

SUMARIO

	Páginas
Presentación. M. GALA VELASCO, <i>presidente de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia y director de la Revista</i>	1
AGUILAR CORTÉS, F.:	
«Fracturas posteriores de cotilo»	3
MONTES REYES, J., CONDE OTERO, M., GODOY ABAD, N. y COLLADO FÁBREGAS, A.:	
«Meniscos pseudodiscoides politraumáticos»	17
JIMENO TORRES, E. y VILLAS, C.:	
«Consideraciones biomecánicas sobre la función del talón anterior del pie» (Variaciones del ángulo de incidencia metatarsal)	23
OLAGUÍBEL MORET, J.:	
«Tribología: Un estudio de la lubricación en las articulaciones humanas»	31
VERA, P., HOYOS, J. V. y NIETO, J.:	
«Prótesis articular para la sustitución de cuerpos y discos de la columna lumbar»	37
HERNÁNDEZ-ROS MURCIA, C.:	
«Introducción a la Biomecánica»	45
GUEVARA CASANOVA, A., SUSO VERGARA, S. y CARDENAL LÓPEZ, F.:	
«Los implantes metálicos y su rendimiento: Un estudio preliminar»	47
CÁNOVAS VALERA, J. A., CLAVEL. SÁINZ, M., GARCÍA PENALVA, A. y MARSA VILA, J.:	
«Consideraciones técnicas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de cotilo»	55
LÓPEZ VÁZQUEZ, E., VÁZQUEZ YAPUR, C., JOVER CAO DE BENOS DE LES, R. y LA RUBIA ESPINOSA, L.:	
«Indicaciones de la prótesis de Silastic en la enfermedad de Kienbock»	

JIMÉNEZ SÁNCHEZ, C., GALA VELASCO, M., TOSCANO BURGOS, F. y MORENO DÍAZ, M.:	
«Disimetría del pelvis y miembro inferior derecho))	67
BOCANEGRA BOCANEGRA, E. y 'LEAL JIMÉNEZ, J.:	
«Un caso de malformación de Sprengel»	71
SEBASTIÁN BUENO, C., VILLAGRÁN BUSTILLO, P., GARCÍA-HERRERA REBOULT, G., GALLARDO MIRANDA, A. y CASTILLA RUIZ, J.:	
«Fracturas vertebrales inestables»	81
LAZO TARACENA, J. M.:	
«Pseudoartrosis congénita de tibia tratada mediante fijadores externos de biocompresión» (A propósito de un caso) ...	97
Proyecto de programa para postgraduados de Traumatología y Cirugía Ortopédica	107
Calendario de reuniones y congresos	111
Relación de miembros numerarios de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia	113

CONTENTS

	Pages
Presentation. M. GALA VELASCO, <i>President of the Andalusian Society of Traumatology and Orthopaedic and Director of the Journal</i>	1
AGUILAR CORTÉS, F.:	
«(Posterior fractures of the acetabulum»	3
MONTES REYES, J., CONDE OTERO, M., GODOY ABAD, N. and COLLADO FÁBREGAS, A.:	
«Pseudodiscoid meniscus due to multiple traumatism»	17
JIMENO TORRES, E. and VILLAS, C.:	
«Biomechanical considerations about the function of anterior heel of the foot» (Variations of the incidence metatarsal angle)	23
OLAGUÍBEL MORET, J.:	
«Tribology: A study about lubrication of the human joints» ...	31
VERA, P., HOYOS, J. V. and NIETO, J.:	
«(Articular prosthesis for the substitution of bodies and discs of the lumbar spine»	37
HERNÁNDEZ-ROS MURCIA, C.:	
«Introduction to the Biomechanics»	45
GUEVARA CASANOVA, A., SUSO VERGARA, S. and CARDENAL LÓPEZ, F.:	
«The metallic implants and its behaviour: A preliminary study».	47
CÁNOVAS VALERA, J. A., CLAVEL SÁINZ, M., GARCÍA PENALVA, A. and MARSA VILA, J.:	
«Technical considerations in the surgical treatment of the fractures of the acetabulum»	55
LÓPEZ VÁZQUEZ, E., VÁZQUEZ YAPUR, C., JOVER CAO DE BENOS DE LES, R. and LA RUBIA ESPINOSA, L.:	
«Indications of the sylastic prosthesis in Kienbock's disease».	61

	Pages
JIMÉNEZ SÁNCHEZ, C., GALA VELASCO, M., TOSCANO BURGOS, F. and MORENO DÍAZ, M.:	
«Discrepancy of the pelvis and right lower limb»	67
BOCANEGRA BOCANEGRA, E. and LEAL JIMÉNEZ, J.:	
«A case report of the Sprengel's deformity»	71
SEBASTIÁN BUENO, C., VILLAGRÁN BUSTILLO, P., GARCÍA-HERRERA REBOULT, G., GALLARDO MIRANDA, A. and CASTILLA RUIZ, J.:	
«Unstable vertebral fractures»	81
LAZO TARACENA, J. M.:	
«Congenital pseudoarthrosis of tibia treated with external fixation of Biocompression» (A case report)	97
Project for postgraduate's program of Orthopaedic Surgery and Traumatology	107
Tining of Meetings and Congresses	111
Relationship of members of the Andalusian Society of Trauma- tology and Orthopaedic	113



PRESENTACION

Con la publicación del primer ejemplar de esta revista se inicia una nueva etapa en la ya larga existencia de nuestra Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia. No sabemos si será la etapa mejor, pero para nosotros si la más entrañable, porque su gestación va entrañablemente unida al mandato de la Junta Directiva que me enorgullezco presidir.

Yo quisiera, antes de hablaros de nuestros proyectos, recordaros cuál fue nuestra declaración programática al sernos confiada la dirección de la S.A.T.O., ya que el sentido de la publicación no se entiende si no es en el contexto de aquellos principios.

Dos aspectos se hacen necesarios destacar de esa intención programática: la dirección colegiada y la integración de las promociones jóvenes de traumatólogos dentro de las actividades de nuestra Sociedad. Ni una sola decisión —desde la más ligera a la más trascendente— ha sido tomada sin el acuerdo de la Junta Directiva, que posteriormente ha trasladado a la Asamblea; así, esta revista ve la luz por vosotros. Por otra parte, desde el primer momento hemos intentado por diversos caminos (creación del premio S.A.T.O., reuniones de las vocalías provinciales, «popularización» de algunas de nuestras reuniones ordinarias, etc.), provocar el calor de nuestros miembros más jóvenes por las actividades de la Sociedad. Si algo se ha conseguido, ha sido por vosotros.

Bajo estas miras nace también esta revista. Dos objetivos primordiales creemos necesario conseguir: por una parte, ser portavoz del elevado nivel científico de nuestros socios, y por otra, mantener la obligada correspondencia contraída con la S.O.T.I.M.I. para la publicación de los trabajos derivados de los congresos conjuntos celebrados en Andalucía.

De estos objetivos se va a derivar el contenido fundamental de la revista. Prescindiendo de los números que, como éste con que se inicia la publicación, van especialmente dedicados a las reuniones de Jaén y Sevilla, nuestra intención es publicar los trabajos que, llegados a la Redacción y

revisados por el Consejo de la misma para mantener un adecuado nivel, procedan preferentemente de nuestros miembros. Así mismo, lógicamente, los Premios de nuestra Sociedad, tanto el «S.A.T.O.» como los «Bastos An-sart» y «Ciudad de Sevilla. encontrarán cabida en nuestras páginas. Una cuidada sección informativa tratará la bibliografía, resúmenes de tesis, noticias y calendarios de Congresos y reuniones de nuestra especialidad, de la manera más especializada posible.

Quizá lo más difícil de predecir en la edición de una revista sea su periodicidad. Creo que ésta depende de todos nosotros: de quienes la dirijan, pero sobre todo de quienes siendo miembros de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia, sientan por ella el cariño suficiente para no dejarla morir por inanición. En definitiva, la revista tendrá la periodicidad —como se dice de tantas otras cosas— que nosotros queramos que tenga. Desde aquí yo quisiera llamar seriamente vuestra atención para que colaboreis en todas las actividades que tiendan a enaltecer y mantener el alto nivel científico de que goza nuestra Sociedad en toda España; y en este sentido, «vuestra» revista es la adecuada tribuna para hacerlo.

Si en cada ejemplar que va apareciendo se mezclan las páginas firmadas por la vieja savia de nuestra Sociedad con las de aquellos que publican su primer trabajo científico, habremos acertado.

Si la periodicidad de la revista —manteniendo un rigor adecuado— es cada vez más próxima, habremos acertado.

Si nuestra revista está presente en las bibliografías de los mejores hospitales de dentro y fuera de España, habremos acertado.

A nuestros colegas de la Sociedad de Ortopedia y Traumatología de Italia Meridional e Insular les pedimos excusas de antemano por nuestras deficiencias, que procuraremos eliminar en nuestra madurez.

Me queda agradecer a mis compañeros de Junta Directiva el apoyo y entusiasmo en llevar a buen fin esta idea, y mi reconocimiento especial al primer jefe de Redacción, el Dr. Montes Reyes, no se sabe si mejor periodista o traumatólogo, por ser el ejecutor de la misma.

A stylized, handwritten signature in black ink, consisting of a large, loopy 'M' and 'V' intertwined, with a horizontal line crossing through the middle.

M. GALA VELASCO



Fracturas posteriores de cotilo

F. Aguilar Cortés

Ciudad Sanitaria «Virgen del Rocío»). Sevilla. Departamento de Ortopedia y Traumatología (J. Lazo Zbikowski).

RESUMEN

Fracturas posteriores de cotilo.

El artículo es un completo estudio de las fracturas acetabulares y, más concretamente, de las que afectan a la columna y pared posterior de la cavidad.

Clasifican los distintos tipos según la línea fracturaria y separación de los fragmentos, siguiendo a Judet y Letournel. Analiza extensamente la radiología preoperatoria en todas y cada una de las proyecciones, explicando qué datos aportan al diagnóstico.

Insiste el autor en lograr osteosíntesis muy estables para facilitar la pronta movilidad del miembro, recomendando la carga cumplidos los tres meses.

Las fracturas posteriores de cotilo tienen un gran interés por varias razones: son muy frecuentes, aproximadamente en la mitad de los casos, bien sea pura o bien asociada a otra fractura, hay una afectación de esta porción posterior del cotilo; tienen interés además porque las posibilidades terapéuticas son más brillantes que en otras localizaciones, puesto que la columna y la pared posterior son abordadas por las vías posteriores, que son mucho más amplias, permiten mejor acceso y por lo tanto una mejor osteosíntesis que las vías anteriores,

SUMMARY

Posterior fractures of the acetabulum.

This article is a complete study of the fractures of the acetabulum and more particularly those in which the posterior column and wall are affected.

They classify the different types according to the line of fracture and the gap between fragments following to Judet and Letournel. They analyse widely the preoperative X-ray in all projections, showing the use ful data for diagnosis.

The author insists on getting stable osteosynthesis to facilitate sooner mobility of the limb recommending the weight bearing after three months.

que son además más peligrosas. Además tienen interés porque la porción posterior del cotilo, de las dos en que lo dividimos, es la más importante desde el punto de vista biomecánico, es la más sólida, la que transmite mayor cantidad de esfuerzos tanto en la estación de pie como en la estación sentado, y por esta misma razón permite que la osteosíntesis encuentre un mejor anclaje, puesto que toda la estructura ósea es más resistente y más gruesa.

Solamente vamos a referirnos a las fracturas de la pared posterior y a las fracturas

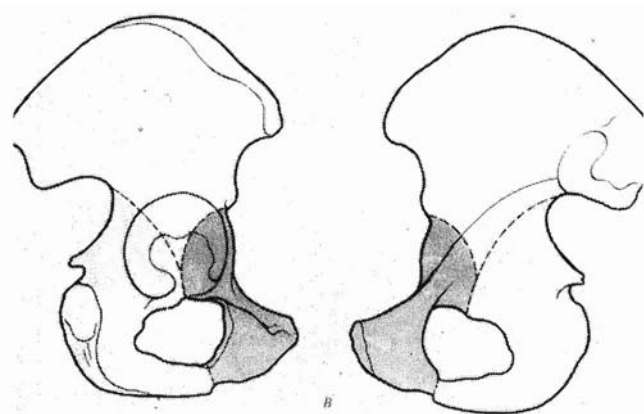


Fig. 1

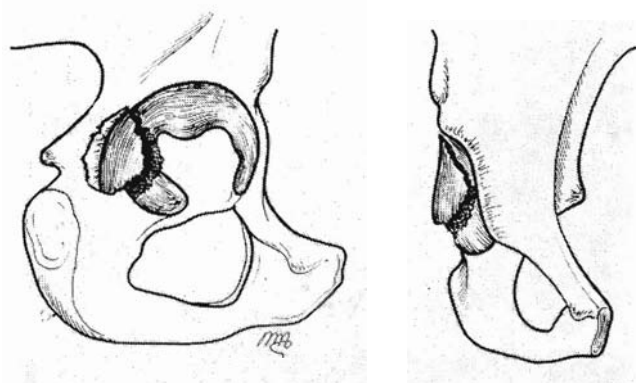


Fig. 2

de la columna posterior y también, aunque sea de pasada, a la asociación entre estas dos variantes. En cambio, no vamos a aludir a la asociación de las fracturas de pared posterior con las fracturas transversales, así como tampoco a las fracturas de la columna anterior con hemitransversa posterior, que creemos no deben estar englobadas en este grupo.

FRACTURAS DE LA PARED POSTERIOR

Son muy frecuentes, aproximadamente la cuarta parte de las fracturas del cotilo; insistiendo en lo dicho anteriormente, son interesantes porque permiten al cirujano iniciarse en esta difícil técnica de osteosíntesis, pues no solamente su abordaje como todas las posteriores es más fácil, sino que además su osteosíntesis, bien sea con tornillos solamente, o como cada vez tendemos más a hacer asociando tornillos y placas, es más fácil también que en otras fracturas más complejas.

Para permitir su estudio vamos a atender a algunas clasificaciones. En primer lugar, y dependiendo de la forma de separación

de los fragmentos, haremos dos grandes grupos:

1. La fractura separación.
2. La fractura con separación y empotramiento.

En el primer grupo los fragmentos han sido golpeados por la cabeza femoral, hallándose ésta en una aducción bastante importante; son separados limpiamente y rechazados hacia la nalga sin que haya en ningún momento enclavamiento de algún fragmento en el resto del ílaco fracturado, son con mucho las fracturas más frecuentes y esto es también una ventaja, puesto que su tratamiento es más fácil y agradable.

En el segundo grupo, las fracturas mixtas o fracturas de separación-empotramiento, el fémur que recibió el golpe en la cara anterior de la rodilla se encontraba en una posición media o aun en ligera abducción, entonces la cabeza femoral no solamente golpea la parte posterior del cotilo separándola, sino que algunos de los fragmentos no son rechazados hacia atrás sino que al

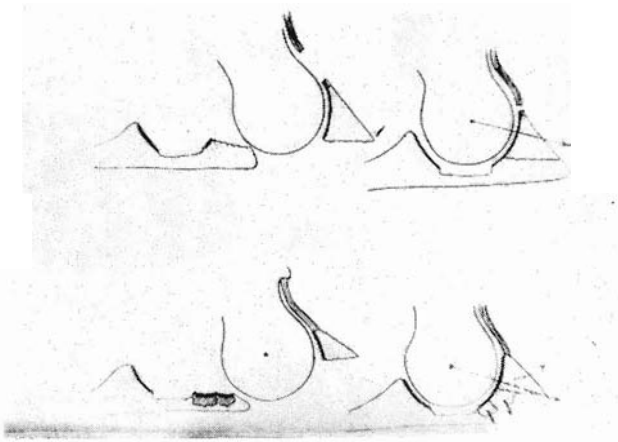


Fig. 3

ir la cabeza en ese sentido, los clava, los empotra en la esponjosa blanda del resto del ilíaco que queda en su lugar. Esta situación conduce a una mucho mayor dificultad en la reducción, no solamente porque algunos de los fragmentos puede quedar disimulado y no encontrarse, sino porque además el aplastamiento de las trabéculas óseas hace mucho más difícil la congruencia de los fragmentos e impide que la reducción sea totalmente anatómica.

Para distinguir estas dos variantes de las fracturas de la pared posterior no basta con el examen preoperatorio, sino que es preciso un estudio minucioso de las radiografías en todas las proyecciones, detectando la existencia de pequeños fragmentos que se ven como líneas blancas de unos milímetros de extensión y que están separados del resto del fragmento principal. Insisto en esto porque en el curso de la intervención, por bien que se haga la tracción tanto axial como lateral, no siempre pueden identificarse todos los fragmentos, y la existencia de uno que quede encastrado entre fragmentos más importantes impide la reducción.

Estudiando estos fragmentos es muy in-

terésante asegurarse de las conexiones que guardan con las partes blandas periarticulares; estas conexiones son fundamentales, pues si se respetan permitirán que el aporte sanguíneo asegure su vitalidad, haciendo mucho más rápida y segura la incorporación al hueso sano, mientras que si se desperiostizan de manera excesiva, se convierten en auténticos injertos, siendo más larga su incorporación y, sobre todo, mucho menos segura.

Judet y Letournel, en su clásico libro, establecen cuatro variantes de conexión con las partes blandas. En la primera el fragmento puede estar totalmente libre y salir desprendido al hacer la incisión, puesto que no tiene ninguna unión. En la segunda, el fragmento puede guardar una conexión con la cápsula articular y está totalmente desprendido del periostio y de los músculos. En la tercera variante, el fragmento puede estar unido exclusivamente a las partes blandas, sobre todo músculos, que rodean la articulación sin que guarde ninguna conexión fibrosa con la cápsula, y por último, el fragmento puede estar desprendido de las partes blandas pero empotrado en el hueso, y de una manera artificial formando parte con él; por supuesto, esto, en realidad, es un fragmento libre, pues cuando lo desempotremos, esta conexión de hueso con hueso, que es artificial debida al enclavamiento, se pierde.

Sin embargo, nosotros, con mucha frecuencia, hemos encontrado una forma de conexión que creo merece la pena de recalcar, quizá pudieron asimilarla a la tercera variante que describen *Judet y Letournel*; se trata de fragmentos que guardan una conexión fibromuscular que continúa el periostio del ilíaco y el isquion con el fragmento. Esta conexión, que hace una espe-

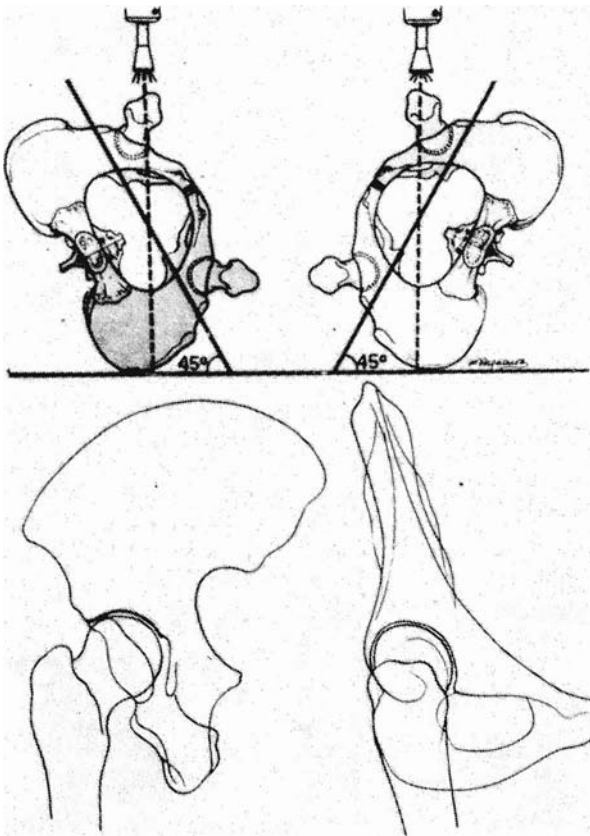
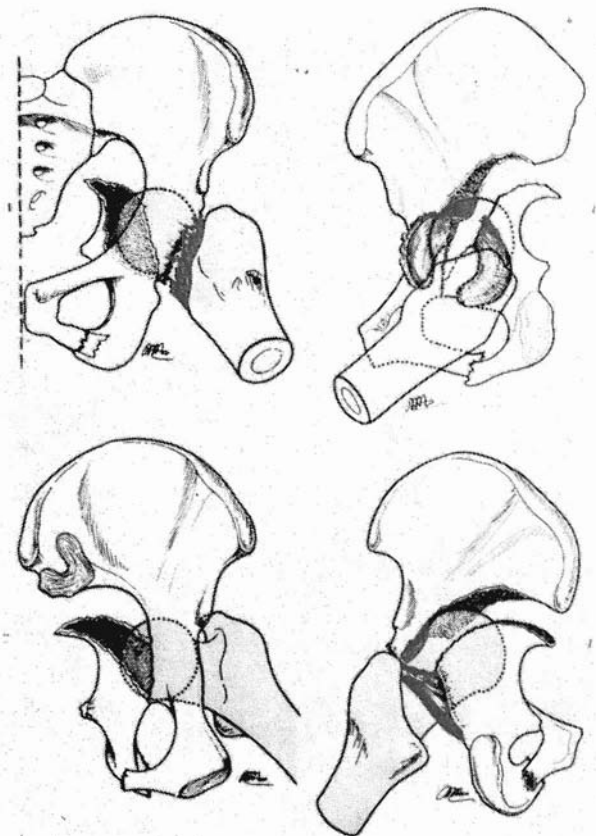


Fig. 4

cie de charnela o gozne, se encuentra siempre hacia delante y arriba y el fragmento pivota, invirtiéndose a veces sobre dicha conexión. El problema es que debemos respetarla a toda costa, pero si la respetamos no es muy difícil identificar correctamente la línea de fractura en la cortical, que nos permitirá asegurar la buena reducción; y, sobre todo, si la charnela no cede, a veces las pequeñas irregularidades de la línea de fractura en un hueso esponjoso al no engranar perfectamente, hacen como un efecto de cascanueces y la fractura puede quedar ligeramente separada debajo de la charnela, aunque en el borde de la articulación, en la ceja, continuemos encontrando una buena alineación. Pienso que debemos adoptar, en cuanto a la liberación, una actitud

ecléctica, debemos liberar las partes laterales del fragmento, pero debemos conservar en su centro este puente de tejidos blandos periósticos musculares que van a asegurar su vitalidad, sobre todo debemos liberarlo hasta que nos permita una total rotación para explorar cuidadosamente las caras cruentas trabeculares, tanto del fragmento como del nicho donde debemos asentarlo, e incluso extirpar las irregularidades más notorias que impedirán la buena reducción. Me refiero a las irregularidades y prominencias de hueso esponjoso, pues en cuanto al hueso cortical debemos ser muy cuidadosos en mantenerlo, ya que es el que veremos y el que nos permitirá asegurar la buena reducción. Y debemos ver este hueso cortical no solamente en el mismo borde acetabular sino también acer-

Fig. 5



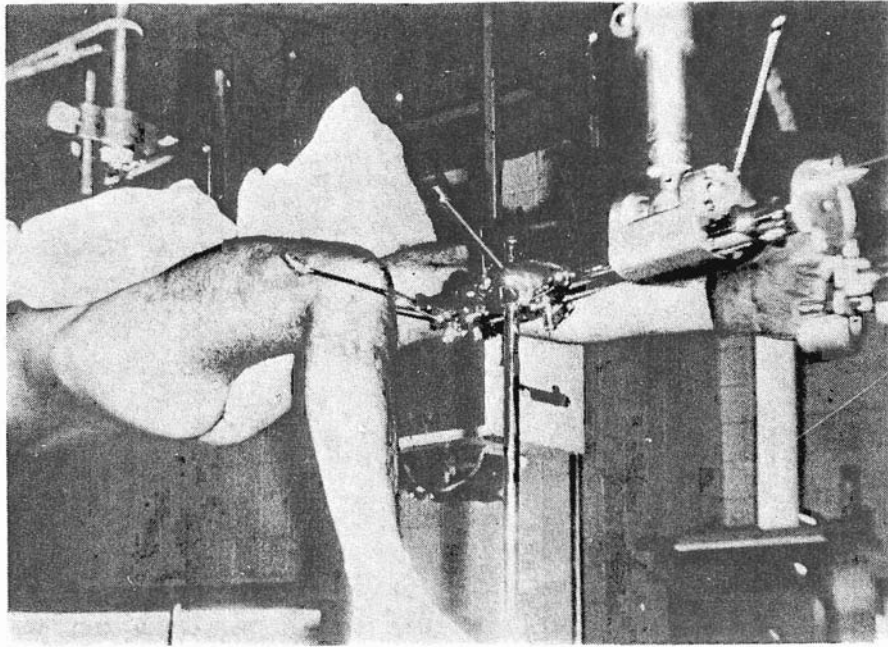


Fig. 6

cándonos hacia la charnela para asegurarnos una buena reducción.

En lo que se refiere a los fragmentos no hemos de insistir en que aunque en el caso ideal será uno solo, entero, sólido, no fisurado, que nos permitiría idealmente la colocación simple de tornillos, en muchos casos, en cambio, estará francamente excindido en varios fragmentos secundarios, o sin estar totalmente separados los fragmentos habrán líneas de fisura que los separen desde el punto de vista mecánico, aunque conexiones blandas los mantienen unidos. Esto da lugar a que no podamos o no debemos limitarnos a una osteosíntesis con tornillos, sino que colocando osteosíntesis con placas moldeadas solidaricemos bajo la placa los distintos fragmentos, ya que ésta se apoya sobre ellos a manera de puente.

La segunda división a la que atenderemos en lo que respecta a estas fracturas de la pared posterior es la que se basa en su ubicación anatómica.

Desde este punto de vista las dividiremos en tres variantes:

1. Fracturas de la pared posterior.
2. Fracturas de la pared posterosuperior.
3. Fracturas de la pared posteroinferior.

Las primeras, las fracturas de la pared posterior, son las más frecuentes. En ellas el fragmento es posterior, pero sin extenderse ni arriba ni abajo, su diagnóstico radiológico es fácil, la proyección que debemos estudiar con más interés es la obturatriz; en ella veremos no solamente el volumen del fragmento y sus posibles líneas de fractura secundarias, sino que al estar separado del contorno del iliaco se destaca sobre las partes blandas y nos permite percibir perfectamente la desviación que tiene; también nos permitirá esta proyección ver el hueco que dicho fragmen-

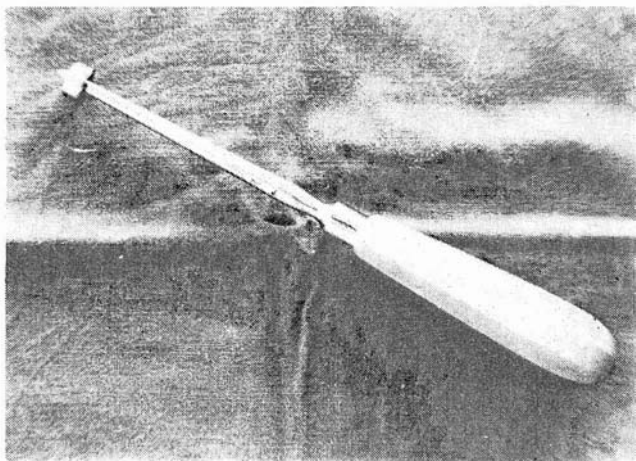


Fig. 7

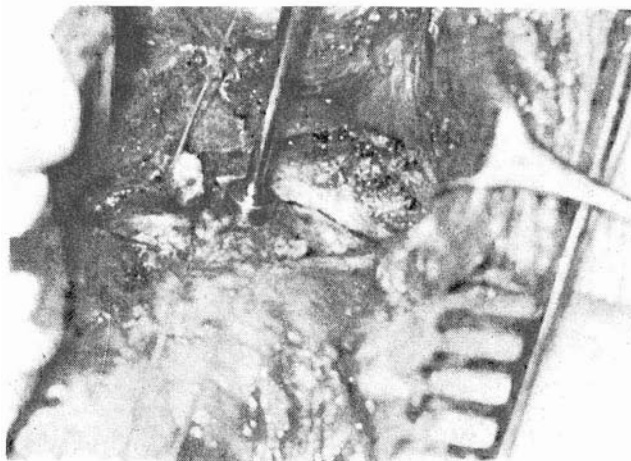


Fig. 8

to ha dejado sobre la pared posterior del cotilo, ya que dicha pared se destaca sin superposición sobre la pared anterior. Interesa por supuesto estudiar todas las otras proyecciones, que nos permitirán ver indemnes líneas que serían afectadas en otras fracturas; por ejemplo, en la proyección anteroposterior, el techo del cotilo debe estar perfectamente en su sitio, y también debemos ver en algunas de las otras proyecciones que la ménsula del cuerpo posterior de la superficie articular del cotilo no está alterada, acreditando que la fractura no es una fractura inferior.

Por supuesto, estas fracturas de la pared posterior se asocian muchas veces con una luxación de la cabeza, luxación que se detectará con facilidad, no sólo clínicamente por la posición del miembro, sino también radiológicamente por la falta de paralelismo que presentan las dos superficies articulares. No hay que decir que esta luxación debe ser reducida de urgencia para evitar los trastornos isquémicos de la cabeza. Si se consigue la reducción, que a veces es inestable, deben repetirse entonces las radiografías para ver la situación real en que intervendremos la fractura.

En todas las radiografías debe buscarse la existencia de algún pequeño fragmento que quede incluido en la articulación, es decir, fragmentos libres, no fragmentos que queden enclavados o empotrados en la esponjosa sino que queden incluidos en el transfondo de la cavidad cotiloidea se verán no solamente por la sombra que dan como tales fragmentos óseos, sino que pueden, si son suficientemente voluminosos, crear pequeñas incongruencias articulares con falta de paralelismo de las superficies articulares que nos harán sospechar su existencia. Insisto también en que este diagnóstico debe hacerse preoperatoriamente, pues en la intervención no es nada fácil explorar el transfondo del cotilo a pesar de las tracciones que entreabran la articulación.

El segundo tipo son las fracturas posterosuperiores; ya hemos insistido cuál es la diferencia con las anteriores descritas. Son fracturas que no solamente afectan una parte más o menos amplia de la pared posterior sino que también desprenden el techo del cotilo. Por lo tanto, en ellas la fractura es visible no solamente en la proyección obturatriz, sino que en las otras

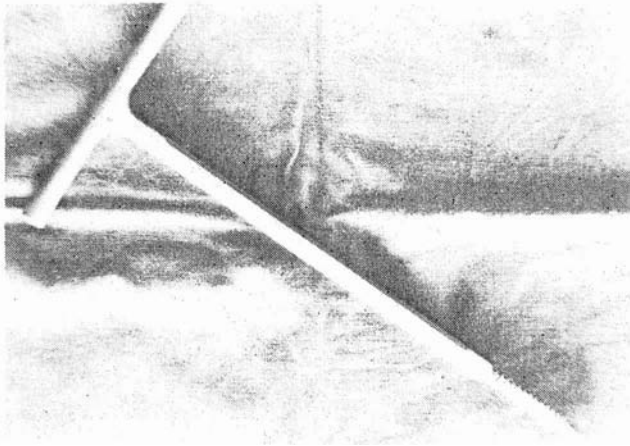


Fig. 9

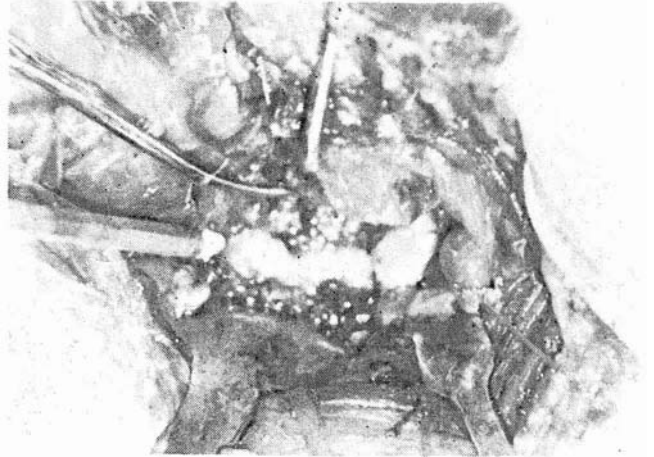


Fig. 10

proyecciones anteroposteriores u oblicua alar se ve que el techo del cotilo no está en su sitio, ascendido y desplazado.

Estas fracturas, por lo tanto, son más peligrosas que las anteriores, puesto que no solamente está afectado el muro de contención posterior que el cotilo ofrece a la cabeza; además está afectado el propio techo, la propia zona de apoyo, por lo que una mala reducción puede comprometer gravemente el porvenir de la cadera.

Por último, en las fracturas posteriores de la pared posterior del cotilo no solamente ha sido desprendido un trozo de esta pared posterior, sino que también el encastre de dicha pared hacia el pilar que es la tuberosidad isquiática ha sido separado; es decir, la ménsula de apoyo de la superficie posterior articular del cotilo ha arrancado con ella un trozo de la tuberosidad isquiática, trozo que a veces es muy importante y que casi puede hacer que estas fracturas tengan una cierta transición con las fracturas bajas de la columna posterior.

En conjunto, las fracturas de pared posterior de cotilo son fáciles de diagnosticar y realmente es difícil la confusión con al-

guna otra entidad nosológica; pueden, en ciertos casos, pasar desapercibidas fracturas asociadas no demasiado raras de la propia cabeza femoral, ya que si bien el cotilo es el yunque sobre el que golpea, la cabeza es el martillo que golpea y los dos pueden sufrir lesiones; mucho más raras serían confusiones con huesos supernumerarios, como es un caso que presentamos de «os cotiloideum superius», entidad descrita en el libro de Campanacci y del que en esta ocasión tuvimos la oportunidad de ver un espécimen muy claro. Con mucha frecuencia es bilateral, pero en todo caso, la limpieza de sus contornos y el no desplazamiento nos permiten hacer el diagnóstico diferencial.

FRACTURAS DE LA COLUMNA POSTERIOR

Vamos a estudiar ahora las fracturas puras de la columna posterior. Estas son fracturas bastante menos frecuentes, *Judei* solamente les da un 4,45 por 100 de frecuencia y nosotros solamente hemos visto hasta ahora tres casos bien definidos.

La línea de fractura, que arranca la escotadura isquiática a mayor o menor altura

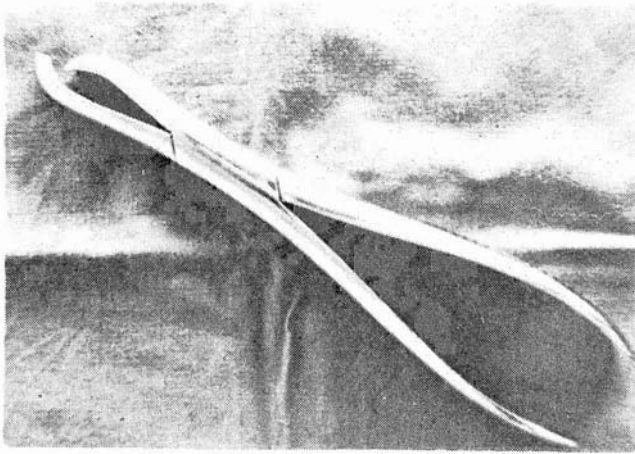


Fig. 11

según la extensión del trozo, desciende más o menos verticalmente a través del cotilo y de su transfondo, tiene un trazo secundario a nivel de la rama isquiopubiana que desprende así, en un solo bloque, toda la columna posterior. Este gran fragmento, empujado la mayor parte de las veces por la cabeza, se desplaza hacia dentro, hacia la fosa pélvica, mientras que la cabeza que lo acompaña sufre lo que podríamos calificar como una luxación central.

En el estudio radiológico son interesantes todas las proyecciones. En la anteroposterior no solamente vemos una vista de conjunto de la pelvis sino que podemos ver algunos puntos concretos: el techo del cotilo conserva su situación normal, al igual que la U de Callot; sin embargo, la línea ilioisquiática está muy desplazada hacia la parte interna, igualmente la pared posterior del cotilo ha desaparecido arrastrada por el gran fragmento, la indemnidad de la línea innominada nos asegura que la columna anterior no se ha fracturado.

Es muy interesante también el estudio de la oblicua alar, ya que ésta nos permite reconocer en toda su extensión el contorno de la escotadura ciática, la cual, como es



Fig. 12

lógico, está no solamente fracturada sino totalmente alterada en su silueta por el gran desplazamiento de la columna posterior.

En cambio, la oblicua obturatriz es menos interesante. Por supuesto permite confirmar la existencia de una columna anterior indemne, que separaría esta fractura aislada de las mucho más frecuentes fracturas asociadas de las dos columnas.

Las fracturas asociadas de la columna y de la pared posterior del cotilo son raras; nosotros sólo hemos podido ver un caso. No nos extenderemos excesivamente en su definición puesto que asocian los dos trazos que hemos estudiado detalladamente en los párrafos anteriores. En realidad, la

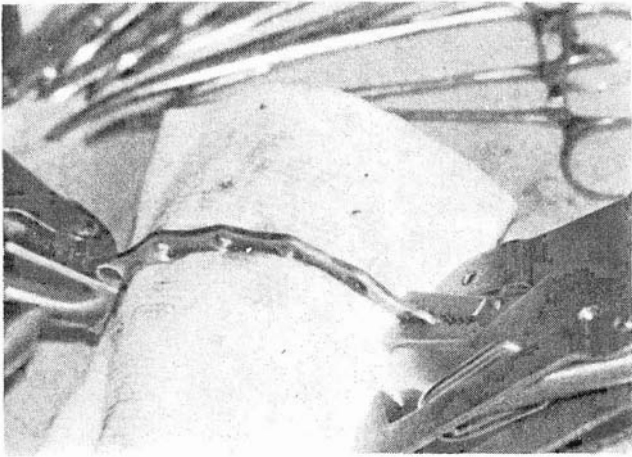


Fig. 13

fractura de la pared posterior podríamos calificarla como una fractura secundaria del gran fragmento que constituye la columna posterior.

En lo que se refiere a las proyecciones radiográficas que permiten el estudio de esta asociación, como es lógico, en todas encontramos datos interesantes. Aparte de la vista de conjunto que nos dará la anteroposterior, se verá la indemnidad del techo del cotilo con afectación de la línea ilioisquiática y con la U de Calot colocada en su sitio; será interesante la oblicua alar, que nos permitirá el estudio de la escotadura ciática y del gran desplazamiento del fragmento principal, mientras que la oblicua obturatriz nos permitirá ver la fractura de la pared posterior, ya que este fragmento, por la desviación que sufre, queda en esta proyección separado del macizo óseo principal y proyectado contra las partes blandas.

Efectuado ya el estudio de las variedades anatómicas, así como un esbozo del diagnóstico radiográfico, vamos a pasar al tratamiento de este tipo de fracturas del cotilo.

TRATAMIENTO

Creemos que en las fracturas de la pared y de la columna posterior del cotilo, la indicación operatoria es inevitable casi siempre, y ello porque la falta de la pared, y por supuesto la de la columna, van a afectar gravemente la estática del cotilo a menos que se repongan exactamente en su lugar. Además, esta indicación operatoria está todavía más asegurada porque, como decíamos en la introducción, la vía de acceso tipo para estas Fracturas es una vía poco agresiva, que aunque puede cortar formaciones importantes permite una reconstrucción totalmente adecuada de ellas, mientras que en el caso de no hacer tratamiento operatorio, es difícil que los fragmentos sueltos de la pared posterior, quizá no tanto los de la columna posterior, vuelvan a su sitio con una tracción. Por ello insisto en la casi absoluta necesidad de una indicación operatoria, excepto los casos en que situaciones graves para la vida por lesiones asociadas o por procesos anteriores impidan la realización de esta terapéutica. No olvidemos nunca que, al fin y al cabo, las indicaciones de tratamiento en las fracturas son secundarias a la de peligros totalmente vitales.

Decididos ya a la intervención poco podemos discutir de qué tipo de intervención va a ser. Hay una vía que se impone absolutamente y es la posterior, la vía de Kocher-Langenbeck.

Para la realización de esta vía pienso que hoy la posición de decúbito prono es la preferible. Esta posición en decúbito prono irá asociada a una tracción del miembro efectuada sobre un clavo de Steinmann o aguja de Kirschner gruesa, colocada en los cóndilos femorales, para que de esta ma-

nera se permita la flexión total de la rodilla colocando el pie hacia el cénit, que relaja el nervio ciático y aleja enormemente el peligro que tienen este tipo de abordajes que son las lesiones del nervio ciático, lesiones que son producidas por maniobras directas operatorias contra el nervio o por la simple tracción de éste cuando se hace sobre la pierna extendida. Además, esta posición con la rodilla flexionada permite una mayor relajación de los músculos biarticulares que se insertan en la tuberosidad isquiática, que en casos de fracturas de la columna posterior molestarían o dificultarían la reducción.

En algunos casos, cuando existiera una luxación central, sería muy conveniente asociar a la tracción axial efectuada por el tornillo de la mesa de tracciones una tracción lateral que permite reducir la desviación interna de fragmentos y cabeza, sobre todo en casos de fractura de la columna posterior; para hacer este tipo de tracción lo mejor es la colocación de un cáncamo de Putti en el trocánter mayor sobre el que se coloca un sistema de poleas estériles o por lo menos con el primer trozo de la cuerda estéril fijado sobre un gancho colocado en la pared lateral del quirófano. La contratracción de este sistema puede hacerse por la misma barra perineal que aguanta contra la tracción longitudinal, que en este caso se apoyaría contra el fémur contralateral sano. En algún caso en el que ha sido imposible el apoyo en el fémur contrario, al hallarse éste fracturado, bien sea a nivel del cuello, trocánter o porción alta de la diáfisis, entonces como subterfugio se me ha ocurrido la colocación de otro cáncamo de Putti colocado no sobre el trocánter sino en el propio macizo supracotilar del ilíaco del lado sano; este cáncamo

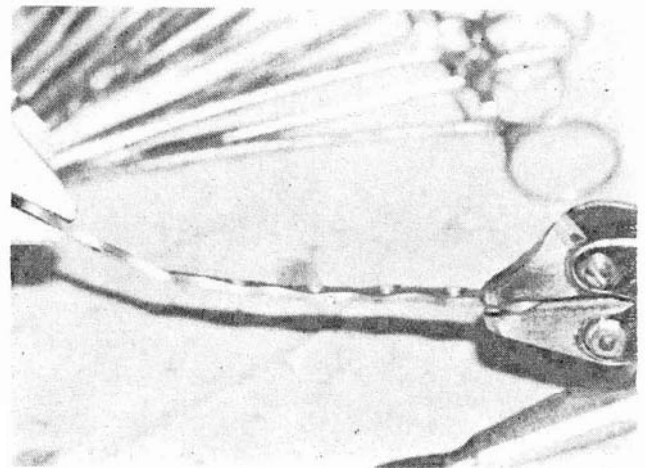


Fig. 14

lo hemos sujetado a un gancho situado, como es lógico, en la pared contraria del quirófano y nos ha permitido una tracción lateral extremadamente potente, por lo que a veces, aun estando sano el fémur, he colocado esta tracción, ya que el desenclavamiento se hace con una rigidez total; es toda la estructura arquitectónica del quirófano la que permite una rígida tracción.

Al colocar el enfermo en la mesa y disponer todos los accesorios de la tracción, hemos de tener bien presente que ha de poderse efectuar rotaciones fáciles del fémur en el curso de la operación por un ayudante sucio, para cerciorarnos que ninguno de los tornillos que anclan los fragmentos están incluidos o rozan siquiera con la cabeza femoral; esto debe de prevenirse y tener un ayudante entrenado que sepa lo que tiene que hacer, puesto que es una maniobra que deberá repetirse tantas veces como tornillos se coloquen.

No voy a proceder a una descripción minuciosa de la vía de acceso de Kocher-Langenbeck puesto que sería presuntuoso, ya que es sobradamente conocida; solamente subrayemos algunos detalles de técnica que a mí me han facilitado dicha vía

de acceso. En primer lugar es muy conveniente contar con un separador autoestático adecuado, que permita la separación por un lado de la fascia lata y, por el otro lado, del gran colgajo que constituye el glúteo mayor; este colgajo, por supuesto, puede ser mantenido por el ayudante que esta en el lado sano del enfermo, pero no solamente es cansado para este compañero, sino que, además, por mucho cuidado que se tenga, se mueve, cambiando la exposición. Yo uso un separador construido por nosotros y que es idéntico al que Charnley diseñó para la práctica de su prótesis total de baja fricción.

Es necesario ampliar la vía todo lo preciso, no debemos conformarnos con una vía estrecha que obliga a tracciones muy potentes que contusionan los músculos. Si es necesario podemos hacer como tiempos complementarios la desinserción parcial o total del cuadrado crural, que nos permite el abordaje de la tuberosidad isquiática con su prominencia, en donde un modelo de la placa y un tornillo colocado en ese sentido hará solidísima la osteosíntesis. Hacia arriba todos sabemos que hemos de tener cierto cuidado con la separación del tercio superior de las fibras del músculo glúteo mayor, ya que si lo prolongamos excesivamente hacia su inserción superointerna comprometeremos la inervación de los restos de fibras musculares que quedan por encima de la incisión, pero a veces es imprescindible hacerlo, sobre todo si el canipo estrecho no nos permite un buen abordaje de la salida de la arteria glútea de la escotadura ciática, ya que una herida no controlada de esta arteria podría darnos tremendas dificultades para su hemostasia.

Correctamente abordados los fragmentos y, como hemos escrito también anterior-

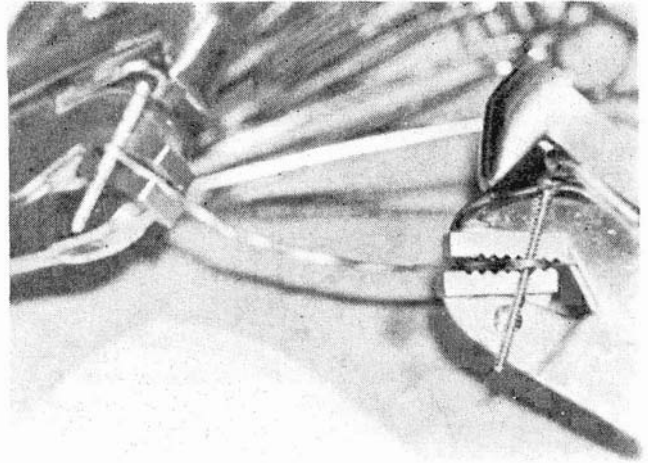


Fig. 15

mente, se precisa la identificación de todos sus bordes cruentos para poder asentarlos exactamente en el nicho de que proceden. Preciso es también limpiar cuidadosamente la articulación y retirar cualquier fragmento articular que hayamos identificado en las radiografías preoperatorias, así como también separar cualquier fragmento enclavado en la superficie cruenta del ilíaco o del isquion.

Insistiremos lo necesario para conseguir una correcta reducción del fragmento en toda su extensión; nunca debemos conformarnos con que la reducción sea correcta a nivel del borde de la ceja del cotilo, que vemos perfectamente porque es el más asequible, sino que también la reducción debe ser correcta a nivel de la parte más profunda del fragmento, la que se ve con mayor dificultad, puesto que solamente a expensas de una reducción anatómica obtendremos un buen resultado funcional a largo plazo.

Para ayudarnos en estas maniobras de reducción son muy útiles los instrumentos que describen *Judet* y *Letournel*. El primero es el que ellos llaman puntapicador; es sencillamente una especie de pirámide punti-

aguda que tiene detrás una arandela como la que tienen las picas de nuestros picadores, para que la punta no se clave en el fragmento constituido por una débil cortical y una gran masa de esponjosa que no resisten la presión de una punta aguda; la punta sirve para que el instrumento no resbale, mientras que la arandela colocada por detrás permite hacer un apoyo en una amplia superficie. Como este instrumento es muy simple, también nos lo hemos construido. Es útil para manejar fragmentos de cierta importancia, concretamente en los de la columna posterior, el uso del tirabuzón-sacacorchos de extracción de la cabeza femoral; este instrumento, trabado en un trozo sólido de la columna, permite hacer una presa muy fuerte sobre ella: torcerla, rotarla, girarla, o incluso traccionarla hasta que la repongamos en su sitio, y esto a expensas de solamente una pequeña desperiosización.

Util es también el uso de gatillos de Farabeuf, que pueden tomar apoyo para cerrar líneas de fractura sobre el mismo hueso, y a veces, para ello, es conveniente el uso de un gatillo asimétrico, es decir, con una rama más larga que otra. A veces este gatillo no toma apoyo sobre el hueso directamente, sino que se fija sobre las cabezas de los tornillos que están colocados en el hueso sin que su introducción sea completa, de manera que las propias uñas del gatillo se meten por el cono que forma la cabeza del tornillo y obtiene de esta forma una gran sujeción que no solamente aproxima los fragmentos sino que los tornillos introducidos decalados en los fragmentos desplazan lateralmente a éstos.

Una vez correctamente reducidos todos los fragmentos, y teniendo ya una visión exacta de cuáles son los puntos sólidos a

los que podremos anclar, es preciso afectar la osteosíntesis. En ésta hemos ido evolucionando a hacerla cada vez más sólida, es decir, ahora prácticamente nunca empleamos simples agujas de Kirschner a modo de clavos, sino que ponemos con mucha mayor frecuencia tornillos, de los que raras veces colocamos uno solo, casi siempre se colocan dos o tres, pasando cada vez con mayor frecuencia a usar las placas moldeadas, las cuales permiten que el efecto de compresión por los tornillos extremos se transmita al centro de la placa, que actúa a manera de puente, y así mantener en su sitio una serie de fragmentos de la pared posterior no solidarios entre sí, y que al ser muy pequeños impedirían las introducciones de tornillos que podrían estallarlos.

Por supuesto, la dificultad que se presenta para esto es el moldeo de las placas; para ello utilizamos placas de Shermann finas; son relativamente flexibles, pero, sin embargo, tienen suficiente rigidez para mantener estos fragmentos en su sitio. El moldeo de dichas placas con respecto a su plano no es difícil: cualquier tipo de alicate o grifa fija permiten hacerlo fácilmente, ya que como su espesor es de escasamente uno a dos milímetros, se tuercen bien. Igualmente es fácil el retorcerlas en forma de hélice cogiéndolas con los mismos instrumentos por los extremos. Sin embargo, es mucho más difícil torcerlas sobre su canto; entonces la propia anchura de la placa se opone a ello. Para hacer dicho moldeo pueden utilizarse, como describe *Judet*, dos alicates de presión fuertes que, aparte de coger la placa directamente, se apoyan sobre tornillos o vástagos metidos en sus orificios. Esto permite darle una curvatura más o menos regular a toda la

placa sobre su canto. Sin embargo, nosotros, para seleccionar mejor el punto de inflexión, hemos construido una pequeña herramienta que tiene unos pivotes que se introducen en los orificios de los tornillos y que hacen esfuerzo de esta forma para permitir flexión, no de toda la placa en su conjunto, sino de pequeños segmentos de ella, con lo cual incluso se le puede dar a una placa una forma de S sobre su canto.

De una forma u otra conseguiremos el moldeo de la placa, y para guiarnos en este moldeo es muy útil disponer de pequeñas tiras de plomo, que se adosan simplemente con los dedos sobre la superficie de los fragmentos puestos en su sitio y que extraídas de la herida nos sirven de molde para, con los instrumentos adecuados antes descritos, retorcer o doblar la placa de acero.

Adaptada la placa con las curvaturas necesarias, es conveniente probarla encima del alojamiento en el que va a ir, para asegurarnos de que adapta bien. En el caso de que sean fracturas de la pared posterior y vaya a actuar en forma de placa-puente atornillada en sus extremos, es muy conveniente que la placa adose en el centro, mientras que en los extremos esté ligeramente levantada, para que cuando los tornillos se coloquen, ahí haya una presión sobre los fragmentos centrales.

Los tornillos que se usan en estas placas normalmente son tornillos de Stivert, y su introducción en las placas no debe hacerse atendiendo a una perfecta perpendicularidad del tornillo con respecto a la placa. En el cotilo es necesario que el tornillo vaya a donde nosotros queremos, lo que no siempre coincide con la perpendicular a la placa.

Cualquier cirujano que haga osteosíntesis en este hueso debe tener un perfecto conocimiento de su morfología; esto solamente se puede obtener a base de tener durante muchas horas en las manos un cotilo, un hueso ilíaco; de esta forma nosotros dirigiremos la punta del tornillo procurando que quede anclada en una cortical profunda del lado contrario, pero sin que en ningún caso, por supuesto, roce la articulación. Esto supone que los tornillos, muchas veces, serán divergentes y seguirán direcciones más o menos diferentes, puesto que cada uno de ellos debe ir orientado para obtener el mejor anclaje en alguna de las zonas sólidas que el hueso ilíaco presenta.

Como expresamos anteriormente, la colocación de cada tornillo debe ir seguida de maniobras de rotación de la cabeza femoral en el cotilo, haciendo que todos los ruidos del quirófano se acallen, colocando también la mano sobre el hueso para de esta manera detectar o bien un sonido audible o un roce transmitido por el hueso, que nos avisa de que el tornillo pueda estar anclado o por lo menos rozando con la cabeza femoral.

Obtenida una osteosíntesis sólida poco nos hemos de extender en el cierre, aunque hablaremos algo de los cuidados postoperatorios. Pienso que el mantenimiento de una tracción continua no es necesario; solamente podría estar indicado si la osteosíntesis, por circunstancias que debemos evitar siempre que sea posible, no quedara sólida. Es preferible dejar la pierna libre, permitir que el enfermo haga movimientos de la cadera, procurando, por supuesto, que no haga flexiones excesivas, ya que en fracturas de la pared posterior, una flexión excesiva de la cadera hace que el apoyo se

transmita preferentemente a la pared posterior. Así, pues, movimientos suaves y siempre evitando levantar la pierna en extensión, ya que esto sobrecarga enormemente la cadera. Estos movimientos suaves en la cama se van permitiendo a lo largo de un mes, pasado el cual ya puede autorizarse el sentarse en la cama e incluso el

empezar la deambulaci3n sin carga; es decir, con muletas y con la pierna extendida.

La marcha con apoyo solamente debe permitirse al cabo de tres meses, ya que aunque se trata de un hueso esponjoso de r1pida consolidaci3n, sin embargo los esfuerzos a que est1 sometido son muy grandes.



Meniscos pseudodiscoides por politraumatismos

J. Montes Reyes,
M. Conde Otero,
N. Godoy Abad,
A. Collado Fábregas



Ciudad Sanitaria «Virgen de las Nieves». Granada. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología (C. Hernández Meyer).

RESUMEN

Meniscos pseudodiscoides por politraumatizados.

El concepto clásico del origen congénito de los meniscos discoides es analizado en este trabajo, al mismo tiempo que sugiere la posibilidad de una etiología politraumática en su formación.

La presentación de dos casos, que estudian desde los puntos de vista clínico, radiológico y anatómo-patológico, avalan la hipótesis de los autores.

Finalmente, cuestionan el futuro de los meniscos discoides extirpados, su regeneración y posibles nuevas lesiones.

El hallazgo operatorio o artrográfico de meniscos discoides constituye siempre una sorpresa o una novedad, dada su rareza. Son por ello numerosas las publicaciones de un caso, sobre todo cuando afectan al menisco medial.

Por citar tan sólo dos de los cirujanos que más menisectomías tienen realizadas y publicados sus resultados, diremos que Cabot encuentra un 8 por 100 y Smillie un 4,5 por 100.

Coinciden prácticamente todos los autores en estos porcentajes y en la proporción

SUMMARY

Pseudodiscoid meniscus due to multiple traumas.

The classic concept of the congenital origin of the discoid meniscus is analysed in this work, at the same time the possibility of its aetiology due to multiple traumas in its formation is suggested.

The presentation of two cases study from the clinic, X-ray and anatomic-pathological points of view, corroborate the hypothesis of the authors.

Finally, they argue about the future of the removed discoid, its regeneration and new possible lesions.

de 100 a 1 a favor del compartimento externo, por lo que nos queda un índice de 0,045 a 0,080 de meniscos discoides internos con respecto a la totalidad.

Ficat, Smillie, Navés, etc., han clasificado las fases evolutivas aplicando criterios morfológicos, que van desde el menisco redondeado total, que ocupa por completo todo el platillo tibial, hasta las formas intermedias «en vírgula», o «en forma de coman (anteriores o posteriores), con perforación central (o anular), con forma normal sobreañadida, etc.

Con respecto al origen, la coincidencia es prácticamente plena: es congénito, por falta de reabsorción del tejido fibrocartilaginoso en la vida fetal; es decir, no ha evolucionado y persiste la forma embrionaria. No obstante, esta idea está en revisión y muchos autores comienzan a estudiar otras

del otro lado, lo que nos hizo pensar en una forma discoide adquirida por sobrecarga y, en los dos casos que nos ocupan, la rareza de presentar una «forma normal sobreañadida», descrita por Navés: en éstos también existía la coincidencia de los politraumatismos: enfermos que habían sufri-

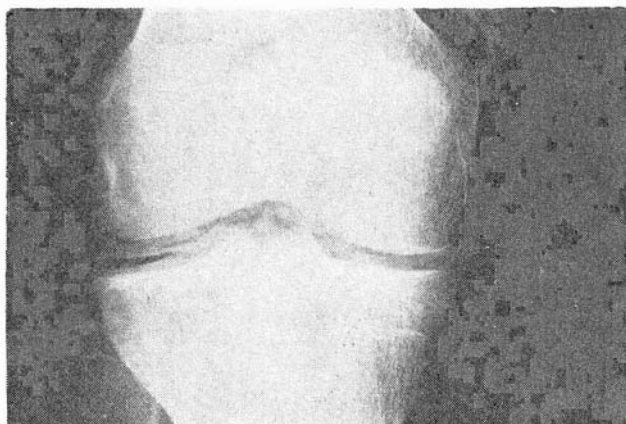


Fig. 1

posibilidades, como pueden ser alteraciones de la estática, malformaciones de la articulación, sobrecarga, politraumatismos, etcétera.

En nuestra experiencia de 357 meniscectomías no hemos encontrado aún ningún discoide interno, pero sí nueve externos. Formas «en vírgula» y más o menos ensanchados en alguno de sus extremos tenemos varios casos, pero hemos estimado que no merecen clasificación aparte, porque son variaciones morfológicas dentro de la normalidad.

Al estudiar los nueve meniscos discoides nos ha llamado la atención que cinco de ellos eran discoides «normales» y cuatro casos tenían características especiales. Coincidió en los dos primeros la circunstancia de ser en el miembro sano de sujetos poliomiélicos con notables secuelas

do más de una lesión sobre el mismo menisco, con episodios muy frecuentes de caídas y torsiones de la articulación y que llevaban largos años padeciendo crisis inflamatorias de la rodilla afectada.

Caso 1.—M. C. M., varón de 33 años, casado, dedicado profesionalmente a rejoneador de reses bravas, aunque en la actualidad está retirado debido a su artropatía de rodilla.

Como consecuencia de su profesión, relata innumerables caídas del caballo y torsiones y traumatismos en la rodilla derecha practicando el toreo de a pie. Desde que se inició en el arte del rejoneo en 1963, y prácticamente desde entonces, recuerda episodios de dolor y aumento de volumen de la articulación, que fueron tratados con antiinflamatorios, pero sin seguir nunca un tratamiento serio.

En abril de 1980 sufrió un bloqueo de la articulación en flexión, que se redujo espontáneamente a las tres horas de producirse, aunque quedó la rodilla muy aumentada y dolorosa, lo que le hizo acudir

a consulta. Fue diagnosticado de meniscopatía del externo derecho.

La neumoartrografía [figs. 1 y 2] reveló la presencia de un menisco externo discoide, con solución de continuidad, desflecamiento de los bordes y presencia de aire dentro del cuerpo meniscal. Los con-

que denominaba «menisco discoide con forma normal sobreañadida».

Caso 2.—R. C. S., mujer de 36 años, que trabaja en las labores domésticas y en el campo, con historia de traumatismos repetidos en rodilla derecha. En

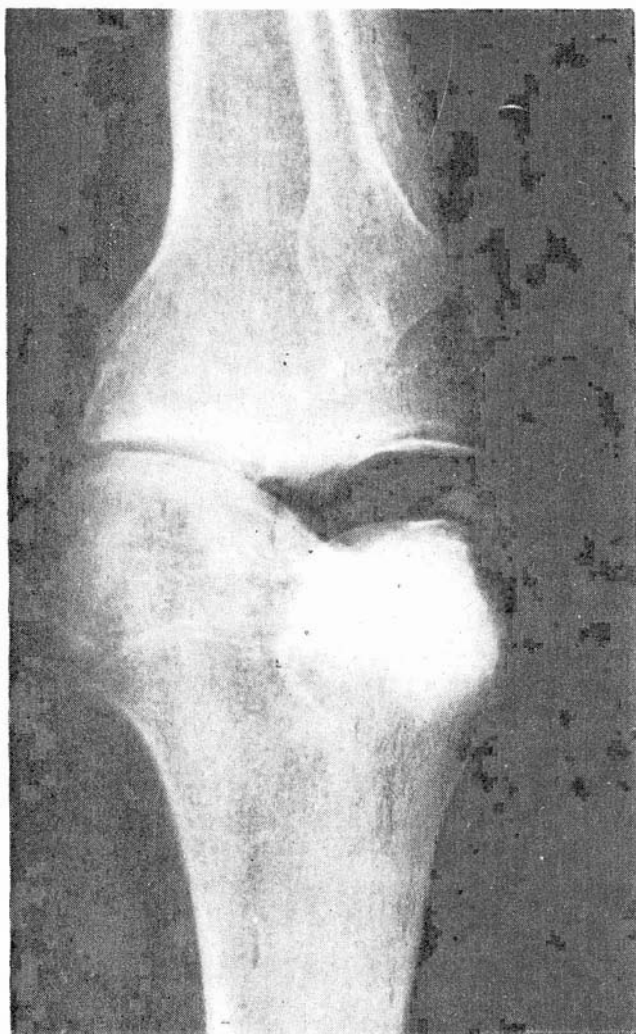


Fig. 2

tornos óseos mostraron signos de una artropatía degenerativa propia de la actividad deportiva que ejercía (para nosotros, la lidia de reses bravas no deja de tener las características del deporte profesional).

La intervención se llevó a cabo el 26-6-80, sorprendiéndonos la forma del menisco (fig. 3), que daba la sensación de tratarse de varios meniscos superpuestos, nunca antes vista por nosotros, y que sólo se parecía a un espécimen descrito por NAVES, y

1969 sufrió caída de una caballería, a partir de la cual tuvo frecuentes episodios de hidrartros, que fueron tratados con reposo y antiinflamatorios. Según refiere, el miembro quedó falto de fuerza y recuerda haberle fallado la rodilla en más de una ocasión, siguiéndole dolor en la marcha y aumento de volumen.

En 1979 es intervenida en otro Servicio, en donde se le practica meniscectomía interna, continuando

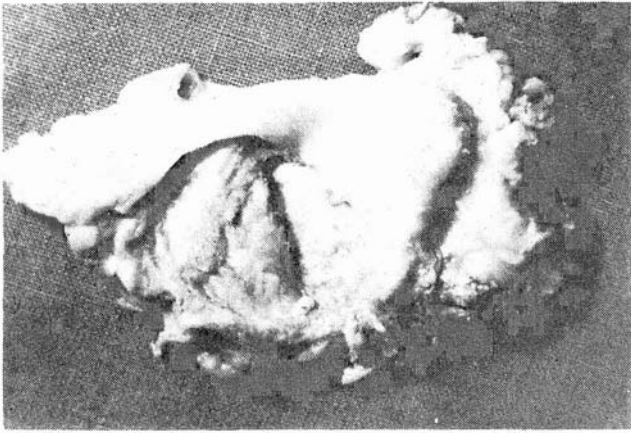


Fig. 3

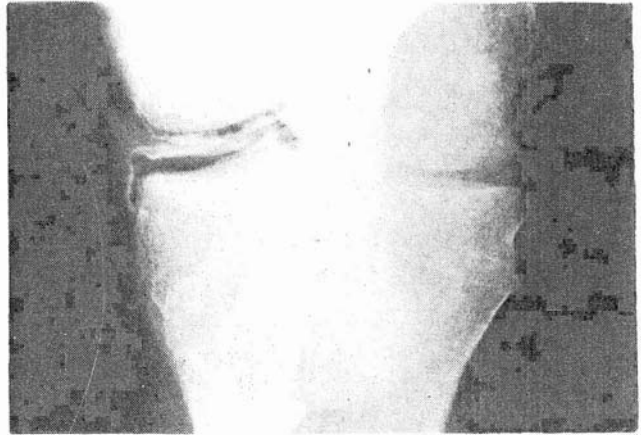


Fig. 4

con la misma sintomatología, posiblemente exacerbadada.

Acude a consulta en julio de 1980, siendo diagnosticada de lesión meniscal del externo derecho, confirmada por neumoartrografía (figs. 4 y 5), que presentaba, además, una imagen meniscal amplia, con ocupación de todo el espacio femorotibial externo.

Con esta impresión previa de menisco discoide es intervenida el 14-8-80, obteniéndose la curiosa pieza meniscal que muestra la figura 6, que nos recordó el caso anteriormente citado y que nos dio pie a la presente publicación.



Fig. 5

ANATOMIA PATOLOGICA

El primer caso no fue enviado al anatómopatólogo, hecho que hemos lamentado «a posteriori», pero sí el segundo, y en el informe de la pieza dice que «microscópicamente se trata de tejido cartilaginoso hialino adherido a conjuntivo fibroso laxo con presencia de pequeños vasos de finas paredes y luces congestivas, junto a zonas de tejido conjuntivo fibrocolágeno deriso infiltrado de tejido adiposo y escasos fragmentos de tejido cartilaginoso hialino*».

La presencia en la pieza meniscal extirpada de dos tipos de tejido perfectamente

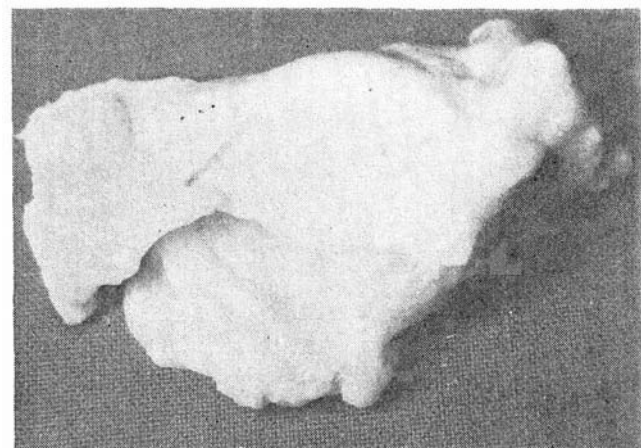


Fig. 6

diferenciados corrobora el origen atípico del disco externo hallado. Por una parte, cartílago hialino puro, aunque contusionado

por la presión de la pinza femorotibial; por otra, tejido neoformado a expensas de la bien vascularizada zona parameniscal de Henschen.

En efecto, aunque algunos autores lo ponen en duda, de la superficie cruenta del menisco extirpado nace un nuevo elemento que va a cumplir la misión que tenía encomendada en la mecánica articular el cartílago semilunar, si bien el nuevo tejido es más blanquecino, duro y menos elástico que el original y, por lo tanto, más frágil. Para su formación, a partir de la periferia meniscal, a las 48 horas de producirse la extirpación o el desgarró de esta línea de transición, comienzan a proliferar los fibroblastos en sentido centrípeto, que en capas sucesivas irán creciendo y endureciéndose hasta formar el neomenisco antes descrito.

En estos meniscos pseudodiscoideos descritos, con «forma normal sobreañadida», el traumatismo inicial incidió sobre la línea pararrotiliana, que al no tener tratamiento adecuado fue desgarrándose hasta ofrecer una superficie cruenta de toda la cara lateral. A los fenómenos inflamatorios se sucedieron los propiamente regenerativos, que integraron el tejido fibroso en la articulación, empujando hacia la zona media al menisco primitivo y, uniéndose a él, formó el magma discoide que describimos.

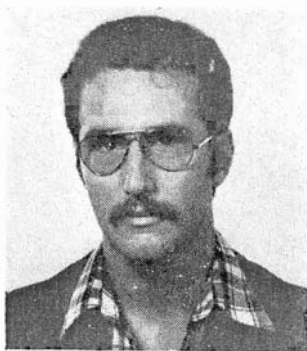
Consideramos interesante esta etiología politraumática porque hace disminuir el número de anomalías meniscales a su justo término, diferenciando el menisco discoide «vero» o congénito del pseudodiscoide por traumatismos repetidos o por sobrecarga; y porque demuestra una vez más que el diagnóstico precoz y tratamiento quirúrgico correcto hubieran evitado al enfermo molestias y secuelas degenerativas.

Un interrogante nos surge acerca de la regeneración de los meniscos discoideos puros o congénitos: ¿cómo regeneran tras su extirpación?, ¿a forma normal o como discoideos nuevamente? Estimamos, y esto es mera suposición, que los fibroblastos tenderán a rellenar el hueco, el molde anterior dejado por la pieza extirpada, pero al ser algo más pequeño y delgado se asemejará en cierto modo a una de las formas intermedias «en vírgula».

BIBLIOGRAFIA

1. ANICERHOLD, J.: «Menisco discal (menisco disciforme o disco)». *Práctica Quirúrgica*, 3, 333-339, 1971.
2. CASTILLO-OJUGAS, A.: «Meniscos discoides». *Hospital General*, IV, 3, 345-356, 1964.
3. ELMER, R. M., MOSKOWITZ, R. W. y FRANKEL, V. H.: «Meniscal regeneration and postmeniscectomy degenerative joint disease». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 124, 1977.
4. FICAT, P.: *Pathologie des ménisques et des ligaments du genou*. Masson et Cie, 204-265, París, 1962.
5. O'DONOGHUE, D. H.: *Treatment of injuries to athletes*. W. R. Saunders, Philadelphia, 1976.
6. PORTABELLA GARCÍA, F. y MULLOR ANTOLIN, E.: «Displasias meniscales. A propósito de un caso de menisco discoideo interno»). *Traumatología, Cirugía y Rehabilitación*, págs. 11-32.
7. RICKLIN, P., RÜTTIMANN, A. y DEI, BUONO, M. S.: *Lesiones meniscales*. Edit. Jims, Barcelona, 1974.
8. SMILLIE, I.: *Injuries of the knee*. Churchill Livingstone, Edimbourg, 1973.

9. VILALTA, C., FERRER-ROCA, O. y ARANDES, J. M.: «Menisco discoideo interno. Presentación de un caso». *Rev. Ortop. Traum.*, 23-1B, 4, 517-522, 1979.
10. WEINER, B. y ROSENBERG, N.: «Discoid medial meniscus: Association with bone changes in the tibia. A case report». *J. Bone and Joint Surg.*, 56-A, 1, 171-173, 1974.



Consideraciones biomecánicas sobre la función del talón anterior del pie (Variaciones del ángulo de incidencia metatarsal)

**E. Jimeno Torres,
C. Villas**

Universidad de Navarra. Facultad de Medicina. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Pamplona. (J. Cañadell Carafi)

RESUMEN

Consideraciones biomecánicas sobre la función del talón anterior del pie. (Variaciones del ángulo de incidencia metatarsal).

La metatarsalgia es actualmente la patología con mayor incidencia dentro de las consultas referidas al pie. Su tratamiento fundamentalmente ortopédico precisa, en ocasiones, una solución quirúrgica.

Los autores, tras realizar una revisión de las diferentes técnicas quirúrgicas más utilizadas en la actualidad, presentan un estudio sobre el efecto de la resección de las bases de los metatarsianos centrales en el ángulo de incidencia metatarsal. Este ángulo es valorado sobre las radiografías de perfil en carga realizadas tanto pre como postoperatoriamente.

El análisis de las variaciones observadas en diferentes tipos de pie, tanto desde el punto de vista del arco longitudinal como de la fórmula metatarsal, pone de manifiesto el hundimiento del ángulo de incidencia, por elasticación de los radios centrales junto a la relación existente entre este hecho y la situación cápsulo-ligamentosa del pie.

Finalmente, los autores extraen conclusiones sobre la fisiopatología del antepié, puntualizando el papel fundamental de los metatarsianos centrales durante la carga y describiendo el efecto amortiguador de las paletas laterales en la transmisión de las solicitaciones de presión y durante la marcha por terreno irregular.

INTRODUCCION

Podemos distinguir dos vertientes distintas en los estudios realizados por los dife-

SUMMARY

Biomechanical considerations about the function of anterior heel of the foot [Variations of the incidence metatarsal angle].

Metatarsalgia is at present the commonest cause of medical consultation of foot's diseases. The treatment is usually orthopaedic but sometimes a surgical solution is required.

The authors show a study after surveying the different surgical techniques used nowadays, about the affect of the resection of the central metatarsal bases in the angle of metatarsal incidence. This angle is assessed on the weight bearing profil pre and postoperative radiographs.

The analysis of the variations observed in the different types of feet from the point of view of the longitudinal arc as metatarsal formula shows the sinking of the incidence angle by lengthening of the central radios beside the relationship between this fact and the soft tissues situation of the foot.

Finally, the authors take conclusions about the physiopathology of the forefoot taking account of the fundamental papel of the central metatarsals when weight bearing describing the effect of softening of the lateral paddle in transmission of the solicitations of tension and during walking through irregular ground.

rentes autores sobre la patomecánica del antepié en lo que respecta al llamado arco anterior. Desde el punto de vista anatómico se ha estudiado la configuración de la

articulación de Lisfranc en cadáver y se han obtenido los conceptos básicos sobre su mecánica a partir de su configuración (1, 6, 8). Posteriormente, otros autores han realizado estudios funcionales en relación con la estática y la marcha.

La teoría actualmente más aceptada postula el apoyo de todos los metatarsianos con una unidad de carga doble para el primero, si bien se han descrito variaciones en este sentido según los diferentes tipos de pie.

A raíz del estudio clínico realizado en 105 pacientes (3), intervenidos con la técnica de resección cuneiforme de las bases de los metatarsianos, y en los que se observó un aplanamiento del arco longitudinal, hemos estudiado las variaciones existentes en el ángulo de incidencia metatarsal con la intervención en los diferentes tipos de pies.

Para nosotros, el arco anterior del pie tiene una estrecha similitud con el arco palmar, teniendo por ejes rígidos los radios 2.º y 3.º y una mayor movilidad de los 1.º y 5.º radios. Por esta razón, al permitir la basculación dorsal de los metatarsianos, si los más laterales conservan su elasticidad tendrá lugar un aplanamiento del arco longitudinal a expensas de la articulación de Lisfranc.

MATERIAL Y METODOS

En el presente estudio hemos revisado 61 pies intervenidos con la técnica de resección cuneiforme de las bases, técnica que, siguiendo una idea del Prof. J. Cañadell, se viene realizando desde hace diez años como tratamiento de metatarsalgia por sobrecarga mecánica.

Esta intervención, verdadera artoplastia de resección, tiene como objeto el aumentar la elasticidad de los radios centrales disminuyendo el ángulo de incidencia metatarsal con el estímulo de la carga.

Como método de valoración, se ha utilizado el ángulo de incidencia metatarsal (10) medido antes y después de la intervención, comparando de forma simultánea los diferentes tipos de pies.

Se han establecido once grupos de valoración de resultados.

En primer lugar, clasificados como ^{normales} 'cavos y planos, según el arco longitudinal del pie, basándonos en estudio estadístico del ángulo de Clarke y del índice de Chippaux en el plantigrama (14) (tabla I).

Según el número de metatarsianos en los que se realizó la técnica, se forman otros dos grupos (resección de bases de 2 y 3 cuñas), no siendo valorable el número de pies en los que se actuó sobre una sola cuña.

Se catalogan tres grupos más en función de las intervenciones asociadas, separándolos de los pies en los que no se asoció otra técnica quirúrgica, y de la sobrecarga asociada de los radios 1.º y 5.º.

Finalmente se estudian otros tres grupos, en relación con la fórmula metatarsal (13), correspondientes a los conceptos de Index plus, Index plus minus e Index minus.

La valoración estadística se ha realizado estudiando la media, el desvío standard y el error de la media aplicando la «t» de Student para valorar la significación de las diferencias obtenidas (5). La significación se ha valorado como nula cuando los pará-

metros obtenidos se encontraban por debajo del 5 por 100; poco significativa (+) cuando se encontraban entre el 5 y el 1 por 100; significativos (++) entre el 1 y el 10 por 100, y muy significativos (+++) entre el 1 por 100 y el infinito [tabla II].

TABLA I

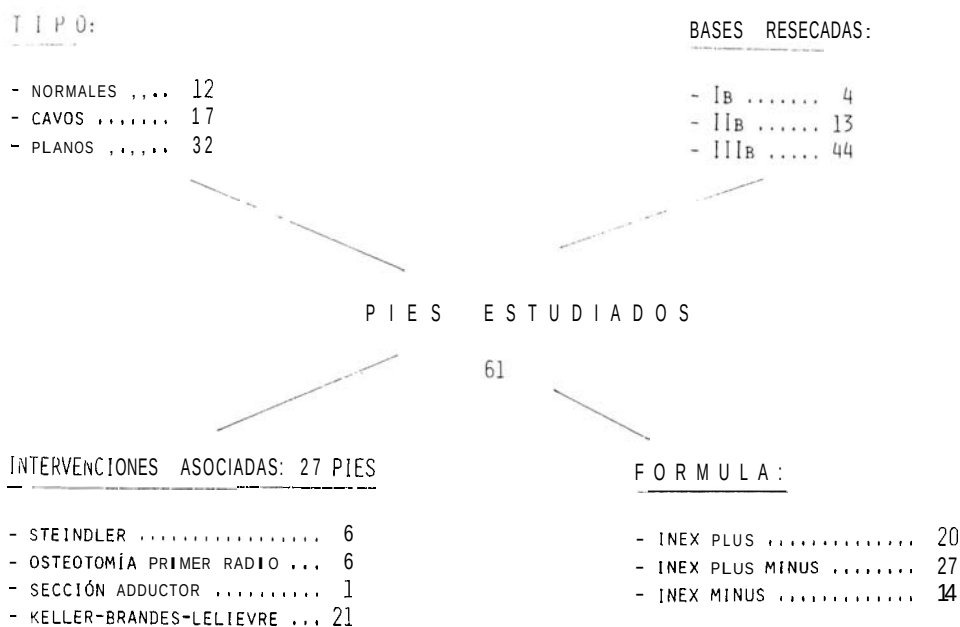


TABLA II

SIGNIFICACIÓN ESTADÍSTICA DE LAS DIFERENCIAS EN EL ÁNGULO DE INCLINACIÓN METATARSAL

	1º MTT	2º MTT	3º MTT	4º MTT	5º MTT	
TOTAL PIES		+++	+++	+++		61
NORMALES		++	+++	++		12
CAVOS		+	+++	+		17
PLANOS		+++	+++	+++		32
RESECCIÓN II BASES	+	++	++			12
RESECCIÓN III BASES	+	+++	+++	+++	+	42
INTERVENCIONES ASOCIADAS	++	+++	+++	++		27
SIN INTERVENCIONES ASOCIADAS		++	+++	++		34
SOBRECARGA 1º Y 5º RADIOS		+	+++	+		12
INDEX PLUS	++	+	+++	++		20
INDEX PLUS MINUS	+	+++	+++	++		27
INDEX MINUS	+	+	++			14

+++ DIFERENCIA MUY SIGNIFICATIVA
 ++ DIFERENCIA SIGNIFICATIVA
 + DIFERENCIA POCO SIGNIFICATIVA

RESULTADOS

Hemos comprobado en el total de los pies valorados (61), que mientras en el 1.º y 5.º radios la diferencia es poco o no significativa, en el 2.º, 3.º y 4.º es muy significativa por disminución del ángulo de incidencia.

En el grupo catalogado como pies, cuyo arco longitudinal es normal (12 pies), la significación a nivel del 1.º y 5.º radios es similar, existe una disminución significativa en el 2.º y 4.º radios y es muy significativa en el 3.º.

En este grupo se ha realizado la resección de B_I en tres pies, de B_{II} en un pie y de B_{III} en ocho pies.

Se han practicado intervenciones asociadas en siete casos, divididos en una osteotomía de primer radio y seis Keller-Brandes-Lelievre.

En los pies catalogados como cavos (17 pies), no se ha encontrado diferencia significativa en el 1.º y 5.º radios, es poco significativa en el 2.º y 4.º y muy significativa en el 3.º.

En un pie se practicó la resección de B_I, en cinco de B_{II} y en once de B_{III}.

Se realizaron intervenciones asociadas en diez casos, correspondiendo a seis Steindler tres osteotomías del primer radio y una sección del abductor del primer dedo.

En los pies catalogados como planos (32 pies), no hemos encontrado diferencias significativas en el 1.º y 5.º radios, siendo muy significativas en 2.º, 3.º y 4.º.

Se ha realizado la resección sobre B_I en un pie, sobre B_{II} en nueve y sobre B_{III} en veintidós.

En diecisiete pies se han realizado intervenciones asociadas, divididas en dos osteotomías del primer metatarsiano y quince Keller-Brandes-Lelievre.

En los pies en que se resecaron B_{II} (12 pies) no se encontraron diferencias significativas o éstas han sido poco significativas en el 1.º, 4.º y 5.º radios, siendo significativas en el 2.º y 3.º.

Se han realizado intervenciones asociadas en cinco casos en forma de Keller-Brandes-Lelievre.

Estos pies se han clasificado en un caso como pie normal, en cinco casos como cavos y en nueve casos como planos.

En los pies en los que se resecaron B_{III} (42 pies), se han encontrado diferencias poco significativas en el 1.º y 5.º radios, siendo muy significativas en el 2.º, 3.º y 4.º.

Se han practicado intervenciones asociadas en veintidós casos, divididos en seis osteotomías del primero, seis Steindler y dieciséis Keller-Brandes-Lelievre.

Estos pies, en ocho casos, se clasificaron como normales, en once como cavos y en veintidós casos como planos.

En aquellos casos en los que se constató la existencia de sobrecarga a nivel del primero y quinto (12 pies), no se han encontrado diferencias significativas en el 1.º y 5.º radios, siendo poco significativas en el 2.º y 4.º y muy significativas en el 3.º. De éstos, dos eran normales, seis cavos y cuatro planos.

La resección se practicó en B_I en un caso, en B_{II} en tres casos y B_{III} en ocho pies.

En nueve pies se han practicado intervenciones asociadas, divididas en tres Keller-Brandes-Lelievre, dos Steindler y tres capsulotomías del 1.º y 5.º radios y una sección del adductor del primer radio.

En los pies en los que se han practicado intervenciones asociadas hemos encontrado una diferencia significativa en el 1.º y 4.º radios, muy significativa en el 2.º y 3.º radios y no significativa en el 5.º radio.

Estos pies se han catalogado como normales, siete; como cavos, cinco, y como planos, diecinueve. Se ha realizado la resección de B_I en un pie, de B_{II} en ocho y de B_{III} en veintidós.

Se constató la presencia de sobrecarga del 1.º y 5.º radios en cinco pies y la fórmula metatarsal correspondía en doce pies a index plus; en quince, a index plus minus, y en cuatro, a index minus.

En los pies en los que no se ha realizado intervención asociada, en el 1.º y 5.º radios no se ha encontrado diferencia significativa, en el 2.º y 4.º ha sido significativa y en el 3.º muy significativa.

Cinco pies se han catalogado como normales, doce como cavos y trece como planos.

La resección se ha practicado en B_I en tres pies, en B_{II} en cinco y en B_{III} en doce.

Se ha observado sobrecarga del 1.º y 5.º radios en siete pies y la fórmula metatarsal ha correspondido en ocho pies a index plus, en doce a index plus minus y en diez a index minus.

En los pies catalogados como index plus en los que el primer radio es más largo que el segundo (20 pies], no se han encontrado diferencias significativas en el 5.º radio. La diferencia ha sido poco significativa en el 2.º, significativa en el 4.º y 1.º y muy significativa en el 3.º.

Estos pies se han considerado normales en cuatro casos, cavos en tres casos y planos en trece. La resección se ha practicado en cuatro pies sobre B_{II} y en dieciséis pies sobre B_{III}.

Se han realizado intervenciones asociadas en trece casos, divididos en un Steindler, ocho Keller-Brandes-Lelievre y cuatro osteotomías del primer radio.

En el grupo de pies valorado como index plus minus (28 pies) por tener un primer radio de igual longitud que el 2.º, no se han encontrado diferencias significativas en el 5.º radio, han sido poco significativas en el 1.º, significativas en el 4.º y muy significativas en el 2.º y 3.º. Estos pies se han catalogado en cinco casos como normales, en siete como cavos y en quince como planos. La resección se practicó en dos pies sobre B_I, en seis sobre B_{II} y en diecinueve sobre B_{III}.

Se han practicado intervenciones asociadas en doce casos, en forma de dos Steindler y diez Keller-Grandes-Lelievre.

En los clasificados como index minus (14 pies) por tener el primer radio más corto que el 2.º, no se han encontrado diferencias significativas en el 4.º y 5.º, siendo significativas en el 3.º. Se trata de tres pies normales, siete cavos y cuatro planos.

La resección se practicó en B_I en dos

casos, en B_{II} en tres casos y sobre B_{III} en nueve.

Se han realizado intervenciones asociadas en nueve pies. divididos en dos osteotomías del 1.º, tres Keller-Brandes-Lelievre, tres Steindler y una sección del adductor.

DISCUSION

En conjunto, hemos observado de forma casi constante una disminución muy significativa en el ángulo de incidencia del 3.º metatarsiano, a excepción de en los grupos en los que se resecaron B_{II} , y en los pies de fórmula metatarsai index minus, en los que la diferencia es sólo significativa.

Sistemáticamente hemos comprobado que las diferencias obtenidas en el 1.º y 5.º radios son poco o no valorables, a excepción de aquellos grupos en los que se han practicado intervenciones asociadas y en los que la fórmula metatarsal está conceptualizada como index plus, en los que esta diferencia es significativa.

La disminución del ángulo de incidencia más acusada, de forma sistemática, a nivel del 3.º y 2.º radios, nos lleva a pensar que en el antepié normalmente existe un apoyo rígido a expensas de estos radios, fundamentalmente el 3.º, hecho que justifica el discreto aplanamiento del arco longitudinal que encontramos en todos los pies y que ya reseñamos en un trabajo anterior (3).

Pensamos que el límite de este hundimiento lo representa la elasticidad de los pilares laterales (1.º radio y 4.º-5.º) muy móviles, hecho demostrado por la existencia de un hundimiento poco o no significa-

tivo a nivel de estos radios, especialmente el 1.º y el 5.º.

La menor disminución del ángulo de incidencia observada en los pies cavos pensamos está en relación con la hipertonía del aparato musculoligamentoso que actúa sobre las paletas laterales.

Creemos que este hecho justifica el mayor hundimiento del ángulo de incidencia en los pies planos, en los que este sistema ha perdido gran parte de su tonicidad y el arco longitudinal se encuentra sustentado de forma casi exclusiva por el apoyo rígido formado por el 3.º y 2.º metatarsianos. De la misma manera explica la frecuente asociación de metatarsalgias, hallux valgus y pies planos, por fallo de las paletas internas, y la frecuente asociación de sobrecarga a nivel del 1.º y 5.º radios en los pies cavos, con metatarsalgia, por hipertonía de ambas paletas.

Pensamos que la mayor disminución del ángulo de incidencia en la resección de B_{III} está en relación con el mayor número de pies planos (22 sobre 41) e intervenciones asociadas (33 sobre 38).

En definitiva, y en función del análisis de los resultados, pensamos que en el pie existe un apoyo central rígido (2.º y 3.º), complementado por dos apoyos laterales elásticos.

Creemos que existe un arco transversal cóncavo durante la fase de no apoyo en virtud del tono del componente musculoligamentoso de las paletas laterales, que desaparece durante la fase de apoyo estático sobre terreno regular y se convierte en convexo durante la fase de apoyo íntegro e impulso en la marcha, especialmente

cuando ésta se realiza por terreno irregular.

Este concepto biodinámico de la función del antepié justifica, a nuestro entender, el hecho comprobado en los estudios sobre la transmisión de las solicitaciones de presión durante la marcha. Esta se realiza a lo largo del eje longitudinal del pie hasta las cabezas de los metatarsianos centrales y se desplaza hacia el dedo gordo en la fase de impulso con la pronación del antepié (7, 12).

CONCLUSIONES

1. Pensamos que la etiopatogenia de la metatarsalgia mecánica tiene su origen en una alteración en la función de las paletas laterales del antepié. Por aumento del tono muscular en el caso de los pies cavos o por pérdida del mismo en los pies planos, sobrecargando el apoyo continuo del antepié (3.º y 2.º metatarsianos).

2. La resección de las bases de los metatarsianos centrales es una artroplastia que elastifica el apoyo rígido del antepié, eliminando la hiperpresión a este nivel.

3. El hundimiento observado en el arco longitudinal tiene su origen en la disminución del ángulo de incidencia de los metatarsianos centrales y su límite es la elasticidad de las paletas laterales durante la carga.

Hemos observado que es mínimo en los pies cavos y máximo en los pies planos.

4. La forma más fisiológica de intervención es la resección de las bases del 2.º y 3.º metatarsianos.

BIBLIOGRAFIA

1. BARBIERI, A. y FEDERZONI, F.: «Le metatarsalgia de cedimento della volta transversa. Considerazioni sul trattamento chirurgico». *Arch. «Putti»*, 21, 134-149, 1966.
2. BARNETT, C. H.: «The phases of human gait». *Lancet*, II, 617-621, 1956.
3. CAÑADELL, J., JIMENO, E. y VILLAS, C.: «Resección cuneiforme de las bases de los metatarsianos como tratamiento de la metatarsalgia mecánica». *Chir. del Piede*, 3, 39-44, 1979.
4. DE DONCKER, E. y KOWALSKI, C.: «Le pied normal et pathologique». *Ac. Orthop. Bel.*, 36, 4-5, 387-559, 1970.
5. DIEM, K. y LENTER, C.: «Tablas científicas Geigy». *División Farmacéutica Barcelona*, 42, 32-35, 1975.
6. GARDNER, E., GRAY, O. y O'RAHILLY, I.: *Anatomía. Estudio por regiones del cuerpo humano*. Salvat Edit., S. A., Mallorca, 327-328, 1967.
7. GRUNDY, M., BLACKBURN, P. A., TOSH, R. D., McLEISH y SMIDT, L.: «An investigation of the autres of pressure under the foot while walking». *J. Bone Jt. Surg.*, 57-B, 98-103, 1975.
8. LELIEVRE, J.: *Pathologie du pied, physiologie, clinique, traitement medical, orthopedique el chirurgical*. Masson et Cie., París, 1971.
9. LOCKHART, R. D., HAMILTON, G. F. y FYFE, F. M.: *Anatomía humana*. Edit. Interamericana, S. A., 259-263, 1975.
10. MARTORELL MARTOREL, J.: «El antepié en la marcha en relación con la estática». *Podología*, 135-148, 1975.
11. ROIG PUERTA, J.: «Antepié doloroso». *Monografías Médicas*. XXII Curso de Patología Aparato Locomotor, Barcelona, 71-78, 1972.

12. STOTT, J. R., HUTTON, W. C. y STOKES, A. F.: «Forces under the foot». *J. Bone Jt. Surg.*, 55-B, 335-344, 1973.
13. VILADOT, A.: *Influencia de los diversos tipos de antepié en la fisiología del mismo*. Masson et Cie.. París, VI, 125, 1971.
14. VILADOT, A.: «El fotopodograma en la exploración del pie». *Podología*, 55-66, 1975.
15. VILADOT, A.: *Diez lecciones sobre patología del pie*. Tomay, Barcelona, pp. 1-14 y 161-184, 1979.



Tribología: Un estudio de la lubricación en las articulaciones humanas

J. Olaguíbel Moret

Centro Especial «Ramón y Cajal». Madrid. Departamento de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Sección de Biomecánica.

RESUMEN

Tribología: Un estudio de la lubricación en las articulaciones humanas.

El trabajo consiste en un exhaustivo estudio de la mecánica articular referida a su lubricación.

Para ello, el autor analiza los procesos de fricción, lubricación y desgaste de las articulaciones animales y humanas. Examina la estructura del cartílago articular y del líquido sinovial, para entrar en las formas de producción, secreción y drenaje del mismo.

Finalmente, cita diversas teorías bioquímicas del papel del líquido sinovial sobre el cartílago articular.

SUMMARY

Tribology: A study about **lubrication** of the human joints.

This work is an exhaustive study of the articular mechanics in relationship with its lubrication.

For this the author analyses the processes of the friction, lubrication and wear and tear of the animal and human joints. He examines the articular cartilage and the synovial fluid, describing the form of production, secretion and draining of the fluid.

At the end, he describes different biochemical theories about the mission of the synovial fluid in the articular cartilage.

Al hablar de articulaciones siempre surge a la imaginación la semejanza de dos partes que se mueven. Pueden ser elementos mecánicos: la biela o el cigüeñal de un coche, un rodamiento de una caja de cambios o un engranaje cualquiera.

En el cuerpo humano una articulación nos permite el desplazamiento y la relación espacial con el mundo que nos rodea, al mismo tiempo que permite integrarnos con el resto de los seres humanos.

Los problemas que plantea una articulación son de tres índoles: la fricción por un

lado, que es la fuerza que oponen ambas superficies articulares a desplazarse unas sobre otras, la lubricación, que es el mecanismo por el cual estas dos superficies se mueven de una manera más suave y con menos esfuerzo, y el desgaste, que es la consecuencia del movimiento.

La ciencia que se ocupa de estos tres problemas: la fricción, la lubricación y el desgaste, se denomina Tribología. No es ciencia nueva, pues ya en la antigua Grecia se estudiaba el problema del rozamiento de un cuerpo contra otro, pero la acuñación

del nombre data sólo de hace muy pocos años.

El mecanismo de la lubricación en una articulación humana tiene gran interés para el tribólogo debido a varias facetas que lo diferencia de la actuación de las máquinas. En efecto, nos encontramos con un mecanismo que permite soportar grandes cargas de una manera intermitente o continua con superficies que se deforman y áreas de contacto variable. El líquido lubricante varía sus propiedades y concentración según las exigencias y las propiedades mecánicas del sistema varían de un lugar a otro, estando influenciadas sus propiedades tisulares por el estado de la articulación en conjunto. El primer concepto que interesa a la Tribología es el material de las superficies. el cartílago articular, que pertenece a la variedad hialina. de aspecto liso y brillante como estamos acostumbrados a ver. y con un espesor de 6 mm. en los individuos jóvenes.

Carece de terminaciones nerviosas, de vasos y de linfáticos.

Está compuesto de células, condrocitos y sustancia intercelular, formada a su vez por fibras colágenas y matriz fundamental. Desde el punto de vista arquitectural nos interesan principalmente las fibras colágenas, por ser el elemento de sostén del cartílago.

Se distinguen básicamente tres zonas: la superficial, la media y la profunda.

— En la zona superficial, que ocupa el 10 % del espesor, las fibras se disponen en haces tangenciales a la superficie, con un grosor de 1.000 Å.

— En la zona intermedia encontramos fibras colágenas formando una red de malla tupida, en forma de S, de un grosor de 6.000 Å.

— En la capa profunda aparecen fibras muy gruesas de 14.000 Å, de disposición radial, que penetran en el hueso subcondral a través de una capa de cartílago calcificado.

La sustancia intercelular está formada por complejos polisacáridos-proteína, de un gran poder de retención de agua.

La característica mecánica más importante del cartílago articular es su viscoelasticidad, achacable en principio a las fibras colágenas y a la matriz polisacáridos-proteína, que se ha intentado comparar al modelo viscoelástico de Voigt, esto es, un muelle seguido de la asociación en paralelo de un muelle y un pistón.

Posee un módulo de elasticidad entre 75-120 Kg/cm². Presenta una permeabilidad a los líquidos de pequeño volumen molecular gracias a sus poros de 40 Å de tamaño, la cual disminuye según aumenta la razón de deformación.

Esta permeabilidad favorece la admisión y exudación de líquido formando parte importante en el mecanismo de lubricación por un lado y en la nutrición del cartílago por otro.

Por lo que respecta al líquido que baña las superficies, el líquido sinovial, todos conocemos sus características: claro, aniarillento, filante, dializado del plasma, con una viscosidad media de 150 centipoises y compuesto por ácido hialurónico, mucopolisacárido formado equimolecularmente por ácido glucorónico y glucosamina. Su peso molecular, entre 50.000 y 18, con una longitud de 2.400 y 6.400 Å, unido a una glucoproteína formando cadenas enrolladas.

Fue *Hipócrates* quien describió primero el líquido sinovial y le atribuyó la función de facilitar el movimiento. Y *Paracelso* le dio nombre. *Havers* fue el primero en corn-

prender el papel del líquido sinovial en la lubricación, aunque se equivocó en asignar el papel de glándulas a las vellosidades de la membrana sinovial. Creyó que el líquido sinovial se comportaba de la manera que el aceite.

El líquido sinovial no es newtoniano, pero sí es tixotrópico, es decir, que su viscosidad disminuye cuando aumenta la velocidad y la tasa de cizallamiento.

Definamos antes la viscosidad como la resistencia que ofrece un fluido a un cambio en su forma con el consiguiente rozamiento interno entre sus moléculas que limita su libre desplazamiento.

La viscosidad se encuentra en relación directa con la fuerza necesaria para cizallar el líquido. Este cizalleo o fatiga cortante es proporcional al cambio en la velocidad del fluido por la distancia entre las partículas, es decir, al gradiente de velocidad.

La viscosidad es constante para un fluido determinado, a presión y temperatura constantes. Su unidad es el poise, el cual es igual a 0,1 Newton .segundo/metro cuadrado.

Al resultar una medida demasiado alta, se suele recurrir al centipoise, que se determina como la viscosidad del agua a 20° y a presión atmosférica.

Se llaman líquidos newtonianos aquellos en que su viscosidad no se modifica aunque cambie la intensidad de la fuerza cizallante. En ellos hay una relación constante entre la fuerza cizallante y el gradiente de velocidad, por lo que su viscosidad es independiente de la fuerza de cizallamiento y su tiempo de actuación.

Son líquidos newtonianos los formados por partículas o moléculas pequeñas, como ácidos, bases, alcoholes, vino, agua, aceite de oliva, etc.

Se llaman líquidos no newtonianos aquellos en los que la viscosidad depende de la fuerza de cizallamiento y en algunos también dependen del tiempo de aplicación de la misma. La mayoría de los productos comerciales, tales como pinturas, plásticos, tintas, grasas y el propio líquido sinovial, son líquidos de características no newtonianas.

Dentro de los líquidos no newtonianos se encuentran los líquidos tixotrópicos, caracterizados porque su viscosidad disminuye con la intensidad de la función cizallante y en función del tiempo de aplicación de la misma. En estos líquidos se admite que hay una alteración estructural bajo la acción de la fuerza cizallante y una reestructuración subsiguiente con el reposo.

Continuando con el análisis del líquido sinovial, *Ogston* y *Stanier* fueron los primeros en mostrar la responsabilidad de los complejos formados entre el ácido hialurónico y los grupos proteicos, descubriendo así la naturaleza viscoelástica del líquido.

A partir de la descripción de *Réynolds* en 1886 de la lubricación hidrodinámica, *Mac Conaill* en 1932 la aplicó a las articulaciones animales dotadas de membrana sinovial. La lubricación hidrodinámica comporta que el movimiento relativo de una superficie respecto a otra, entra una débil cantidad de lubricante entre las dos superficies, separándolas. *Mac Conaill* había insistido en que la curvatura de las superficies articulares no era completamente congruente en el curso del movimiento. Por esto la presencia de estructuras dentro de la articulación, como los meniscos, facilitaban la congruencia y tenderían a aumentar la eficacia de la lubricación hidrodinámica.

El estudio de este tipo de lubricación continuó durante los años 40 a 50, hasta

que *Charnley* se preocupó de la lubricación de las prótesis. Se demostró que la lubricación hidrodinámica es incapaz de explicar el mecanismo en las articulaciones animales. En efecto, la existencia de un espacio cuneiforme ocupado por el líquido sinovial, piedra angular de la explicación hidrodinámica, es imposible de concebir en una articulación cuyas superficies están recubiertas de cartílago. Este es demasiado maleable y bajo presión tendería a aplastar todo espacio potencialmente virtual. Además, la lubricación hidrodinámica se aplica mal a las superficies de desplazamiento y sobre las que se ejercen presiones elevadas, condiciones habituales de funcionamiento de nuestras articulaciones.

Sobre todo, la capa líquida creada por el movimiento relativo de dos superficies se rompe rápidamente cuando el movimiento se invierte y una película protectora eficaz no puede jamás formarse en tales condiciones.

Jones, en 1934, midió por primera vez el coeficiente de fricción en las articulaciones animales. Lo encontró sensiblemente más bajo que el observado en mecanismos industriales, con un valor entre 0,005 y 0,02. En tanto que las superficies son maleables, este coeficiente de fricción aumenta rápidamente y comienza una usura elevada. Él pensó que un fenómeno de capa límite podría ser el responsable de este bajo coeficiente de fricción. En este tipo de lubricación, las moléculas del lubricante se adhieren a las superficies y son las capas moleculares las que frotan unas contra otras y no las superficies entre ellas mismas. Es por esto que las moléculas no se adhieren entre sí; este es el secreto del Teflón. En esta lubricación por capa límite que depende de la interacción física o química de las moléculas del lubricante y de

las superficies articulares, el aspecto de éstas como la viscosidad del lubricante, no resultan importantes.

Desde entonces, *Charnley* ha aplicado extensamente el concepto de lubricación por capa límite. Ha demostrado que el líquido sinovial no podría asegurar la lubricación de las superficies metálicas como si actuase a la manera de un aceite. Concluye que el líquido sinovial es un lubricante específico del cartílago articular y, en tanto que tal, debería tener en sí mismo las moléculas que se adhieren al cartílago y forman la capa límite. Esto se ha corroborado recientemente al comprobarse que el líquido que baña las prótesis artificiales es diferente del fisiológico, con un contenido menor en ácido hialurónico y más proteína.

El problema en esta teoría de *Charnley* es que, si bien esta lubricación límite es perfecta para superficies sometidas a una presión ligera, se vuelve ineficaz cuando la presión alcanza valores elevados, idénticos a los encontrados frecuentemente en las articulaciones animales y que pueden alcanzar valores de 100 Kg/cm^2 , y que desprenden las moléculas lubricantes de la superficie. Además, los coeficientes de fricción de las articulaciones humanas son unas cuatro veces más débiles que las que se podrían obtener con cualquier lubricante de capa límite conocido.

Charles Mac Cutchen, un joven investigador de los laboratorios de Cavendish, emitió entonces la hipótesis de un nuevo método de lubricación. Él, que había trabajado como físico nuclear, tenía un amigo que había trabajado en una especie de esponja cuyos poros estaban dispuestos de tal manera que el líquido no se exprimía más que en determinadas direcciones. Había guardado un trozo de dicha esponja y comprobó que una vez embebida en agua

jabonosa, tenía un coeficiente de fricción con la piel, claramente bajo. Experiencias ulteriores confirmaron esta propiedad de manera perentoria.

La idea de que el cartílago articular contiene líquido no es nueva. Su superficie está normalmente húmeda y contiene aproximadamente 80 % de agua. La placa de hueso inmediato por debajo del cartílago puede considerarse como impermeable al agua en condiciones normales en el adulto. *Mac Cutchen* emitió la idea de que se debería ver sudar líquido intersticial cuando se comprimiera el cartílago.

Y, en efecto, si se comprimiese el cartílago contra una hoja de cristal se puede ver la formación de una película de líquido sobre esta hoja (el cartílago llora). El líquido vuelve al cartílago al cesar la presión. *Mac Cutchen* llamó a este fenómeno lubricación hidrostática autopresurizada. En este caso de lubricación hidrostática, las superficies son mantenidas a distancia una de la otra por el lubricante bajo presión. Esta presión se aplica por una bomba externa en la mayor parte de elementos mecánicos y por una bomba interna en el caso del cartílago. La lubricación hidrostática es el método más eficaz para lubricar los mecanismos de movimientos lentos y sometidos a un régimen de presión elevada.

La tesis de *Mac Cutchen* ha sido confirmada por los trabajos experimentales de *Linn* y *Sokoloff*. Estos autores han demostrado la relación cualitativa existente entre la compresión del cartílago y la salida del líquido. Otros trabajos han demostrado que el cartílago tiene el poder osmótico necesario para la reabsorción del líquido cuando la presión disminuye.

No es fácil para el agua atravesar la sustancia fundamental del cartílago: el colágeno y los mucopolisacáridos tienen ten-

dencia a retenerla y la placa de hueso subcondral se opone bastante eficientemente a estos movimientos.

El mayor problema que se plantea con el razonamiento de *Mac Cutchen* es el siguiente: ¿cómo puede salir el líquido del cartílago justamente por la superficie sobre la que se ejerce la presión? Esta presión debería, al contrario, impedir al líquido su salida.

Es razonable que el agua no exuda del cartílago por el lugar de mayor presión, pero sí en su vecindad cercana y contribuye entonces a la creación de una película lubricante que existe cuando las superficies articulares deslizan una sobre otra.

Debe de haber otros factores que facilitan la acción de la película líquida entre las dos superficies sometidas a presión. Puede ocurrir que el líquido sea atrapado por las irregularidades de la superficie del cartílago, que pueden alcanzar hasta 200 micras de espesor. Aunque ellas se aplasten bajo los efectos de la presión y por la elasticidad cartilaginosa, deben retener una cierta cantidad de líquido. En mecánica se observa el mismo fenómeno cuando las superficies se recubren de una materia elástica. Estos efectos elásticos, llamados elastodinámicos, aumentan la eficacia de cualquier lubricante.

Por otra parte, la entrada del líquido en el cartílago es esencial para su nutrición.

Con la teoría de la lubricación asistida de *Dowson*, al comprimir las superficies articulares se ponen en contacto las asperezas y descargan parte de la presión, implicando que parte del líquido se quede atrapado en los valles y la presión hidrodinámica generada por estas bolsas de lubricante contribuye a distribuir la carga aplicada. Debido a la presión, el fluido escapará directamente a través de los poros del

cartílago hacia regiones de baja presión, aumentando el porcentaje de carga soportada directamente por los cartílagos en contacto. El líquido sinovial verá aumentada su concentración por la pérdida de agua y opondrá mayor resistencia a la presión y al cizallamiento, protegiendo así las superficies articulares contra el excesivo desgaste.

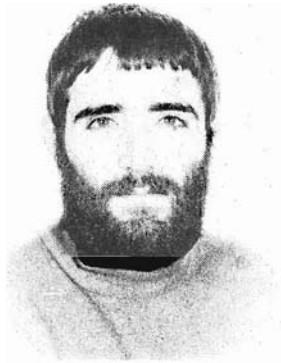
Recientemente *Ling* ha tratado de unir ambas teorías proponiendo un nuevo modelo de lubricación basado en el conocimiento de las propiedades mecánicas y físicas recientemente adquiridas por la información ultraestructural obtenida con el microscopio electrónico de barrido. Inicialmente el líquido es embebido por el cartílago en la porción central de la zona de contacto y exudado hacia la periferia. Cuando progresa la acción de expresión del fluido, es exudado a través de la superficie de contacto. Este proceso continúa hasta llegar a un modo de autopresurización hidrostática. Este resultado indica que hay una circulación del líquido durante la simple expresión del líquido y que el modelo de lubricación es una manifestación de las propiedades del material.

Ultimamente, *Mansour* y *Mow* han propuesto un modelo en dos fases, permeable con tres capas porosas saturadas de fluido para explicar la conducta del cartílago ar-

ticular. Este modelo es capaz de representar los cambios en las propiedades de la superficie debido a alteraciones bioquímicas, como ocurre en los procesos de degeneración articular por envejecimiento, artritis, etc.

Como ya hemos dicho, el comportamiento viscoelástico del líquido sinovial parece ser debido al complejo ácido hialurónico-proteína. Sin embargo, las propiedades de lubricidad atribuidas anteriormente al ácido hialurónico no se han confirmado. De hecho, parece ser que es un mal lubricante del cartílago por sí solo. La digestión enzimática del ácido hialurónico por la hialuronidasa no disminuye el poder lubricante del líquido sinovial; al contrario, la proteólisis lo disminuye. En efecto, se ha aislado una fracción glicoproteica desprovista del ácido hialurónico, que está dotada de alto poder lubricante. Por esto, recientemente se ha postulado la posibilidad de la formación de una doble capa eléctrica de constituyentes iónicos del líquido sinovial, que se adhieren sobre las superficies articulares manteniéndolas separadas. En este caso, la película tendría un espesor de 100 a 200 Å y su efecto puede añadirse a la capa límite de las áreas de contacto.

Lo único que resta es explicar el papel del ácido hialurónico.



Pedro Vera

Prótesis articular para la sustitución de cuerpos y discos de la columna lumbar

**P. Vera,
J. V. Hoyos,
J. Nieta**

Universidad Politécnica. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Valencia. Grupo de Bioingeniería.

RESUMEN

Prótesis articular para la sustitución de cuerpos y discos de la columna lumbar.

Se presenta el estudio biomecánico realizado para la consecución de una prótesis vertebral, limitada de momento a la región lumbar, que puede ser ampliada en próximos trabajos a otros segmentos de la columna vertebral.

Los autores estudian los parámetros biomecánicos de su prototipo concibiendo, desde el punto de vista mecánico, una prótesis conservadora de la movilidad fisiológica vertebral.

Queda pendiente, pues, el ensayo «in vitro» e «in vivo» del prototipo construido.

SUMMARY

Articular prosthesis for the substitution of bodies and discs of the lumbar spine.

A study of the biomechanics is presented in order to obtain a vertebral prosthesis, limited until now to the lumbar spine, than can be extended in next experiences to other parts of the spine

The authors study the biomechanical parameters of its prototype conceiving, from the mechanical point of view, a conservative prosthesis of the physiological vertebral motion.

At the moment of course, it remains, the essays «in vitro» and «in vivo» of the built prototype.

INTRODUCCION

En los últimos diez años, fruto de la cada vez más estrecha colaboración entre médicos e ingenieros, han aparecido multitud de diseños con objeto de sustituir articulaciones humanas aquejadas por patologías de diversa índole. Algunas de ellas, como por ejemplo las destinadas a conservar el movimiento relativo entre el fémur y la cadera, han ganado un puesto de preferencia entre los traumatólogos. La columna vertebral, sin embargo, por sus características meca-

nicas complejas, la importancia de sus funciones, su complicada geometría, la dificultad de abordaje quirúrgico, etc., ha sido mantenida al margen de esta tendencia general.

En el raquis o columna vertebral existen patologías con soluciones poco satisfactorias, caracterizadas por la necesidad de intervenir quirúrgicamente y extirpar una o más vértebras. Una de las terapias utilizadas con mayor frecuencia en la resolución de estos problemas consiste en hacer solidarias vértebras contiguas, anulando su

movilidad relativa. Con intención de obtener una prótesis conservadora de la movilidad vertebral, en el terreno de los mecanismos han sido concebidos distintos sistemas mecánicos con objeto de guiar este movimiento. En nuestra opinión, tales modelos físicos, con una aplicación más teórica que práctica, difícilmente podrán formar parte de una prótesis capaz de conservar la movilidad vertebral, puesto que el problema no estriba únicamente en guiar dicho movimiento, sino en encontrar un sistema mecánico lo más fisiológicamente parecido al sistema real que se sustituye y capaz de presentar una respuesta dinámica compatible con la del resto del raquis. Así, el objetivo de este trabajo es llegar a una solución protésica, sustitutiva de uno o más cuerpos vertebrales y de los discos intermedios y adyacentes, capaz de conservar la fisiología del movimiento.

En una primera fase del trabajo, la zona destinataria de esta prótesis, por sus características geométricas y la mayor frecuencia de patologías que la aquejan, será la región lumbar.

PLAN DE TRABAJO Y REVISION

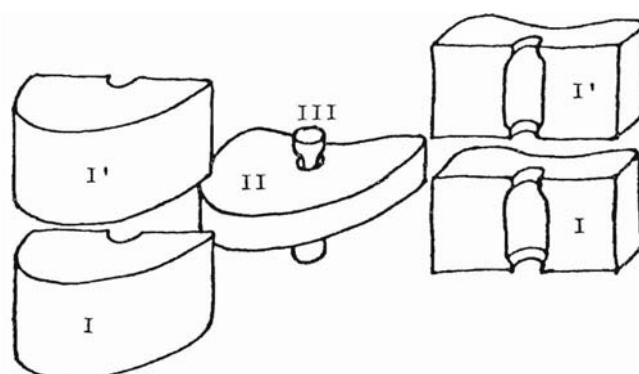
Para la consecución de nuestro objetivo se elaboró un plan de actuación en cuatro etapas: revisión, modelación, experimentación y validación.

Tras la revisión de modelos y estudios de las respuestas del raquis, y para comparar la respuesta de la prótesis con la de la columna vertebral, se procedió a la elección de uno de dichos modelos. Puesto que se pretende concebir una prótesis conservadora de la fisiología del movimiento, la respuesta del raquis que se intentará simu-

lar será la estática, o lo que es lo mismo, la relación entre estado de cargas y deformaciones. En este sentido y en nuestra opinión, *Schultz* y col. presentaron en 1979 para la región lumbar el estudio más exhaustivo hasta entonces realizado. Mientras que el cuerpo vertebral inferior permanecía solidario al sistema de referencia, la técnica utilizada permitía la aplicación de diferentes tipos de sollicitaciones, fuerzas y pares, actuantes en el centro del cuerpo vertebral superior de un módulo de movimiento, y la medición de las traslaciones y giros de dicho cuerpo mediante tres esferas de acero y seis calibres de desplazamiento.

PRESENTACION DEL SISTEMA MECANICO

En la figura 1 presentamos un mecanismo sencillo, fisiológicamente parecido al sistema real (integrado por dos cuerpos vertebrales y los tejidos blandos que los interconectan), capaz de mostrar un comportamiento estático similar al experimental descrito por *Schultz*. Dicho mecanismo, destinado a formar parte de la prótesis vertebral, está constituido por uno, dos (como ocurre en la fig. 1) o más cuerpos rígidos (I y I') sustitutivos de los cuerpos



vertebrales, así como por discos (II) deformables, que separan a I y I' y barras (III) que articulan en los cuerpos I y I'.

El disco II estará adherido a los cuerpos I y I'.

La barra III estará concebida fundamentalmente para dar estabilidad al conjunto y estará sometida, en ausencia de sollicitaciones exteriores, a una fuerza de 400 N (recordemos que el peso de la porción del cuerpo humano, correspondiente a un adulto medio por encima del nivel L₄ es aproximadamente 400 N). Esta fuerza, equilibrada internamente por las tensiones producidas en la deformación del disco II permite que el sistema presente una cierta rigidez previa y por tanto una mayor estabilidad.

Una vez implantada la prótesis, la barra III nunca estará sometida a fuerzas de compresión, lo que se desprende de observar la forma de las cavidades en las que articula en I y I'. Esto presenta ventajas de cara a que, frente a aceleraciones verticales que en general tienden a comprimir al raquis, la prótesis no sufrirá impactos internos en sus elementos rígidos. Evitar estos impactos tiene una importancia fundamental debido a que si no ocurriese así, ante excitaciones periódicas continuadas, el anclaje de la prótesis al resto de la columna se vería, como demuestra la experiencia, peligrosamente amenazado.

MODELACION E IDENTIFICACION PARAMETRICA

Los parámetros a ajustar posteriormente, mediante el proceso de identificación paramétrica, serán las características mecánicas del disco II y los puntos de articulación

de la barra III en los cuerpos I y I'. De este modo se logrará que la respuesta teórica de la prótesis, deducida del complejo modelo matemático que para ello se elaboró y la experimental de un módulo vertebral de movimiento, recogida en los trabajos de *Schultz* y col., sean similares.

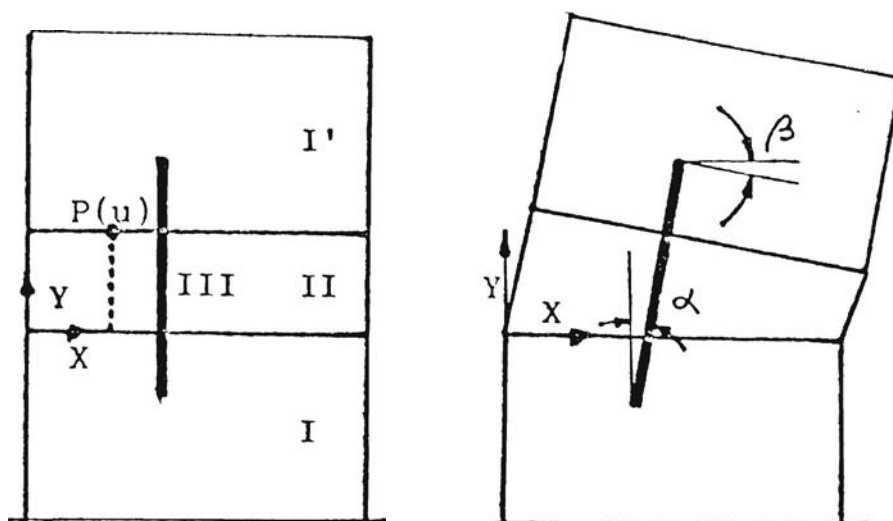
El modelo analítico fue desarrollado en los planos sagital y frontal.

En el plano sagital el sistema mecánico (fig. 1) se descompuso en dos, sistema A y sistema B (fig. 2).

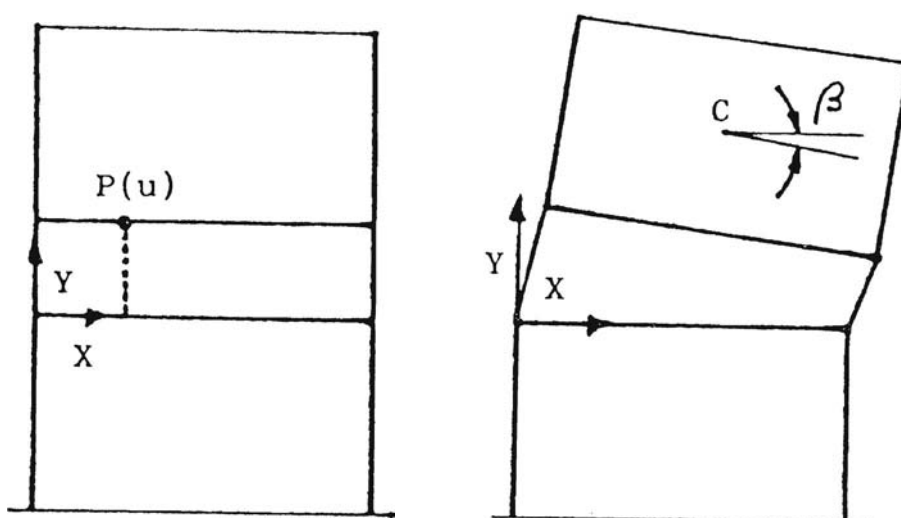
El sistema A será estudiado mientras la barra III, que articula mediante rótulas esféricas en I y I', esté trabajando a tracción. En caso contrario, cuando trabaje a compresión, se analizará el sistema B, en el que la existencia de la barra III es ignorada.

Evidentemente, dada la forma de las cavidades en las que articula la barra III en el sistema mecánico real y tras las consideraciones anteriores, la suma de las respuestas de los sistemas A, con la barra III trabajando a tracción, y de B, a partir de que la barra III trabaje a compresión, nos dará la respuesta analítica del sistema que queremos estudiar.

El sistema A posee dos grados de libertad, α y β , mientras que el sistema B presenta tres grados de libertad, las coordenadas X e Y del punto central del cuerpo superior C y el ángulo β . Se supuso que la relación tensión deformación para el material del disco, una silicona o similar, viene dada por la ecuación $\sigma = s_0 + t_0 e^3$, en donde s y t son parámetros a identificar, y que dicho material está constituido por hipotéticas fibras que unen puntos $p(u)$, situados en la superficie superior del disco y separados una distancia u del extremo izquier-



SISTEMA A



SISTEMA B

Fig. 2

do, con los puntos de la superficie inferior separados la misma distancia del extremo izquierdo.

La relación adoptada para expresar la dependencia entre σ y s ha sido un ajuste parabólico cúbico en el que se ha eliminado el término cuadrado, pretendiendo con ello significar un mismo comportamiento

en compresión y en tracción y de signo contrario.

Con estas hipótesis se pudo plantear analíticamente el conjunto de ecuaciones que determina las fuerzas y momentos ocasionados por la deformación del disco II, actuantes en la superficie del cuerpo I, y con ello las condiciones de equilibrio para cada

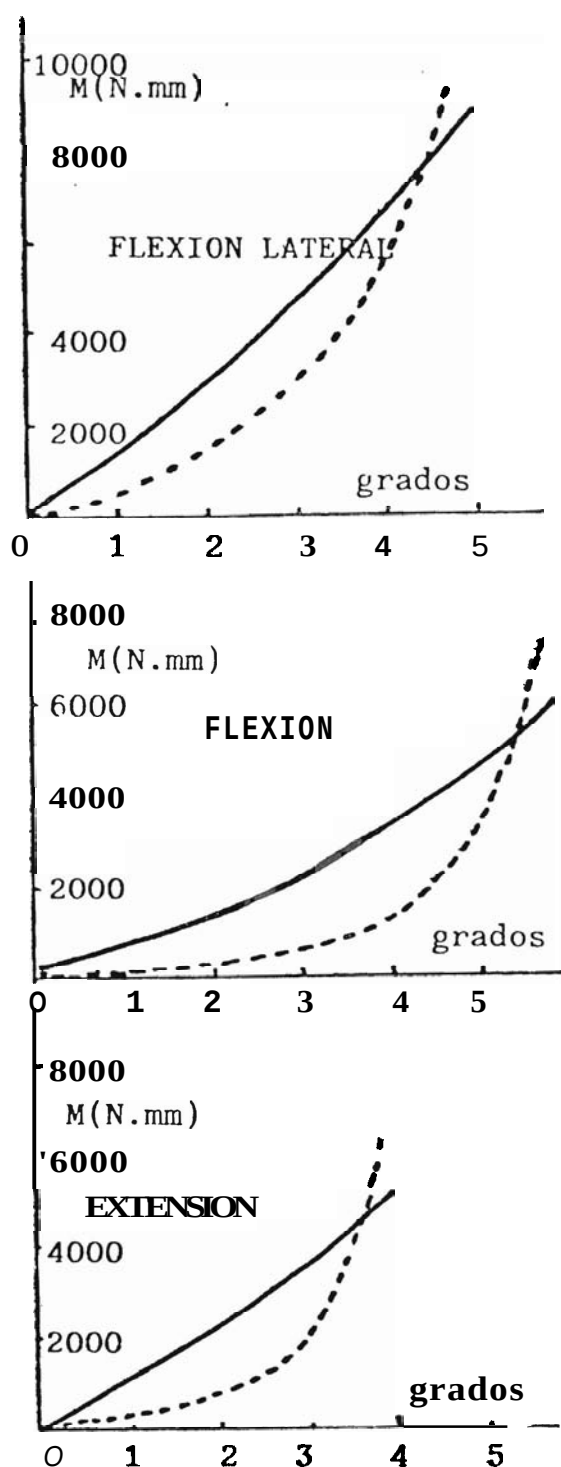


Fig. 3

una de las sollicitaciones exteriores, análogas a las aplicadas en los trabajos de Schultz y col.

De forma similar se procedió en el plano frontal.

La figura 3 recoge parte de las respuestas obtenidas a través de este proceso (las líneas de trazos corresponden a las respuestas del sistema real y las continuas a la del sistema mecánico concebido).

En general, a través del análisis comparado de este conjunto de curvas pudimos apreciar unos comportamientos suficientemente semejantes como para considerar que el citado sistema mecánico era apropiado para formar parte de una prótesis conservadora de la movilidad vertebral

MATERIALIZACION FISICA. PROTOTIPOS

Continuando el plan de trabajo previsto y para finalizar la etapa de modelación, se procedió a la construcción de un prototipo de la prótesis con el que se pudiera pasar a la fase de experimentación.

Básicamente existen tres aspectos fundamentales a tener en consideración en el diseño de una prótesis: geometría, anclaje y biomateriales. En general, la biología es muy exigente y las posibles soluciones para cada uno de estos tres aspectos son siempre el resultado de un compromiso biológico y mecánico.

En la figura 4 podemos ver una perspectiva de conjunto y una perspectiva de montaje del prototipo propuesto. El prototipo, destinado a sustituir un cuerpo vertebral y los dos discos contiguos, superior e inferior, está integrado básicamente por la materialización física del sistema mecánico y unos sistemas de anclaje al resto de la columna.

El sistema mecánico, en el caso especí-

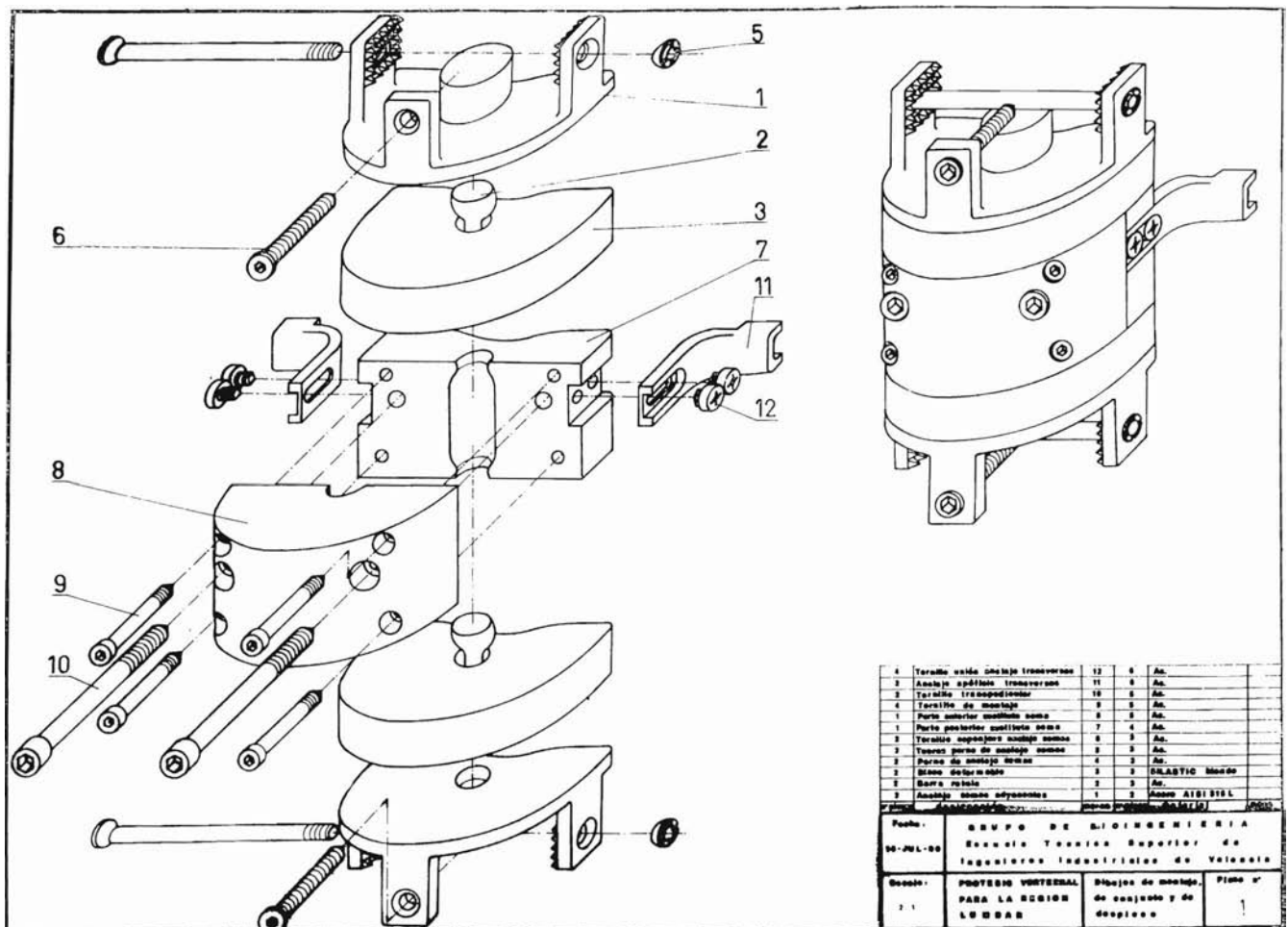


Fig. 4

fico que nos ocupa, es doble, es decir, asegura la conservación del movimiento relativo entre la vértebra en la cual ha sido extirpado el cuerpo vertebral y las vértebras superior e inferior contiguas. Desde el punto de vista del anclaje, se han utilizado tres sistemas: sistema de anclaje a los somas de las vértebras adyacentes a la porción del raquis sustituida, sistema de anclaje a los pedículos de los arcos posteriores de las vértebras en las que se ha eliminado el soma y sistema de anclaje a las apófisis transversas de estos mismos arcos posteriores.

La figura 5 muestra dos vistas del prototipo construido.

A MODO DE CONCLUSION

Evidentemente el trabajo no acaba aquí, las etapas restantes, consistentes básicamente en ensayar «in vitro» e «in vivo»: la prótesis implantada, permitirán la crítica y modificación de la misma, con objeto de resolver los problemas planteados, o su aceptación definitiva. Esto último supondrá, en nuestra opinión, la posibilidad de aplicar una terapia conceptualmente distinta a las hasta ahora utilizadas, al tratamiento de algunas de las patologías que aquejan a la columna lumbar. Más tarde, a la vista de los resultados obtenidos, se procederá a la concepción de prótesis similares para el resto del raquis.

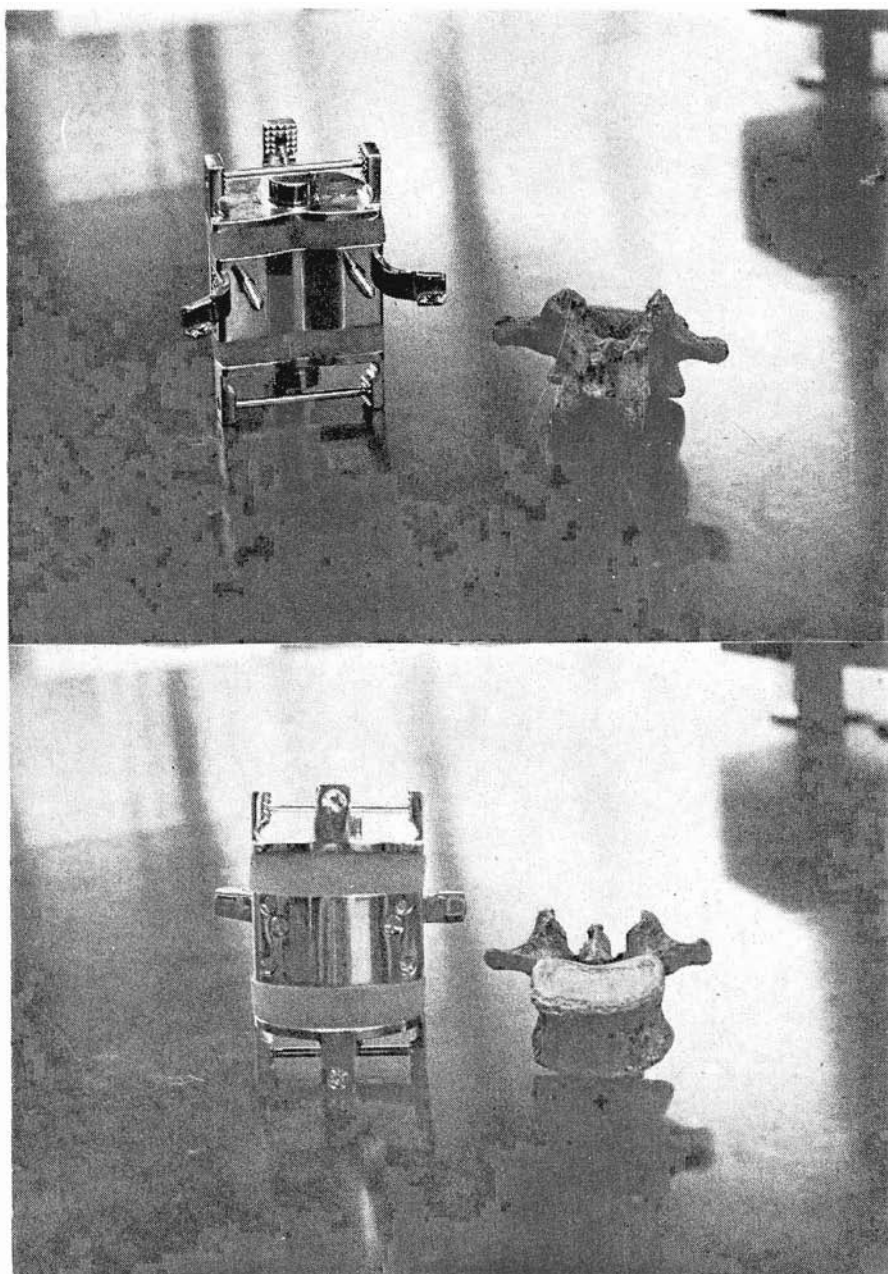


Fig. 5

RECONOCIMIENTOS

Agradecemos la ayuda prestada por el Dr. Diego Robles, del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina de Valencia, en los primeros ensayos efectuados. Así mismo, agradecemos a Industrias Quirúrgicas de Levante, S.A. (IQLSA), la

construcción de los prototipos protésicos e instrumental quirúrgico.

BIBLIOGRAFIA

BERKSON, M. H.: «Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Response in compression and shear, influence in gross morphology». *J. Biomech. Eng.*, 53-58, 1979.

NACHEMSCN, A.: «Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc, level and degeneration». *Spine*, 1979.

SCHULTZ, A. B.: «Mechanical properties of human spine motion segments. Response in flexion, extension,

lateral bending and torsion». *J. Biomech. Eng.*, 46-53, 1979.

VERA, P.: «Prosthesis vertebral for the lumbar spine». *Proc. of Biomed*, 80. Marsella, Francia, 1980.



Introducción a la biomecánica

C. Heanández-Ros Murcia

Centro Especial «Ramón y Cajal». Madrid. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

RESUMEN

Introducción a la biomecánica.

El presente trabajo nos introduce en la ciencia de la biomecánica, tan moderna y tan antigua, comenzando por definirla y describir su historia.

Presenta los diferentes Institutos y Asociaciones dedicados a su estudio y las publicaciones preferentes a la especialidad, terminando con la constitución de la Sociedad Ibérica, que acoge a los investigadores de habla hispana.

Biomecánica es la ciencia que aplica las leyes y los métodos del razonamiento de la mecánica a los seres vivos en general y especialmente al hombre.

A la vez ciencia pura y ciencia aplicada, se interesa tanto por los aspectos fundamentales de los fenómenos mecánicos en los organismos biológicos como por el aspecto utilitario de los productos médicos e industriales.

Los orígenes de la biomecánica se remontan a las etapas empíricas de *Galileo*, midiendo la frecuencia del pulso basada en la constancia del péndulo. Su discípulo *Borrrelli* publica en 1679 el libro titulado «De motu animalium», que se considera el primer tratado de biomecánica moderna, ya que estudia el análisis de los movimientos, considerando la dinámica del sistema musculoesquelético en el hombre y en los animales.

SUMMARY

Introduction to **the** biomechanics.

The present study introduces to the Biomechanics, as modern as old, beginning with the definition and describing its history.

Different Associations and Institutions dedicated to its study are presented and publications in relationship with the speciality, ending with the constitution of the Iberica Society which receive to the research workers of Spanish language.

Con los comienzos del desarrollo industrial y científico se iniciaron los estudios sobre la estructura del hueso de *Culmann* y *Meyer* sobre las trayectorias de tensión de las trabéculas óseas continuadas por *Pauwels* en Aquisgrán y posteriormente por *Kummel* en Colonia.

En el momento actual es ya difícil enumerar los autores que se han ocupado de profundizar en el tema de las propiedades mecánicas del hueso, debido al impresionante desarrollo que en los últimos años ha caracterizado a los trabajos de investigación, debiendo citar a *Blaimont* y a *Burny* en Bélgica como creadores de escuelas aglutinadoras de los esfuerzos a nivel de Europa, que cristalizaron en 1976 con la fundación de la Sociedad Europea de Biomecánica.

La biomecánica, reconocida como especialización independiente en Inglaterra desde 1947, cuenta fundamentalmente con uni-

dades propias en Leeds, dirigida por *Swanson*, en Stanmore por *Scales* y en Wigan por *Charnley*. En Francia, las unidades agrupadas por *Inserm*, personificadas en *Leray* y fundamentalmente las de Montpellier, que dirige *Rabischong*, y en París las extraordinarias contribuciones de *Judet*. A nivel de Italia, *Calderale* en Turín. En Suiza, el Instituto de Davos, dirigido por *Perren*.

Citaremos en Alemania la Cátedra de Anatomía de *Kummell*, que tanto ha contribuido, como ya hemos dicho, al estudio de las propiedades mecánicas del hueso, así como al inolvidable *Küntschner*, que desarrolló en profundidad las bases de los sistemas de fijación intramedular.

No podemos olvidar que en Bélgica, cuna de *Danis*, se aglutinaron alrededor del Centro Interdisciplinario de Biomecánica Osea las principales escuelas de Europa, hasta la fundación de la Sociedad Europea de Biomecánica que ampara las diferentes Sociedades de Biomecánica que existen a nivel nacional.

Una visión general a través de Canadá y Estados Unidos hoy día nos impresiona con sus enormes recursos humanos y técnicos, manteniendo unidades permanentes en el Special Surgery de Nueva York por *Walker*, en la Columbia University por *Basset*, en Cleveland por *Burnstein*, *Huiskes* en la Mayo Clinic, y tantos otros cirujanos ortopédicos e ingenieros que con sus sistemas han mejorado constantemente nuestras técnicas.

No olvidemos nuestro deber hacia los que en Sudamérica, herederos de nuestra cultura, han contribuido al progreso de esta ciencia, aunque desgraciadamente aún sin constituir agrupaciones científicas de carácter permanente.

Hay, naturalmente, muchos científicos que desarrollan trabajos fundamentales con carácter periódico, que sería imposible enumerar.

En cuanto a publicaciones, que comen-

zaron ligadas a revistas de cirugía ortopédica, desde 1967 se fueron concentrando ya en revistas especializadas, siendo la primera de esta fecha «*Applied Mechanics Review*», y actualmente «*Journal of Biomechanics*», «*Journal of Bioengineering*», «*Journal of Biomaterials Research*», etc., siendo ya de práctica corriente que en las revistas específicas de cirugía ortopédica aparezcan artículos sobre temas de biomecánica y se hacen consideraciones biomecánicas en la aplicación de las técnicas quirúrgicas en los artículos clínicos.

Por lo tanto, la biomecánica se expande como consecuencia del desarrollo tecnológico y llega a penetrar en nuestros tejidos. Tratemos de que no se detenga a nivel del hueso y la articulación y al penetrar en nuestro cerebro nos haga pensar que la parte del organismo que esté enferma pueda repararse mejor si empleamos mejor tecnología.

Respecto a límites de la biomecánica se consideran el estudio de los materiales propios de la composición normal y patológica de los seres vivos, la selección de los materiales más adecuados para ser implantados (biocompatibilidad], existiendo desde 1978 en España un Comité Técnico (CT 98) en el Instituto de Racionalización y Normalización, encargado de fijar las condiciones idóneas de calidad de fabricación; el estudio y diseño de nuevos implantes, la investigación interdisciplinaria del cuerpo humano normal y enfermo, así como el estudio y adaptabilidad de las prótesis ortopédicas, las ayudas técnicas para minusválidos y las posibilidades de estimulación eléctrica de músculos y regeneración ósea.

Al fin y al cabo, la biomecánica se resume en promover las mejores soluciones técnicas a los problemas que surgen en la práctica clínica diaria.

Para ello, constituimos en 1977 la Sociedad Ibérica de Biomecánica con la cooperación de cuantos se interesaron en ello.



*Angel Guevara
Casanova*

Los implantes metálicos y su rendimiento: Un estudio preliminar

**A. Guevara Casanova,
S. Suso Vergara,
F. Cardenal López**

Ciudad Sanitaria de la Seguridad Social. Paseo Valle de Hebrón. Barcelona.
Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Terrassa (Barcelona).

RESUMEN

Los implantes metálicos y su rendimiento: Un estudio preliminar.

Los autores presentan una propuesta de método a emplear para poder evaluar con parámetros objetivos el comportamiento de los implantes metálicos utilizados hoy día en Cirugía Ortopédica y Traumatología.

Para obtener resultados estadísticamente representativos del comportamiento de dichos implantes es necesario un estudio prospectivo que empiece en el momento de la indicación diagnóstica. Se estudian parámetros biológicos-clínicos y metalúrgico-metalográficos.

El propósito es hallar una correlación entre el motivo de la retirada, la historia clínica, el hallazgo quirúrgico al retirar el implante, datos del medio celular y el estado del implante. No es fácil en algunos casos relacionar los fallos con su causa. Se intentan delimitar las variables más significativas actualmente, que determinan la conducta del implante.

El amplio uso que se hace hoy día en España de los implantes metálicos en Cirugía Ortopédica y Traumatología, contrasta con la escasísima atención que se le dedica al tema desde el plano científico-técnico por parte de las investigaciones españolas.

Los implantes se empezaron a realizar con materiales metálicos y luego se les

SUMMARY

The metallic implants and its behaviour: A preliminary study.

A method is proposed by the authors for evaluating the behaviour of the metallic implants with objective measures used nowadays in Orthopaedic Surgery.

It is necessary a prospective study in order to get statistically representative results beginning at the moment of the diagnostic indication. Biological-clinic and metallurgic-metallographic are studying.

The goal is to get a relationship between the cause of the removing the clinic history and the surgical findings when the implant is removed, cellular data and the state of the implant

Sometimes it is not easy to relate the failures with the causes. To delimit the more significative variables that determine the performance of the implant is the objective.

añadieron los plásticos. Las cerámicas y vidrios hoy día y los materiales compuestos, como el carbón con fibra de carbón en un futuro inmediato, se adaptan cada vez más a las necesidades en cuanto al material se refiere. Otros, como los metales con memoria están todavía en fase de investigación.

El material no sólo debe cumplir una función mecánica, sino que además debe de ser compatible con el medio en el que estará trabajando. La función mecánica es de tipo estático y dinámico y los problemas de fatiga aparecen frecuentemente. En cuanto a la compatibilidad con el medio, el problema es doble: por una parte, el material no debe de ser atacado por el medio y, por otra, no debe dañar al organismo.

Después de un tiempo de uso, muy variable, el implante puede retirarse por diversos motivos, que van desde la rotura del mismo hasta el mero deseo del paciente; esto último para implantes que ya cumplieron su misión.

Nuestro objetivo es analizar estos implantes extraídos, limitándose a los de acero inoxidable, por ser los más utilizados.

Este trabajo se va a beneficiar de nuestra peculiar estructura sanitaria, pues gracias a la concentración hospitalaria existente en los centros del Ministerio de Sanidad y Seguridad Social, se dispone en cada uno de ellos de gran cantidad de material extraído. Al provenir todos nuestros implantes de un mismo Centro, existirá una sistemática común: tipo de historia clínica, criterios de indicación, tipo de síntesis, pauta postoperatoria, radiología, etc., muy beneficiosa para emprender un trabajo de este tipo.

Desde *Sherman y Venable-Stuck*, introductores de nuevos materiales para síntesis osteo-articular, hasta la actualidad, el comportamiento de los implantes ha sido estudiado desde diversas facetas. Destacamos aquí los que hacen referencia a los problemas de corrosión, y los más modernos, dentro de la década de los 70, en los cuales el análisis del comportamiento de los metales introduce: el estudio de la his-

toria clínica, el papel de la interfase y la biomecánica de la síntesis.

Para *Dunbleton-Miller* la determinación del tipo de fallo es irriportante, pero es necesario hallar el acontecimiento o secuencia de ellos que permitieron su aparición.

Procter y Seaton, estudiando piezas sin usar, hallan imperfecciones iniciales que pueden producir fallos; por ejemplo, la no alineación de los agujeros en las placas atornilladas, o las imperfecciones en la superficie, que pueden producir corrosión.

Por lo que hace referencia al comportamiento de los implantes, consideramos como trabajos más significativos los realizados por *Weinstein y cols.*, que revisan 100 casos clínicos de osteosíntesis metálicas y prótesis relacionando la historia clínica, la técnica quirúrgica y los hallazgos inetalográficos.

Frank-Zitter realizan un estudio metalográfico exhaustivo de 70 implantes extraídos con alteraciones. La corrosión por contacto-fricción es la más abundante, afectando al 34 % de los casos.

Pohler-Strauman deducen que la rotura del implante se debe a una situación biomecánica y clínica concretas, pero no a fallo del material de tipo metalúrgico.

Richmann, estudiando implantes retirados, observa que éstos se rompen por simple fatiga si no existe unión ósea o ésta está alterada. El principal problema asociado a la rotura del implante es la *pseudoartrosis*, inducida quizá por una bioincompatibilidad del acero o por una técnica quirúrgica mala.

Smethurst-Waterhouse, en una revisión de implantes 'extraídos de la región de Nottingham, hallan que la corrosión y/o

fallos inecánicos son cuatro veces más frecuentes que la infección. El fallo podrá deberse también a una colocación incorrecta.

... De los trabajos mencionados se desprende que, a pesar de la baja incidencia de fallos en los implantes metálicos, para obtener resultados estadísticamente representativos del comportamiento de los mismos, es necesario un estudio prospectivo que empiece en el momento de su colocación...

Para el fabricante, cada implante tiene, en condiciones ideales de uso, un comportamiento óptimo. Sin embargo, en la clínica nos encontramos con frecuencia con comportamientos no óptimos, algunos de los cuales son atribuibles, directa o indirectamente, al fallo del implante.

Podemos enmarcar las causas de fallo del implante en dos grandes apartados:

A. Fallos imputables al implante.

B. Fallos imputables al cirujano - paciente.

En cuanto a los primeros, estas causas son las que permitirán que actúen diversos mecanismos, que originarán desde pequeñas corrosiones localizadas hasta deformaciones y roturas del implante.

Por lo que se refiere al implante, los progresos conseguidos son notables, tanto desde la tecnología del material como en el criterio mecánico del diseño, si bien la tecnología actual no parece aprovecharse bien, por lo que a la ingeniería del material se refiere, como demostraron recientemente *Procter y Seaton*. Esto es: en muchos casos los implantes no cumplen las normas existentes.

En cuanto al bloque cirujano-paciente debemos recordar la importancia del buen conocimiento de biomecánica de la osteosíntesis. Recordemos el estudio de *Richman* sobre placas rotas por simple fatiga en fracturas de tibia en las que no se había logrado una buena reducción.

Está ampliamente aceptado, aunque no probado experimentalmente, que la resistencia de una fractura ósea tratada con un implante no es tan buena como si se hubiese tratado satisfactoriamente sin el implante, o si el implante se hubiese retirado una vez finalizada su misión, es decir, una vez consolidada la fractura.

Desde el momento de la colocación y durante la permanencia del implante en el medio biológico, tanto el material como el tejido interaccionan, produciéndose una serie de variaciones bioquímicas e histológicas que en un conjunto constituyen el fenómeno de interfase.

Así, por ejemplo, la corrosión existente es la que determinará el mayor o menor espesor de cada una de las capas de la interfase y, en última instancia, la que originará la pérdida de fijación.

En efecto, los trabajos de *Smethurst y Waterhouse* sugieren que el ión cromo originado en la corrosión tiene, al no ser absorbible, un papel de desequilibrador del balance formación-reabsorción ósea al interaccionar con el ión calcio. Además, al unirse al ión sulfato, forma un cristal de sulfato crómico sobre la apatita, que podría explicar la coloración verdosa que se observa al retirar algunos implantes, tanto en el implante como en el tejido fibroso adyacente.

La corrosión puede producir, mediante

los iones liberados, un descenso de pH al hidrolizar el agua. Esto puede producir una irritación y desequilibrio celular, favoreciendo el establecimiento de una infección.

También pueden aparecer corrientes galvánicas como resultado de los iones liberados.

El estudio de la interfase, finalmente, nos puede demostrar un cultivo positivo en un caso sin infección aparente, en pacientes con clínica de dolor referido al foco de fractura.

Vistas las causas de fallo, veamos cómo podremos determinarlas:

El estudio será biológico-clínico y metálico-metalográfico. Esto es, se estudiará el implante y el medio celular que lo rodea. Interesa conocer la respuesta del medio ante el implante, que puede afectar al mismo. Además se estudiará la historia clínica correspondiente, relacionándola con el comportamiento que ha tenido el implante durante su permanencia en el paciente.

El material a estudiar serán los implantes metálicos retirados en el Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Ciudad Sanitaria de la Seguridad Social de Barcelona.

Nos limitaremos a estos cuatro tipos de montajes internos con material de acero inoxidable: el estudio considerará todos los componentes de cada osteosíntesis como un todo para ver el comportamiento de los diferentes elementos y sus interrelaciones.

El *tejido circundante* se tratará desde dos aspectos: el histológico, que nos proporcionará datos de la interfase y el bacteriológico, para ver la posible existencia de gérmenes latentes.

La *historia clínica* tendrá los datos necesarios para conocer las condiciones de colocación, uso y retirada del implante. Existen datos e informaciones de valoración algo subjetivos, como son:

— Tipo de vida que lleva el paciente y que pudo afectar a la solicitud que se le hizo al implante.

— Tiempo de descarga real frente al recomendado.

Interesan también datos acerca de la *colocación*:

— Empleo del implante adecuado.

— Circunstancias de la intervención.

— Reducción conveniente de la fractura.

— Uso de material de relleno.

Son igualmente deseables detalles de la *extracción*. La historia constará de un *estudio radiográfico* sobre:

— La fractura

— La fractura con implante, inmediatamente después de la intervención.

— El implante «in situ» antes de la extracción, si bien son recomendables también radiografías de control, que permitan observar el implante «in situ» a lo largo del tiempo.

Los *motivos de extracción* no son siempre independientes. Las indicaciones de la extracción por rutina se siguen debatiendo. En general, se recomienda en niños y adultos jóvenes. En adultos y ancianos, sobre todo, el riesgo parece desproporcionado al supuesto beneficio que se obtendrá.

En cuanto a la *sepsis*, hay que diferenciar los casos agudos después de la intervención de los de aparición tardía.

Por lo que respecta a la *deformación*, parece interesante un control radiográfico periódico para seguir el curso y, en caso de que aparezca, evitar un fallo catastrófico. como en este ejemplo de una placa doblada y rota (Fig. 1).

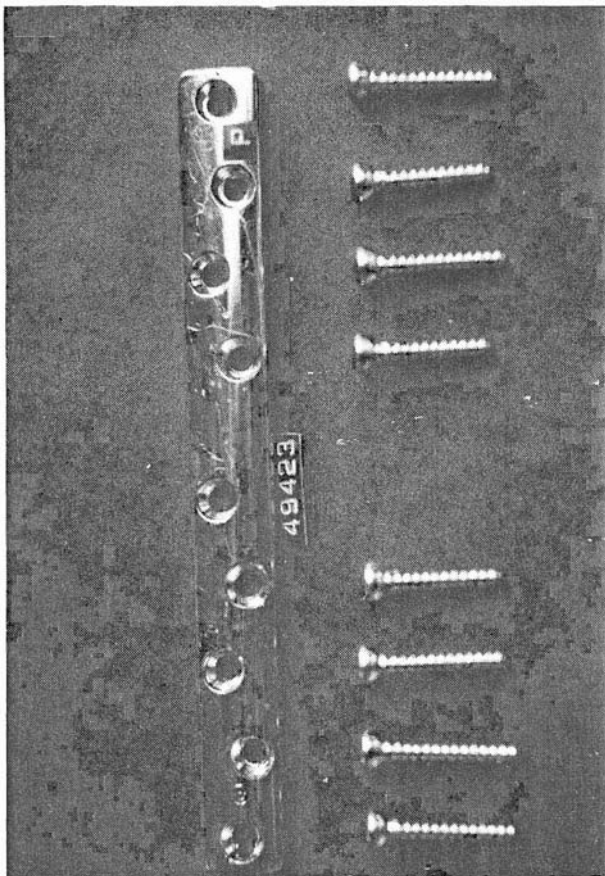


Fig. 1

El método empleado es una adaptación a las características particulares del caso del método general de detección de fallos mecánicos-estructurales.

El implante se debe sacar del paciente de forma cuidadosa para no introducir alteraciones que puedan enmascarar la verda-

dera situación de uso. Si bien ésta es la forma ideal, sabemos que algunos casos no se resuelven de esta manera. Como el implante sale normalmente sucio, es preciso limpiarlo para poder trabajar sobre él. Sólo debe emplearse agua destilada y alcohol y, si es preciso, un cepillo muy blando.

Si se va a estudiar posteriormente, debe etiquetarse y protegerse adecuadamente. Se tendrá especial cuidado en respetar la relación inicial de cada elemento con los restantes. En las placas con sus tornillos se anotará su parte proximal y distal.

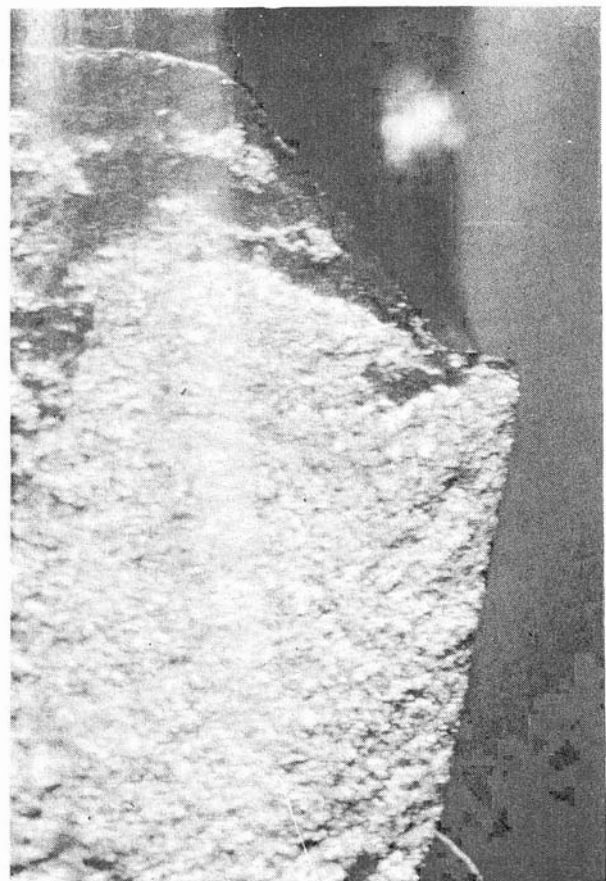


Fig. 2

En su paso posterior se fotografían los implantes antes de proceder a su estudio individualizado.

El examen de cada componente constará de un parte macroscópico:

- Inspección directa.
- Inspección con lupa y lupa binocular.

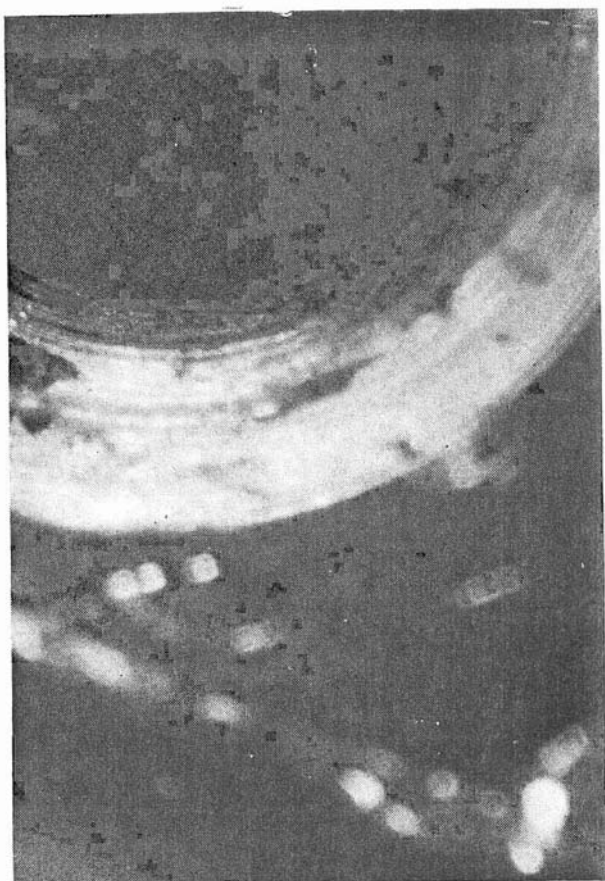


Fig. 3

Pretendemos observar posibles:

- Grietas.
- Corrosión en sus diversas formas.
- Frotamiento, es decir, desgaste.
- Doblamiento y rupturas.

Por lo que respecta a la *corrosión*, la clasificaremos en:

- Muy severa, cuando sea observable a simple vista.
- Severa, observable a simple vista a la distancia de lectura.
- Mediana, observable bien con lupa
- Ligera, observable sólo con lupa binocular.

En cuanto a las *roturas*, se pueden clasificar como:

- Dúctiles.
- Quebradizas, desde un punto de vista macroscópico.

Pero hay que tener en cuenta, según los trabajos de H. White e I. Le May, que bajo la lupa binocular las superficies de rotura aparecen a veces quebradizas, pero el examen por microscopía electrónica indica que en la superficie de rotura se observan características propias de rotura dúctil. En los casos convenientes se comparará el implante extraído con uno intacto, pues existen imperfecciones en algún caso iniciales.

Otros métodos macroscópicos de estudio son:

- Partículas magnéticas.
- Eddy current.
- Rayos X.
- Ultrasonidos.

Caso de existir una alteración se tendrá en cuenta:

1.º Estudio metalográfico y fractográfico si es necesario, óptico y electrónico para acotar el mecanismo del fallo, ya que muchos tienen características propias.

2.º Condiciones mecánicas de uso: peso, edad, tipo de vida.

3.º Datos del tejido circundante obtenidos por:

- Microscopía ordinaria previa tinción.
- Microscopía electrónica.
- Examen bacteriológico en caldo y placa.

Resumiendo, pues, el trabajo que estamos desarrollando pretende, a partir de unos datos biológicos-clínicos y mecánico-metalúrgicos hallar una correlación entre:

- Motivo de la extracción.
- Diagnóstico.
- Hallazgo quirúrgico.
- Estado de la pieza.
- Datos del medio.

Realizándolo de la siguiente manera:

1.º Estudio de la alteración, confrontada con la mecánica del hueso roto y del hueso reducido. A partir de las sollicitaciones que se ejercen sobre el implante, determinar las que pueden haber influido en la aparición de la alteración y consiguiente mecanismo de fallo.

2.º Análisis de cómo ha evolucionado el mecanismo en función de las causas. En algunos casos primero actúa un mecanismo y luego otro.

3.º Efecto interdependiente mecanismo-medio.

Si bien sería deseable relacionar directa-

mente los fallos del material con su causa directa, esto no es fácil en la mayoría de los casos. Nuestro trabajo pretende acotar las causas principales que determinan la conducta de los actuales implantes metálicos en cirugía osteoarticular. Esto servirá como punto de partida para estudios posteriores en los que se tratarán y ampliarán partes concretas de los resultados.

Se podrá investigar sobre:

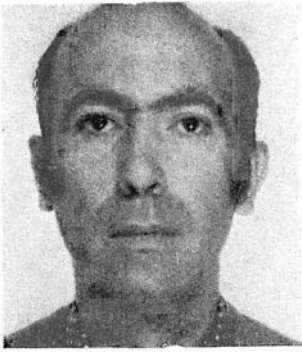
- Biomecánica de la fractura ósea y su técnica de tratamiento cruento.
- Diseño de los implantes y mejora de los existentes.

Estudio de materiales mejorados o nuevos, tratamiento y proceso de manufactura.

BIBLIOGRAFIA

1. BECHTOL, C. O., FERGUSON, A. B. y LAING, P. C.: *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery*. Williams and Wilkins, CO., Baltimore, 1959.
2. CAHOON, J. R. y PAXTON, H. W.: «A metallurgical survey of current orthopaedic implants». *J. Biomed. Mater. Res.*, 4, 223-244, 1970.
3. HUGES, J. N. y JORDAN, B. A.: «Metalurgical observations on some metallic surgical implants which failed in vivo» *J. Biomed. Mater. Res.*, 6, 33-48, 1972.
4. DUMBLETON, J. H. y MILLER, E. H.: *A systematic approach to the failure analysis of orthopaedic implants*. Meeting of the Ohio Orthopaedic ASSN, Cincinnati, 1973.
5. WEINSTEIN, A., AMSTUTZ, H., PAVON, G. y FRANCESCHINI, V.: «Orthopaedics implants: A clinical and metallurgical analysis». *J. Biomed. Mater. Res.*, 4, 297-325, 1973.
6. FRANK, E. y ZITTER, H.: *Implantes metálicos en cirugía ósea*. Ed. castellana JIMS, Barcelona, 1974.

7. CAMERON, H. U. y FORNASIER, V. L.: «The bone metal interface following hip nailing». *J. Biomed. Mater. Res.*, 10, 769-776, 1976.
8. PROCTER, R. P. M. y SEATON, F.: «An evaluation of the quality of stainless-steel surgical implants». *Injury*, 8, 102-109, 1976.
9. SMETHURST, E. y WATERHOUSE, R. B.: «A physical examination of orthopaedic implants and adjacent tissue». *Acta Orthop. Scand.*, 49, 8-18, 1978.



Consideraciones técnicas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de cotilo

J. A. Cánovas Valera,
M. Clavel Sáinz,
A. García Penalva,
J. Marsa Vila

Ciudad Sanitaria «Virgen de la Arrixaca». Murcia.
Servicio de Traumatología y Ortopedia (M. Clavel Sáinz)

RESUMEN

Consideraciones técnicas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de **cotilo**.

Los autores utilizan la clasificación de Judet y Letournel en el tratamiento de las fracturas de cotilo. Son partidarios de la reducción quirúrgica y síntesis con tornillos o placas modeladas.

Hacen hincapié en que los tornillos deben ser de esponjosa para que hagan compresión y deben colocarse lo más separados posible para evitar rotaciones, y situados paralelamente para una mejor compresión.

Las arandelas permiten que la superficie de la cabeza del tornillo se amplíe. Concluyen afirmando que el tratamiento quirúrgico es la mejor solución para las fracturas de cotilo, tanto recientes como tardías.

La clasificación de las fracturas de cotilo que hicieron *Judet* y *Letournel* en 1964 es la más utilizada y la que nosotros seguimos porque tipifica de una forma sistematizada todas las fracturas y nos orienta para llevar a cabo una terapéutica correcta.

Hemos de tener en cuenta que toda fractura de cotilo es generalmente consecuencia de un gran traumatismo y que casi siempre tiene lugar en un politraumatizado, que puede padecer T.C.E., otras fracturas, etc.

SUMMARY

Technical considerations in the surgical treatment of the fractures of the acetabulum.

The authors use the classification of Judet and Letournel in the treatment of fractures of the acetabulum. They take part in the surgical reduction and osteosynthesis with screws and modelled plates.

They appoint that the screws must be cancellous screws to make compression and placed far away one of each other to avoid rotations and parallelly for a better compression.

The candle sockets let that the surface of the screw's head was wider. They conclude showing that surgery is the best form of treatment for the solution of the fractures of the acetabulum, early as ancient.

Es, por este motivo, por lo que de urgencia habrá que establecer un ordenamiento del tratamiento de las lesiones y nunca la intervención quirúrgica se llevará a cabo hasta que sus constantes vitales por shock traumático, hipovolémico, etc., se hayan restablecido, así como que se hayan tratado posibles lesiones viscerales, tales como rotura de bazo, de hígado, de vejiga, de intestino, etc. Todo esto condiciona el que siempre de urgencia se reduzca la luxación

para evitar necrosis cefálica y se coloque una tracción transesquelética supracondílea con ocho o diez kilos de peso para mantenerla reducida.

El acto quirúrgico que trate de sintetizar los fragmentos óseos se lleva a cabo aproximadamente una semana después del traumatismo, tiempo en el que se hace un estudio exhaustivo del tipo de fractura mediante un estudio radiológico completo, realizando proyecciones anteroposterior de ambas caderas, anteroposterior de la cadera lesionada y proyecciones alar y obturatriz.

La historia clínica traumatológica recogerá cualquier lesión asociada del tipo de parálisis del tronco común del nervio ciático, del C.P.E., del crural, lesiones vasculares, etcétera.

La intervención quirúrgica se programa de tal forma que el cirujano, el cual debe tener suficiente experiencia, sabrá exactamente el tipo de fractura y la osteosíntesis que debe llevar a cabo. Nunca debe haber «sorpresas» cuando la fractura es visualizada.

Es muy importante saber que pasados quince días ya empieza a existir callo y que después de tres semanas se considera una fractura «tardía», en la que los fragmentos han iniciado la consolidación, lo que conlleva una gran dificultad para conseguir una buena reducción.

A. ABORDAJE POSTERIOR

El enfermo, bajo anestesia general, es colocado en mesa ortopédica en decúbito prono; la tracción transesquelética supracondílea se solidariza con el sistema de tracción para miembro inferior, mientras que la rodilla se mantiene flexionada no-

venta grados para relajar el nervio ciático, sujetando el pie a un dispositivo que cuelga del techo del quirófano.

La vía de Kocher-Langenbeck es la que mejor campo nos proporciona. Se inicia la incisión en la cara externa del fémur, siguiendo el eje del mismo y, cuando después de haber recorrido diez centímetros, se llega al trocánter mayor, se incurva para dirigirse a la espina ilíaca pósterio-superior; de esta forma se secciona piel, celular subcutáneo, tensor de la fascia lata y se separan por disección roma las fibras musculares de la porción superior y media del músculo glúteo mayor. Se visualiza el nervio ciático y se explora cualquier posible lesión, para lo cual se disecciona desde su salida por la escotadura ciática hasta el músculo cuadrado. Se seccionan los músculos rotadores externos (piramidal, gémicos y obturadores), se introduce un expositor de Hoffman por debajo de la espina ilíaca anteroinferior para separar el glúteo medio, otro rodeando la porción inferior del cuello, otro por escotadura ciática y un separador de rama larga nos separa el ciático, rotadores seccionados y glúteo mayor hacia fuera.

De esta forma visualizamos la cápsula, generalmente rota, así como un gran fragmento óseo o varios pequeños; en este momento hemos de ser muy cuidadosos para no desinsertar el o los fragmentos de la cápsula unida a ellos, lo que acarrearía una necrosis avascular de los mismos. Se lava varias veces con suero el foco para eliminar restos de sangre y de coágulos, con lo que ya podemos ver la cavidad cotiloidea posterior y revisar posibles lesiones del cartílago articular que nos justificaría «a posteriori» una artrosis precoz o una necrosis traumática de la cabeza. Se-

guidamente comenzamos la reducción de la fractura si el fragmento es único o la recomposición del «puzzle» si hay varios, para lo cual es muy útil una especie de punzón con el que se pueden movilizar los fragmentos y al que *Judet*, recordando nuestras corridas de toros, puso el nombre de «pica».

Si es un fragmento único, lo reducimos y fijamos temporalmente con dos agujas de Kirschner, mientras que colocamos dos tornillos de esponjosa para hacer compresión y evitar rotaciones. Los tornillos de esponjosa deben llevar arandela (fig. 1) para aumentar la superficie de la cabeza de los mismos y que no se introduzcan en la débil cortical posterior. Si hay varios fragmentos que no pueden sintetizarse con tornillos, se colocará una placa modelada en forma de puente desde el isquion hasta la parte superior del cotilo; en ocasiones nos

encontramos [fig. 2] con un pequeño fragmento posterosuperior de poco más de un centímetro cuadrado que contiene cartílago y hueso subcondral que está unido en la esponjosa, y que es imprescindible desimpactarlo y reponerlo, rellenando el vacío con injerto óseo tomado de la proximidad.

En las fracturas transversas puras σ en las que se asocia fractura de la pared posterior, la síntesis se hará con una o dos placas modeladas de autocompresión o bien la aproximación de los fragmentos se llevará a cabo colocando un tornillo en cada fragmento sin llegar a atornillarlo del todo y con unas pinzas de Farabeuf aplicadas a las cabezas de los tornillos se aproximan los fragmentos, momento en el que se coloca la placa de Sherman modelada. En las fracturas transversas y en las en «T» [figura 3), el fragmento inferior suele estar rotado según un eje vertical, lo que dificult-

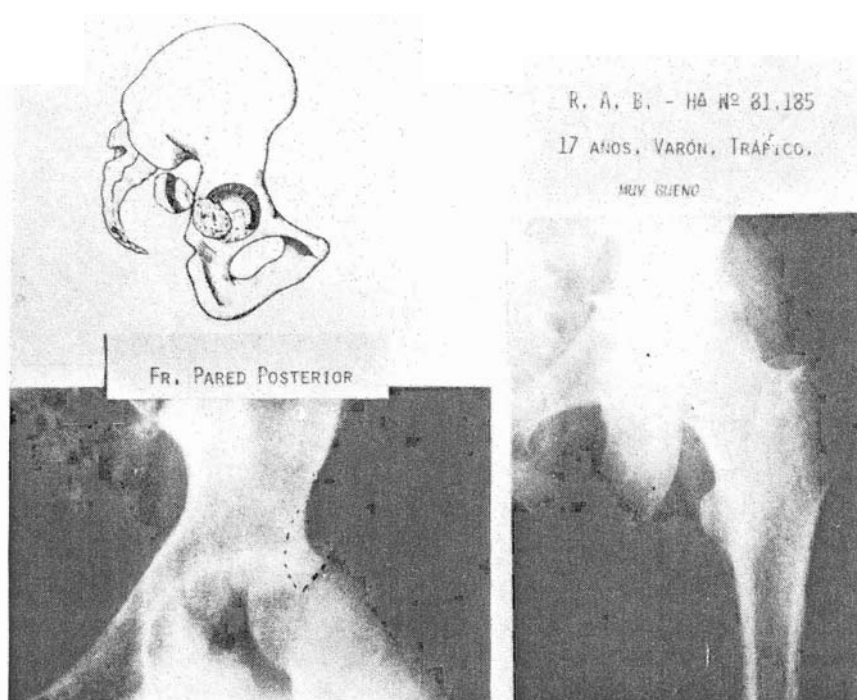


Fig. 1

ta aún más su reducción, siendo preciso en ocasiones, para conseguir una diástasis importante de los fragmentos, que nos permita desengranarlos, utilizar un abre bocas a tornillo de los que emplean los cirujanos maxilofaciales.

En las fracturas de las dos columnas y en las fracturas en «T» es muy frecuente conseguir reducir la columna anterior cuando se reduce la columna posterior, siendo posible realizar una osteosíntesis de aquélla con un tornillo de esponjosa o de maléolo, que desde la parte superior del cotilo se dirige a dicha columna. Es preciso ser muy cuidadoso en la introducción de este tornillo, pues el peligro de caer en la cavidad cotiloidea es muy elevado; por este motivo debemos utilizar una broca fina en perforador de mano, con el que apreciamos cuándo la broca choca con la cortical o con el hueso subcondral articular, los cuales son más resistentes de perforar que el hueso esponjoso por donde debe introducirse.

Cierre por planos, dos redones de aspiración cuarenta y ocho horas, enfermo colocado en cama en decúbito supino con el miembro en férula de Braun y tracción de partes blandas con cuatro kilogramos de peso durante tres semanas, comenzando la rehabilitación después de la primera semana de la intervención.

B. ABORDAJE ANTERIOR

Cuando *Judet* describió su vía ilio-inguinal para el abordaje anterior del cotilo, estas vías tomaron un gran auge y, tanto esta como la ilio-crural, se han empleado con gran profusión. Después de varios años de experiencia se han puesto de manifiesto las graves complicaciones que se originan, y

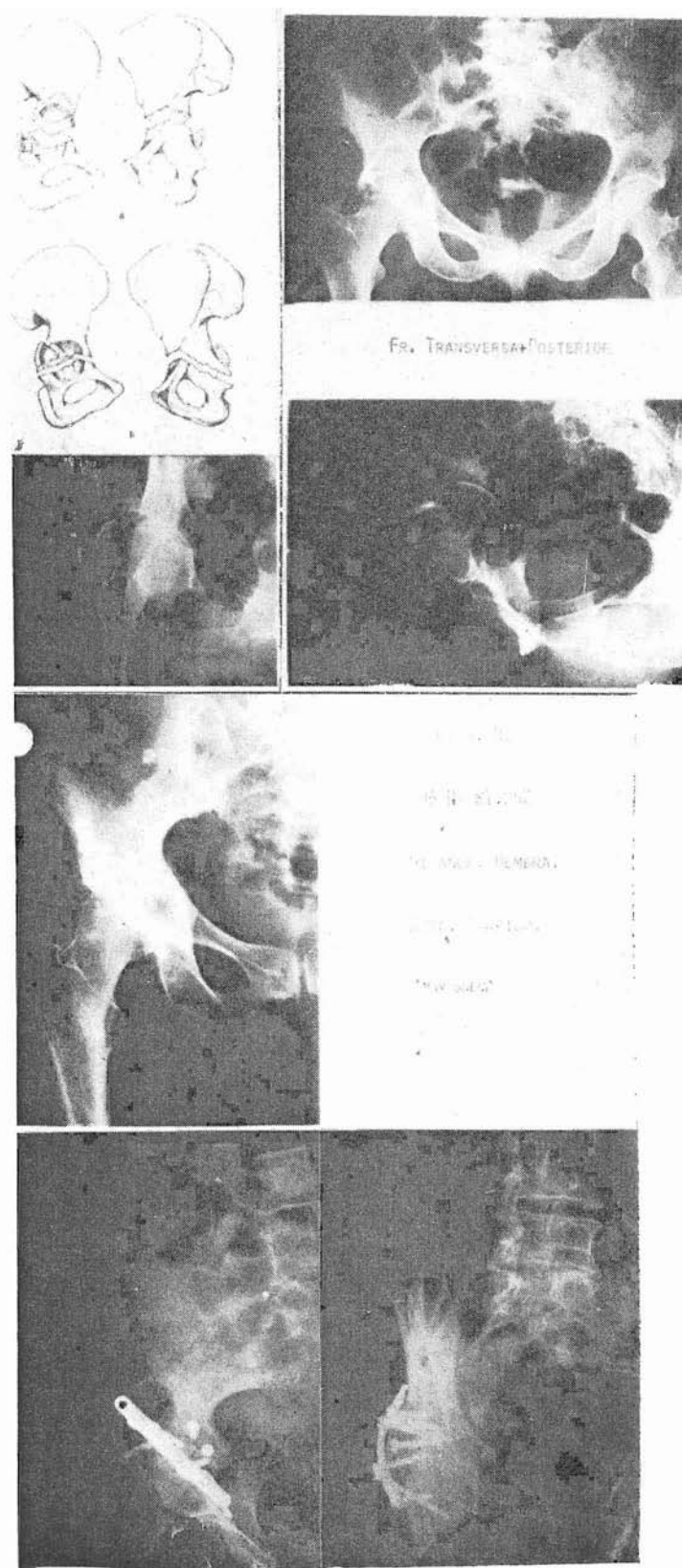


Fig. 2

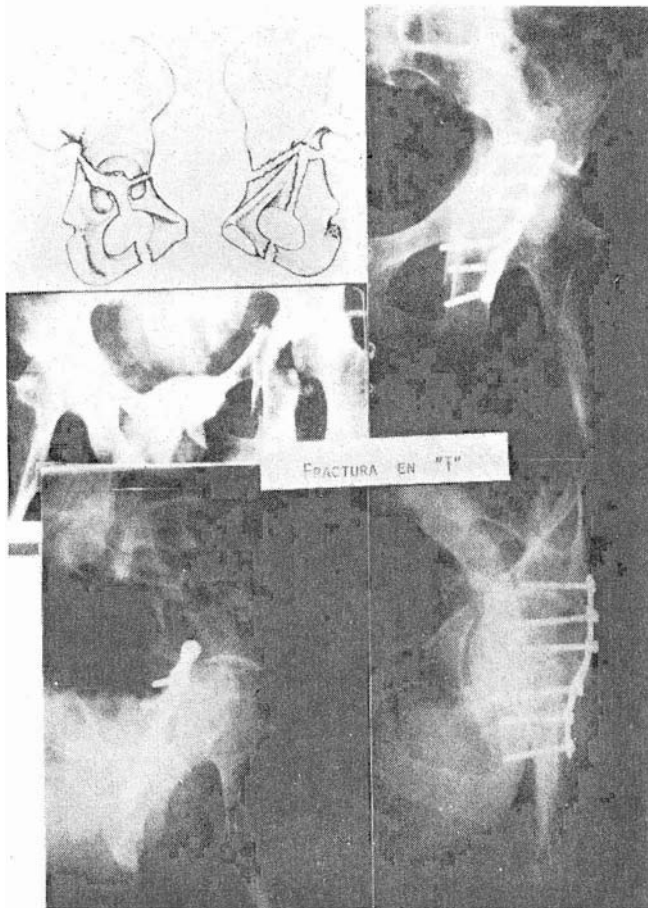


Fig. 3

tanto esto es así que el mismo *Judet* limita su vía a casos excepcionales.

Nosotros no hemos tenido necesidad de utilizar estas vías porque:

a) La fascia lunata se extiende desde la porción media de la columna anterior a la porción inferior de la posterior. Luego sólo en una fractura de columna anterior el fragmento contendrá superficie articular que no excede más de dos centímetros, la cual no es zona de carga.

b) Hay que tener en cuenta que la cápsula articular se inserta, por una parte, alrededor de todo el reborde cotiloideo, y por otra, en el cuello del fémur. Luego una tracción bipolar (fig. 4) correctamente aplicada, una siguiendo el eje del fémur con cuatro kilos de peso y otra supracondílea de fémur con ocho o diez kilos, mantenidas sobre férula de Braun durante un mes, con-

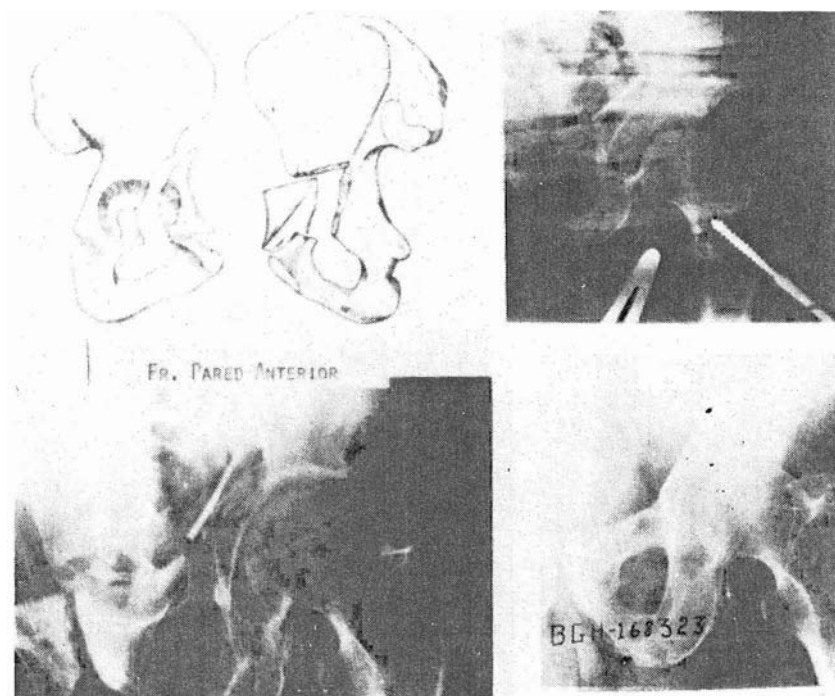


Fig. 4

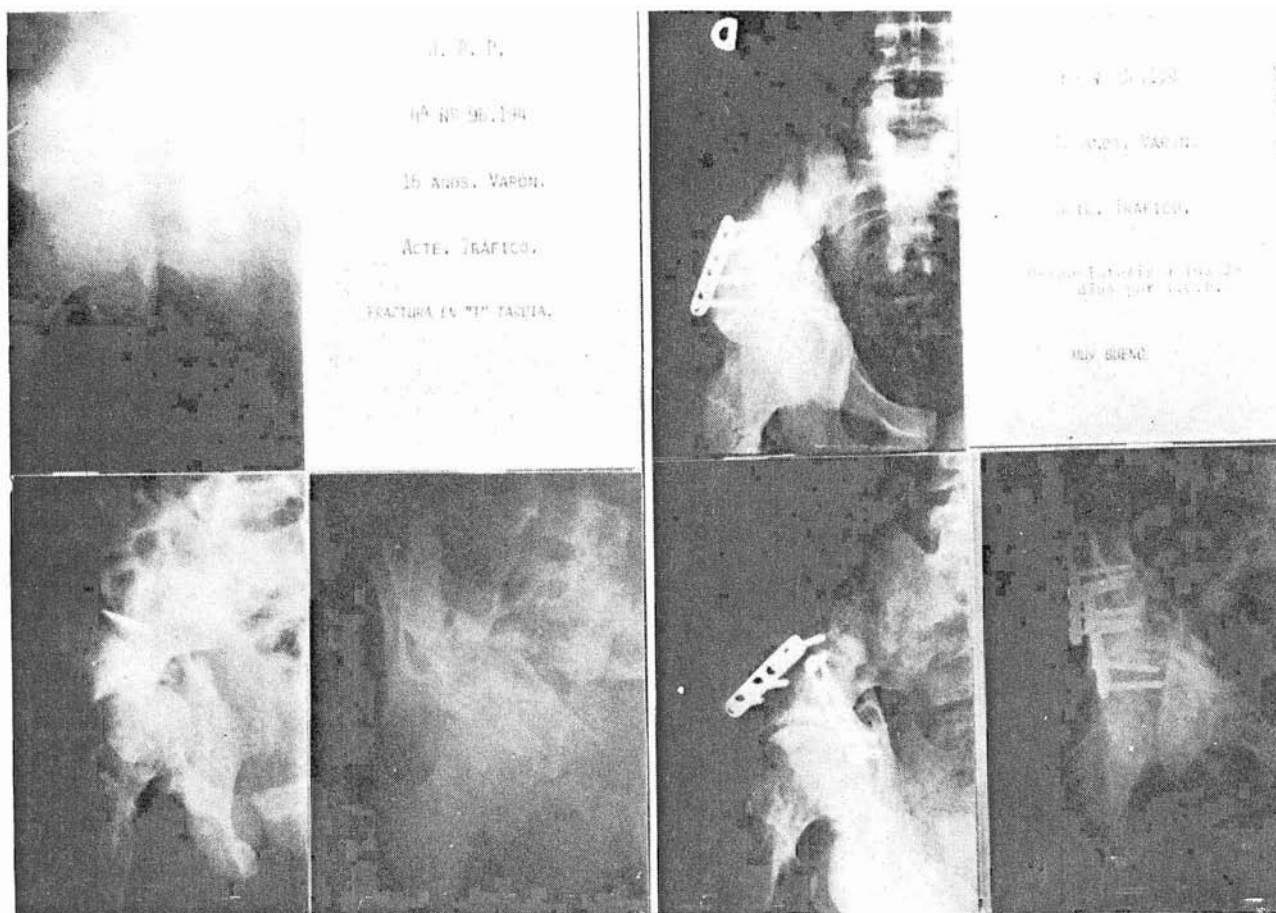
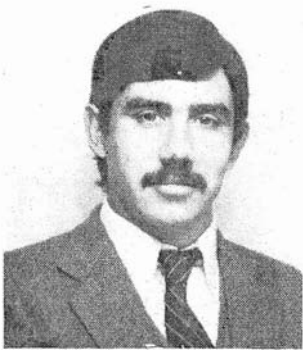


Fig. 5

sigue primero la subluxación de la cabeza, con lo que se tensa la cápsula, y después se reduce la fractura.

c) Porque, como hemos dicho anteriormente, cuando hemos operado una fractura de las dos columnas y en «T» por vía posterior, también hemos conseguido re-

ducir la columna anterior, y buena prueba de ello es el presente caso de la figura 5, que corresponde a una fractura de las dos columnas, que era tardía porque habían pasado veintiocho días, y en la que a pesar de tener que romper el callo óseo con escoplo se consiguieron reducir las dos columnas.



Indicaciones de la prótesis de Silastic en la enfermedad de Kienbock

**E. López Vázquez,
C. Vázquez Yapur,
R. Jover Cao de Benos de Les,
L. La Rubia Espinosa**

Residencia Sanitaria «Capitán Cortés». Jaén. Servicio de Traumatología y Ortopedia. (A. Palma Rodríguez)

RESUMEN

Indicaciones de la prótesis de Silastic en la enfermedad de Kienbock

Presentación de siete casos de enfermedad de Kienbock intervenidos con prótesis de silastic tipo Swanson. Los autores exponen la clasificación de Lichtman según la fase evolutiva del proceso y enumeran las características radiológicas correspondientes a cada estadio.

Analizan los protocolos operatorios, cursos clínicos y evalúan los resultados obtenidos.

Concluyen que los mejores resultados se presentan en enfermos diagnosticados y tratados precozmente y desaconsejan la intervención cuando existen signos degenerativos de la articulación radiocarpiana.

En la actualidad el tratamiento de la enfermedad de Kienbock sigue siendo un problema para todo aquel que ha de enfrentarse con su tratamiento.

No ha de causar sorpresa que las opiniones sigan siendo dispares, y que un mismo cirujano use diferentes procedimientos, sin encontrarse plenamente satisfecho con ninguno de ellos.

Hace más de 25 años que comenzó a utilizarse la excisión y sustitución protésica

SUMMARY

Indications of the Silastyc prosthesis in Kienbock's disease.

Presentation of seven cases of Kienbock's disease operated with silastyc prosthesis type Swanson. The authors show the classification of Lichtman according to the evolutive stage of the process and enumerate the X-Ray respective characteristic of each stage.

They analyze the operative data, clinic evolution and evaluate the results.

They conclude that the best results are presented when the patients are diagnosed and treated early and dissuade the operation when there are degenerative signs of radiocarpal joint.

ca del semilunar en casos de enfermedad de Kienbock. En un principio se usaron prótesis de material acrílico, publicándose resultados que avalaban las mejores esperanzas (1, 2). Posteriormente, y con la difusión de la intervención, los resultados han sido variables, siendo probablemente el modelo de prótesis diseñado por Swanson el de más amplia difusión en la actualidad.

Es, por otra parte, el tratamiento quirúrgico el único en ofrecer resultados acep-

tables ya que está demostrado que el tratamiento conservador es incapaz de detener el progresivo hundimiento del semilunar.

No cabe duda de que una adecuada clasificación hará más fácil la comprensión de la enfermedad y facilitará su adecuamiento.

Lichtman y cols (4) han clasificado la enfermedad en cuatro estadios en los que se correlacionan la imagen radiológica y el estado clínico del enfermo.

Estadio I. La radiología muestra un hueso de densidad y arquitectura normales, con la sola presencia en ocasiones de una fractura lineal o por compresión, a veces sólo diagnosticable mediante tomografía.

El enfermo refiere dolor reciente, que tiende a desaparecer en poco tiempo, por lo que no es infrecuente que este estadio pase como un simple esguince de muñeca.

Estadio II. Los cambios de densidad del semilunar son ya aparentes, pero el tamaño, forma y relación del mismo con respecto a los restantes huesos carpianos no están significativamente alterados.

A veces se observa una ligera disminución de la altura del hueso en el lado radial del mismo, signo evidente del futuro colapso del semilunar (fig. 1).

El enfermo se queja de dolor recurrente y tumefacción de muñeca debidos a la sinovitis carpiana, consecuencia de la enfermedad.

Estadio III. El semilunar se ha colapsado. Aparecen migración proximal del hueso grande y ruptura de la arquitectura normal del carpo, que se traducen en disociación escafolunar, rotación del escafoide y desviación cubital del piramidal (fig. 2). Es



Fig. 1

Kienbock en estadio II. Resalta el aumento de densidad del semilunar, así como el ligero hundimiento del lado radial del mismo.

Kienbock's disease grade II. The increase of density of the lunate sticks up.

notable el alargamiento anteroposterior del semilunar y rotación del escafoide en la proyección lateral.



Fig. 2

Kienbock en estadio III. Llamativo hundimiento global del semilunar, ascenso del hueso grande. descenso del piramidal y escafoide.

Kienbock's disease grado III. The total sinking of the lunate is seen. The upwards movement of the capitate the downwards displacement of the triquetral and the scaphoid bones.

Los hallazgos clínicos son similares a los del estadio II, con quizá un poco más de rigidez.

Estadio IV. Además de los cambios anteriormente reseñados, se observan cambios degenerativos de la radio-carpiana: esclerosis subcondral, pinzamiento articular y presencia de osteofitos. La clínica no es otra que la de la artrosis radiocarpiana (fig. 3).

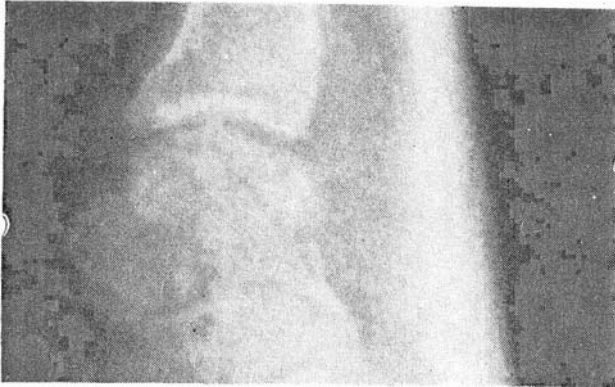


Fig. 3

Kienbock en estadio IV. Es llamativo el alargamiento anteroposterior del semilunar. Son muy evidentes los signos de artrosis de la radio-carpiana.

Kienbock's disease grade IV. The anterior-posterior lengthening of the lunate is appreciated. The signs of arthritis of the wrist are evident.

Tomando como base esta clasificación, sacamos consecuencias de nuestra experiencia con el uso de la prótesis de silastic, con la intención de que su uso sea lo mas correcto posible.

MATERIAL

Desde noviembre de 1975 a octubre de 1977 hemos colocado siete prótesis de silastic en otros tantos casos de enfermedad de Kienbock.

De los siete, seis son varones y una mujer. La edad de los mismos oscila entre 25 y 33 años, siendo la media de 28. Todos realizan trabajos manuales duros: así, dos son albañiles, dos trabajan en el campo, uno

en un fábrica de bebidas, otro en un tejat y la mujer trabaja en su casa.

Todos referían dolor de muñeca que aumentaba tras el esfuerzo, sensación de pérdida de fuerzas, pérdida de movilidad en la muñeca y dificultades para la realización de su trabajo habitual.

La intervención se hizo seis veces por vía dorsal, según la descripción clásica, y sólo una por vía volar, preferida por algunos autores (3).

Colocamos prótesis tan grandes como el hueco resultante de la extirpación del semilunar fue capaz de aceptar sin que hubiera necesidad de aplicar presión para su colocación ni que la prótesis se luxase con la movilización intraoperatoria de la muñeca. En todos los casos se realizó un cuidadoso cierre de la cápsula articular y en varios de ellos quedaron restos óseos del semilunar debido a la dificultad para la extirpación completa del mismo.

La inmovilización postoperatoria fue de cuatro semanas para todos los enfermos, siguiendo posteriormente cinco de ellos un período de varias semanas de rehabilitación.

El seguimiento de estos enfermos ha variado de 34 meses el que más, a 12 meses el que menos, siendo la media resultante para los siete de 21,5 meses.

RESULTADOS

No hay ningún caso perteneciente al primer grupo de la anterior clasificación. Tres enfermos pertenecen al segundo grupo, dos al tercer grupo, uno intermedio entre los grupos tercero y cuarto y, por fin, uno perteneciente al cuarto grupo.

En los tres casos del grupo II que fueron intervenidos, se han mantenido las rela-

ciones carpianas normales, adaptándose la prótesis a esta arquitectura normal (fig. 4).



Fia. 4

Perfecta situación de la prótesis en un enfermo del estadio II. El carpo, por su parte, guarda relaciones normales.

Perfect situation of the prosthesis in a patient with Kienbock's disease grade II. The carpal relationships are conserved.

Sólo en un caso podemos observar cómo la prótesis está ligeramente subluxada hacia delante, siendo precisamente el único enfermo intervenido por vía anterior (fig. 5).

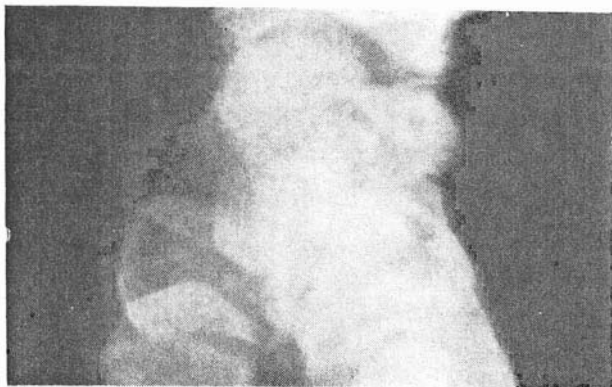


Fig. 5

Discreta subluxación anterior de la prótesis en un enfermo del estadio II operado por vía anterior. Se aprecian restos del semilunar. El carpo conserva sus relaciones (no hay rotación del escafoides).

Slight anterior subluxation in a patient with Kienbock's disease grade II in a anterior surgical approach. The rests of the lunate can be seen. The carpal relationships are conserved (there is not rotation of the scaphoid bone).

Sin embargo, el mismo no se queja de ninguna molestia y trabaja sin problemas en la actualidad.

En los dos enfermos pertenecientes al tercer grupo y en el clasificado como III-IV, en los que existía un hundimiento previo del semilunar, la prótesis no ha conseguido en ningún caso recuperar la arquitectura normal del carpo, sino que por el contrario han aparecido alteraciones radiológicas, consecuencia del compromiso de espacio existente.

Así, la imagen constante en este grupo de enfermos ha sido la diástasis del escafoides con la prótesis, que se ve desplazada hacia el lado cubital del carpo (fig. 6), es-



Fig. 6

Prótesis en una enferma III-IV. Se observan restos del semilunar, enorme diástasis escafolunar. Gran rotación del escafoides y marcado desplazamiento cubital de la prótesis, que no teniendo espacio, prácticamente no articula con el radio.

Prosthesis in a patient with Kienbock's disease grade III-IV. Rests of the lunate are seen, great diastasis lunatescaphoid. Great rotation of the scaphoid and marked ulnar displacement of the prosthesis, with not having space, can not practically articulate with the radio.

tando a veces fuera de lugar la superficie de la misma destinada a articular con el hueso grande.

En el enfermo perteneciente al grupo IV, la prótesis, sin embargo, guarda una rela-

ción prácticamente normal con el resto del carpo, probablemente debido a la buena relación preoperatoria del mismo. Destaca en este caso la artrosis existente, así como la atrofia de desuso debida a los dolores de los que este enfermo nunca se sintió libre [fig. 7).

Otro aspecto a considerar es la situación clínica del enfermo correlacionándola con el estado de evolución de su enfermedad. A este respecto hemos valorado la presencia de dolor y puntuado según su intensidad. El estado postoperatorio de la fuerza de prehensión de los enfermos. El estado laboral de los mismos. El estado de movilidad comparado con la situación preoperatoria y, por último, la opinión personal del enfermo acerca de su situación.

De esta forma tenemos un resultado muy bueno y dos buenos entre los enfermos encuadrados en el grupo II. Dos buenos y uno regular, precisamente el clasificado como III-IV, entre los enfermos pertenecientes al grupo III.

Por último, el enfermo perteneciente al grupo IV está valorado como muy mal resultado, empeoró incluso con relación a su estado previo. Le hemos propuesto una artrodesis radiocarpiana como única solución a su problema.

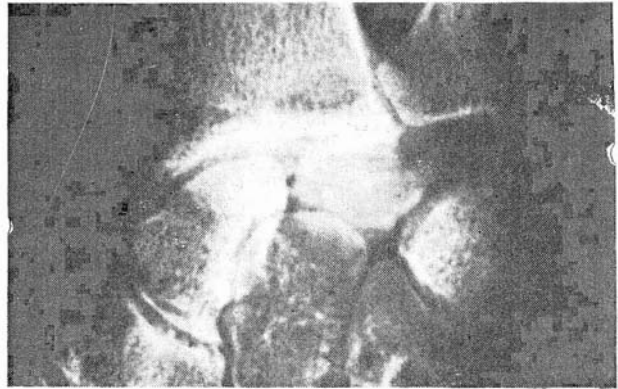


Fig. 7

Prótesis en un grado IV. Da la impresión, no comprobada quirúrgicamente, de que se ha roto la prótesis. Se observa osteoporosis de todos los huesos carpianos, así como signos de artrosis de la radio-carpiana (esclerosis subcondral, pinzamiento articular).

Prosthesis in a grade IV. It seems that the prosthesis is broken. Osteoporosis of all carpal bones is observed and arthritis signals of the wrist joint.

	DOLOR	FUERZA	TRABAJO	MOVIL	OPINION	ESTADIO
C. M. A. albañil	leve al esfuerzo	normal	sí	20-30 42-55	buena	II
A. G. F. tejar	leve al esfuerzo	normal	sí	35-45 40-50	buena	II
M. M. V. campo	no	normal	sí	30-20 40-40	buena	II
R. C. R. fábrica bebidas	molestias en ocasiones	normal	sí	30-50 35-50	buena	III
P. A. F. albañil	no	normal	sí	30-30 42-63	buena	III
M. A. J. sus labores	al esfuerzo	disminuida	trabaja en casa con dificultad	35-40 30-30	regular	III-IV
G. H. M. campo	intenso	debilidad	no	50-40 30-42	mala	IV

Fig. 8.—Cuadro resumen de resultados

CONCLUSIONES

Nuestra corta experiencia con el empleo de las prótesis tipo Swason para el tratamiento de la enfermedad de Kienbock nos hace afirmar que se trata de un buen procedimiento cuando se indica correctamente.

A su vez el mismo da tantos mejores resultados cuanto más precoz sea el estado de la enfermedad.

No suele haber relación entre el aspecto radiológico postcirugía y el estado clínico del enfermo. La presencia de restos no extirpados del semilunar no suele ser causa de molestias.

Se debe tener gran cuidado en no utilizar este procedimiento en los enfermos con

signos degenerativos de la radiocarpiaria; en éstos es quizá la artrodesis el método de elección.

BIBLIOGRAFIA

1. AGBKHOLM, J. C. y GOODFELLOW, J. W.: «Avascular necrosis of the lunate bone treated by excision and prosthetic replacement». *J. Bone Joint Surg.*, 45-B, 110-116, 1963.
2. BARBER, H. M. y GOODFELLOW, J.: «Acrylic lunate prostheses. A long-term follow-up». *J. Bone Joint Surg.*, 56-B, 706-711, 1974.
3. ROCA, J. y cols.: «Treatment of Kienböck's disease using a silicone rubber implant». *J. Bone Joint Surg.*, 58-A, 373-376, 1976.
4. LICHTMAN, D. M. y cols.: «Kienböck disease: The role of silicone replacement arthroplasty». *J. Bone Jt. Surg.*, 59-A, 899-908, 1977.



Disimetría de pelvis y miembro inferior derecho

C. Jiménez Sánchez,
M. Gala Velasco,
F. Toscano Burgos,
M. Moreno Díaz

Ciudad Sanitaria «Reina Sofía». Córdoba. Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. (M. Gala Velasco)

RESUMEN

Disimetría de pelvis y miembro inferior derecho.

La presentación de un caso de neurofibromatosis da ocasión a los autores de estudiar la problemática de la enfermedad desde su descripción por Von Recklinghausen hasta el diagnóstico diferencial con otras afecciones.

Dedican especial atención a la sintomatología de la enferma, llegando a un claro diagnóstico confirmado por el estudio anatomopatológico.

Dada la rareza clínica de la enfermedad que nos ocupa, nos detendremos un momento en recordar algunos aspectos generales de la misma.

El término neurofibromatosis fue propuesto por *Von Recklinghausen* en 1881, aunque *Edwing* adjudica a *Kolliker* la descripción inicial del trastorno en 1860, y anterior a éste, *Smith* (1849) registró con precisión

SUMMARY

Discrepancy of the pelvis and right lower **limb**.

A report case of neurofibromatosis gives occasion to the authors for studying the problem of the illness since its description by von Recklinghausen until the differential diagnosis with other affections.

They pay an special attention to the symptoms of the patient reaching a clear diagnosis confirmed by pathological analyse.

los datos físicos y patológicos de muchos casos.

La enfermedad de Recklinghausen es una anomalía congénita del desarrollo, frecuentemente heredofamiliar, caracterizada por la presencia de malformaciones tumorales y manchas pigmentarias en los órganos de origen ectodérmico, piel y sistema nervioso fundamentalmente, pero todo ello acom-

pañado de una alteración más o menos pronunciada del mesodermo.

Las alteraciones de las células proliferativas se originan en las células de Schwan y en las células de sostén. Desde el punto de vista histológico los neurofibromas están constituidos por masas de células fusiformes que pueden contener agregados de núcleos en empalizada. Las lesiones óseas contienen masas mal definidas de células fusiformes que se parecen mucho a los fibrocitos.

Desde el punto de vista macroscópico, los neurofibromas son masas pálidas, de firmeza moderada, que pueden abarcar segmentos más o menos grandes de un nervio periférico o estar localizados en ramas del sistema nervioso autónomo o en las meninges. Cuando se afectan los troncos nerviosos, éstos se encuentran aumentados de tamaño y torcidos en su trayectoria.

La manifestación extraesquelética más común son las manchas de café con leche, de variable morfología, tamaño y localización. La pigmentación se debe a una proliferación de los melanocitos. Otros datos incluyen tumores subcutáneos, generalmente en relación con los troncos nerviosos.

Hay una gran frecuencia de alteraciones esqueléticas (50 por 100), y las deformaciones óseas son el resultado de la actuación destructiva de densidad del tejido neurofibromatoso, o de alteraciones localizadas o

generalizadas del crecimiento y desarrollo del esqueleto. Dentro de las manifestaciones esqueléticas, las más comunes son: cifoescoliosis, arqueamiento y pseudoartrosis congénita de tibia, defectos en las cortezas óseas y gigantismo focal, entre otras. En general, estas anomalías se manifiestan en la infancia y progresan con el crecimiento, pero a menudo se mantienen estáticas alcanzada la madurez.

OBSERVACION

M.D.V.T., niña de 9 años, que acude a nuestro servicio por presentar dismetría de miembros inferiores.

Antecedentes familiares

Padre fallecido de tumor pigmentario de la cara, sin poder obtenerse datos para su exacta identificación.

Madre sana.

Entre los familiares de la enferma no existen datos que aporten nada al caso.

Antecedentes personales

Enfermedades propias de la infancia.

A los seis años acude a un Servicio de Ortopedia infantil por apreciarle los familiares una diferencia de longitud en miembros inferiores. Es diagnosticada de coxa valga y la practican una osteotomía varizante, con lo que corrigen la dismetría.

Enfermedad actual

Acude a nuestro Servicio en marzo del presente año ante la reproducción de la dismetría.

A la inspección se aprecia dismetría de miembros inferiores con alargamiento a expensas del fémur en miembro inferior derecho de 3,5 cms. Manchas de color café con leche en tórax y espalda del tamaño de una lenteja. Amplia mancha en mapa en hueso poplíteo derecho, que parece seguir el trayecto ascente del ciático hasta tercio superior del muslo. En cara interna de muslo derecho, en la misma raíz del miembro, tumefacción lipomatosa pigmentada de color café con leche.

A la palpación, en tórax se detectan múltiples nódulos subcutáneos que siguen el trayecto de los nervios intercostales. En abdomen, tumoración abollonada no movilizable en profundidad, de límites poco precisos, que ocupa toda la fosa ilíaca derecha.

Rosario nodular a la palpación del ciático derecho, desde nalga a hueso poplíteo, oscilando los nódulos del tamaño de una lenteja al de un garbanzo. La tumefacción lipomatosa tiene una consistencia muy blanda, de bordes mal definidos, movilizable de los tejidos profundos y adherida a piel.

En la exploración radiográfica se aprecia hipertrofia de toda la hemipelvis derecha y fémur del mismo lado. Igualmente se aprecia gran desplazamiento externo de la línea renopsoas derecha.

Se practicaron arteriografías y flebografías para despistaje de un síndrome de Parker-Weber y otras dismetrías de causa angiogénica, en las que se puso de manifiesto un desplazamiento medial de la vena cava y un estiramiento y arqueamiento de la arteria ilíaca derecha por tumor retroperitoneal que la desplaza. No se ponen de manifiesto fístulas arteriovenosas ni aumento de vascularización del tumor.

Así mismo se comprueba un desplazamiento rotacional y hacia arriba del riñón derecho y una marcada impronta de carácter *extrínseco* en la vejiga.

Para una determinación más exacta de la extensión y localización del tumor le fue practicada T.A.C., donde éste aparece situado retroperitonealmente y extendiéndose desde borde inferior hepático a tercio medio de muslo, siendo su mayor tamaño a nivel de pelvis menor. La T.A.C. nos informa que es un tumor encapsulado y que contiene líquido en algunas zonas (probablemente por necrosis intratumoral).

Fue practicada biopsia de un nódulo en hueso poplíteo, que resultó ser un arrollado de un filamento de unos 3 mm. de diámetro, de color blanco nacarado y de consistencia extraordinariamente dura. El informe anatomopatológico nos detalla que en las zonas periféricas de la muestra remitida contiene gran cantidad de fibras colágenas con algún fibroblasto aislado; en su interior hay un tejido mixoide en el que existe un tipo celular que se identifica como células de Schwann. Diagnóstico anatomopatológico: «Neurofibroma».

En cuanto al diagnóstico diferencial, la marcha consiste en eliminar las angiopatías con repercusión sobre el esqueleto, sobre todo el síndrome de Klippel-Trenanway, que asocia un elemento cutáneo (nevus), un elemento vascular (varices) y un elemento osteohipertrófico (hipertrofia de la totalidad del miembro). Debe eliminarse también el síndrome de Parker-Weber, similar al anterior, pero con demostración de fístulas arteriovenosas congénitas.

Por otro lado, es fácil eliminar la enfermedad de Milroy-Nonne-Meige o edema linfangiectásico, cuya hipertrofia corresponde únicamente a las partes blandas.

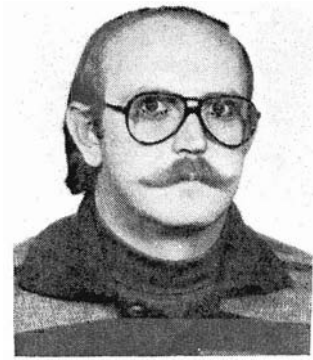
En cuanto a la terapéutica, los diversos autores

consultados han estado, unos por la epifisiodesis y otros por el alargamiento contralateral o las resecciones homolaterales, según la edad ósea del enfermo. Cuando aún se estima un potencial de crecimiento elevado, se inclinan por la epifisiodesis.

Cuando éste no es el caso, y dependiendo del

segmento afectado, se inclinan por el alargamiento o la resección.

Esta enferma aún no ha sido tratada por nosotros, Ya que en la actualidad el Servicio de Cirugía General estudia la posibilidad de actuación sobre la tumoración abdominal.



Un caso de malformación de Sprengel

**E. Bocanegra Bocanegra,
J. Leal Jiménez**

Residencia Sanitaria «Capitán Cortés». Jaén. Servicio de Traumatología.
(A. Palma Rodríguez)

RESUMEN

Un caso de malformación de Sprengel.

Estudian los autores la conveniencia de utilizar diversas técnicas quirúrgicas en el tratamiento de la deformidad de Sprengel, a propósito de un caso, buscándose más una mejoría estética que funcional.

Así mismo piensan en la necesidad de crear un banco de datos con el debido control para uso igualitario de todos los profesionales interesados- en orden a un mejor y más amplio conocimiento de aspectos clínicos, técnicas quirúrgicas y resultados, aplicados a las malformaciones congénitas en general.

Conocida también como deformidad de *Sprengel*, supraelevación congénita de la escápula o ectopia escapular, fue primeramente descrita en 1863 por *Eulenberg*, siendo con posterioridad *Willet* y *Walsham* los que en trabajos casi simultáneos, hacia 1880, describen cada uno un caso, y en uno de ellos se practica la extirpación del hueso omovertebral.

SUMMARY

A case report of the Sprengel's deformity.

The authors study the convenience of using different surgical techniques in the treatment of the Sprengel's deformity in a report case looking for a better aesthetic than functional improvement.

Therefore they think about the necessity of creating an information's bank with proper control for the use of all interested people in order to a better and broader knowledge about clinic aspects, surgical techniques and results applied to the congenital malformations in general.

En realidad, *Sprengel* no aparece en esta historia hasta 1891, en que, casi simultáneamente con *Kolliger*, describen en los «Archivos de Clínicas Quirúrgicas», de Alemania, cuatro casos.

Embriológicamente, la escápula empieza a diferenciarse desde la quinta semana de vida fetal, estando localizada en este momento en zona alta cervical y dos primeras

dorsales. Desde la novena semana desciende, quedando fijada en su posición definitiva entre la segunda y séptima espinosas dorsales hacia el tercer mes del desarrollo intrauterino.

En cuanto a la etiología de esta malformación, parece que la antigua teoría de *Huc* (1923) sobre el acortamiento de la clavícula como factor determinante de la afección se sostiene mal ante la crítica, dado que ni en casos de acortamientos congénitos o en fracturas de clavícula en etapas tempranas de la vida se acompañan de elevación de la escápula y al hecho de no tener relación el acortamiento con la gravedad, establecida en cuatro grados, como veremos más adelante, de la deformidad.

Hoy parece ganar adeptos la teoría «vesicular» expuesta en 1940 por *Engel*, basada en las observaciones de *Bagg* y *Lihle* (1924) en ratones y, más recientemente, actualizada en 1963 por *Chigot* e *Ingelrands*. Al parecer, por defectos de cierre en la línea media, se formarían bullas o vesículas de líquido cefalorraquídeo que, escapando del cuarto ventrículo, emigrarían hacia la zona subcutánea del cuello, produciendo inflamaciones y compresiones que pueden explicar esta deformidad, la de *Klippel-Feil*, de húmero, de radio, de cúbito, sindactilias y otras anomalías de dedos, e incluso tumores medulares occipitales.

En cuanto a frecuencia, aparece un caso por cada tres mil nacimientos, siendo bilateral en un 10 por 100 de ellos. Incide de dos a tres veces más en el sexo femenino

que en el masculino y que parece existir una herencia recesiva. En el caso que presentamos hemos podido recoger que un primo hermano del paciente presenta la misma deformidad. En la bibliografía, pese a ser una malformación rara, pero no infrecuente, hasta 1940 sólo se habían publicado 250 casos, y en la literatura nacional sólo hemos encontrado tres casos desde entonces, aunque bien es verdad que en los últimos meses del pasado año han aparecido varias revisiones amplias del problema.

Clínicamente, hasta ahora los enfermos llegan a la consulta en una edad tardía, hacia los diez años, observando una disminución según los niveles más o menos altos de cultura sanitaria de la población o el afán sanitario consumista familiar.

Fundamentalmente se descubre por una asimetría de la espalda lo que puede ser un elemento de despistaje, obligando a hacer un diagnóstico diferencial, por otro lado no difícil, con el *Klippel-Feil*, parálisis braquial (escápula alada por parálisis del serrato mayor) y gibosidad de una escoliosis, entre otras.

Visto de frente observaremos un hombro más elevado en los casos unilaterales y desaparición de la fosa supraclavicular en los más graves.

De espaldas se ve el contorno de las escápulas~su grado de deformidad, basculación y elevación, el contorno del cuello y la existencia o no de una escoliosis.

En el estudio radiográfico, en proyec-

nes frontales podremos apreciar una escápula más pequeña, ensanchada más que alargada, y con un ángulo superior que puede estar curvado. La situación más o menos alta, la báscula y la orientación de la cavidad glenoidea que mira hacia abajo y hacia delante, factor éste importante por la escasa participación que la articulación escapulo-torácica va a dar en el arco de abducción del hombro.

También puede descubrirse la existencia del hueso omovertebral y la presencia de otras deformidades que acompañan frecuentemente al *Sprengel*, como pueden ser escoliosis, fusiones vertebrales, deformidades costales, fisura occipital o espinas bífidas cervicales, etc.

CASO CLINICO

F. R. B., varón de 14 años, nacido en parto normal y que desde el momento de nacer se le aprecia elevación del hombro izquierdo, siendo tratado con métodos conservadores (férula de abducción en posición de saludo militar durante seis meses) y continuando luego con rehabilitación hasta los siete años.

En los siete años anteriores a la primera visita en nuestra consulta no recibió tratamiento alguno.

Presenta elevación de escápula izquierda, que se estima en un grado III de Cavendish, con desnivelación del ángulo inferior de la escápula de unos 6 cm. en relación al lado sano. La deformidad es visible estando el paciente vestido y el hombro izquierdo elevado unos 4 cm. en relación al derecho. Se observa claramente la deformidad y la basculación de la escápula (figs. 1 y 2), junto al abombamiento y resalte en la parte posterior de la fosa supraclavicular izquierda, al contemplarlo de frente.

En la figura 3 podemos apreciar la limitación funcional, abducción de 135° y la discreta compensa-

ción automática que realiza lateralizando el tronco hacia la izquierda.

Por palpación no se aprecia desde el ángulo súpero-interno de la escápula hacia las apófisis espinosas durezas de consistencia ósea ni fibrosis. Si la deformidad del ángulo, en gancho, en la fosa supraclavicular.

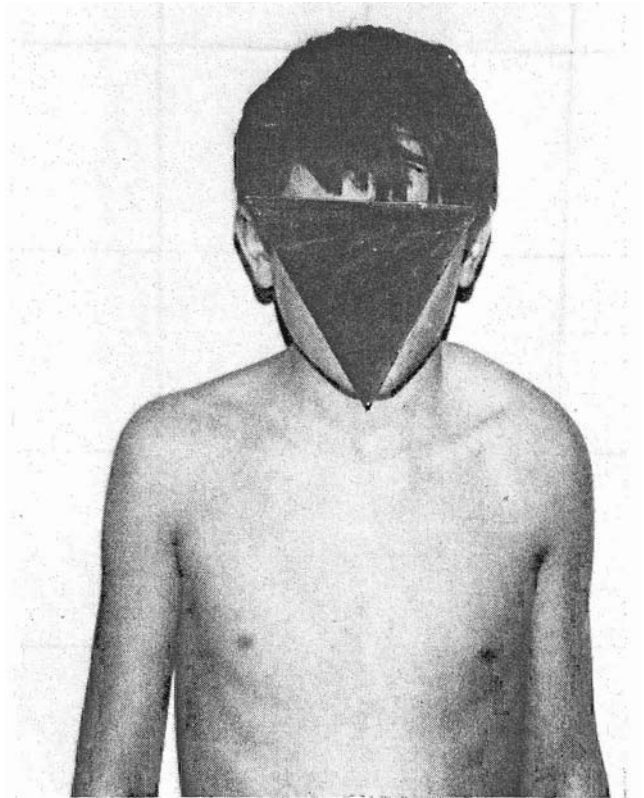


Fig. 1

F. R. B., 14 años. Visto de frente se observa el aspecto del paciente en su primera visita en consulta (diciembre 1977) Se aprecia el acortamiento de la clavícula izquierda.

F. R. B., 14 years old. From a frontal view it can be seen the aspect of the patient the first time he came to the consult (Dec. 1977). It can appreciate the shortening of the left clavicle.

Radiológicamente no se observa hueso omovertebral. El ángulo superointerno de la escápula queda a la altura de la apófisis espinosa de la sexta cervical. Existen deformidades costales que afectan a las costillas 4.ª, 5.ª y 6.ª del lado izquierdo

(fig. 5). La escápula es más pequeña, más ancha que larga y la orientación de la cavidad glenoidea por la báscula del omóplato.

subescapular, aislando la zona ganchosa del ángulo superointerno. Osteotomía con pinza-cizalla (fig. 6) y sutura cuidadosa de la musculatura desinsertada.

Intervención

En diciembre de 1977.

Posición en decúbito prono. Incisión en L invertida, sobre bordes superior e interno de la escápula.

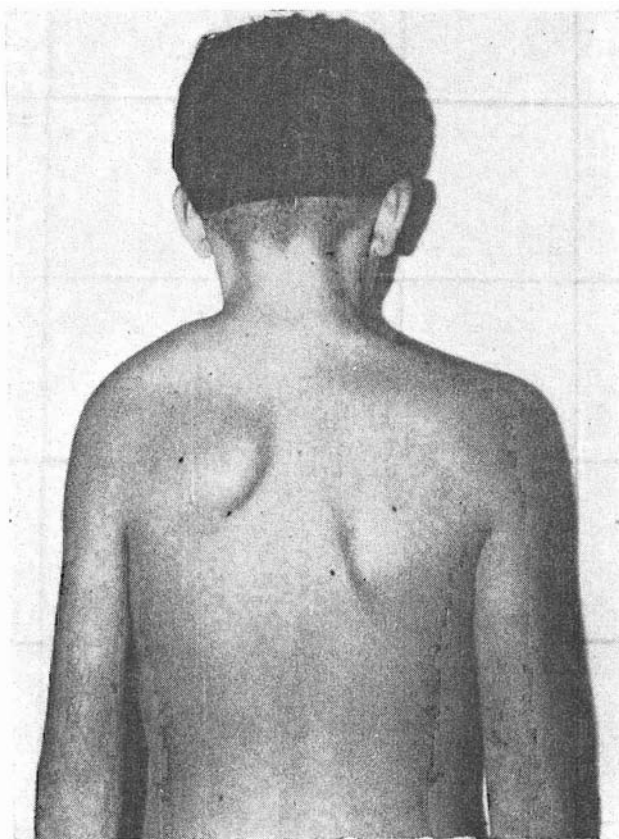


Fig. 2

Es visible el acortamiento de la hemicintura escapular izquierda junto con la báscula y la elevación de la escápula.

The shortening of the left shoulder with elevation and tilting of the scapula is visible.

Abordaje a través de las fibras del trapecio del ángulo superointerno. Desinserción subperióstica desde dentro hacia fuera del supraespinoso y luego del angular, romboides (parte más cefálica) y

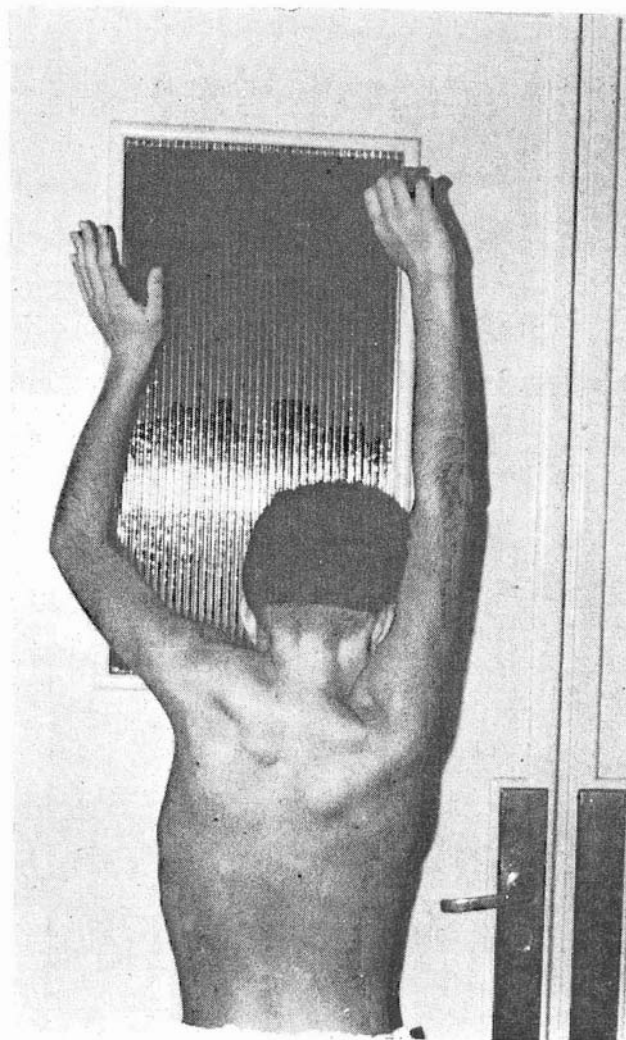


Fig. 3

Obsérvese comparativamente la limitación funcional preoperatoria,

One can observe the functional limitation before operation.

El control al año de la intervención revela mejora en cuanto al aspecto externo del enfermo (figs. 8 a 11) y una escasa mejoría funcional estimada en unos 5° de abducción. El paciente se muestra relativamente satisfecho con los resultados.

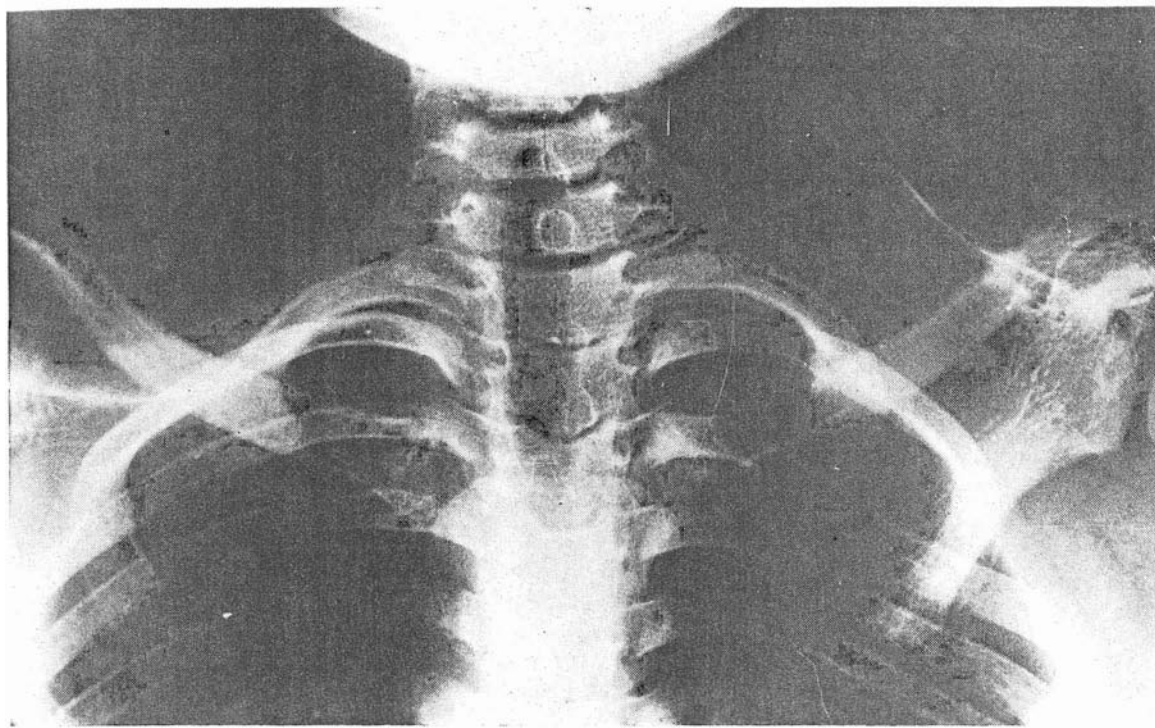


Fig. 4

Aspecto radiográfico de la escápula, elevada en el lado izquierdo.
X-Ray aspect of the scapula highest on the left side.

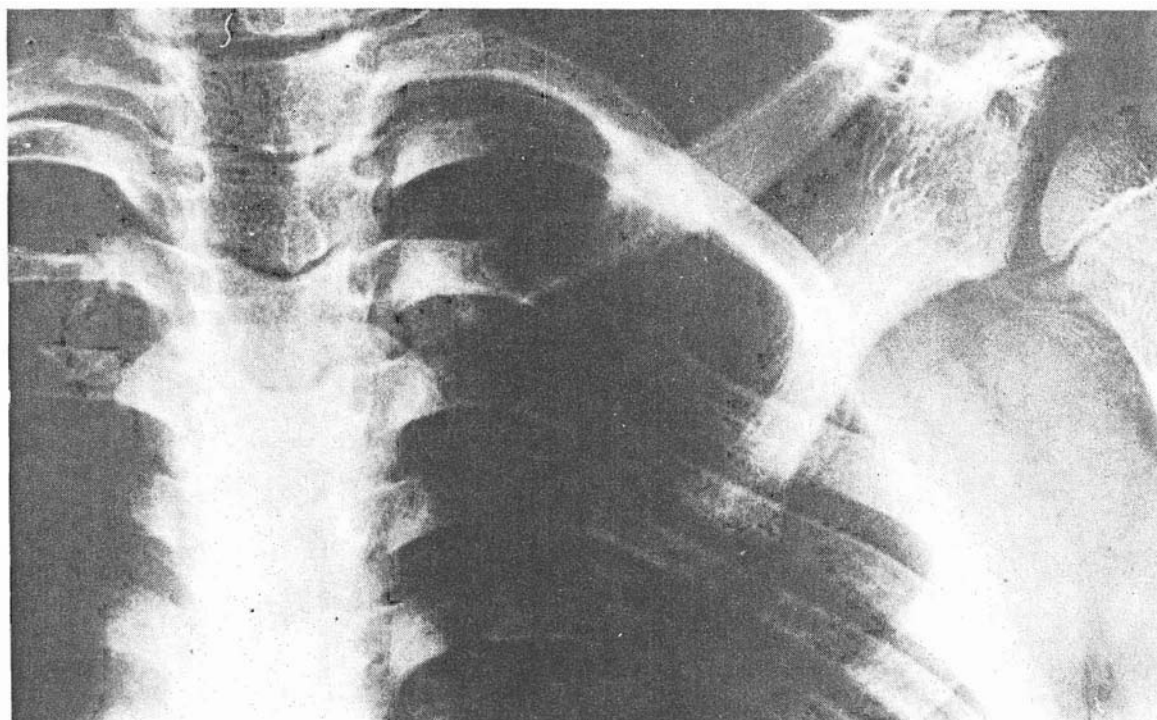


Fig. 5

Malformaciones costales acompañantes en este caso de su deformidad de Sprengel (detalle).
Rib cage deformities associated in this case of Sprengel's deformity.

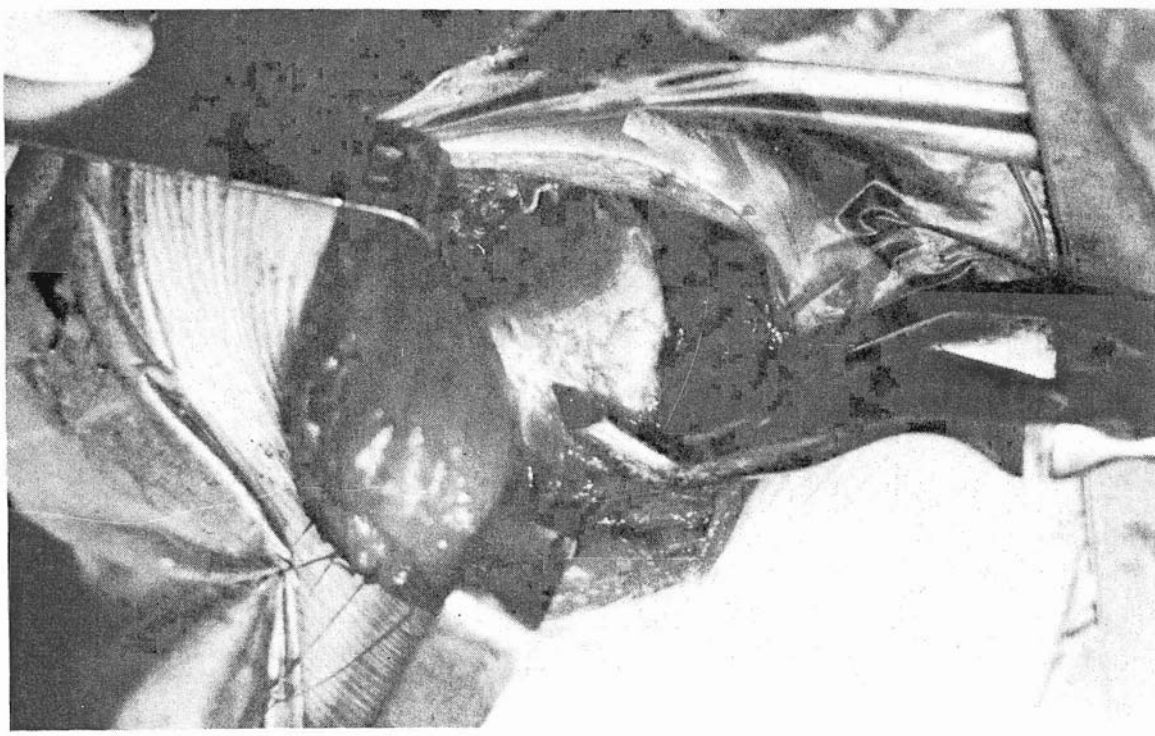


Fig. 6

Fotografía intraoperatoria en el momento de la excisión con pinza-cizalla del ángulo superior de la escápula.

Peroperative photograph in the moment of the excision of the superior angle of the scapula.

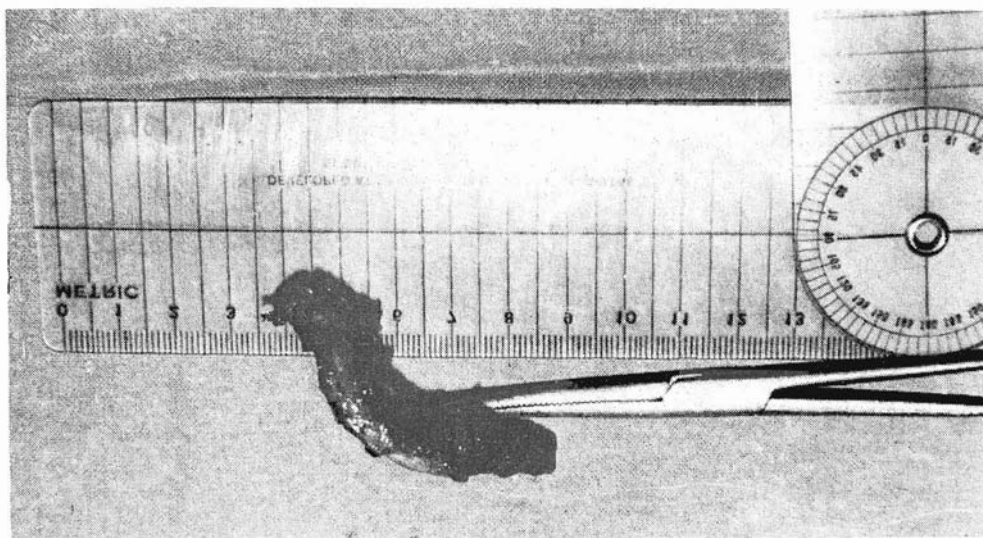


Fig. 7

Pieza extirpada. Obsérvese la deformidad en gancho y el tamaño.
Excised piece. It can be observed the size and the deformity like a hook.

CONSIDERACIONES EN CUANTO AL TRATAMIENTO

En el tratamiento quirúrgico de esta afección se han expuesto múltiples técnicas: unas que aportan soluciones parciales (técnica de Willet y Walsham o resección del hueso omovertebral, intervención de Putti y de Schrock, operación de Witteg] y otras que intentan descender la escápula [técnica de Huc y Ombredanrie, de Green y de Allán, mioplastia de Konig, fijación simple a la séptima costilla, y la más reciente técnica de Woodward).

De todas ellas, y gracias a un trabajo muy serio de recopilación de Cavendish, en seis hospitales ingleses, reuniendo cien casos de deformidad de Sprengel, han permitido una visión amplia del problema junto a una estandarización de su tratamiento, que hoy en día es fundamental conocer para una indicación correcta.

La sistemática recomendada por este autor se basa en una valoración en cuatro grados, según la mayor o menor gravedad de la lesión, y que está pensada con un sentido fundamentalmente estético más que Funcional.

Establece así la siguiente gradación:

Grado I. Muy leve. Casi invisible cuando el paciente está vestido. Sólo se aprecia cuando el paciente está desnudo por una discreta elevación del ángulo superior de la escápula.

Grado II. Leve. Se observa la deformidad



Fig. 8



Fig. 9

Control postoperatorio en diciembre de 1978; es decir, al año. Estéticamente el resultado es bueno, a pesar de que desnudo se observa la báscula escapular.

Post-operative control in December 1978, one year later. The cosmetic result is good, although when is naked the tilted scapula can be observed.

cuando el paciente está vestido por un ligero abultamiento en el hombro.

Grado III. Moderado. Elevación de 2 a 5 centímetros. Visible vestido.

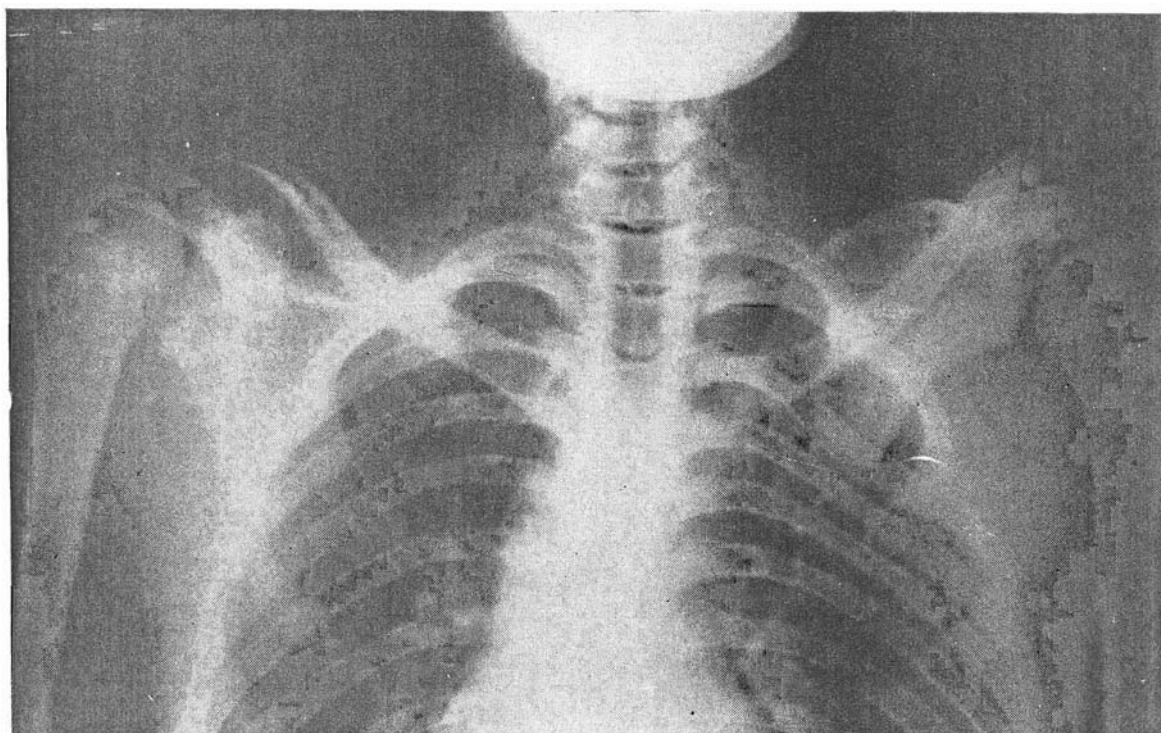


Fig. 10

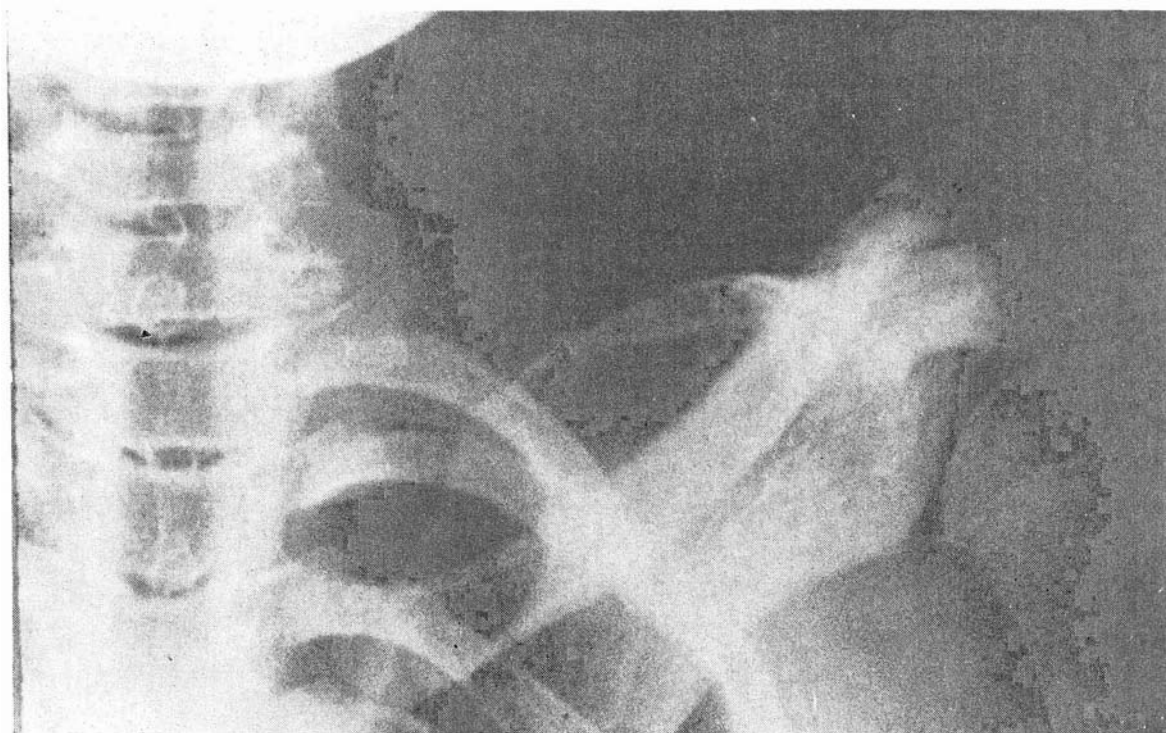


Fig. 11

Control radiográfico postoperatorio al año de la intervención. No se aprecian calcificaciones.

X-Ray postoperative control one year later. None calcification can be seen.

Grado IV. Severo. Muy elevado el hombro. Angulo superior muy cerca del occipucio o brevicollis.

Según esto podemos sistematizar las técnicas a emplear de la siguiente manera.

1.º En las formas leves se recomienda observación y vigilancia periódica.

2.º En las formas leves y moderadas:

a) Si vemos al enfermo antes de los tres años, resección del hueso omovertebral, si existe.

b) Entre los tres y los seis años intervención de Woodward. Puede asociarse, en los casos en que aparezcan compresiones del plexo o vasculares, la osteotomía de la clavícula, según los trabajos de *Robinson* y cols.

c) Después de los seis-ocho años se recomienda la técnica de Putti-Schroder o resección del ángulo superior de la escápula.

3.º En el grado IV, o severo, cualquier tratamiento supone tan serios riesgos que se recomienda no tocarlos.

En resumen, los resultados que se obtienen van a ser más estéticos que funcionales, y ello a veces puede resultar descorazonador.

Nosotros estamos convencidos que la labor de recopilación de casos, como el trabajo realizado por *Cavendish*, puede resultar fundamental para afrontar cara a cara los problemas que los múltiples tipos de malformaciones nos plantean con cierta frecuencia en la consulta y que la existencia

de un *banco de datos sobre malformaciones* [al igual que funcionan ya los archivos de tumores) serviría para dar luz al complejo mundo de la cirugía de las malformaciones, a la espera siempre de los hallazgos que permitan su prevención.

CONCLUSIONES

La deformidad de Sprengel es una malformación localizada en el cinturón escapular y que se acompaña con bastante frecuencia de otras malformaciones de muy diversa localización, sin que hasta la fecha hayan podido ser sistematizadas.

Su tratamiento ha de ser precoz, entre los tres y seis años, y va a procurar una más discreta mejoría estética que funcional.

BIBLIOGRAFIA

1. CAMPBELL, W. C. y CRENSHAW, A. H.: *Cirugía ortopédica*. Edit. Interamericana, 5.ª ed., Buenos Aires, 2.241-2.248, 1975.
2. CAVENDISH, M. E.: «Congenital elevation of the scapula». *J. B. Joint Surg.*, 54-B, 395, 1972.
3. DÍEZ BLANCO, F.: «Un caso de síndrome de Sprengel». *Medicamenta*, 32, 357, 1959.
4. FERGUSON, A. B.: *Cirugía ortopédica en la infancia y la adolescencia*. Edit. JIMS, 1.ª ed., Barcelona, 234-238, 1968.
5. MADRIGAL ESCUDER, J. J. y MIRALLES MARREIRO, R.: «Dos casos de supraelevación congénita de la escápula». *Rev. Ortop. Traum.*, 15-IB, 593, 1971.
6. MERCER, W. y DUTHIE, R. B.: *Cirugía ortopédica*. Edit. Ateneo, 1.ª ed., Barcelona, 102-104, 1967.
7. PIULACH, P.: *Lecciones de Patología Quirúrgica*.

Edit. Toray, 2.^a ed., tomo 11, 2.^a parte, Barcelona, 790-799, 1975.

component of Sprengel's deformity». *J. B. Joint Surg.*, 49-A, 1.481, 1967.

8. ROBINSON, R. A., BRAUN, R. M., MACK, P. y ZADEK, R.: «Surgical importance of the clavicular

9. THUILLEUX, G. y BREVET, J. P.: «Suélévation congénitale de l'omoplate». *E.M.Q.*, 15202, B-10.



Fracturas vertebrales inestables



**C. Sebastián Bueno,
P. Villagrán Bustillo,
G. García-Herrera Reboult,
A. Gallardo Miranda,
J. Castilla Ruiz**

Ciudad Sanitaria «Carlos Haya». Málaga. Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica (J. I. Abad Rico).

RESUMEN

Fracturas vertebrales inestables.

Estudian los autores las fracturas vertebrales, definiendo, en primer lugar, el concepto de inestabilidad y elementos en que se basa. Realizan un estudio biomecánico del raquis, clasificando, según éste, las inestabilidades.

Al analizar los métodos incruentos y cruentos de estabilización, presentan la casuística del Servicio en el tratamiento de las fracturas vertebrales y sacan conclusiones de los resultados obtenidos.

Este enunciado invita a realizar una serie de preguntas interesantes que, de una forma ordenada, vamos a contestar:

1.ª *¿Qué se entiende por fractura vertebral inestable?* Consideramos fracturas vertebrales inestables todas aquellas que están amenazadas de un desplazamiento secundario con relación al desplazamiento observado en las radiografías iniciales.

La justificación del concepto de inestabilidad se cifra, de una parte, en la posibilidad de aparición de síntomas neurológicos o la agravación de los ya existentes; y de otra parte, en la deformación morfológica de los

SUMMARY

Unstable vertebral fractures.

The authors study the vertebral fractures defining first, the concept of instability and the elements in which they are based on. They make a biomechanical study of the spine classifying the instabilities according to this.

After having analysed the open and closed methods, the casuistry of the Service in the treatment of vertebral fractures is presented and they take conclusions of the results.

ejes anatómicos del raquis con alteración de la estabilidad y de la estática.

Haciendo un poco de historia, el concepto de inestabilidad fue creado por *Holsworth*, quien establece la importancia del complejo ligamentario posterior. Más tarde, *Roy Camille* es quien con su teoría del «segmento medio» asocia el muro posterior a los pedículos y pequeñas articulaciones, completando las ideas biomecánicas sobre la estabilidad vertebral iniciadas por *Ramadier*.

2.ª *¿En qué elementos se basa la estabilidad de la columna vertebral?* Siguiendo

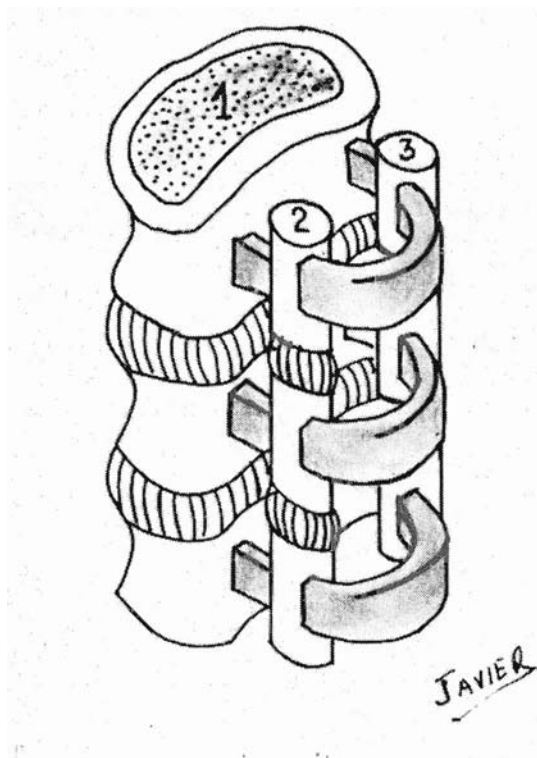


Fig. 1

las ideas biomecánicas de *Louis*, la columna vertebral está dotada de dos sistemas de estabilidad: uno horizontal y otro vertical (fig. 1).

La estabilidad vertical reside en tres pilares Fundamentales que son: la columna formada por los cuerpos vertebrales, mantenidos firmemente por los discos y ligamentos vertebrales común anterior y posterior, y las dos columnas formadas por las pequeñas articulaciones y «pars interarticularis», unidas también fuertemente por potentes ligamentos articulares.

La estabilidad horizontal es conservada gracias a los puentes óseos que unen entre sí estas tres columnas verticales, es decir, los pedículos y las dos láminas.

Este sistema sería parangonable a la arboladura de un navío de tres palos de los

de la gloriosa época de la navegación a vela, de tal forma que los palos se encuentran firmemente unidos entre sí y sujetos por la jarcia firme [stays, obenques, burdas, etc.), constituyendo un sistema de estabilidad horizontal. Mientras que cada palo está formado por tres secciones (macho, mastelero y mastelerillo), unidas por fuertes ligadas y abrazaderas, lo que permite a la vez firmeza y estabilidad y suficiente flexibilidad como para poder adaptarse a las exigencias mecánicas del viento. Esto constituiría el sistema de estabilidad vertical (fig. 2).

En esta concepción biomecánica del raquis, las apófisis transversas y espinosas representan tan solo los puntos de anclaje de la musculatura y los brazos de palanca que activarán el movimiento vertebral.

Si observamos dos vértebras unidas entre sí y aplicamos una fuerza de compresión axial, bien sobre los cuerpos vertebrales o sobre el arco posterior, dichos elementos van a pivotar sobre un fulcro, que lo constituyen exactamente las pequeñas articulaciones y que precisamente son los únicos elementos de las vértebras que se encuentran en íntimo contacto (fig. 3).

De ahí la suma importancia que tiene la indemnidad de este segmento vertebral, ya que una vez que se rompa se pierde la posibilidad de que ejerza su acción estabilizadora el sistema musculoligamentario posterior.

Si la fuerza de presión axial sigue actuando hasta el punto de aplastar la porción anterior y media de los cuerpos vertebrales, como ocurriría en las fracturas por flexión, el centro de pivotaje permanecerá quiésciente siempre y cuando este aplastamiento no afecte al muro posterior, que constituye la base y anclaje de los pedículos, elemen-

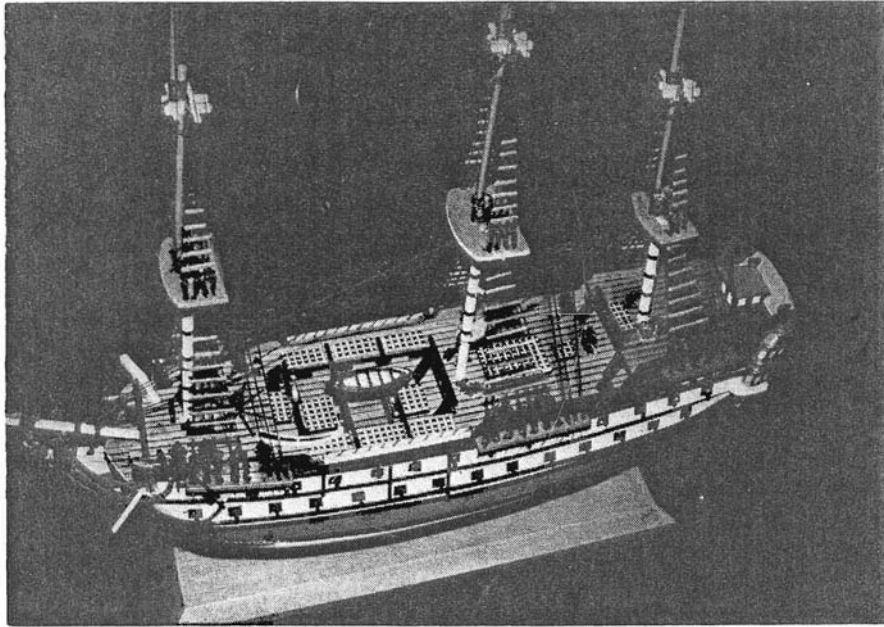


Fig. 2

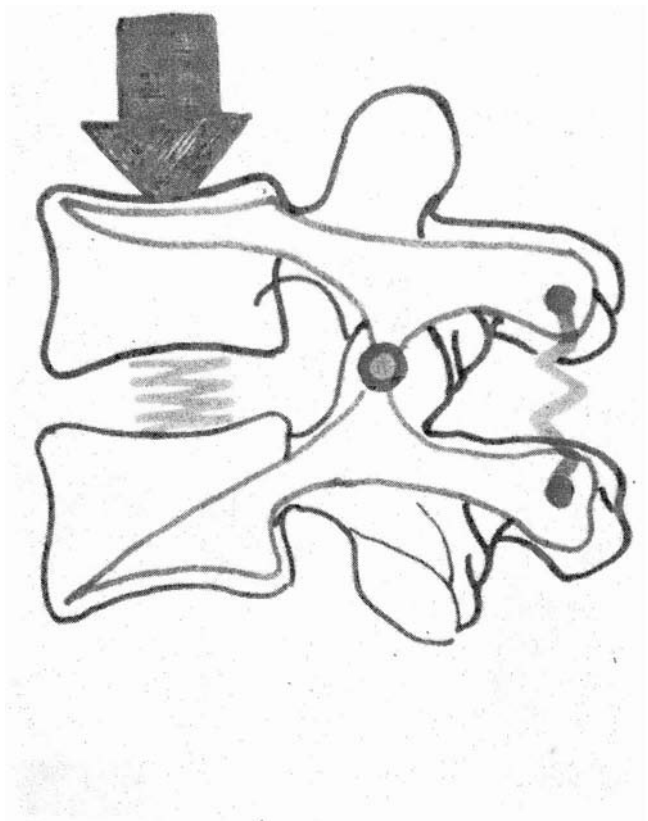
tos también de suma importancia en el sistema de estabilización horizontal.

Fig. 3

3.ª *¿Cuántos tipos de inestabilidad hay?*
Cuando la acción violenta del traumatismo supera las fuerzas de estabilidad, bien de los elementos rígidos (cuerpos vertebrales, pequeñas articulaciones, pedículos y láminas), o bien del sistema de unión (discos, anillos fibrosos y ligamentosos), se producen las denominadas:

- a) Inestabilidad ósea.
- b) Inestabilidad discoligamentosa.
- c) Inestabilidad mixta.
- d) Inestabilidad terapéutica.

a) Inestabilidad ósea. Para que pueda considerarse una fractura vertebral inestable desde el punto de vista óseo, es imprescindible que al menos tenga rotas dos de las columnas del sistema vertical o dos de los puentes óseos del sistema horizontal. Si la lesión es combinada de los dos



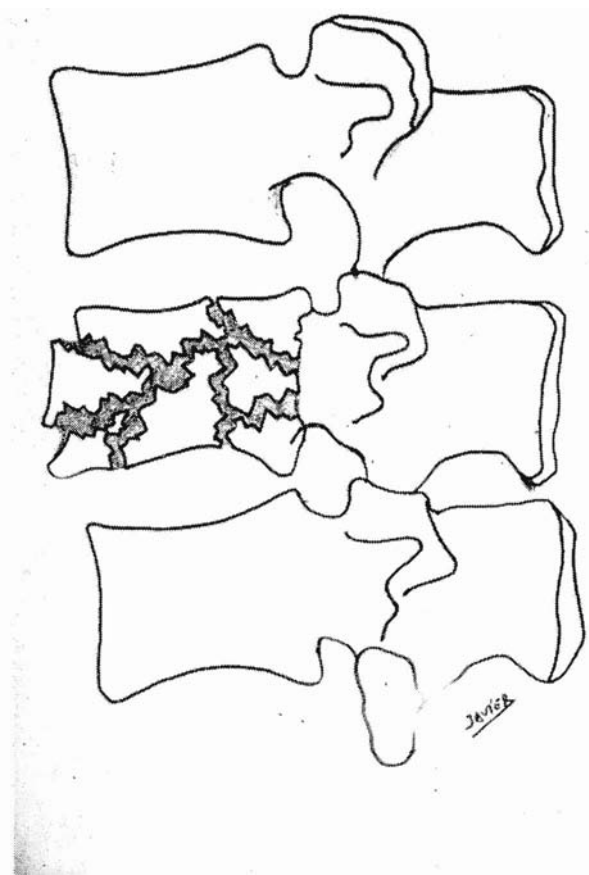


Fig. 4

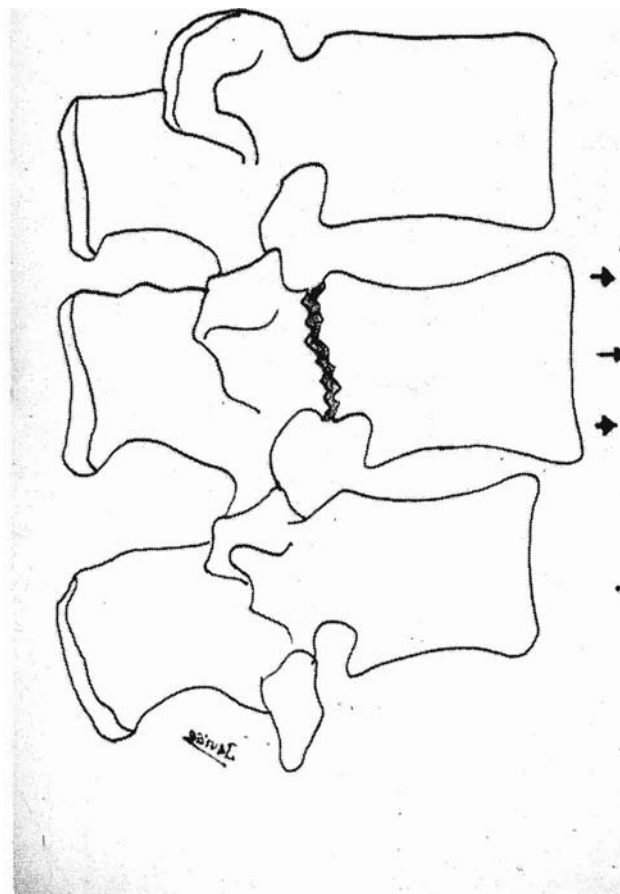


Fig. 5

sistemas, el factor de inestabilidad es entonces mayor (fig. 4).

Mención especial merece el papel que desempeña el muro posterior del cuerpo vertebral, que debido a su propia estructura se hace más resistente y que sirve además de anclaje a los dos pedículos y ligamento vertebral común posterior, protegiendo el canal medular. Cuando dicho muro se derrumba, el coeficiente de inestabilidad se hace mayor y la agresividad neurológica de la fractura es también mayor (fig. 5).

A pesar de todo, se comprende fácilmente que desde el punto de vista práctico la inestabilidad ósea planteará pocos

problemas, pues la consolidación y reparación de las fracturas puede concluir con el factor de inestabilidad.

b) Inestabilidad ligamentosa. Cuando los trayectos lesionales alcanzan los sistemas de unión discoligamentarios del sistema de estabilización vertical, entonces nos encontramos con una inestabilidad de tipo ligamentoso.

De ahí que las luxaciones vertebrales tengan peor pronóstico en cuanto al tratamiento y haya que considerarlas como lesiones inestables definitivas.

También merece una especial atención la llamada fractura en «Tear drop», que no es

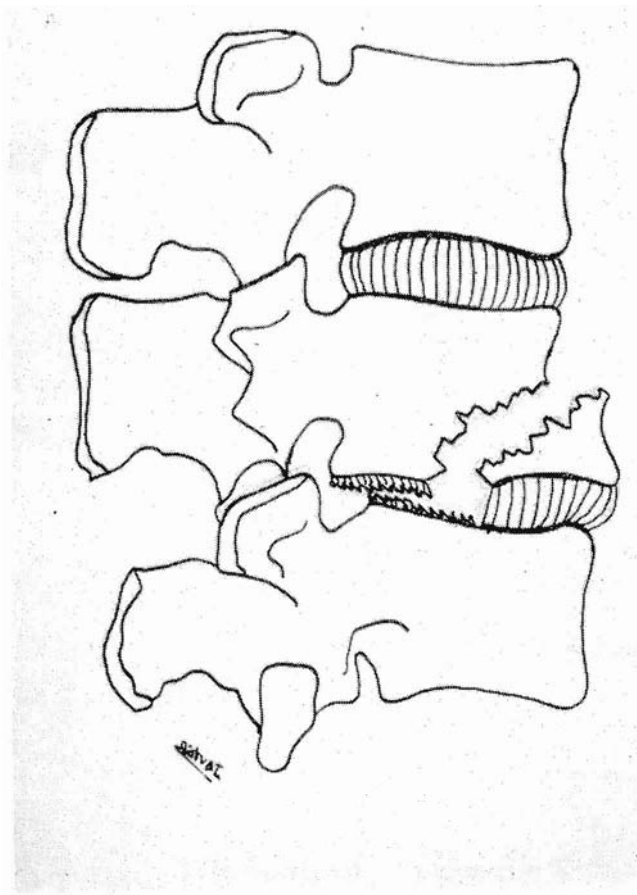


Fig. 6

ni más ni menos que una grave lesión discoligamentaria que afecta a los dos tercios posteriores del disco y permite el desplazamiento posterior de las tres columnas, excepto un pequeño fragmento anteroinferior del cuerpo que queda unido a su porción de disco (figs. 6 y 7).

En general, se puede decir que la inestabilidad de tipo discoligamentaria se considera neuroagresiva y de peor pronóstico.

c) Inestabilidad mixta. Cuando la lesión ósea se ve agravada por la lesión ligamentosa, como ocurre en las fracturas-luxaciones, estamos ante un inestabilidad combinada, y entonces el pronóstico será más sombrío.



Fig. 7

d) Inestabilidad terapéutica. Se establece este término para aquellos casos en los que, bien después de la reducción ortopédica de una fractura por estallido del cuerpo vertebral o bien porque se practique una amplia laminectomía o facetectomía con fines descompresivos, se llega a producir una franca inestabilidad, que puede conducir a posteriores desviaciones y deformidades permanentes del eje raquídeo, siendo éstas por lo general progresivas (fig. 8).

4.ª ¿Cómo llegar a un diagnóstico preciso de inestabilidad? Realmente sería difícil si valoramos de forma aislada las lesiones fracturarias sobre unas simples radiografías estáticas y no tenemos en

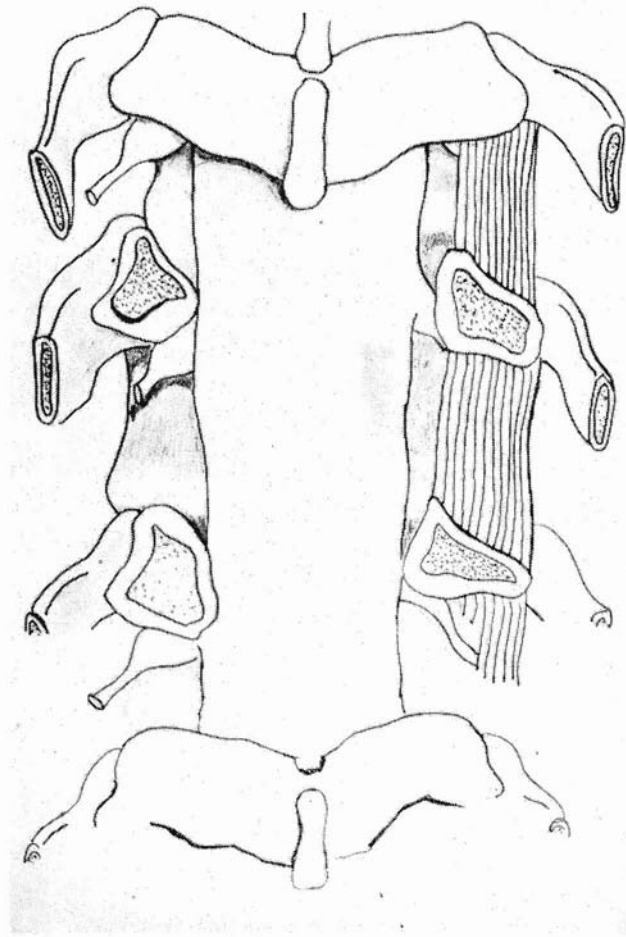


Fig. 8

cuenta los mecanismos de producción de las mismas.

Pero además, procurando movilizar lo mínimo a un enfermo traumatizado del raquis, habrá que tomar clichés en proyecciones oblicuas y especiales, según requiera el caso.

Serán a veces necesarias las tomografías y mielografías o bien las tomomielografías combinadas para llegar a tener una idea bastante clara de la indemnidad de las columnas verticales o del sistema horizontal de estabilidad, además de buscar la posible causa de los trastornos neurológicos, en el caso de que los hubiere.

Pero las lesiones se plantean a veces

con respecto al aparato discoligamentoso, sobre todo en los casos en los que se sospecha haya habido una luxación o subluxación, tal como ocurre frecuentemente en la columna cervical.

Para ello cabría la posibilidad de realizar un estudio dinámico que despejaría rápidamente la duda, pero esto no se debe llevar a cabo nunca en la fase aguda del traumatismo, porque podría empeorar o iniciar una sintomatología neurológica. No obstante, el procedimiento es muy valorable en la fase de secuela, sobre todo en las lesiones ligamentosas de menor grado (fig. 9).

Pero esta exploración dinámica no sólo debe ser realizada mediante dos radiografías en máxima flexión y extensión, sino que —como muy bien dicen *Verbiest* y *Bayley*— se debe proceder al estudio cinerradiográfico o bien a la observación directa bajo control radioscópico en un amplificador de imágenes del sector de movimiento del raquis lesionado, hecho que nos da una idea más exacta de los diferentes sectores de movimiento patológicos que pueden existir en un raquis traumatizado (fig. 10).

Otro medio también importante, aunque no tenemos experiencia personal con él, es la discografía. Con ella se ha podido determinar lesiones del cuerpo vertebral que aparentemente no revestían las características de inestabilidad, siendo en realidad mucho más peligrosas de lo que en realidad se pensaba por las radiografías simples, ya que ponen de manifiesto una grave lesión discoligamentaria, observándose el escape del contraste hacia el canal medular.

5.^a *¿Qué valor tiene la inestabilidad del raquis lesionado?* Es decir, para qué nos sirve a nosotros este concepto un tanto olvidado en nuestro planteamiento de la tera-

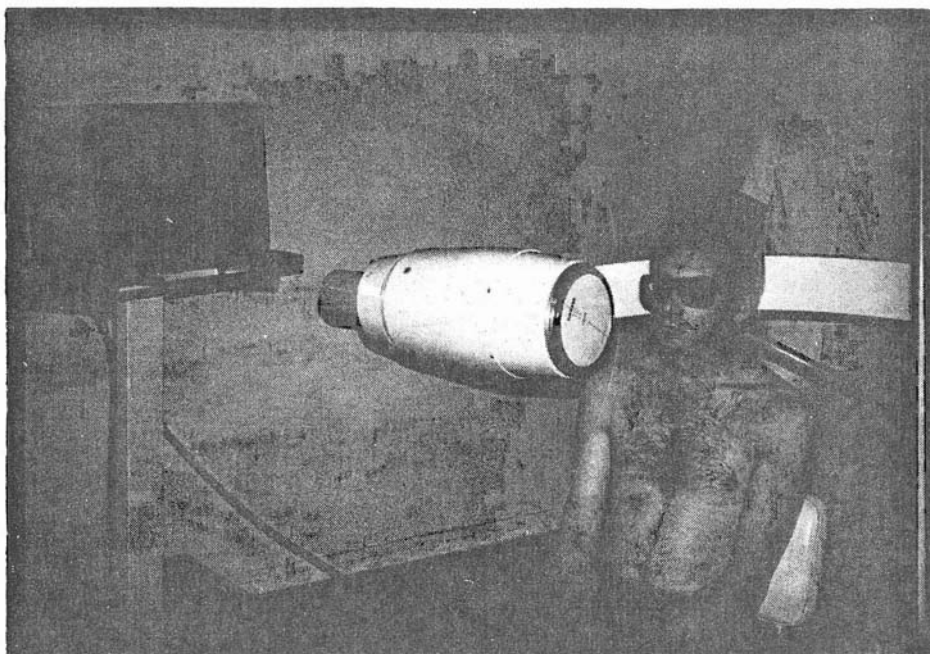


Fig. 9

péutica a seguir en las fracturas de la columna vertebral.

Dejando a un lado el problema de la complicación neurológica de cualquier traumatismo vertebral, que no puede ser introducido en la temática del trabajo que nos ocupa, pero no menos importante a la hora de establecer el tratamiento de un lesionado vertebromedular, tenemos que decir que la importancia del concepto de estabilidad radica en la *elección del tipo de tratamiento*.

De lo que se deduce que una vez diagnosticada una inestabilidad, y sobre todo si es de tipo discoligamentario, no nos quedará más remedio que optar por un sistema de estabilización quirúrgica lo más segura posible.

6.^a *¿Qué medios de estabilización escogeremos?* Las fracturas consideradas en principio estables: fracturas-aplastamientos con indemnidad de muro posterior y con acuñamiento que no sobrepase los 30°

y que con gran frecuencia inciden sobre la columna dorsolumbar, serán tratadas por medios ortopédicos, de entre los cuales los más conocidos son:

Nicoll: Tres semanas en decúbito + tres meses en corsé + rehabilitación.

Magnus: Rehabilitación precoz.

Boehler y Watson-Jones: Reducción de la fractura e inmovilización + rehabilitación precoz.

Si se trata de fracturas cervicales se podrán tratar bien con una gran minerva o bien con collarín de Schanz.

En nuestro Servicio somos partidarios del método de Watson-Jones, para lo cual utilizamos la vieja mesa de Risser, que adaptamos a cada caso, y reducimos la fractura de columna en hiperextensión con el paciente en decúbito prono.

De esta forma tan cómoda para el enfermo se puede conseguir relajar tanto la musculatura abdominal como paravertebral, y

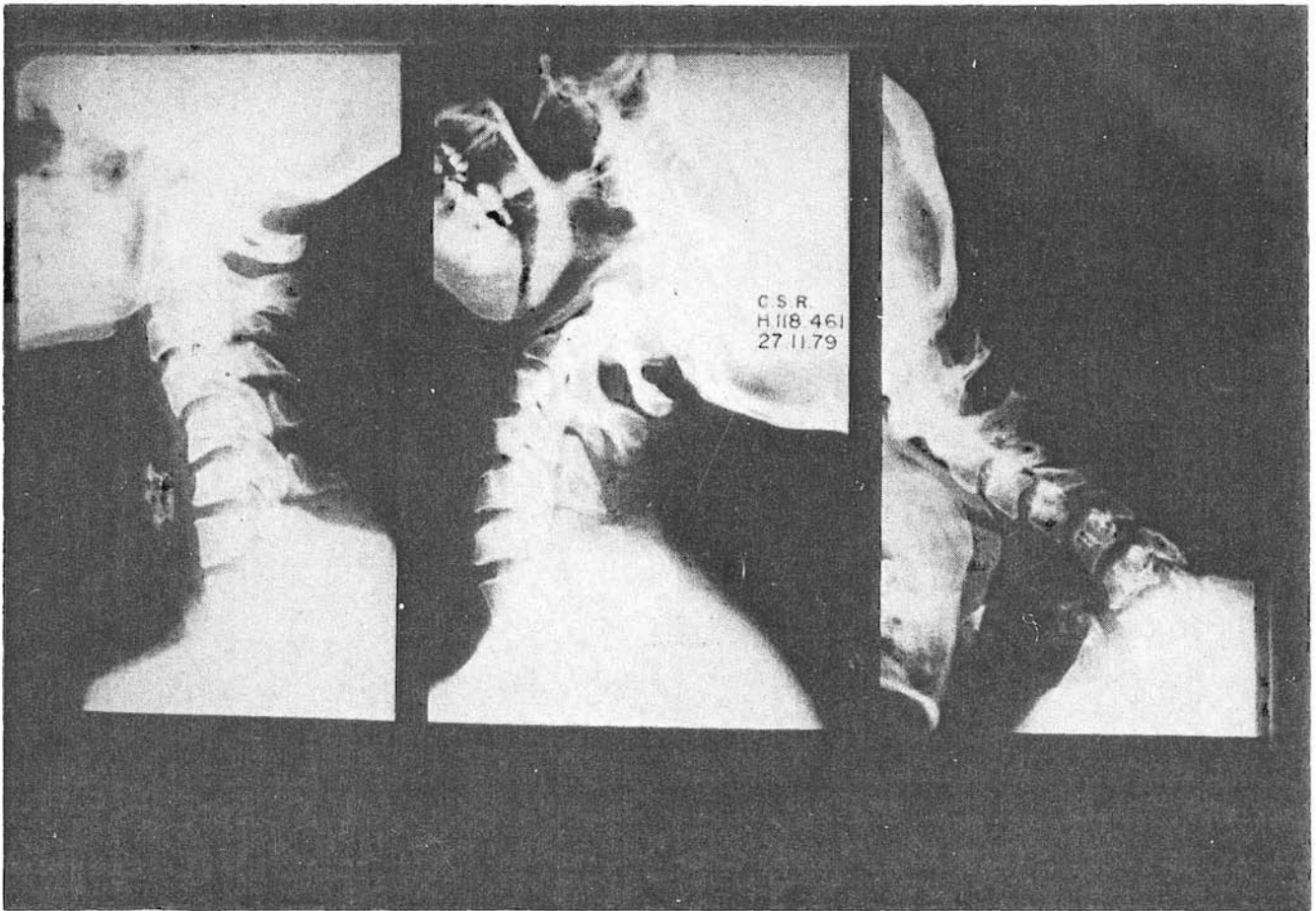


Fig. 10

así conseguimos buenas reducciones. Utilizamos, según las personas y la época, las vendas, tanto de escayola como de plástico, moldeables en agua caliente, lo cual da ligereza a los corsés y permite una mayor aireación e higiene de los pacientes, ya que con ellos se pueden bañar si lo desean (fig. 11).

Para las lesiones consideradas inestables de entrada hemos de optar por un medio de estabilización adecuado. Entre ellos se han propuesto múltiples técnicas, pero esencialmente son dos las que se emplean hoy día:

A. Reducción y fijación por vía posterior.

B. Abordaje y estabilización por vía anterior.

Una y otra tienen sus ventajas e inconvenientes y sus propias indicaciones y, en general, se puede decir que la vía anterior ofrece mayores garantías de estabilización con menos problemas «a posteriori», aunque de más difícil realización.

7.ª ¿Cuál es nuestra experiencia en este campo?—En el Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica de la Ciudad Sanitaria «Carlos Haya» se han tratado durante los años 1977, 1978 y 1979 un total de 265 fracturas de columna, de las cuales han podido ser revisados 133 casos, entre los cuales no hemos incluido ni los fallecidos ni

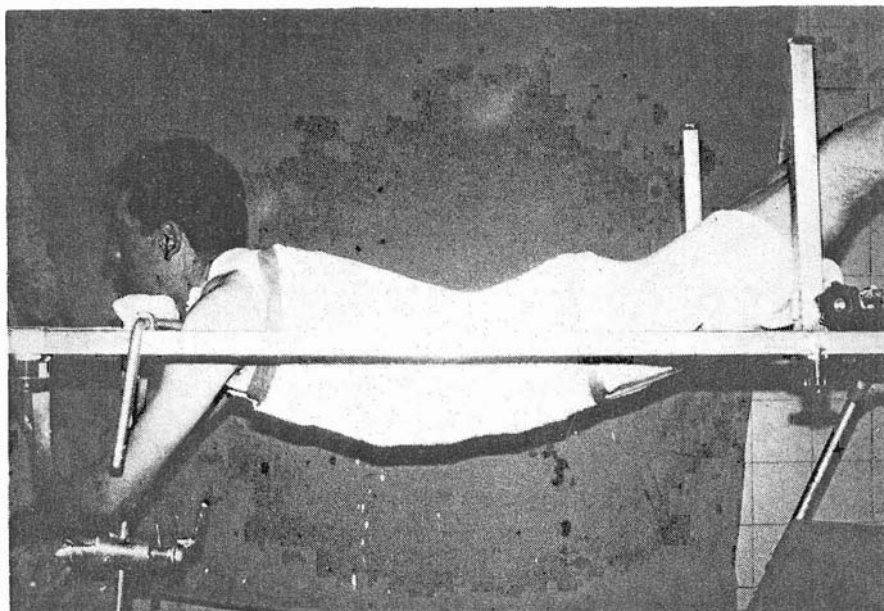
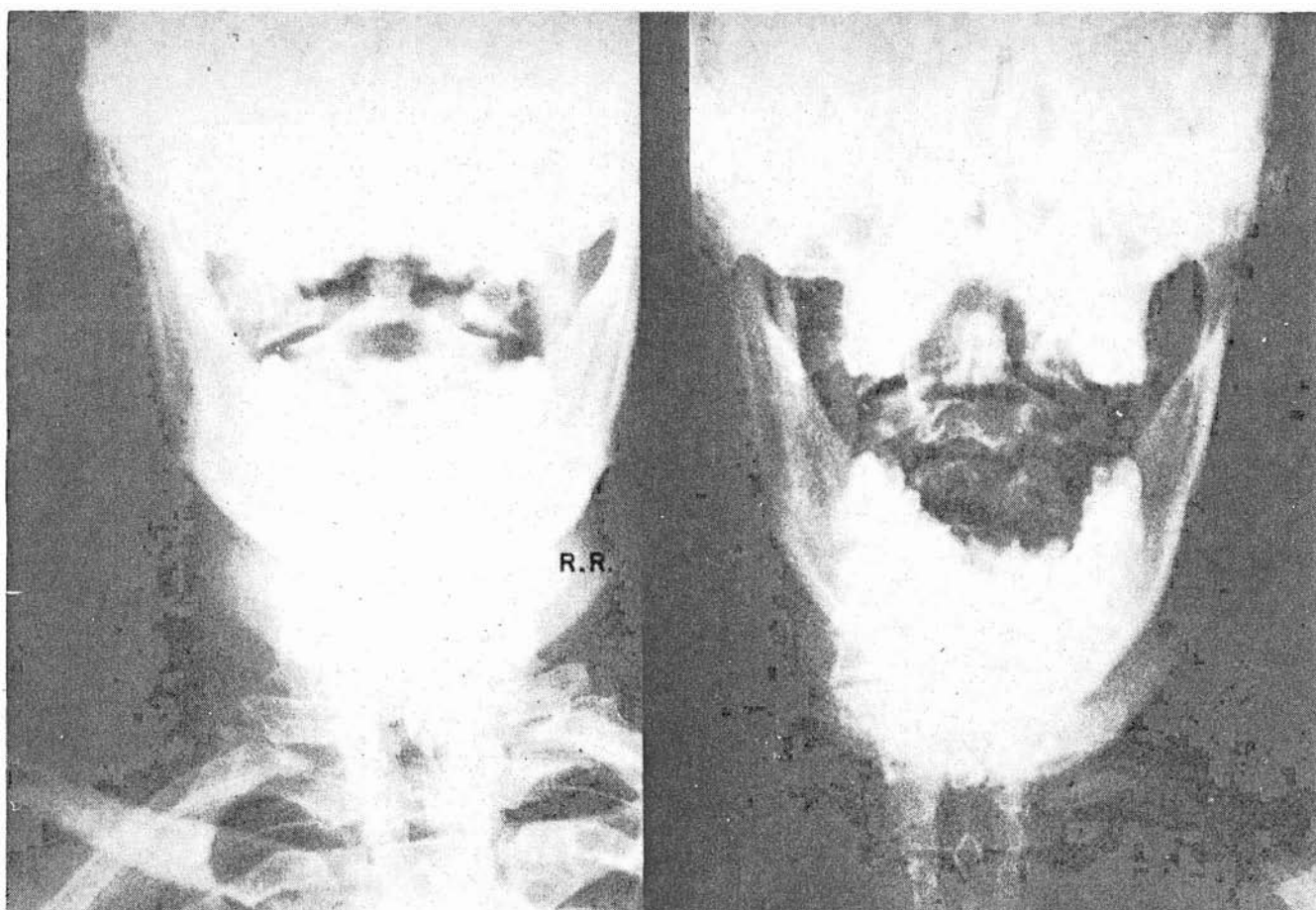


Fig. 11

Fig. 12



los enfermos que fueron trasladados a centros de parapléjicos de nuestro país o de fuera.

Varones: 86, 64 por 100.

Hembras: 47, 36 por 100.

Edad:

— Menos de 20 años: 17, 13 por 100.

— De 20 a 60 años: 96, 72 por 100

— Más de 60 años: 20, 15 por 100.

Etiología:

— Accidentes casuales: 54, 41 por 100.

— Accidentes de tráfico: 50, 37 por 100.

— Accidentes laborales: 21, 15 por 100.

— Zambullidas en aguas poco profundas: 4, 3 por 100.

— Otros (explosiones, deport.): 4, 3 por 100

Fracturas vertebrales:

	Con síntomas neuroló- gicos	Sin síntomas neuroló- gicos	Total
Cervicales	13	15	28
Dorsales	3	29	32
Lumbares	7	66	73
TOTAL	23	110	133

Fracturas inestables: 13 por 100.

	Casos	Tt.º quirúrgico	Tt.º ortopédico
Cervicales	13	10	3
Dorso-lumbares	5	3	2
TOTAL	18	13	5

Analizando por regiones vertebrales los diferentes tipos de fracturas, sus causas y mecanismos de producción, evolución y factor de inestabilidad, como así mismo las

complicaciones surgidas posteriormente, hemos llegado a una serie de interesantes conclusiones que vamos a comentar.

En la columna cervical preferimos el abordaje directo a los cuerpos vertebrales seguido de la extirpación de los fragmentos óseos y restos de disco que puedan proceder en el canal medular y, si es necesario, llegar a la corporectomía subtotal seguida de somatoartrodesis mediante amplio injerto córticoesponjoso entre las vértebras supra y subyacente a la lesionada, formando un gran bloque óseo que puede reforzarse con una plaquita atornillada.

En el caso de que la lesión afecte a las columnas de las pequeñas articulaciones por rotura de una o dos de éstas, o bien por luxación y engatillamiento de las mismas que no ha podido ser reducida mediante tracción continua, o bien cuando aparezca sintomatología neurológica incompleta, optaremos por la vía posterior, realizando la facetectomía y descompresión radicular seguida de una artrodesis de los arcos posteriores, y si con ello no fuera suficiente, en un segundo tiempo se llevaría a cabo una somatoartrodesis.

Nunca hemos realizado estas dos vías en un mismo tiempo quirúrgico. Como medio de síntesis hemos utilizado el cerclaje alámbrico en la vía posterior y las plaquitas de pequeños fragmentos en la vía anterior.

Mención aparte merecen las fracturas del atlas y axis. La fractura de C₁ más común es la fractura de Jefferson o fractura estallido del atlas en cuatro fragmentos por compresión axial de las apófisis articulares del occipital.

Esta fractura, a pesar de su conminución, es susceptible casi exclusivamente de tratamiento ortopédico (tracción seis semanas y minerva otras ocho semanas), ya que el complejo aparato ligamentoso que lo

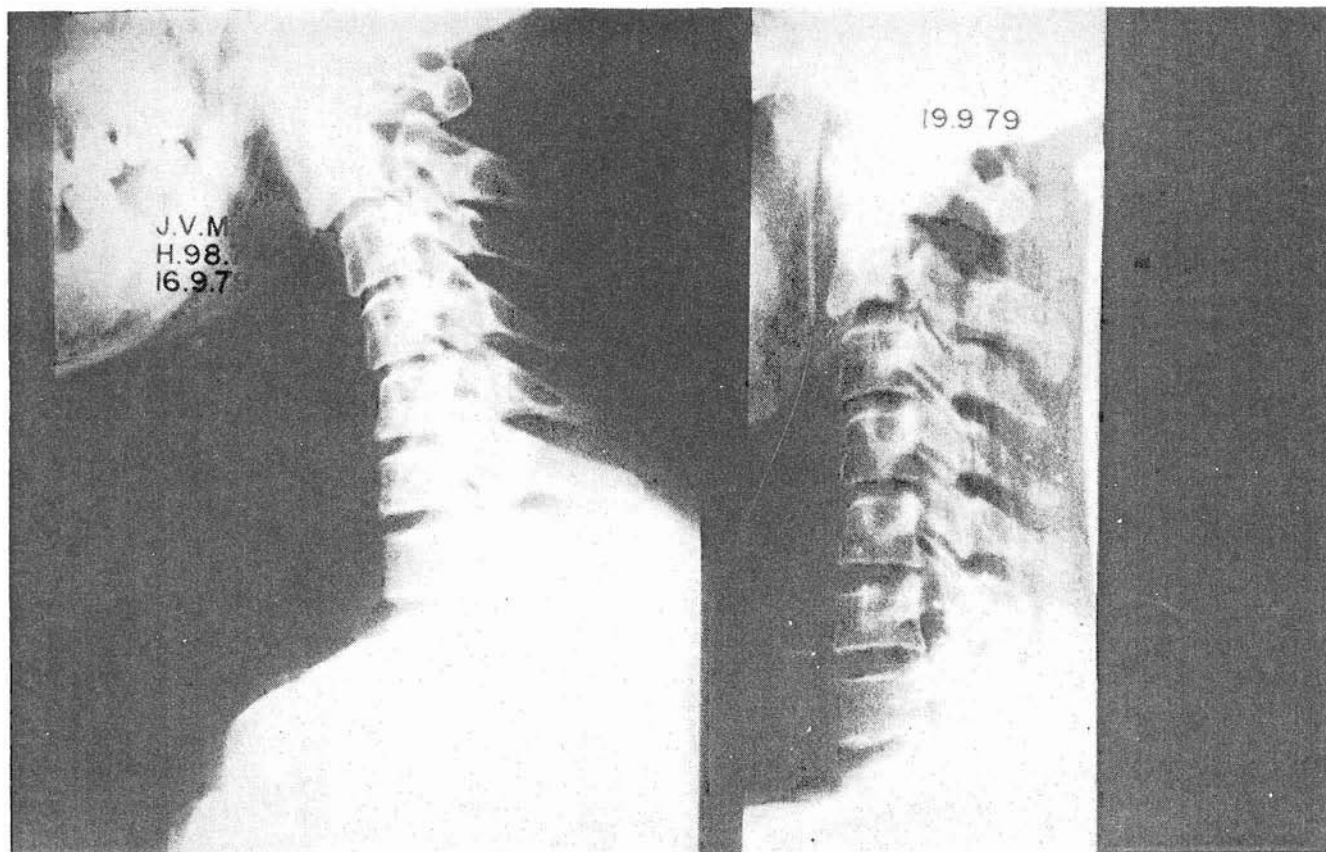


Fig. 13

rodea y protege la hace estable de por sí, siendo siempre el resultado funcional excelente, aunque la reducción no sea perfecta (fig. 12).

Las fracturas del axis, entre ellas las de la apófisis odontoides, en principio pueden ser tratadas ortopédicamente mediante reducción adecuada e inmovilización en una minerva. Siempre estas reducciones y maniobras deben ser controladas directamente bajo visión radioscópica en amplificador de imágenes. Tan sólo se necesita el tratamiento quirúrgico posterior cuando se comprueba una pseudoartrosis o bien cuando se trata de una fractura-luxación atloaxoidea por fractura de odontoides (base), o bien cuando se trata de una luxación por rotura del ligamento transversario o con una displasia de odontoides, como por ejemplo el

caso de los enfermos con artritis reumatoide (figs. 13 y 14).

En el caso de una «fractura del verdugo» [fractura de pedículos de C_2 mas fractura de apófisis odontoides), se puede optar por el tratamiento ortopédico cuando no exista desplazamiento de los fragmentos. En el caso contrario, o bien si se produce una pseudoartrosis, se puede optar por el tratamiento quirúrgico mediante fusión posterior y osteosíntesis con un cerclaje alámbrico desde C_1 a C_3 , lo que nos ha dado muy buenos resultados.

En general, en la columna cervical es donde con más frecuencia se pueden producir inestabilidades de origen discoligamentario, sobre todo por severos traumatismo en flexión y lesiones ligamentosas debidas a esguinces cervicales graves y

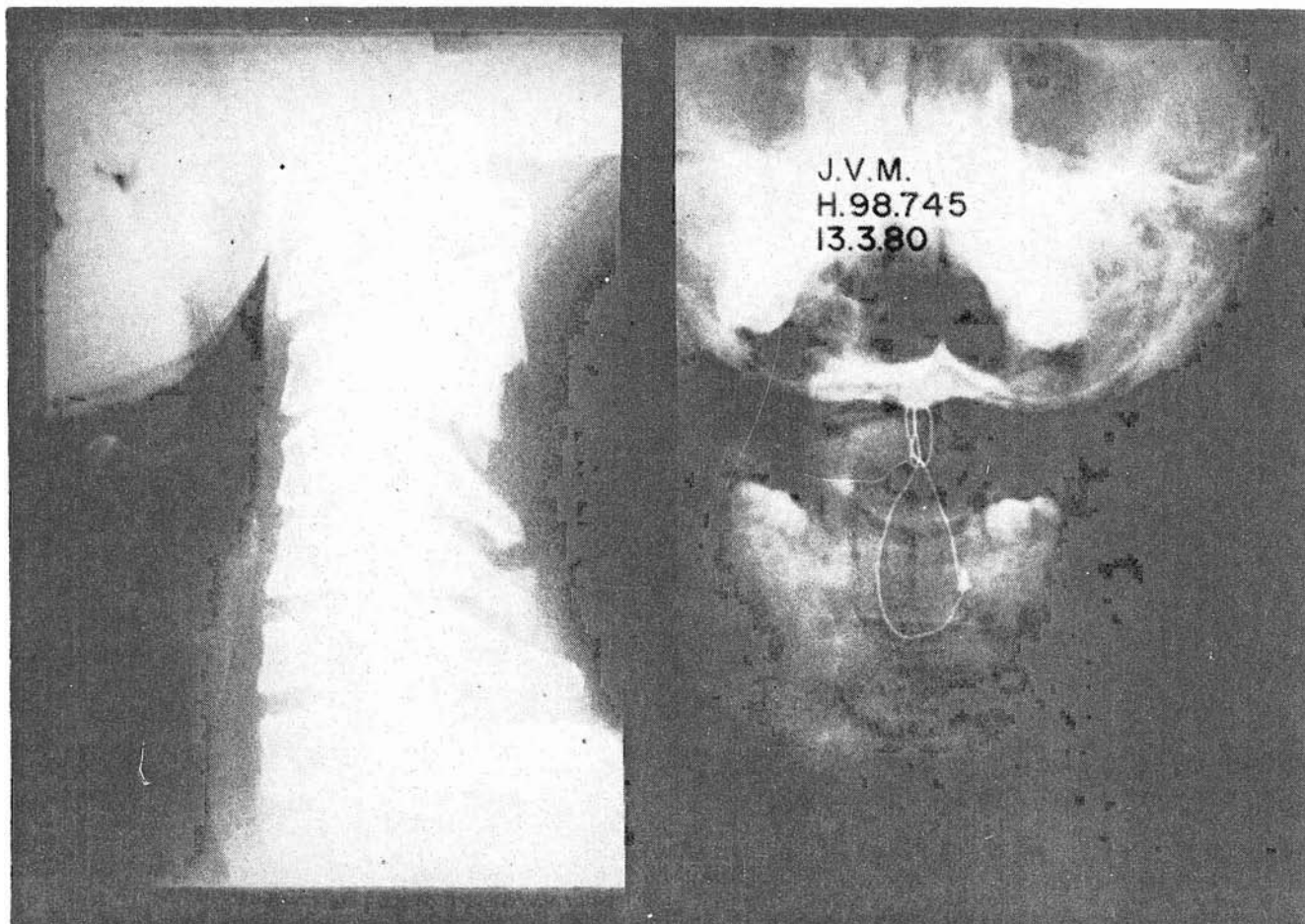
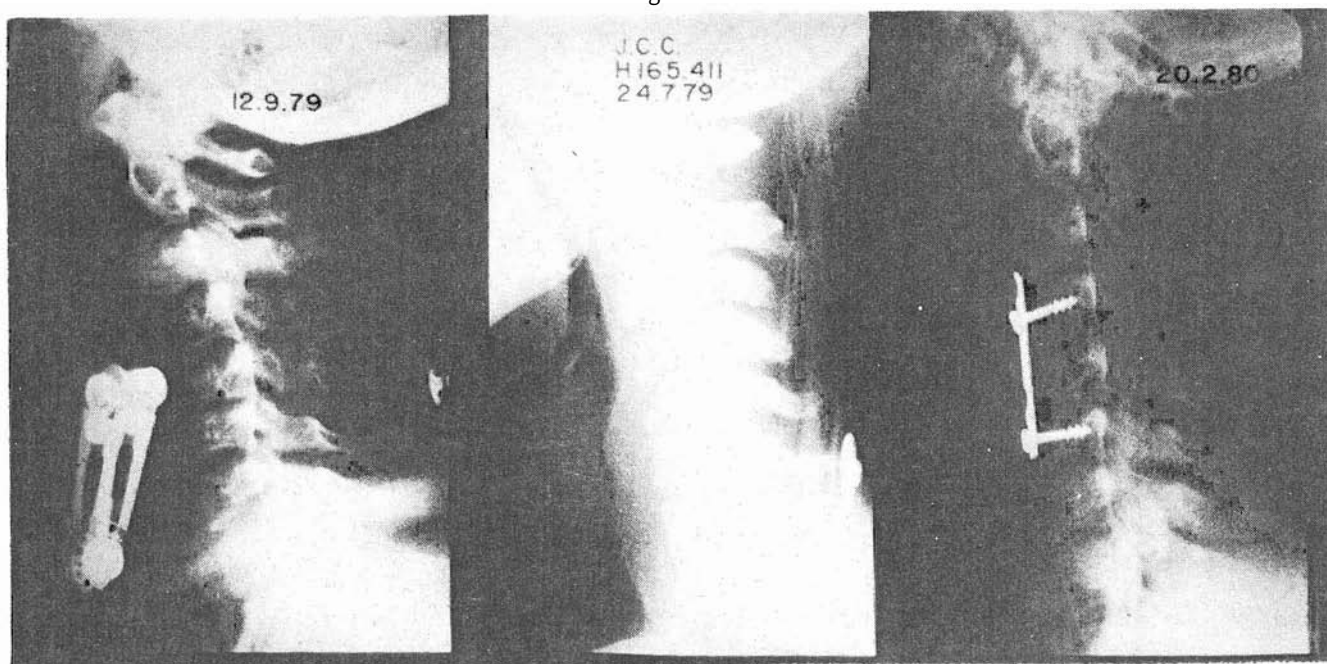


Fig. 14

Fig. 15



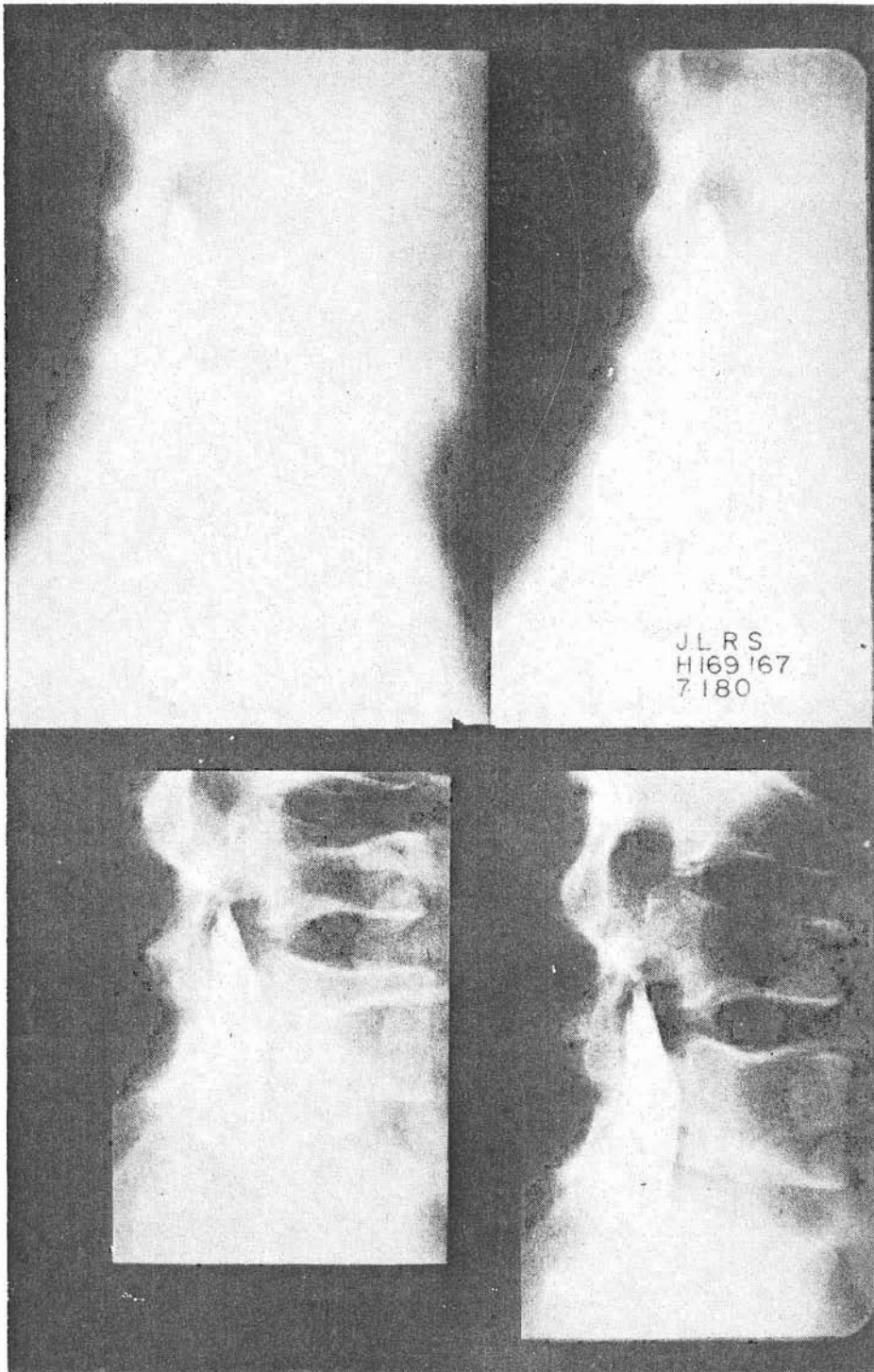


Fig. 16

subluxaciones por mecanismos del típico latigazo o «whiplash». En estos enfermos se hace imprescindible la estabilización del sector hipermóvil mediante la fusión ante-

rior, bien con técnica de Cloward, de Smith-Robison o técnicas similares (fig. 15).

En la *columna dorso-lumbar* pocas son las fracturas que precisan su estabilización

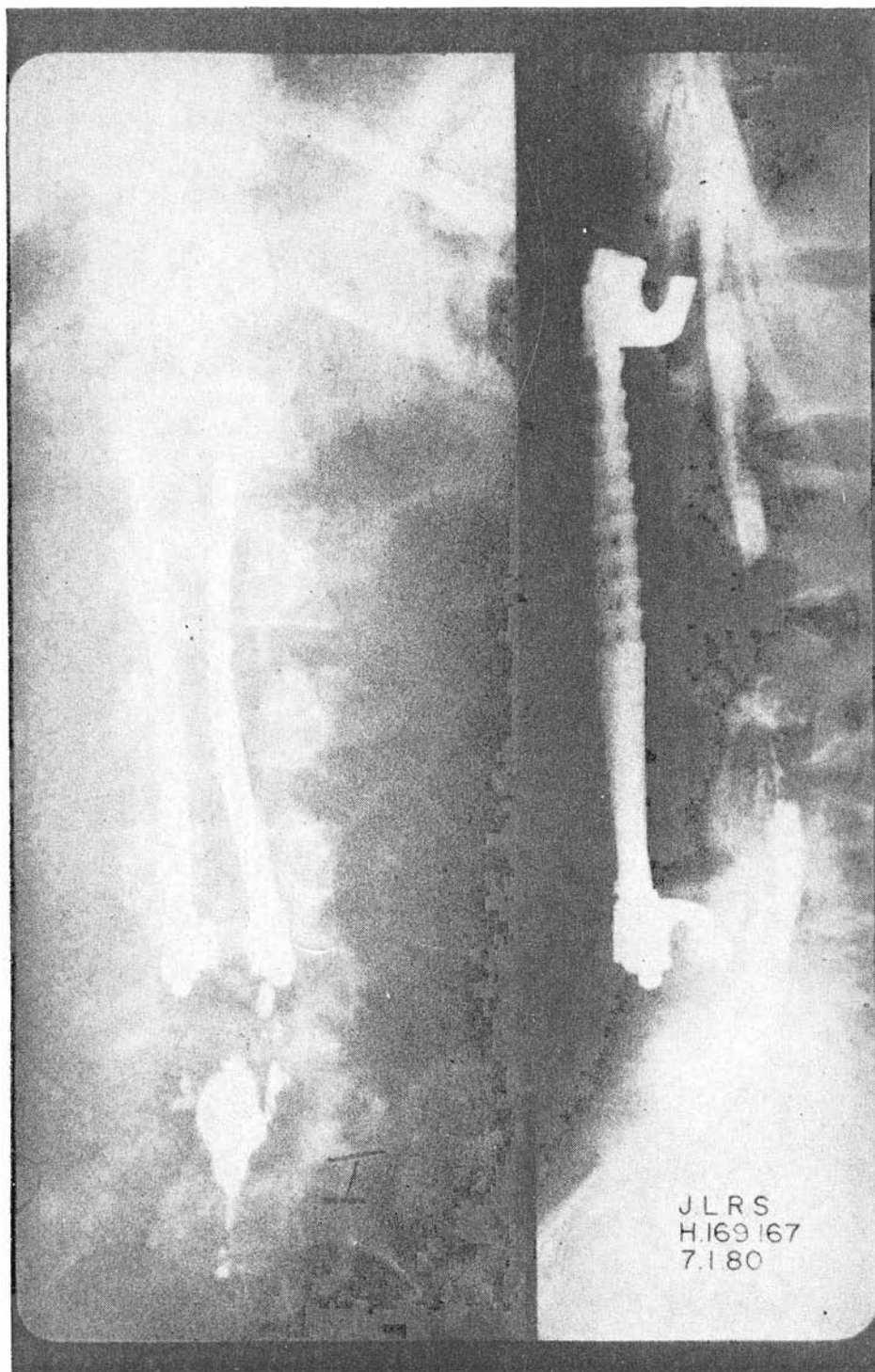


Fig. 17

porque, en general, son sectores del raquis mejor protegidos y con un potente aparato ligamentosomuscular, lo que *Verbiest* llama sistema de estabilización extrínseca, lo

que necesita de una potencia y violencia tan grande que normalmente estas fracturas desestabilizadoras se acompañan de sintomatología neurológica completa o in-

completa. No obstante, a pesar de la sintomatología neurológica, muchas de estas fracturas deben ser estabilizadas para que a estos pacientes se les pueda mover y rehabilitar precozmente.

Hacemos hincapié en aquellas fracturas en las que se encuentra roto o desplazado el muro posterior (fracturas «en diábolo») y cualquiera de los pedículos articulares posteriores, las cuales además de poder acompañarse de sintomatología neurológica suponen un importante factor de inestabilidad.

De igual forma, aquellas otras lesiones del aparato discoligamentario, como son las luxaciones o fracturas en «tear drop», son también candidatas a la estabilización precoz por medios instrumentales quirúrgicos, a pesar de que *Guttmann* y otros autores sigan pensando que a la larga el resultado es el mismo que con el tratamiento postural].

En lo que se refiere a las luxaciones lumbares, raras por otra parte, es imprescindible su correcta reducción, bien ortopédicamente si el traumatismo es muy reciente, o bien quirúrgicamente si no se puede conseguir de forma ortopédica. En cualquier caso, posteriormente se impondrá la necesidad de una fusión-estabilización.

En la columna dorso-lumbar preferimos siempre que se pueda la vía anterior a la posterior, salvo en el caso de que haya sintomatología neurológica.

En general, la vía posterior es siempre más fácil para conseguir una estabilización, siempre y cuando no exista rotura de ambos pedículos. Para ello se han utilizado varios sistemas de fijación, tales como:

Placas de Meurig-Willians.

Placas de Wilson.

Placas de Crawford-Adams.

Placas atornilladas de Roy-Camille.

Placas de Cabot.

Tallos de Harrington.

Atornillamiento de pedículos.

De todos ellos, el sistema que más hemos utilizado nosotros ha sido el de los tallos de Harrington, concretamente los tallos de distracción [figs. 16 y 17].

Por supuesto que todos estos sistemas irán siempre acompañados de una artrodesis posterior con injertos corticoesponjosos y seguido de una inmovilización en un corsé rígido durante un período mínimo de tres a cuatro meses.

Con el abordaje directo a los cuerpos vertebrales se consigue una buena y exacta descompresión del canal medular, sobre todo cuando los fragmentos del muro posterior irrumpen en el mismo. Está indicado especialmente en los casos con rotura bilateral de pedículos y en las fracturas «en diábolo».

Ello permite no sólo la descompresión, sino también la estabilización, usando injertos corticales y esponjosos que vayan de cuerpo a cuerpo vertebral. Aunque parezca una técnica difícil de realizar, ofrece mayores garantías en cuanto a estabilización y descompresión, como así mismo para evitar la presentación de alteraciones morfológicas (cifosis y escoliosis).

CONCLUSIONES

1.^a Hay varios tipos de inestabilidades: ósea, discoligamentosa y terapéutica.

2.^a De todas ellas, la discoligamentosa es la que realmente es neuroagresiva y, por lo tanto, la que precisa estabilización quirúrgica.

3.^a Las lesiones ligamentosas del raquis

cervical (vulgares esguinces), a las que se les da poca importancia en general, pueden plantear serios problemas de inestabilidad crónica, que es preciso revisar y tratar.

4.^a Las lesiones neurológicas completas

e incompletas tienen preferencia a la hora de exponer el plan terapéutico, pero siempre se ha de tener en cuenta que de esta acción se puede derivar una inestabilidad terapéutica que habrá que solventar de entrada.



J. M. Lazo Taracena

Pseudoartrosis congénita de tibia tratada mediante fijadores externos de biocompresión. (A propósito de un caso)

J. M. Lazo Taracena

Ciudad Sanitaria «Virgen del Rocío». Sevilla. Departamento de Traumatología y Cirugía Ortopédica (J. Lazo Zbikowski).

Pseudoartrosis congénita de tibia tratada mediante fijadores externos de biocompresión. (A propósito de un caso.)

RESUMEN

Define el autor el principio de biocompresión, afirmando que, como tal, puede ser aplicado a diferentes técnicas, refiriendo haberlo aplicado fundamentalmente a fijadores externos.

La experiencia con ellos respecto a consolidación y evolución de partes blandas en procesos que incluyen fracturas cerradas, fracturas abiertas, pseudoartrosis asépticas y sépticas, es estimulante.

Finalmente, expone y analiza un caso de pseudoartrosis congénita de tibia tratado mediante esta técnica, concluyendo que los factores genéticos anómalos de este proceso no han anulado la respuesta osteogénica que se produce al someter el foco a biocompresión.

INTRODUCCION

Primeramente, hemos de definir la biocompresión. ¿Qué es la biocompresión?

El principio bautizado como biocompresión, por su creador Lazo Zbikowski, se basa en crear en la diáfisis esquelética fracturada las mismas condiciones biomecánicas que habitualmente se producen en la normal.

Congenital pseudoarthrosis of tibia treated with external fixation of biocompression. (A case report.)

SUMMARY

The author defines the principle of biocompression, he states that it can be applied to different techniques first of all to external fixation.

The experience with them in relation to consolidation of fractures and evolution of soft tissues in closed and open fractures, septic and aseptic pseudoarthrosis is hopeful.

Finally he shows and analyses a case of congenital pseudoarthrosis of tibia treated with this technique concluding the anomalous genetic factors of this process have not prevented the osteogenic response produced when the fragments are undergone to biocompression.

Es sabido que ésta responde a dichos estímulos adquiriendo una forma, un volumen y una estructura adecuada y proporcional a las cargas que la actividad funcional le imponen. Como así mismo, que la falta de dichos estímulos condiciona estados de atrofia y osteopenia.

En la práctica, no es posible crear estas condiciones de forma idéntica, pero el análisis de las características de dichas soli-

citaciones, su dirección, su magnitud, etc., permiten crear situaciones muy próximas al ideal teórico, mediante osteosíntesis que neutralicen cualquier tendencia desplazante, conservando la transmisión de las cargas por toda la diáfisis, incluido el foco.

Se logra esto mediante cualquier dispositivo que, firmemente solidarizado al hueso por sus extremos, constituya un puente de carácter deslizante o telescópico.

Se puede aplicar a fijadores externos por sustitución de las barras por otras deslizante o machihembradas; es el montaje de Lazo Zbiko'wski (figs. 1 y 2): fijadores externos de Hoffmann, en doble cuadro de Vidal y con barras deslizantes. Igualmente es de aplicación a placas mediante una construcción de las mismas que satisfaga

tratamientos conservadores con vendajes enyesados, especialmente los funcionales.

La biocompresión es un principio, y como tal se puede aplicar a diferentes técnicas.

La experiencia inicial en nuestro Departamento ha sido efectuada con placas y fijadores externos, especialmente con estos últimos.

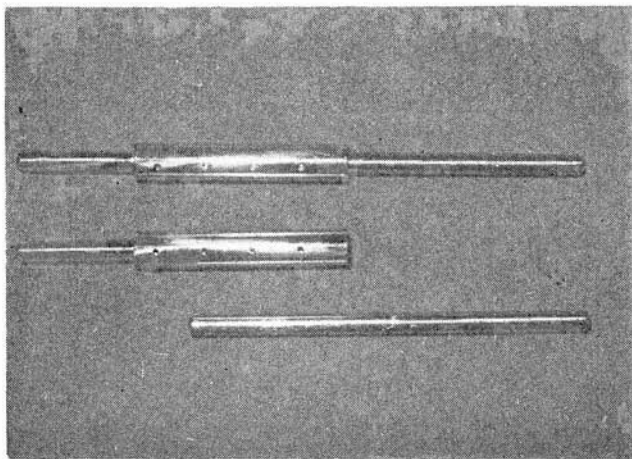


Fig. 1

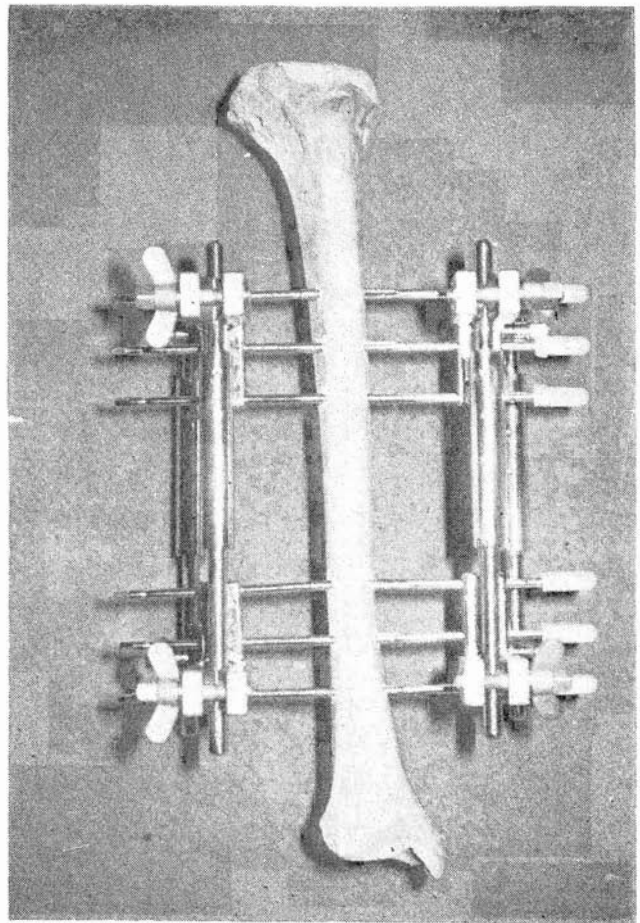


Fig. 2

las exigencias del principio. De hecho, el mismo ha venido siendo utilizado en técnicas ya conocidas, tales como los enclavados intramedulares, las placas de Eggers y los clavos de Ender, como así mismo en

Los resultados iniciales, actualmente unos 100 casos, han confirmado las previsiones teóricas previamente formuladas, en el sentido de que al ser el foco mecánicamente activo, se produciría un callo con las

características del llamado «primario», de origen tanto cortical como perióstico, de mayor diámetro y estabilidad, elástico y evolutivo hasta la restitución «ad integrum» del tejido óseo original a plazo más largo.

Hemos comprobado su efecto estimulante sobre la consolidación en fracturas

la excelente toma de injertos de piel y óseos en los procesos sépticos, todo lo cual parece involucrar un mecanismo al que no debe ser ajeno una mejor vascularización metamérica de la zona fracturada, al ser el foco mecánicamente activo.

Por último, prueba de fuego para estos

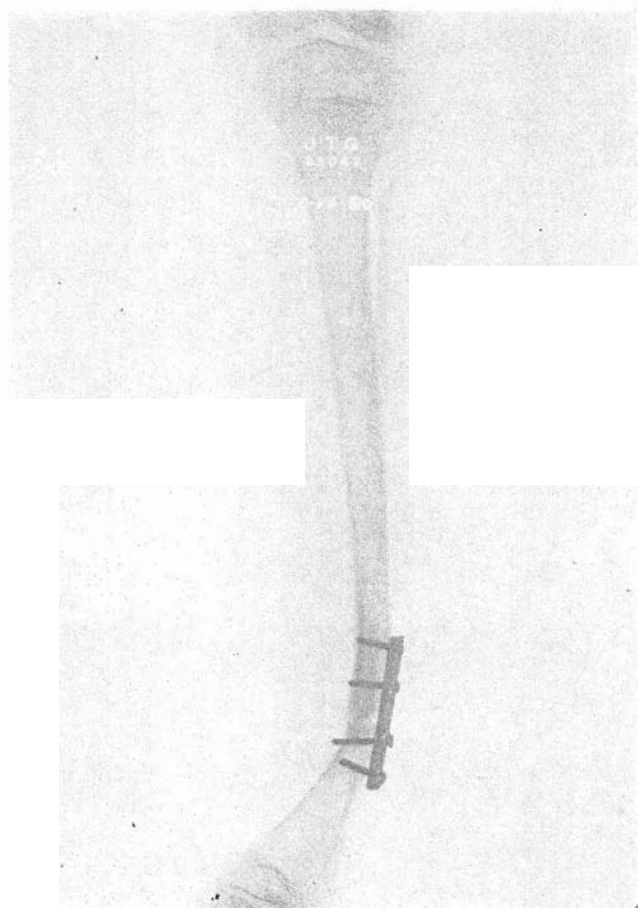


Fig. 3

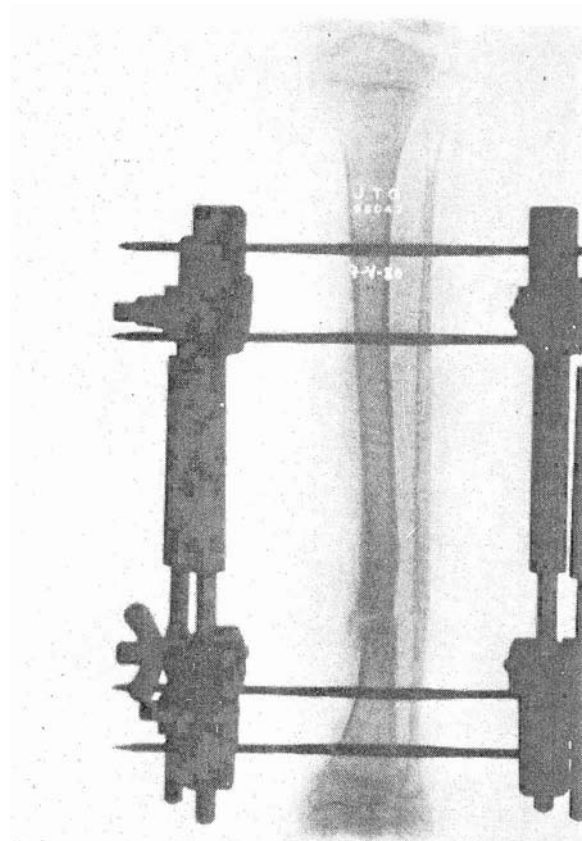


Fig. 4

recientes y pseudoartrosis asépticas; lo hemos utilizado en pseudoartrosis sépticas, poniendo de manifiesto los fijadores externos de biocompresión una evolución favorable en las lesiones de partes blandas, hecho que se evidenciaba por no evolución a infección en fracturas abiertas, así como

fijadores externos de biocompresión es el caso que presentamos.

MATERIAL Y METODOS

Niño de 7 años, que viene a nosotros el 1-4-80; el año anterior, tras una caída, su-

frió fractura de tibia izquierda. Le trataron mediante inmovilización con yeso inguinopédico durante 4 meses, pero la fractura no consolidó y fue intervenido mediante placa de media caña.

Lo trajo la madre porque persistía el dolor a nivel del foco, claudicación evidente

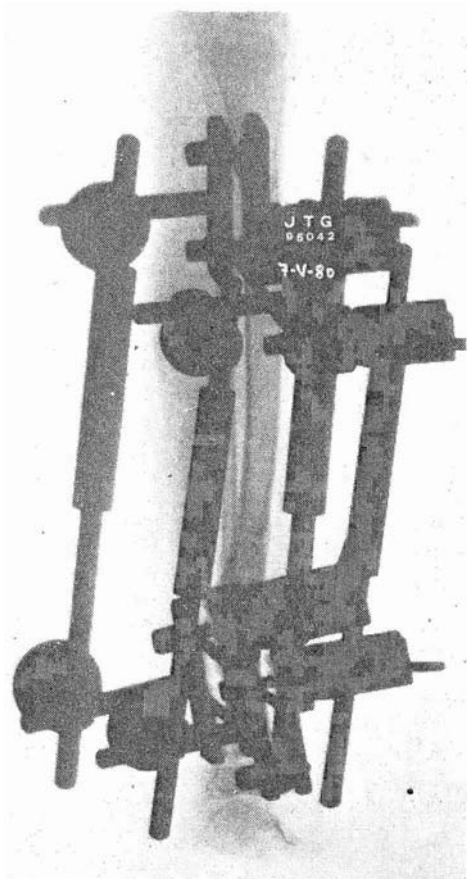
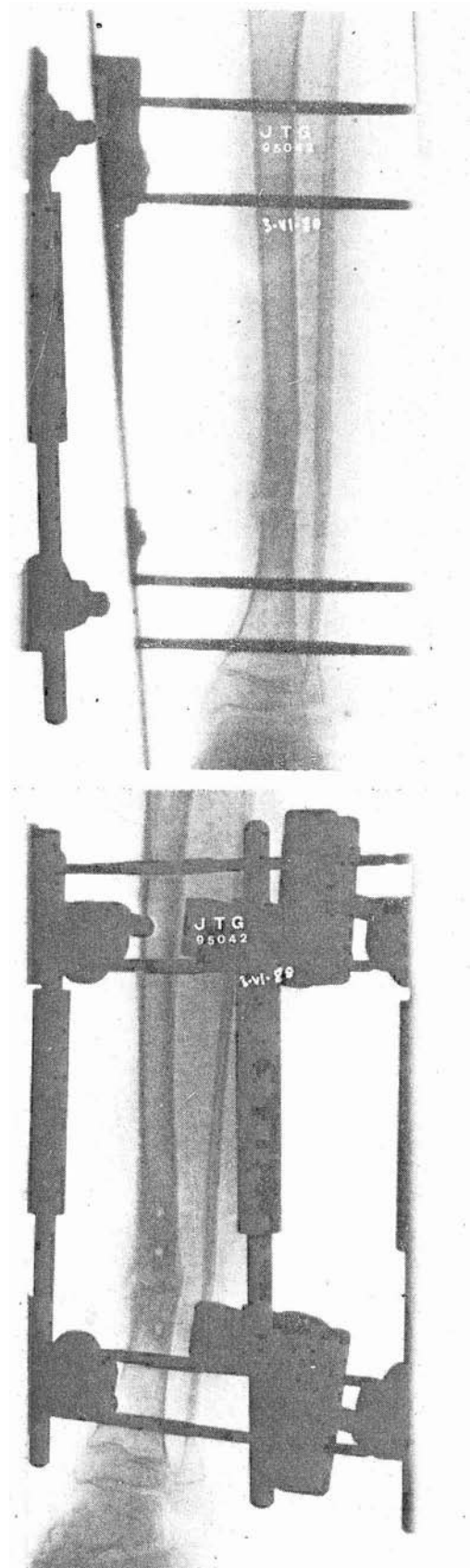


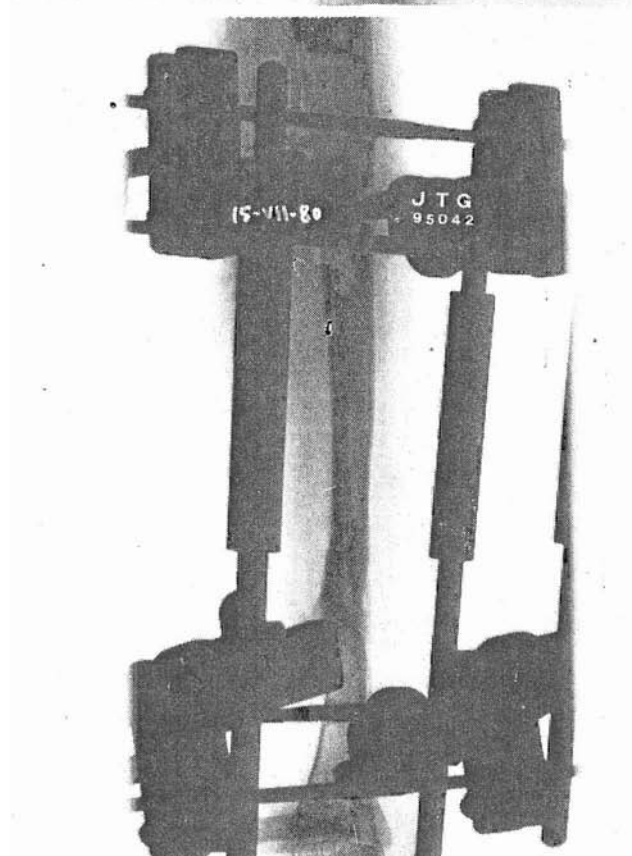
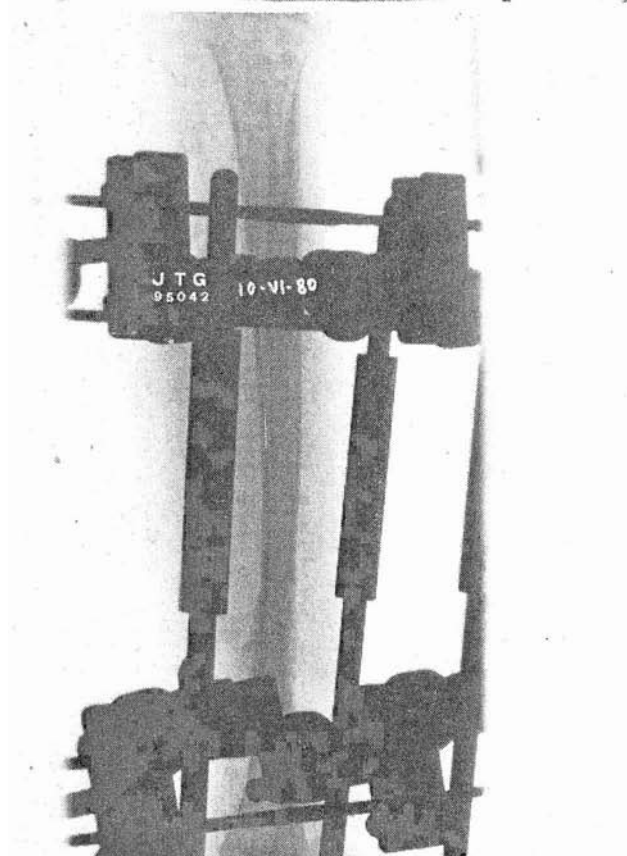
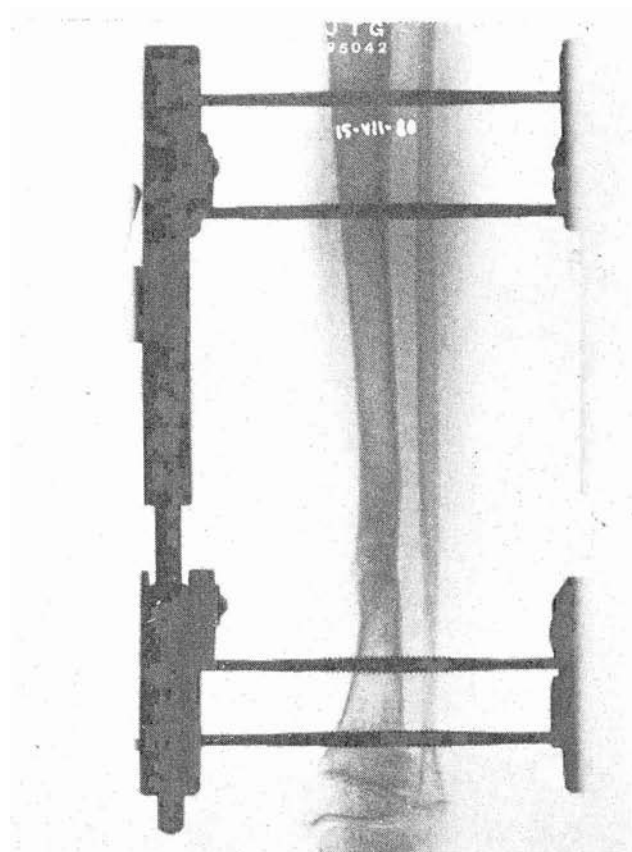
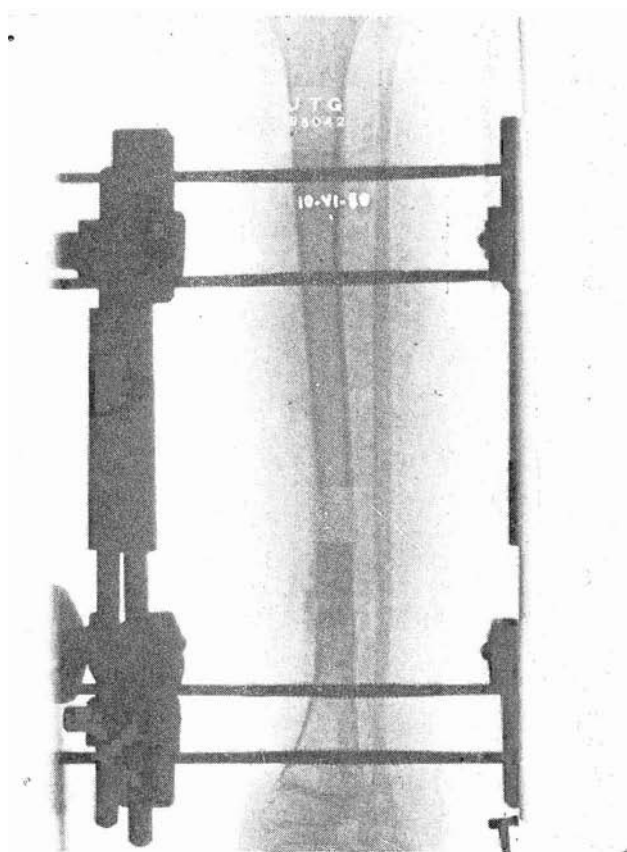
Fig. 5

y deformidad de la pierna operada. Había movilidad a nivel del foco, claudicación a la marcha y deformidad en varo (fig. 3). Como se puede apreciar, no era una simple fractura, sino una pseudoartrosis congénita tratada con una placa fracasada.

Lo intervenimos (figs. 4 y 5), retirarnos



Figs. 6 y 7

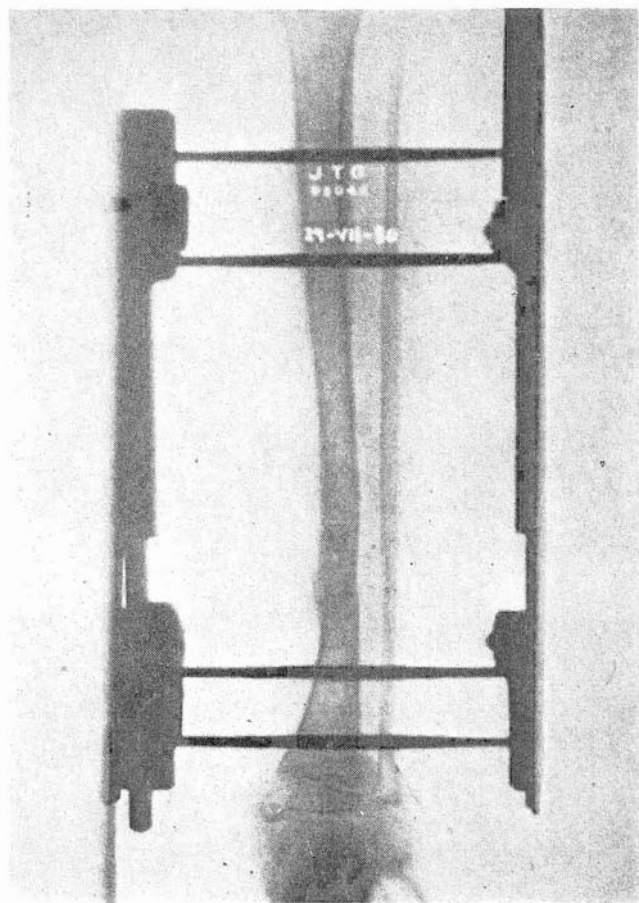


Figs. 8 y 9

Figs. 10 y 11

la placa, corregimos la deformidad en varo y colocamos fijadores externos de biocompresión; a la semana comienza deambulación con bastones.

Al mes siguiente (figs. 6 y 7) está haciendo buen callo; retiramos bastones.

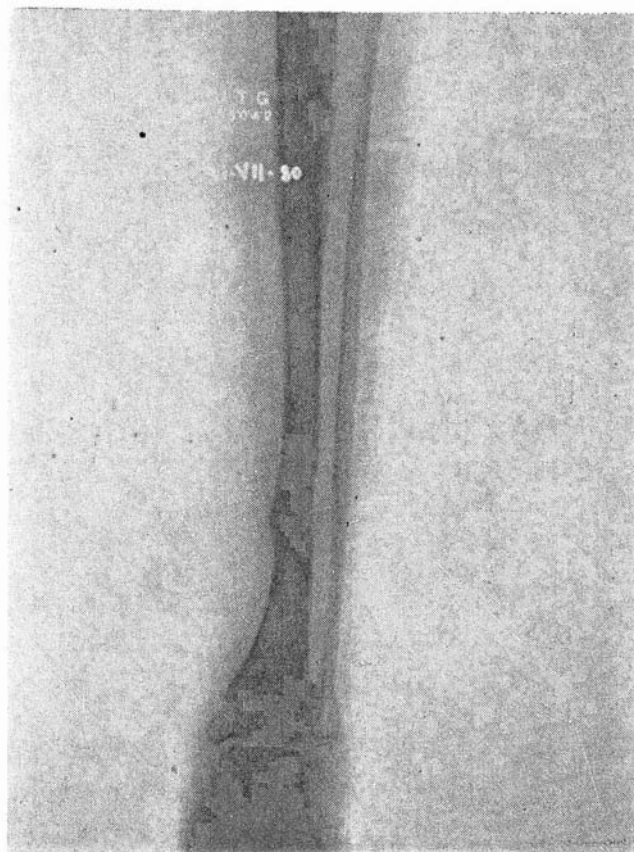
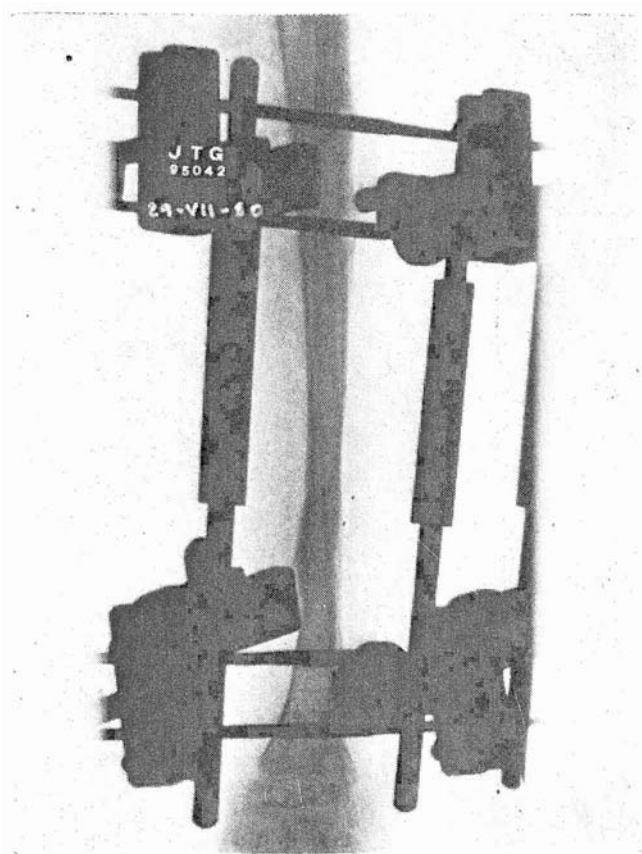


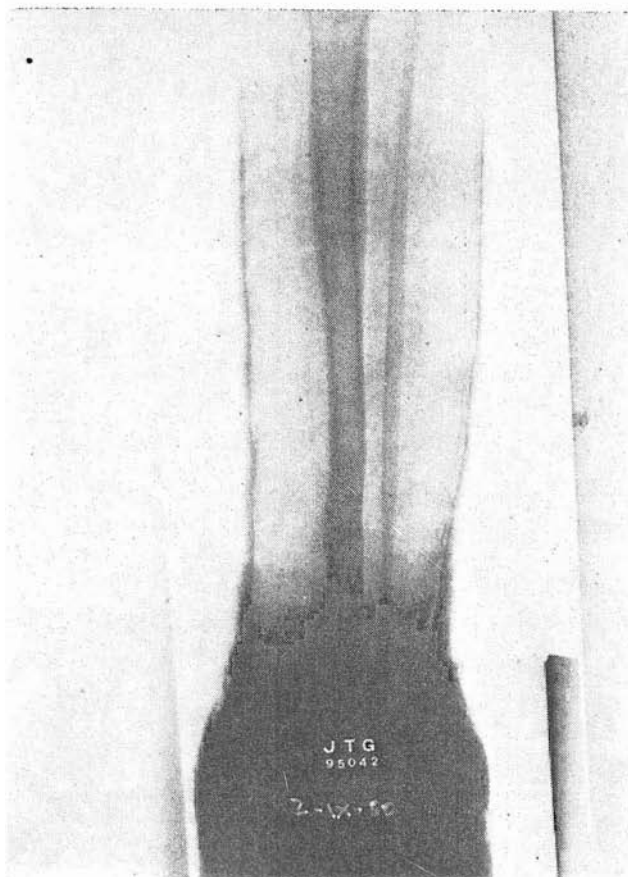
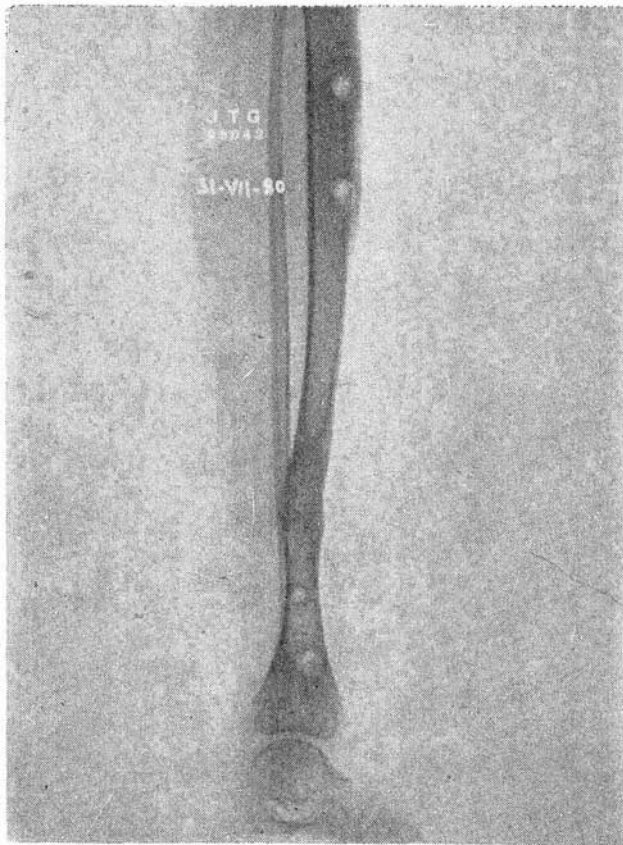
Figs. 12, 13 y 14

Poco después (figs. 8 y 9) sufre un proceso de intolerancia de ficha inferior, que se resuelve en pocos días con reposo. La consolidación sigue buen curso.

El 15-7-80 (figs. 10 y 11), radiográficamente consolidado; le dejamos los fijadores dos semanas más.

A las dos semanas [figs. 12 y 13), antes





de retirarlos; sin fijadores (figs. 14 y 15).

Un total de 90 días con fijadores. Se puede apreciar en la proyección lateral que se ha formado callo perióstico tanto en cara anterior como posterior a nivel de la pseudoartrosis.



Figs. 15, 16 y 17

Le colocamos un botín con tacón de marcha [figs. 16 y 17], pues no nos fiábamos. Estado al retirar el yeso (figs. 18 y 19).

Lo enviamos a ortesis para que le hagan una férula protectora plastificada, por ser el chico muy travieso.

El último control, 30-9-80 (figs. 20 y 21).

Tan travieso es, que dos meses más tarde ha sufrido una fractura a nivel del ori-

ficio de una de las fichas inferiores (la más distal); atención, no es refractura. El traumatismo fue directo y no llevaba la protección que le aconsejamos. Actualmente lleva un botín con tacón de marcha, lo hemos visto recientemente en nuestras consultas

sentan en las pseudoartrosis congénitas de tibia, que sabemos es una alteración de carácter metamérico y no limitada al esqueleto, sino también con participación de fibrosis de partes blandas, es de destacar que en este caso los factores genéticos

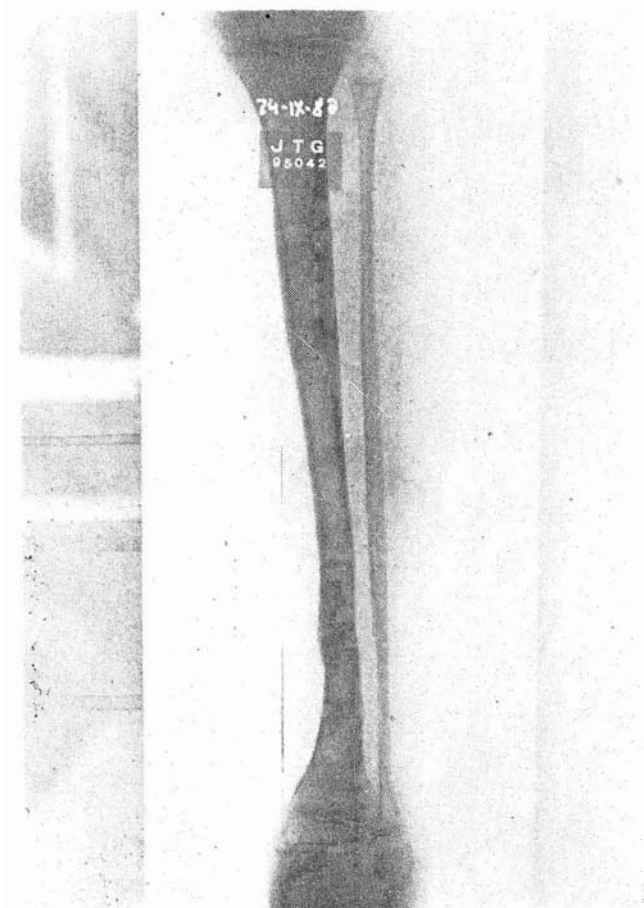


Fig. 18

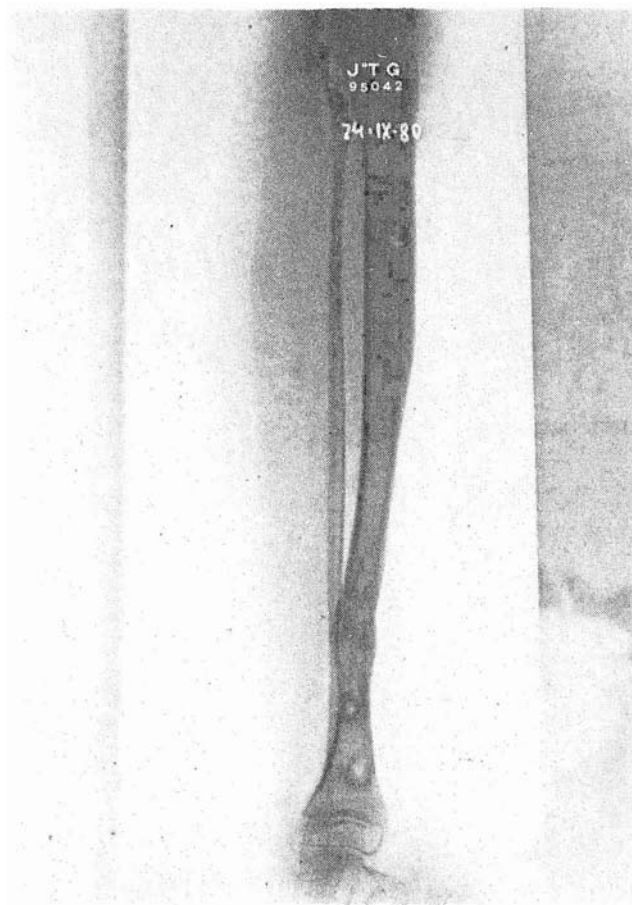


Fig. 19

externas y esperarnos resolver el problema sin mayores dificultades por la evolución que lleva.

CONCLUSION

Sin entrar en el análisis de las alteraciones locales de origen genético que se pre-

anómalos no han anulado la respuesta osteogénica a nivel del foco, propia del proceso de reparación, cuando éste es sometido a estímulos mecánicos adecuados, ya que en este caso es evidente que se produjo una consolidación con callo perióstico visible.

Quizás la clave y lo que centre el tema

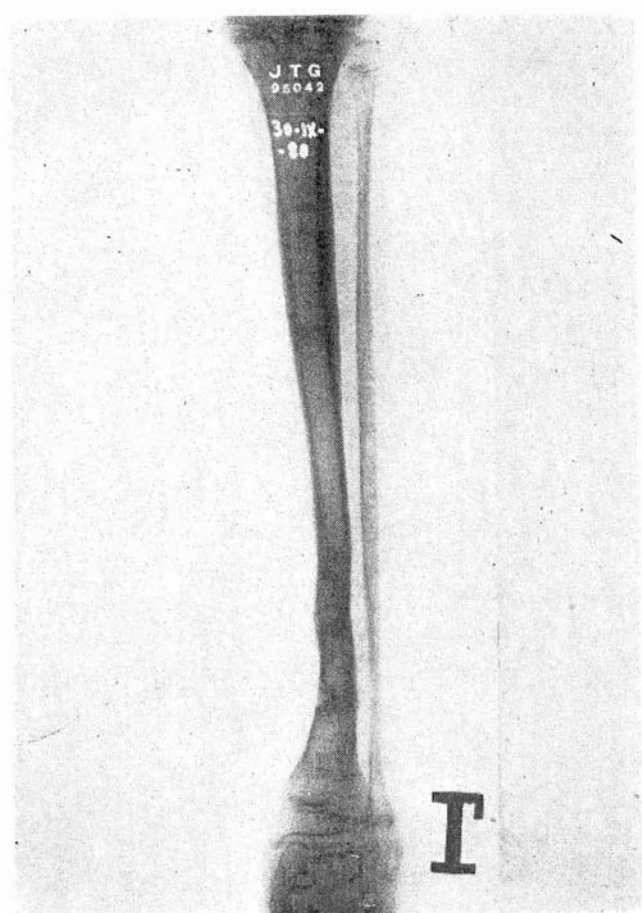


Fig. 20

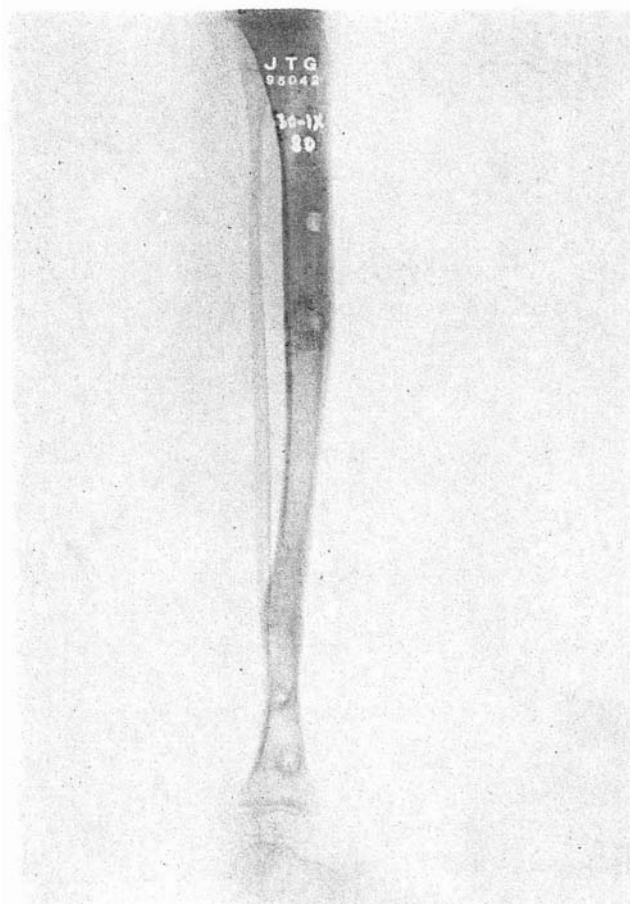


Fig. 21

esté en lo afirmado por *Basset* en 1961: «los estímulos mecánicos, en cultivos de tejidos, pueden hacer que fibroblastos se transformen en osteoblastos».

Incluso el fenómeno secundario de la fractura no tiene el valor negativo que se le podría atribuir si se valora que la fractura se produjo a nivel diferente, debilitado además de por la afectación congénita de la tibia por coincidir con un orificio de clavo, que desde los estudios de *Olerud* en tibias no patológicas demostraron que la resistencia de la tibia disminuía en un tercio aproximadamente, para orificio de clavo o tornillo de 4 mm.

BIBLIOGRAFIA

1. BASSET y HERIIMAN: «Influence of oxygen concentration and mechanical factors on differentiation of connective tissue in vitro». *Nature*, 190, 460-461, 1961.
2. LAZO TARACENA, J. M., PÉREZ SICILIA, J. E., CARPIO ELÍAS, J., PRADILLA GORDILLO, P. y CORTÉS MORENO, A.: «Biocompresión en pseudoartrosis sépticas». Comunicación al VII Symposium Internacional de Traumatología MAPFRE. Madrid, 1980.
3. LAZO ZBIKOWSKI, J., AGUILAR CORTÉS, F., MOZO GUTIÉRREZ, F., GONZÁLEZ BUENDÍA, R., BAQUERIZO FRIEND, A. y LAZO TARACENA, J. M.: «Biocompresión» (Un principio diferente en el tratamiento de las fracturas). *Rev. Ortop. Traum.*, 24-IB, 3-13, 1980.
4. LAZO ZBIKOWSKI, J., AGUILAR CORTÉS, F., MOZO

- GUTIÉRREZ, F., BAQUERIZO FRIEND, A., MUELA VELASCO, R., MARTÍNEZ MONRAVAL, E. y LAZO TARACENA, J. M.: «Biocompresión». Comunicación presentada al Congreso Nacional de la S.E.C.O.T. Barcelona, 1980.
5. LAZO ZBIKOWSKI, J., AGUILAR CORTÉS, F., MOZO GUTIÉRREZ, F., BAQUERIZO FRIEND, A., MUELA VELASCO, R. y MARTÍNEZ MONRAVAL, E.: «Biocompresión». Comunicación al VII Symposium Internacional de Traumatología MAPFRE. Madrid, 1980.
6. PÉREZ SICILIA, J. E., MOLEÓN CAMACHO, M., PRADILLA GORDILLO, P., LAZO TARACENA, J. M., CORTÉS MORENO, A. y CARPIO ELÍAS, I.: «Nuestro criterio en el tratamiento de las osteitis crónicas postraumáticas». Comunicación presentada al VII Symposium Internacional de Traumatología MAPFRE. Madrid, 1980.