galgas extensométricas tal y como se ha explicado anteriormente, ha sido sometido a la calibración de esfuerzos normales de flexión y compresión, igual a los que resistirá durante el ensayo. Provocarán tensiones de distracción que se captarán por las galgas y a través del selector y del amplificador nos permitirá calcular la sensibilidad y la linealidad de los implantes.

La sensibilidad de los implantes son las microdeformaciones que presentan para una sollicitación determinada, mientras que la linealidad es el % de error de linealidad mínimo. Como hemos indicado en el apartado precedente, a cada aumento de fuerza correspondería teóricamente, en relación directamente proporcional, un aumento de microdeformaciones. Ello implicaría un error en la linealidad de 0 %. Sin embargo, esto no es exactamente así; en la curva de respuesta real aparece un punto donde la diferencia entre la señal real y la que correspondería en una respuesta lineal perfecta es máxima. Este punto corresponde al error de linealidad máxima (E. L. M.). El porcentaje de linealidad se calcula, atendiendo a la siguiente fórmula:

$$\% \text{ linealidad} = \frac{\text{E. L. M.}}{\text{Señal Nominal de las galgas}} \times 100$$

En general, las sensibilidades se refieren a:

- Flexión:

Suma de las señales de las dos galgas extensométricas con signo opuesto (equivalente a conexión en medio puente).

- Compresión/Tracción:

Suma de las señales de las dos galgas extensométricas con igual signo (es equivalente a conexión en medio puente opuesto).

Implante	Tipo de carga	Sensibilidad		Linealidad	
		Medida	Unidad	Medida	Unidad

En el Cuadro I podemos apreciar los valores de sensibilidad y linealidad para cada implante.

Implante	Tipo de carga	Sensibilidad		Linealidad	
		Medida	Unidad	Medida	Unidad
Implante 1	Compresión	1.2	mV/mm	0.95	%
	Tensión	1.1	mV/mm	0.92	%
Implante 2	Compresión	1.3	mV/mm	0.98	%
	Tensión	1.2	mV/mm	0.95	%
Implante 3	Compresión	1.4	mV/mm	0.99	%
	Tensión	1.3	mV/mm	0.96	%

IMPLANTE	GALGAS	FLEXION		COMPRESION/TRACCION	
		Sensibilidad ($\mu\epsilon/mN$)	Linealidad (%)	Sensibilidad ($\mu\epsilon/mN$)	Linealidad (%)
Barras de Harrington	Canal 1 (galgas 1 y 2)	3,446	1,58%	0,316	1,92%
	Canal 2 (galgas 3 y 4)	4,176	1,29%	0,318	8,58%
Barra Compresora de Harrington-Villanueva	Canal 1 (galgas 1 y 2)	71,667	1,54%	1,38	2,08%
Placa de Roy-Camille	Canal 1 (galga 1)	197,5	0,71%	-----	-----
	Canal 2 (galga 2)	151,5	0,93%	-----	-----
Barras de Luque	Canal 1 (galgas 1 y 2)	1,113,8	0,57%	0,502	* -----
	Canal 2 (galgas 3 y 4)	1,142,4	0,36%	0,502	-----

* son valores determinados teóricamente.

CUADRO I

Valores de sensibilidad y linealidad de los implantes para los diferentes esfuerzos soportados.

En el método de osteosíntesis de *Roy-Camille*, las placas llevan encoladas únicamente una galga extensométrica por placa, situada en la cara dorsal. La cara ventral permanece a compresión en íntimo contacto con la región posterior de la columna impidiendo la colocación de galgas en esa zona. Por ello, los valores consignados se refieren a la lectura de una sola galga, y sólo se utilizarán para calcular el momento flector que soporta la fijación.

3.4.- Elaboración de los datos obtenidos en los ensayos

Si tenemos en cuenta que se han efectuado 36 ensayos, que en cada uno de ellos se han tomado datos para cada uno de los escalones de carga introducida (en número de ocho), y que en cada variación de carga se han medido cuatro parámetros, varios de ellos polivalentes, convendremos en señalar que es fundamental una cuidadosa elaboración de los datos obtenidos experimentalmente para que sean cotejables e inteligibles.

Para cada escalón de carga se han recolectado los siguientes parámetros:

F:

Fuerza aplicada al espécimen. Expresado en Kg.

d:

Distancia de la línea de aplicación de la fuerza **F** al punto elegido del muro posterior de la vértebra lesionada. Se expresa en cm.

G_1, \dots, G_n :

Lectura de las galgas extensométricas encoladas a los implantes de los sistemas de inmovilización. Según el número de galgas que incorpora cada sistema, dispondremos de más o menos datos. Oscilan entre un mínimo de dos en la técnica de Kostuik-Harrington o en las placas de Roy-Camille, hasta un máximo de seis en la técnica de Harrington-Villanueva. Se expresa en micro-deformaciones. ($\mu\epsilon$)

$X_1, Y_1, \dots, X_4, Y_4$:

Coordenadas de los puntos de referencia de los clavos emplazados en las vértebras del segmento lesionado, para controlar el giro relativo. Las coordenadas se expresarán en milímetros.

3.4.1.- Cálculos a realizar

En algunos casos las unidades con que se han medido los datos obtenidos en el experimento no son las del sistema internacional de medidas, por lo que se han convertido a posteriori a unidades internacionales para su análisis.

Relacionando los diferentes datos conseguidos se han calculado los valores siguientes:

- **M:** Momento de fuerzas aplicado a la columna en la sección correspondiente a la vértebra lesionada.

$$M = F \times d, \text{ Se expresa en cms.Kg.}$$

Conversión a Unidades internacionales y expresado en metros Newton (**m N**)

$$M = F \times d \times 10^{-1}$$

- **A₁:** Angulo formado por la línea de referencia definida por los dos puntos de la vértebra suprayacente del segmento lesionado con respecto a la horizontal. Se calcula a partir de la fórmula siguiente y se expresa en **grados sexagesimales**.

$$A_1 = \text{Arc tg } \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} \text{ (}^\circ\text{)}$$

- **A₂**: Angulo formado por la línea de referencia definida por la recta que une los dos puntos de la vértebra fracturada con respecto a la horizontal. El cálculo se realiza de la misma manera variando las coordenadas.

$$A_2 = \text{Arc tg } \frac{Y_3 - Y_4}{X_3 - X_4} \text{ (}^\circ\text{)}$$

Se expresa en grados sexagesimales.

- **A'**: Angulo formado por las líneas de referencia definidas por los dos puntos de la vértebra fracturada y los dos puntos de la vértebra suprayacente. Se expresa en grados sexagesimales.

$$A = A_1 - A_2 \text{ (}^\circ\text{)}$$

Es el ángulo final.

- A'_0 : Angulo formado por ambas líneas de referencia en el escalón de fuerza inicial, es decir cuando $F = 0$ Kg. Las unidades son grados sexagesimales y se calcula por:

$$A'_0 = A_{1_0} - A_{2_0}$$

Siendo A_{1_0} y A_{2_0}

las líneas de referencia definidas en el espacio por los puntos de los clavos emplazados en las respectivas vértebras cuando $F = 0$. Es el ángulo inicial.

- A : Variación del ángulo inicial.

$$A = A' - A'_0$$

Se expresa en grados sexagesimales. Es el ángulo de desplazamiento y nos permitirá conocer las deformaciones del sistema.

- MF : Es el momento flector soportado por el sistema de inmovilización. Se obtiene mediante la suma de las lecturas de las galgas extensométricas de cada montaje. Se expresa en metros Newton. (m N).

Técnica de Kostuik-Harrington: 2 galgas.

$$MF = |G_1 - G_2| \times \frac{1}{3446} \quad (\text{m N})$$

ó

$$MF = |G_3 - G_4| \times \frac{1}{4176} \quad (\text{m N})$$

Técnica de Roy-Camille: 2 galgas.

$$MF = G_1 \times \frac{1}{197,5} + G_2 \times \frac{1}{151,5} \quad (\text{m N})$$

Técnica de Harrington: 4 galgas.

$$MF = |G_1 - G_2| \times \frac{1}{3446} + |G_3 - G_4| \times \frac{1}{4176} \quad (\text{m N})$$

Técnica de Luque: 4 galgas.

$$MF = |G_1 - G_2| \times \frac{1}{1113,8} + |G_3 - G_4| \times \frac{1}{1142,4} \quad (\text{m N})$$

Técnica de Harrington complementado con SSI: 4 galgas.

$$MF = |G_1 - G_2| \times \frac{1}{3446} + |G_3 - G_4| \times \frac{1}{4176} \quad (\text{m N})$$

Técnica de Harrington-Villanueva: 6 galgas.

$$\begin{aligned} MF = & |G_1 - G_2| \times \frac{1}{3446} + |G_3 - G_4| \times \frac{1}{4176} + \\ & + |G_5 - G_6| \times \frac{1}{71.667} \text{ (m N)} \end{aligned}$$

- **MD:** Momentos flector diferencia. Es la diferencia entre el momento aplicado **-M-** y el momento soportado por el sistema de inmovilización **MF**. Se expresa en m N.

$$MD = M - MF$$

Representa el momento soportado por la columna. Teniendo en cuenta que el sistema de inmovilización se coloca excéntricamente al espécimen, el par originado por la fuerza soportada por el sistema de inmovilización, respecto del centro de inercia del conjunto, es un momento flector incluido en MD.

- **FF:** Es la fuerza soportada por el sistema de inmovilización. Se calcula a partir de las lecturas de las galgas extensométricas. Los valores positivos (+) indican compresión y

los valores negativos (-) indican tracción. Debemos sumar las lecturas de las galgas de todas las piezas implantadas según la técnica utilizada. Se expresan en Newtons (N).

Técnica de Kostuik-Harrington

$$FF = - (G_1 + G_2) \times \frac{1}{0,316} \quad (N)$$

$$FF = - (G_3 + G_4) \times \frac{1}{0,318} \quad (N)$$

Técnica de Roy-Camille

No se puede calcular FF, por disponer tan sólo de información de una galga extensométrica en la cara dorsal de la placa. En esta técnica G_1 y G_2 captan en su señal la suma de MF y FF, es decir, del momento flector que soporta la fijación más la fuerza que resiste la fijación. Al disponer tan sólo de una galga no podemos separar en rigor MF de MF + FF, pero como en la práctica la señal FF es muchísimo menor que la señal MF, se puede aceptar la comisión de un pequeño error y calcular $MF \approx MF + FF$.

Técnica de Harrington

$$FF = - (G_1 + G_2) \times \frac{1}{0,316} - (G_3 + G_4) \times \frac{1}{0,318} \quad (N)$$

Técnica de Luque

$$FF = - (G_1 + G_2) \times \frac{1}{0,502} - (G_3 + G_4) \times \frac{1}{0,502} \quad (N)$$

Técnica de Harrington - SSI

$$FF = - (G_1 + G_2) \times \frac{1}{0,316} - (G_3 + G_4) \times \frac{1}{0,318} \quad (N)$$

Técnica de Harrington-Villanueva

$$FF = - (G_1 + G_2) \times \frac{1}{0,316} - (G_3 + G_4) \times \frac{1}{0,318} - \\ - (G_5 + G_6) \times \frac{1}{1,38} \quad (N)$$

- **FC:** Es la Fuerza que soporta directamente la columna (+compresión, -tracción). Se calcula a partir de la lectura de las galgas extensométricas aplicadas en los implantes. Conociendo la fuerza aplicada y la fuerza

soportada por el sistema de inmovilización, podemos averiguar la fuerza diferencia que recae en el espécimen:

$$FC = F - FF \quad (N)$$

Se expresa en Newtons. Podremos conocer su valor para todos los sistemas de inmovilización, excepto en la técnica de Roy-Camille, en la que la FC y la FF son una incógnita al no poder aplicar galgas en la cara ventral de las placas.

En la parte superior: Figuras los datos obtenidos y en la inferior los resultados calculados. Las unidades utilizadas en estas listas son las unidades internacionales, por lo que "a posteriori" han sido convertidas.

Unidades usadas en el listado superior:

KG (Kg)

CM (cm)

g (g)

mm (mm)

3.4.2.- Método de cálculo

Todos los cálculos se han efectuado en base a un programa de ordenador, especialmente diseñado para este objetivo, y gracias al cual se han procesado los datos y se han calculado las fórmulas. El ordenador utilizado ha sido un IBM AT de 1024 K de memoria central. (Fig. 93).

Los resultados se presentan en forma de listados, de los cuales se adjuntan unas muestras. (Fig. 94).

En la parte superior, figuran los datos entrados, y en la inferior los resultados calculados. Las unidades utilizadas en estos listados no son las unidades internacionales, por lo que "a posteriori" han sido convertidos.

Unidades usadas en el listado de datos:

KG (Kg)

CM (cm)

X₁ Y₄ (mm.),

G₁ G₄ (μE)

Unidades usadas en el listado de resultados:

F (Kg)

M (cmKg)

A₁, A₂, A (° sexagesimales)

FF (Kg)

MF (cmKg)

FC (Kg)

MD (cmKg.)

Los Kg y cmKg se convierten a Newtons (N) y a metros Newton (m N) respectivamente, para su tratamiento estadístico.

3.5.- Utillaje

El material necesario para la realización del ensayo experimental es el siguiente, por orden de utilización:

3.5.1.- Para la conservación del espécimen

- Bolsas de plástico (2).
- Congelador Industrial.

3.5.2.- Para la preparación del espécimen

- Guantes de disección.
- Pinzas de disección.
- Bisturí del nº 11.
- Bisturí del nº 23.
- Pinzas de KOCHER.
- Desperiostizador de COBB.
- Cizallas de LOUER.
- Pinza de gubia
- Pinzas de KERRISON

3.5.3.- Para la fijación del espécimen

- Cazoletas de alojamiento. (2)
- Placa soporte de las cazoletas de alojamiento (2).
- Alcohol de 96°.
- Acetona.
- Soporte para el encolado del espécimen.
- Araldit (Endurecedor y Adhesivo).
- Tornillos (8).
- Tuercas (8).

3.5.4.- Para la producción de la fractura experimental.

- Bancada de carpintero.
- Osteotomo.
- Martillo.

3.5.5.- Para la aplicación de los esfuerzos

- Máquina de carga universal. MARSHALL MAIER.
Modelo ADC R 10/55.
- Brazo de carga (2).
- Bulones (2).

- Captador de fuerza. LERMA 1071601 de 160Kg de salida nominal.
- Amplificador de esfuerzos HBM 3050
- Voltímetro digital MULTITESTER MIC-6000 Z

**3.5.6.- Para la implantación de los sistemas de osteo-

síntesis
-----**

- Motor eléctrico BLACK Y DECKER.
- Broca de 3,2 mm. ø
- Broca de 4,5 mm ø
- Terraaja de hueso cortical.
- Terraaja de hueso esponjoso.
- Tornillos de DWYER.
- Placas de ROY-CAMILLE.
- Tornillos corticales.
- Barras de HARRINGTON.
- Ganchos de Harrington de uña cortante.
- Ganchos de Harrington de uña bífida.
- Impactor de ganchos de Harrington.
- Pinza portaganchos de Harrington.
- Distractor de Harrington.
- Hilo de alambre de 18-G.
- Alicates.
- Cortafríos.
- Tensor de alambre AO

- Barras de LUQUE.
- Barras de compresión interfragmentaria de paso de rosca en toda su longitud.
- Tuercas de fijación de la barra compresora.
- Llave fija para el roscado de las tuercas.

3.5.7.- Para la medición de los esfuerzos soportados

- Galgas extensométricas FLA-6-11 de 120 OHMS, de TOKYO SOKKI KEUKYUJO Co, Ltd.
- Cable eléctrico.
- Estaño IBERSOLD.
- Gafas de aumento.
- Soldador eléctrico JBC 20W.
- Pieza especialmente diseñada y fabricada para alojar las galgas extensométricas en la barra compresora.
- Adhesivo para galgas CN, de T.M.L.
- Aparato selector de Canales (LERMA 20 MMM).
- Amplificador HBM (HOTTINGER BALDWIN MEESTECHNIK) VIELSTELLEN-MESSGERÄT UPM 40.

3.5.8.- Para la medición de los desplazamientos

- Clavos de referencia. (4).
- Regla de dibujo técnico graduada en milímetros.
- Cámara fotográfica YASHICA FR I
- Trípode.
- Película KODAK DIAPOSITIVA COLOR 200 ASA.
- Placas Radiográficas en grano fino KODAK X-OMAT TL.
- Tubo portátil de RX. SIEMENS X 005 I
- Proyector de diapositivas ROLLEI.
- Plano de coordenadas.

3.5.9.- Para la realización de los cálculos

- ORDENADOR IBM AT. de 1024 K (memoria central).

4. - RESULTADOS

El hecho de medir cuatro parámetros tan dispares como son la fuerza aplicada al espécimen, la distancia "d" entre el eje de aplicación de las cargas hasta el centro de la sección más alejada de la vertebra lesionada, las variaciones del ángulo formado por la vertebra lesionada respecto a la inmediata superior y, por último, las lecturas de las tensiones y microdeformaciones registradas por las galgas extensométricas, han obligado, como hemos visto con detalle en apartados anteriores, a la sistematización cuidadosa de los datos obtenidos.

RESULTADOS

Con los registros de los parámetros medidos se han calculado cinco variables: A°, KF, MD, FF y FC. Como puede verse, tan sólo en un caso coinciden el parámetro y la variable: el ángulo A° girado por el segmento lesionado.

Aun así, la sola contemplación de los datos numéricos difícilmente permite valorar conjuntamente todos los aspectos de la experimentación. Las representaciones gráficas mediante formas lineales o geométricas traducen con igual rigor los valores

4. - RESULTADOS

El hecho de medir cuatro parámetros tan dispares como son la fuerza aplicada al espécimen, la distancia "d" entre el eje de aplicación de las cargas hasta el centro de la sección más alejada de la vértebra lesionada, las variaciones del ángulo formado por la vértebra lesionada respecto a la inmediata superior y, por último, las lecturas de las tensiones y microdeformaciones registradas por las galgas extensométricas, han obligado, como hemos visto con detalle en apartados anteriores, a la elaboración cuidadosa de los datos obtenidos.

Con los registros de los parámetros medidos se han calculado cinco variables: A° , MF, MD, FF y FC. Como puede verse, tan sólo en un caso coinciden el parámetro y la variable: el ángulo A° girado por el segmento lesionado.

Aún así, la sola contemplación de los datos numéricos difícilmente permiten valorar conjuntamente todos los aspectos de la experimentación. Las representaciones esquemáticas mediante formas lineales o geométricas traducen con igual rigor los valores

recogidos en el laboratorio y en contraposición a las frías cifras del cálculo ofrecen percepciones visuales claramente comprensibles. Por todo ello, para mayor comodidad de manejo y análisis de los resultados, estos se han presentado en forma de gráficos. Para cada uno de los ensayos (30) se han representado los siguientes gráficos:

II N-27 : Gráfico que muestra la fuerza aplicada al sistema (N) en función de la deformación (mm) en la columna (27) con el sistema (N) aplicado. (Verse en el anexo 27 al 30 inclusive)

III N-28 : Gráfico que muestra la fuerza aplicada al sistema (N) en función de la deformación (mm) en la columna (28) con el sistema (N) aplicado. (Verse en el anexo 28 al 30 inclusive)

IV N-29 : Gráfico que muestra la fuerza aplicada al sistema (N) en función de la deformación (mm) en la columna (29) con el sistema (N) aplicado. (Verse en el anexo 29 al 30 inclusive)

V N-30 : Gráfico que muestra la fuerza aplicada al sistema (N) en función de la deformación (mm) en la columna (30) con el sistema (N) aplicado. (Verse en el anexo 30 al 30 inclusive)

4.1.- Gráficos obtenidos

- I **M-A°** : Gráfico del ángulo girado por la vértebra lesionada con respecto a la suprayacente (A°) en relación al momento aplicado. (Gráfs. 1 al 7 inclusive).

- II **M-MF** : Gráfico del momento flector que soporta la fijación implantada en la columna (MF) en relación al momento aplicado. (Gráfs. 14 al 19 inclusive).

- III **M-MD** : Gráfico del momento diferencia (MD) que soporta la columna en relación al momento aplicado. (Gráfs. 20 al 25 inclusive).

- IV **M-FF** : Gráfico que relaciona la fuerza soportada por el sistema de fijación implantado en la columna (FF) con el momento aplicado al espécimen. (Gráfs. 26 al 30 inclusive).

- V **M-FC** : Gráfico que relaciona la fuerza soportada por la columna (FC) con el momento aplicado al espécimen. (Gráfs. 31 al 35 inclusive).

Estos gráficos se han analizado detenidamente y se ha efectuado un control de calidad, considerándose preferible desestimar algunos de ellos por atípicos. Siendo la muestra estadística analizada de cinco ensayos para cada sistema de inmovilización, un dato erróneo puede falsear el resultado. En el Cuadro II se relacionan los gráficos obtenidos para cada espécimen según la variable calculada y el sistema de inmovilización empleado, haciendo mención de los correctos (C) y los desestimados (D). Para comprobar la representatividad de los gráficos obtenidos se han superpuesto en un sólo gráfico todos los correspondientes a la misma variable en cada sistema de osteosíntesis estudiado. Por las razones explicadas en el apartado de material y métodos, punto 3.4.1., no se han podido calcular FF y FC en la técnica de *Roy-Camille*.

OSTEOSINTESIS	ESPECIMEN	A°	MF	MD	FF	FC
H D R	I	C	C	C	D	D
	II	D	C	C	C	C
	III	C	C	C	C	C
	IV	C	C	C	C	C
	V	D	C	C	C	C
HDR - SSI	I	C	C	C	D	D
	II	C	C	C	C	C
	III	C	C	C	C	C
	IV	C	C	C	C	C
	V	C	C	C	C	C
HDR - HCR	I	C	C	C	D	D
	II	D	C	C	C	C
	III	C	C	C	C	C
	IV	C	C	C	D	D
	V	C	C	C	C	C
KOSTUIK- HARRINGTON	I	C	C	C	C	C
	II	C	C	C	C	C
	III	C	C	C	C	C
	IV	C	C	C	C	C
	V	C	C	C	C	C
ROY-CAMILLE	I	C	C	C	---	---
	II	C	C	C	---	---
	III	C	C	C	---	---
	IV	C	C	C	---	---
	V	C	C	C	---	---
LUQUE	I	C	C	C	C	C
	II	C	C	C	C	C
	III	D	D	D	D	D
	IV	C	C	C	C	C
	V	D	D	D	D	D

C : CORRECTO

D : DESESTIMADO

(-) : NO SE HA HALLADO

CUADRO I I

Gráficos obtenidos para cada espécimen según la variable calculada y el sistema de inmovilización empleado, con mención expresa de los desestimados por atípicos.

4.1.1.- Representación gráfica de la deformación del

ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento

lesionado

En estos gráficos colocaremos en el eje de abscisas la variable conocida M o momento, expresada en mN. En el eje de ordenadas irán apareciendo los datos pertenecientes a la variable indeterminada A° , que indicará el ángulo que forman la vértebra lesionada y la inmediata superior para un momento de fuerzas concreto. Se expresa en grados sexagesimales. La variación de los ángulos para cada momento aplicado determinará el desplazamiento que sufre el segmento estudiado. Los números de orden adjuntos a las líneas de valores indican el número de especimen a que corresponden, pudiéndose apreciar que no todos están compuestos por cinco especímenes, debido a los que han habido de eliminarse. A continuación mostramos los resultados obtenidos con este parámetro:

- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de doble *Harrington* a Distracción (Gráf. 1).

- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de HDR-SSI (Gráf. 2).
- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de *Harrington-Villanueva* (Gráf. 3).
- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de *Kostuik-Harrington* (Gráf. 4).
- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de *Roy-Camille*. (Gráf. 5).
- Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo entre la vértebra lesionada y la suprayacente con la técnica de *Luque* (Gráf. 6).

- Gráfica de control con los valores promedio hallados en los ensayos efectuados con la columna indemne y después de fracturarla experimentalmente. (Gráf. 7).

Viendo los gráficos se observa como los puntos cero de los ejes de abscisas y ordenadas no coinciden. Se han diseñado expresamente así para que la variación de los ángulos según los esfuerzos aplicados pueda apreciarse comprensiblemente tanto si los valores son positivos como negativos.

Para facilitar el manejo de los gráficos M-A°, se han construido, a partir de los datos anteriores, unos nuevos gráficos en los que se ha representado la envolvente de todos los gráficos (valor mínimo y valor máximo para cada escalón de fuerza) y el valor promedio. Con ello se ha intentado acotar la zona de datos y definir un valor promedio que nos permita realizar cálculos y comparaciones. (Gráfs. M-A° números 8 al 13 inclusive).

En el eje de abscisas y ordenadas encontramos las mismas variables siendo la independiente igualmente la deformación del ángulo estudiado (A°) según el momento aplicado (M). Las líneas continuas representan los valores máximo y mínimo de la envolvente mientras que

la línea discontinua determina el valor promedio. El punto 0 no intersecciona ambos ejes por el motivo antes reseñado.

De la observación de los gráficos envolventes y del valor promedio encontrado para la variación del ángulo girado entre las vértebras del segmento lesionado, destaca la envolvente del sistema de *Kostuik-Harrington* (Gráf. 11) con cifras positivas y negativas alrededor de 0° . La técnica de *Roy-Camille* (Gráf. 12) muestra valores predominantemente negativos. La osteosíntesis con Doble HDR dibuja una gráfica envolvente (Gráf. 8) con valores fuertemente negativos que se acercan a los datos que ofrece la columna dorsolumbar indemne cuando se somete a fuerzas de compresión-flexión iguales (Gráf. 7). La fuerza que traducen las cifras captadas con la técnica de *Harrington-Villanueva* mejoran la negatividad y el reagrupamiento (Gráf. 10) pero aún queda por debajo de las gráficas envolventes de los sistemas de HDR-SSI y *Luque* que dan valores más cercanos al ángulo 0° (Gráfs. 9 y 13 respectivamente). Posteriormente analizaremos los gráficos al entrar en la discusión.

4.1.2.- Representación gráfica de los valores hallados

para el momento flector (MF) que soporta la

osteosíntesis

En el eje de abscisas colocamos la variable M que es conocida, puesto que nosotros variamos la fuerza cargada a voluntad. La variable independiente MF se coloca en el eje de ordenadas correspondiendo los puntos del plano a las lecturas de las galgas extensométricas. El punto 0 está formado por la intersección de ambos ejes. Todos los valores se expresan en m N. Los números romanos indican el espécimen ensayado. (Gráfs. M-MF números 14 al 19 inclusive).

Todos los gráficos muestran una tendencia hacia valores muy bajos de MF, que se hace muy ostensible en la técnica de *Kostuik-Harrington* (Gráf. 17), HDR-SSI (Gráf. 15), *Harrington-Villanueva* (Gráf. 16) y Doble HDR, aunque ya en menor intensidad (Gráf. 14). La técnica con placas de *Roy-Camille* (Gráf. 18) y la técnica de *Luque* (Gráf. 19) son las que alcanzan mayores cotas de MF por momento aplicado. Todas las líneas de representación de los datos obtenidos en los ensayos para MF se encuentran muy agrupadas.

4.1.3.- Representación gráfica de los valores hallados

para el momento flector diferencia (MD).

Estos gráficos nos enseñan la porción del momento aplicado que es absorbido por la columna. Como hemos comentado anteriormente se calcula restando al momento aplicado el momento soportado por la fijación. Como podemos comprobar existe dispersión de los puntos del plano que representan los valores obtenidos con las técnicas de *Roy-Camille* y *Luque* (Gráfs. 24 y 25). El resto de técnicas ofrecen un agrupamiento de datos junto a un similar comportamiento en el MD absorbido (Gráfs. 20, 21, 22 y 23).

La colocación de las variables en el plano de coordenadas es igual, con la variable indeterminada MD en el eje de ordenadas. Los datos vienen expresados en m N y los ejes se reúnen en el punto de origen 0 mN. El número de espécimen se señala de igual forma que en los anteriores.

4.1.4.- Representación gráfica de los valores hallados
para la fuerza soportada por el sistema de
osteosíntesis (FF).

La construcción de los gráficos sigue la pauta descrita para los anteriores siendo coincidentes la variable determinada M en el eje de abscisas y el significado de los números romanos. La ausencia de algún número indica que aquel ensayo ha sido desestimado por atípico. La variable independiente es aquí FF que significa la fuerza que absorbe la osteosíntesis del total de fuerza cargada. La expresamos en Newtons (N) . Como hemos explicado en el apartado de elaboración de los datos, los valores que denotan fuerzas de compresión son positivos mientras que los valores que registran fuerzas de tracción son negativos.

En todas las técnicas los guarismos del eje de ordenadas serán negativos excepto en la técnica de *Kostuik-Harrington* que son positivos. Como se deduce, las osteosíntesis que se implantan por vía posterior trabajan a tracción ante este tipo de esfuerzo y por tanto dan valores negativos. Las que se colocan por vía anterior trabajan en compresión, para el mismo tipo de esfuerzo, y por tanto dan valores positivos.

Las técnicas de *Kostuik-Harrington* (Gráf. 29), *Harrington-Villanueva* (Gráf. 28) y *Luque* (Gráf. 30) dan valores agrupados en el plano de coordenadas con cifras que se acercan a 0, incluyendo en algún momento cifras que lo sobrepasan. Las osteosíntesis con doble HDR (Gráf. 26) y HDR-SSI (Gráf. 27) muestran mayor dispersión y alcanzan valores de fuerza superiores.

No aparece en estos gráficos la técnica de *Roy-Camille*. Como recordamos de los anteriores apartados las placas de *Roy-Camille* no permitían la colocación de galgas en su cara anterior, por el contacto íntimo que establecen con la columna dorsolumbar que impediría su lectura. Por ello, sólo conocemos en este parámetro las fuerzas de tracción captadas por las galgas colocadas en la cara posterior de la placa y no puede calcularse la fuerza total que soporta este sistema de osteosíntesis.

4.1.5.- Representación gráfica de los valores hallados
para la fuerza soportada por la columna (FC).

Se han diseñado los gráficos utilizando el modelo anterior dado que se asemejan en muchos aspectos. Por un lado la variable conocida M ocupa el eje de abscisas y se expresa en m N. Los números de orden señalizan cada espécimen. La variable independiente FC (fuerza que aguanta la columna) se expresa también en Newtons y ocupa el eje de ordenadas, que al igual que en los gráficos M-FF precedentes, ostenta valores negativos si predominan las fuerzas que actúan a distracción, caso del *Kostuik-Harrington* que al trabajar en compresión hace que la columna soporte fuerzas distractoras. Por el contrario, el resto de técnicas muestran valores positivos en el eje de ordenadas por cuanto hacen que la columna trabaje a compresión al someterse a constricción. Por la misma razón que explicábamos en el anterior apartado, en FC tampoco existirá gráfico de la técnica de Roy-Camille, dado que al no existir galgas en la cara anterior de las placas sólo conocemos las fuerzas que actúan a tracción e ignoraremos las que trabajan a compresión. No sabremos el valor total de la F que absorbe la fijación y por tanto no podremos averiguar la F que aguanta la columna.

Como puede apreciarse en los gráficos, los ejes de coordenadas se entrecruzan en el punto de origen de valor = 0.

Las técnicas de doble HDR y HDR-SSI dan mayores diferencias entre sus valores máximos y mínimos (Gráfs. 31 y 32) mientras que el *Harrington-Villanueva* (Gráf. 33), *Kostuik-Harrington* (Gráf. 34) y *Luque* (Gráf. 35) ocupan menos área del plano de coordenadas. Los resultados de estas tres últimas técnicas dan valores cercanos a 0.

4.2.- Valores obtenidos tras el cálculo de la pendiente de los gráficos

Para poder realizar una comparación cuantitativa de los diferentes métodos de osteosíntesis ensayados se ha calculado, para una serie de variables, la pendiente del gráfico, asimilándola a una recta pasada por el origen $M = 0$ mN y el punto $M = 10$ mN.

Se ha tomado para ello el valor promedio de todos los especímenes ensayados para cada variable y cada técnica de osteosíntesis en base al valor $M = 10$ mN y se ha referido la pendiente del gráfico a 1 mN.

Hemos efectuado esta conversión en los gráficos que relacionan el momento aplicado (M) con la deformación del ángulo (A°) que forman las vértebras del segmento afecto, con el momento flector (MF) que aguanta la fijación, con el momento diferencia (MD), con la fuerza que recae sobre la columna (FC) y con la fuerza que incide sobre la fijación (FF). Hemos escogido las variables M-A, M-MF y M-FC para la comparación de la pendiente del gráfico dado que las variables M-MD y M-FF son muy similares a los valores complementarios de M-MF y M-FC.

Se ha calculado también, a partir de la lectura de las galgas extensométricas, el valor máximo de tensión en el implante (σ) cuando el momento aplicado es igual a $M=10mN$ y se ha referido a $1mN$. De este modo se han linealizado los valores a una recta promedio con lo que se puede establecer igualmente la pendiente del gráfico para el valor máximo de tensión en el implante (σ) y añadirlo a la comparación cuantitativa.

Con estas operaciones hemos uniformado a la misma escala los valores de todas las variables calculadas facilitando enormemente la lectura de los datos y la confección de gráficos comparativos.

En el Cuadro III reseñamos los valores obtenidos con cada técnica de osteosíntesis. En la variable A^{σ}/M figura la pendiente de los gráficos para la columna sin instrumentalizar indemne y fracturada experimentalmente.

	DOBLE HDR	HDR - SSI	HARRINGTON ----- VILLANUEVA	KOSTUIK ----- HARRINGTON	ROY-CAMILLE	LUQUE	Columna sin osteosíntesis	
							indemne	fractur.
A/M (°/mN)	1,29	0,68	1,07	0,06	0,45	0,69	1,30	1,90
MF/M(mN/mN)	0,14	0,09	0,09	0,02	0,64	0,76	----	----
FC/M (N/mN)	60,9	62,6	12,2	-24,3	----	30,5		
σ /M(Kg/mm ²) /mN)	3,28	2,39	2,01	0,38	1,13	5,23		

CUADRO III

Pendiente de los gráficos de cada sistema de osteosíntesis para las variables deformación angular (A/M), momento flector soportado por la fijación (MF/M), fuerza soportada por la columna (FC/M) y valor máximo de tensión en el implante (σ /M). Se añaden los valores de deformación angular para la columna sin osteosíntesis, antes y después de la fractura experimental.

4.3.- Representación gráfica comparativa de los valores promedio

Estos valores numéricos se plasman en gráficos para apreciarlos fácilmente en conjunto:

4.3.1.- Gráfico de la recta equivalente al promedio de la deformación de los ángulos del segmento lesionado en los siete grupos experimentales estudiados.

Este gráfico relaciona los momentos aplicados, dados en mN, en el eje de abscisas, con el ángulo girado entre la vértebra lesionada y su inmediata superior, expresado en grados sexagesimales, en el eje de ordenadas.

Incluimos en la comparación los valores promedio de la vértebra sin osteosíntesis, entera y tras la fractura experimental (Gráf. 36).

Podemos apreciar la mayor deformación de la columna sin fijación. Entre las técnicas de osteosíntesis se deforma más el ángulo del segmento lesionado con el doble HDR seguido del *Harrington-Villanueva*, HDR-SSI, *Luque*, *Roy-Camille* y *Kostuik*

Harrington respectivamente. Dejaremos para más adelante el análisis de estos datos.

4.3.2.- Gráfico de las rectas equivalentes al promedio de

máxima tensión de los implantes (σ)

Para el diseño de este gráfico colocaremos como siempre el momento aplicado en el eje de abscisas, y en el de ordenadas los valores de tensión expresados en Kg/mm^2 . Ambos ejes se entrecruzan en el punto de origen.

Claramente puede apreciarse como la fijación que ofrece los valores promedio máximos es la técnica de *Luque* seguida del doble HDR, el HDR-SSI, el *Harrington-Villanueva*, las placas de *Roy-Camille* y finalmente el *Kostuik-Harrington*, que es el que recibe menos tensiones en el implante (Gráf. 37).

4.3.3.- Gráfico de las rectas equivalentes al promedio de

fuerzas soportadas por la columna bajo distintos

tipos de osteosíntesis.

Relaciona las variables M (momento) y F (fuerza) colocadas en los ejes de abcisas y ordenadas respectivamente. Las unidades se darán en mN y N y los valores de fuerza podrán ser positivos o negativos según predominen los componentes de distracción o de compresión en la resultante de la fuerza total aplicada a la columna. (Gráf. 38).

En el gráfico se observa que todos los sistemas de fijación, exceptuando el *Kostuik-Harrington*, dan valores de fuerza cargada a la columna de signo positivo. Como hemos expresado previamente, ello indica que la columna trabaja a compresión mientras que en la técnica de *Kostuik-Harrington* los guarismos son negativos porque la columna trabaja en distracción. La recta equivalente al valor promedio de este tipo de fijación aparecerá en el cuadrante superior izquierdo del plano de coordenadas, mientras el resto lo harán en el cuadrante superior derecho.

En el siguiente apartado valoraremos y analizaremos el significado de los resultados aquí

expuestos, en cuanto a los gráficos obtenidos de las variables calculadas, a las pendientes de los gráficos y a las rectas equivalentes a los promedios de los valores.

DISCUSSION