



Estudio experimental sobre diferentes métodos de osteosíntesis del raquis dorsolumbar

Salvador Fuster i Obregón

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

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

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



Faint text, likely the name of the university or faculty.

Faint text, likely the name of the professor or supervisor.

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

Faint text, likely a statement of approval or consideration.

Tesis para optar al grado de
Doctor en Medicina y Cirugía
presentada por:
Salvador FUSTER i OBREGÓN
UNIVERSIDAD DE BARCELONA
FACULTAD DE MEDICINA, 1987



5. - DISCUSIÓN

Cuando Pablo de Eliza en el año 1907, al estudiar la interrelación entre las ondas para extraer, mediante un método de integración, que las ondas de la actividad eléctrica establecida en el organismo por un estímulo eléctrico hasta una gran parte de la vida actual. Así hoy, la fisiología de la actividad eléctrica es una ciencia que se ha desarrollado en gran medida, que se ha convertido en una ciencia que ya es muy clara que se ha desarrollado en gran medida.

DISCUSIÓN

La actividad eléctrica en el organismo es un fenómeno que se ha desarrollado en gran medida, que se ha convertido en una ciencia que ya es muy clara que se ha desarrollado en gran medida. En 1907, Pablo de Eliza, al estudiar la interrelación entre las ondas para extraer, mediante un método de integración, que las ondas de la actividad eléctrica establecida en el organismo por un estímulo eléctrico hasta una gran parte de la vida actual. Así hoy, la fisiología de la actividad eléctrica es una ciencia que se ha desarrollado en gran medida, que se ha convertido en una ciencia que ya es muy clara que se ha desarrollado en gran medida.

Esta afirmación se sustenta en el hecho de que la actividad eléctrica en el organismo es un fenómeno que se ha desarrollado en gran medida, que se ha convertido en una ciencia que ya es muy clara que se ha desarrollado en gran medida.

5.- DISCUSION

Cuando Pablo de Egina en el siglo VII d. J. C. ⁽³⁾ preconizó la intervención quirúrgica por vía posterior para extraer, mediante laminectomía, los fragmentos óseos que lesionaban las estructuras nerviosas estableció un tratamiento que continuó motivando polémica hasta bien superada la mitad del siglo actual. Aún hoy, la laminectomía descompresiva, entendida como tal, continúa siendo fuente de comentarios, que no de controversia, puesto que quedó ya muy claro que es una intervención inútil y yatrogénica que, además de no descomprimir el conducto medular, inestabiliza el raquis. contribuyendo a agravar el status neurológico. *Guttmann*, en 1949, ⁽⁵⁰⁾ y más tarde *Frankel y cols.* ⁽⁴¹⁾ en 1970, demostraron fehacientemente esta aseveración. Posteriormente *Bohlman* ⁽¹⁰⁾ 1974, *Burke y Murray* ⁽¹⁷⁾ en 1976, *Osebold y cols.* ⁽¹¹⁹⁾ 1981, *Dorr y cols.* ⁽³¹⁾ en 1982, *de Wald* ⁽¹⁵²⁾ 1984 o *Willen y cols.* ⁽¹⁵⁵⁾ 1985 han corroborado, como prestigiosos especialistas que son, que la laminectomía descompresiva debe de postergarse.

Esta afirmación se entiende al comprobar que la compresión medular siempre obedece a causas radicadas en la región anterior y que por tanto, para

eliminarla, debe efectuarse un abordaje anterior o anterolateral. Erikson y cols.⁽³⁴⁾ 1977, Moon y cols.⁽¹⁰⁶⁾ y Bohlman y Eismart⁽¹¹⁾ en 1981, Mc Afee y cols.⁽¹⁰⁰⁾ 1982, Mc Bride y Bradford⁽¹⁰²⁾ y Kostuik⁽⁸⁰⁾ en 1983 o Donovan y Dwyer⁽²⁹⁾, Dunn⁽³²⁾, Gaines y Humphreys⁽⁴⁴⁾, Kaneda y cols.⁽⁶⁸⁾ y Roy-Camille y Saillant⁽¹⁴¹⁾ en 1984 han sido algunos de los autores que han abogado por la descompresión anterior de las lesiones de la columna dorsolumbar con afectación neurológica. Todos aportan injertos para conseguir la curación mediante artrodesis y muchos acompañan una fijación interna para conseguir este propósito.

Sin embargo, y obviando la capacidad técnica del cirujano, es evidente que la vía anterior de abordaje comporta una morbimortalidad muy superior al abordaje posterior.

No hay que olvidar el mayor índice de complicaciones que se presentan, generalmente trombosis venosas, hemorragias per y postoperatorias, y también la aparición de secuelas, como la impotencia sexual o la eyaculación retrógrada en los varones. Más temible es el riesgo de lesionar la arteria de Adamkiewicz al efectuar la hemostasia de los vasos prevertebrales demasiado cerca del foramen vertebral. En la zona crítica limitada por las vértebras D₄ y D₅

esta arteria es la única responsable de la irrigación medular, y su lesión puede acarrear grandes secuelas neurológicas (Dommissse ⁽²⁸⁾ 1974).

Por esto, excepto cuando la necesidad de descompresión nos obliga, debemos procurar conseguir la reducción, estabilización y consolidación de la fractura por vía posterior. Son muy numerosos los trabajos que han marcado esta línea de actuación (Bedbrook ⁽⁶⁾ 1971, Whitesides y Shah ⁽¹⁵²⁾ 1976, Flesch y cols. ⁽³³⁾ 1977, Dickson y Harrington ⁽²⁷⁾ 1978, Jacobs y cols. ⁽⁶⁴⁾ 1980, Osebold y cols. ⁽¹¹³⁾ 1981, Luque y cols. ⁽⁹³⁾ 1982) utilizando diversas técnicas de osteosíntesis para conseguir este objetivo. Unos, mediante distracción (Harrington ⁽²⁷⁾ 1978), otros utilizando compresión (Weiss ⁽¹⁵⁵⁾ 1978), otros simplemente neutralizando el foco de fractura (Luque ⁽⁹²⁾ 1982), pero todos intentando controlar la lesión sin necesidad de abordar la cavidad toraco-abdominal. Varios de estos trabajos reportan descompresiones suficientes del canal medular, utilizando únicamente técnicas en distracción. (Michel y Onimus ⁽¹⁰⁴⁾ 1977).

Cuando la descompresión conseguida por vía posterior no basta, o cuando el tipo de lesión es tan inestable que precisa además una estabilización

anterior, hay varios autores, y entre ellos muchos de formación francesa, que recomiendan osteosíntetizar y artrodesar primero por vía posterior y en un segundo tiempo, aproximadamente a los 15 días, efectúan una artrodesis intersomática por vía anterior (*Bradford y cols.* ⁽¹³⁾ 1977, *Bonnel y cols.* ⁽¹²⁾, *Goutallier y Scheffer* ⁽⁴⁶⁾ 1977, *Louis y cols.* ⁽³³⁾ 1977, *Senegas* ⁽¹⁴⁴⁾ 1977).

Parece evidente que para efectuar una descompresión auténtica, es necesario abordar la etiología de dicha compresión, y esta es prácticamente siempre anterior. Por tanto, una fractura inestable del raquis dorsolumbar, que afecte a las estructuras anteriores y medias de esa columna, y que se acompañe de lesión neurológica, con mayor motivo será tributaria de intervención quirúrgica por vía anterior.

Sin embargo, en la práctica diaria, está estadísticamente comprobado (*Laborde y cols.* ⁽³³⁾ 1980) que las fracturas más frecuentes de columna dorsolumbar se producen por flexión y compresión combinadas, en una inmensa mayoría con absoluta indemnidad de la médula y las raíces. Algunas presentan inestabilidad mecánica y requieren un tratamiento quirúrgico, pero el buen estado general

que normalmente presentan y la ausencia de déficit neurológico, nos aconsejan ser tremendamente cautos para evitar agravar las lesiones o dejar secuelas. Por ello, aunque los conceptos biomecánicos nos impulsen a utilizar un abordaje anterior para restaurar la función de las estructuras lesionadas, los riesgos que comporta la elección nos derivará a la búsqueda de terapéuticas posteriores, que desde una vía con menos problemas, sea igualmente eficaz en la resolución de estos casos.

5.1.- Discusión del método

Hemos intentado comprobar experimentalmente en un supuesto de laboratorio el comportamiento de la columna dorsolumbar sometida a fuerzas de flexión y compresión combinadas, antes y después de practicarle una lesión claramente inestable que afecte a las columnas anterior y media del raquis, a nivel de la charnela toracolumbar.

El espécimen, así preparado, se ha tratado mediante osteosíntesis anterior y posterior para poder comparar sus prestaciones. Evidentemente, y ateniéndonos al comentario anterior, la fijación ventral debe rigidificar mucho el sistema para este tipo concreto de lesión (defecto anterior) y fuerzas aplicadas (flexión-compresión). La aparición de resultados que apoyen esta hipótesis no deben ser una sorpresa y, pensando en ello, no hemos evaluado distintos sistemas de osteosíntesis anterior, sino que hemos escogido una técnica sencilla que fuera exponente de una filosofía de tratamiento más que de posibles virtudes biomecánicas. La técnica de *Kostuik*, utilizando una barra de *Harrington* a distracción por vía anterior y los tornillos de *Dwyer* para fijarla a las vértebras cumplía estas condiciones y nos ha

servido para alcanzar resultados estadísticamente valorables en todos los especímenes.

Para contraponer a estos resultados de la osteosíntesis anterior, que tomaremos como base de comparación, se han ensayado diversos sistemas de osteosíntesis por vía posterior a fin de hallar el más, o los más adecuados, para tratar eficazmente estas lesiones. El criterio seguido para escoger las técnicas de implantación posterior han sido las recomendaciones de los diversos autores en la bibliografía más reciente. Así, no podía faltar el doble *Harrington* a distracción como técnica de mayor utilización en los últimos quince años, a pesar de que actualmente ya no se utiliza de modo habitual. La aparición del sistema de *Luque*, inicialmente pensado para el tratamiento de la escoliosis y su posterior aplicación a la terapéutica de las fracturas revolucionó el mundo ortopédico por su aparente sencillez. Por ello, está incluida en el presente estudio.

Una de las consecuencias del auge tomado por el método de *Luque* fue el descubrimiento de la filosofía que encerraba: la SSI. La fijación de cada una de las vértebras a las barras, y de éstas entre sí, mediante lazadas de alambre, dispuestas sublaminaermente, fue

aplicada por otros autores (Wenger y Carollo (157) 1984, Gaines y cols. (45) 1983, Munson y cols. (109) 1984, Mc Afee y cols. (99) 1985) al sistema de doble Harrington a distracción, y creímos conveniente comprobarla experimentalmente. El aliciente de enfrentar el Luque como sistema que se coloca en neutralización frente al Harrington Distracción Rod + SSI que se coloca en pretensión, añadía interés al ensayo.

Otra de las técnicas comprobadas "in vitro" han sido las placas de Roy-Camille. Entre los cirujanos ortopedas existe la creencia, expresada a nivel de comentario, de que es un sistema que proporciona buenos resultados, pero de gran dificultad técnica. Probablemente esta prevención le ha impedido erigirse en opción mayoritaria por su rigidez y preservación de la lordosis, pero en el mundo francófono cuenta con gran predicamento (Fischer y cols. (33) 1977) y no podía faltar en este estudio comparativo.

Fruto de una comunicación personal del Dr. Villanueva Leal, conocimos, en 1983, su técnica de tratamiento de las fracturas y fracturas luxaciones del raquis dorsolumbar. Nos pareció de gran interés por aunar la técnica tradicional de doble barra de Harrington a Distracción con una barra a compresión

colocada en la línea media. La asociación de fuerzas contrapuestas rigidifica el sistema y ya había sido preconizado por otros autores (*Perves y Pidhorz* ⁽¹²³⁾, 1973), aunque generalmente utilizando una barra distractora y una compresora, colocándolas una a cada lado de las apófisis espinosas. Existe una comunicación de *Murphy y cols.* ⁽¹¹⁰⁾, en 1982, que asocia una barra compresora de *Harrington* en medio de dos barras distractoras, pero utilizando otro método. La técnica de *Villanueva* se diferencia por utilizar para la compresión la barra diseñada por *Harrington* para corrección de la escoliosis, que queda fijada a las apófisis transversas del lado convexo de la curva. *Villanueva* describe un nuevo uso de este compresor en las fracturas-luxaciones dorsolumbares. Es una barra de menor tamaño al habitual. No presenta el típico sistema de autocontención en *tronco de palmera de Harrington*, sino que incorpora un paso de rosca en toda su longitud. Un par de tuercas colocadas por encima y debajo del gancho invertido de *Harrington* nos permitirá reducir y fijar con compresión interfragmentaria la fractura. La colocación es estrictamente medial y posterior, previa resección de las apófisis espinosas, y la aplicación de la compresión y la distracción se efectúa de modo gradual y alternativo. Inmediatamente la pusimos en práctica en la clínica, alentados por sus buenos resultados. No

nos defraudó como método de tratamiento para este tipo de fracturas producidas por flexión y compresión (*Fuster y cols.* (43) 1986) y quisimos comprobar experimentalmente sus cualidades biomecánicas. Además, se trataba de una técnica original no verificada "in vitro" que requería diseñar un método que permitiera su análisis en condiciones comparables a las anteriormente citadas. Por todo ello, se ha querido comparar experimentalmente junto a los otros sistemas.

Como puede verse, se ha intentado incluir en el trabajo un compendio de las técnicas más preconizadas actualmente. Siempre podrá pensarse que también cabrían otras, como el fijador externo de *Magerl* o el *Harrington* modificado por *Jacobs* o la técnica de *Cotrel-Dubosset*, pero creímos que las técnicas reseñadas eran suficientemente representativas. Además, la adición de más técnicas de osteosíntesis alargaría mucho la duración de los ensayos, comprometiendo la viabilidad del espécimen. Igualmente nos exponíamos a lesionar irreversiblemente la columna e invalidar el método.

Hay que tener en cuenta que en los trabajos revisados en los que se ha efectuado experimentación "in vitro" y comparación entre diferentes métodos de osteosíntesis se efectúan varios ensayos por espécimen

(*Stauffer y Neil* ⁽¹⁴⁷⁾ 1975, *Roca* ⁽¹³²⁾ 1977, *Pinzur* ⁽¹²⁴⁾ 1979, *Kempf y cols.* ⁽⁷⁶⁾ 1979). En nuestro trabajo, cada columna se ensaya en seis ocasiones, correspondiendo a otros tantos métodos de osteosíntesis. Esta cifra la superan ampliamente *Laborde y cols.* ⁽⁸⁸⁾ 1980, que comprueban flexión, extensión, inclinación lateral y rotación para tres tipos distintos de osteosíntesis en cada espécimen. *Nagel y cols.* ⁽¹¹⁰⁾ 1981 que comprueban la estabilidad de la columna con *Harrington* a distracción, con muelles de *Weiss* y con *Harrington* a compresión y la comparan con la estabilidad que proporcionan distintas ortesis externas. Además añaden secciones progresivas de elementos ligamentosos posteriores, por lo que en total alcanzan un alto número de ensayos para cada espécimen. Otras citas bibliográficas (*Wenger y cols.* ⁽¹⁵⁸⁾ 1982, *Gaines y cols.* ⁽⁴⁵⁾ 1983) también efectúan un profuso número de ensayos por espécimen sin problemas, lo que demostraría que es válido ensayar repetidas veces un mismo espécimen sin que ello altere cualitativamente los resultados. En nuestro estudio se demuestra esta convalidación del método de trabajo por cuanto el orden de implantación de las distintas osteosíntesis ha sido siempre el mismo para todos los especímenes, por lo que si ello afectara a la muestra se modificarían los resultados, alterándose siempre los mismos ensayos de cada columna. Al analizar los

gráficos aparecería una tendencia estadística del sistema de *Luque*, ensayado siempre en último lugar, que no se demuestra puesto que sus datos no son siempre superiores o inferiores al resto.

Al no existir una tendencia clara indica que las deformaciones remanentes del sistema se recuperan con el intervalo de tiempo que media al cambiar la técnica de osteosíntesis entre ensayo y ensayo. Este hecho ya fue demostrado por *Hirsch y White* ⁽⁶⁰⁾ en 1971 y se debe al ciclo de histéresis que presentan todos los materiales. En síntesis, indica la recuperación de la deformación que presenta todo material al ser sometido a un par de fuerzas. El porcentaje de recuperación es distinto para cada material. La deformación residual en el hueso no compromete el resultado de los sucesivos ensayos, como se demuestra en nuestro método al no aparecer ninguna tendencia estadística. Por otro lado, para minimizar la histéresis, los especímenes se someten a una pretensión previa a cada ensayo, y en el punto elegido se calibran todos los utensilios para igualar los puntos de inicio (*Hirsch y White* ⁽⁶⁰⁾ 1971).

Ningún autor excepto *Mc Afee y cols.* ⁽⁶¹⁾ 1985 da las cifras de la duración global de sus ensayos. Este dato es importante pues es el lapso de tiempo que

permanece la columna en condiciones adversas desde que se descongela hasta que se le aplica la última carga. *Mc Afee* tarda 3 horas para efectuar cinco ensayos con tres sistemas de osteosíntesis. En nuestro estudio ningún espécimen ha superado las cuatro horas y media de ensayo.

La elección del modelo se ha efectuado tras sopesar los pros y los contras de cada alternativa. Revisando los trabajos experimentales, es evidente que una gran mayoría de autores se inclinan por el modelo humano conseguido de cadáveres frescos (*Hirsch y White* «60» 1971, *Pinzur y cols.* «124» 1979, *Panjabi y cols.* «127» 1981 son algunos de ellos). Por la imposibilidad de obtener todos los cadáveres frescos y que cumplan con la idoneidad precisada, otros investigadores mezclan en sus trabajos especímenes frescos y embalsamados (*Laborde y cols.* «33» 1980, *McAfee y cols.* «33», 1985). Para solventar estas dificultades se publican cada vez con mayor frecuencia, análisis de laboratorio con modelos animales (*Wenger y cols.* «158» 1982, *Gaines y cols.* «45» 1983, *Munson y cols.* «109» 1984). No todas las especies de la pirámide evolutiva tienen un comportamiento similar pero los trabajos de *Owen, Goodfellow y Burrough* «120» 1984, han demostrado que no existen diferencias significativas en la anatomía comparada de la columna dorsolumbar en los

mamíferos superiores. Por tanto, pueden utilizarse como modelo de ensayo en contraposición a la columna de cadáver. Por otro lado el modelo animal ofrece evidentes ventajas para la experimentación "in vitro". Las columnas humanas frescas son difíciles de obtener y, cuando se consiguen, las variaciones en el tamaño y la densidad del hueso debida a osteoporosis introducen una variable significativa. Por contra, las columnas de animales, si se escogen de la misma especie y variedad, y se eligen de la misma edad y tamaño similar, ofrecen una densidad ósea consistente, compatible con la normal, lo que es esencial para comparar fracturas electivas tratadas con métodos de fijación diversos. (Wenger y cols. (158) 1982).

Anteriores experiencias efectuadas con columna de cerdo (Roca (132) 1977, Fuster y cols. (42) 1986), sin que se hayan presentado dificultades atribuibles al modelo elegido, nos han decidido a trabajar nuevamente con cerdo común (*sus scrofa domesticus*).

Antes de iniciar los ensayos, nos preguntamos acerca de la necesidad de trabajar "in vivo" o "in vitro". Finalmente decidimos hacerlo "in vitro", puesto que el objetivo del trabajo no es demostrar aspectos clínicos del tratamiento de las fracturas del raquis, sino que la idea a experimentar es comparar el

comportamiento biomecánico de diferentes métodos de osteosíntesis bajo condiciones de sollicitación idénticas. El hecho de trabajar con el animal de experimentación vivo, dificulta enormemente que las condiciones del ensayo tiendan a la igualdad, mientras que si pasado un tiempo lo sacrificamos nos encontramos con el factor biológico como variable indeterminada que no se puede preveer. No existen antecedentes en la literatura sobre osteosíntesis experimentales de la columna dorsolumbar en animales vivos para su posterior análisis comparativo, lo que nos anima a seguir en esta línea de investigación a la búsqueda de implicaciones clínicas en la curación de estas lesiones. Los ensayos "in vitro" parecen garantizar un tratamiento estadístico de mayor fiabilidad para comparar cualitativamente las técnicas de osteosíntesis, sin aspiraciones por parte del investigador de decidir globalmente sobre la idoneidad de estos implantes, sino con la intención de opinar particularmente sobre comportamientos biomecánicos de dichos implantes ante un tipo de fractura muy determinado y unos esfuerzos muy concretos.

Para poder verificar especímenes en el laboratorio, debemos disponer de un método que garantice la estabilización de la muestra en la bancada de pruebas. Los sistemas que se emplean

actualmente siguen los resultados de Hirsch (57), quien en 1964, comprobó un método de absoluta confianza. Inicialmente trabajó con metales de bajo punto de fusión, con yeso de París, materiales plásticos y resinas de poliéster, pero desistió por problemas de insuficiente adhesión al espécimen, falta de resistencia del material a las fuerzas aplicadas o excesivo tiempo para alcanzar la solidificación. Finalmente halló la solución incluyendo un acelerador líquido de resina contacto en una base de mástic reforzado con hilos de poliéster a la que añadía peróxido-catalasa para activar la polimerización y acelerar la solidificación. La continuación y perfeccionamiento de sus trabajos ha puesto a nuestra disposición adhesivos de base resina con endurecedores de acción rápida que nos ha permitido solventar esta cuestión sin excesivos problemas. De todos modos, fue preciso diseñar un utillaje especial para mantener la posición idónea de la muestra mientras duraba el proceso. Tras analizar las causas que obligaron a suspender y reiniciar ensayos mientras se realizaban (fracaso de la osteosíntesis por pérdida de fijación (Fig. 95), error en los sistemas de medida, errores humanos, etc.) se comprobó que ninguno de ellos correspondía a una pérdida de fijación del espécimen, lo que habla en favor de la seguridad del método. Por ello, nos hemos permitido prescindir de la transfixión

metálica mediante tornillos a través del material de fijación y de los extremos distales de la muestra incluidas en las cazoletas de alojamiento, a diferencia de lo expuesto por otros autores, como el propio *Hirsch* u otros actuales (*White y Panjabi* (160) 1978, *Laborde y cols.* (22) 1980, *Mc Afee y cols.* (22) 1985).

El procedimiento de producción de la fractura experimental es diverso, aunque pueden distinguirse tres grupos bien definidos:

- I.-Constituído por los autores que antes de iniciar la experimentación, deciden el tipo exacto de fractura que quieren estudiar y la efectúan previamente de un modo sistemático. Posteriormente implantan las diferentes técnicas de osteosíntesis y comparan sus resultados en la columna lesionada. A este grupo corresponden los trabajos de *Fischer y cols.* (32) 1977, *Kempf y cols.* (75) 1977, *Panjabi y cols.* (121) 1981, *Gaines y cols.* (45) 1983 y *Munson y cols.* (102) 1984. También podemos incluir en esta sección (que por otro lado es la más numerosa), los trabajos de *Nagel y cols.* (113) 1981, que se diferencia del resto, por lesionar

estructuras ligamentosas en lugar de actuar sobre el hueso.

II.- Lo forman aquellos investigadores que trasladan al laboratorio la fisiopatología de producción de las fracturas y la aplican sobre las muestras, mediante esfuerzos de flexión, compresión, rotación, etc. Sin embargo, no dejan que la fractura se produzca de un modo completamente aleatorio sino que, utilizando un símil, proceden a una voladura controlada dirigiendo el mecanismo de producción de la fractura para que la lesión experimental aparezca en una vértebra concreta. *Stauffer y Neil* (147) 1975 seccionan, mediante bisturí, los ligamentos posteriores para después osteotomizar a escoplo el macizo articular. Una vez hecho esto, sometían a la muestra a esfuerzos de flexión y compresión.

Purcell y cols. (127) 1981 efectúan básicamente el mismo método, pero, a diferencia de los anteriores, tan sólo seccionan la cápsula articular de las pequeñas articulaciones posteriores sin alterar la estructura ósea. Otro autor, *Mc*

Afee y cols. (1985) 1985 procede a lesionar mediante cortes con osteotomo una vértebra de la muestra que somete posteriormente al impacto de un peso de 140 N a una altura constante de 160 cm.. En otro grupo de su estudio, aplicaba fuerzas de compresión y rotación, pero efectuando el stress lesional en el disco intervertebral, mediante cortes alternativos a bisturí.

III.-Lo integran aquellos experimentos que no están en absoluto mediatizados para que la fractura experimental aparezca en un lugar determinado. Sin embargo, de alguna manera la lesión tendrá unas características determinadas, en cuanto a tipo de fractura y localización aproximada, según las fuerzas que se apliquen y los mecanismos de transmisión, tanto cuantitativa como cualitativamente. A este grupo pertenecen todos los trabajos experimentales que analizan el comportamiento fisiológico del segmento vertebral (Roaf (1960) 1960, Rolander (1966) 1966, White y Hirsch (1971) 1971, Rolander y Blair (1975) 1975, entre otros), pero nos interesan más las que producen lesiones para después osteosintetizarlas y

experimentarlas nuevamente. Quizás los más característicos sean los trabajos de *Laborde y cols.* (1980), que ensaya la columna sana hasta la aparición de lesión ósea, aplicando fuerzas de rotación controladas. Detenía la fuerza antes de lesionar los ligamentos para que se pudieran implantar las osteosíntesis y continuar el experimento. *Mc Afee y cols.* (1985) llevan a cabo un interesante ensayo, al implantar diversas técnicas en especímenes sanos que posteriormente se trataban hasta su fracaso, mediante la aplicación de una fuerza constante en el eje axial y una rotación angular continua.

Nuestro trabajo se incluye en el grupo I, ya que hemos determinado previamente al ensayo el tipo de fractura a realizar y el nivel lesional, y la hemos llevado a cabo de un modo reglado, utilizando un osteotómo. Nos hemos servido de esta sistemática en el afán de no introducir variables no controladas que pudieran dificultar el análisis estadístico. Cualquier experimentación biomecánica, por el solo hecho de producirse "in vitro" y en condiciones distintas a las fisiológicas, anatómicas y ambientales, lleva pergeñada en su concepción todo tipo de dificultades para su posterior valoración, por no hablar de las

diferencias inherentes a cada espécimen. Por ello creemos que todos aquellos factores que intervengan en el resultado final y puedan ser dominados por el investigador no se deben dejar a su libre evolución.

La aplicación descentrada de la fuerza desdobra el esfuerzo en dos componentes: uno de compresión y otro de flexión. Esta situación intenta repetir, en el laboratorio, el esfuerzo más habitual que se produce en la vida cotidiana de una persona en la plenitud de su estado físico. Dado que no contamos con la ayuda de la musculatura y de la caja torácica para colaborar en la distribución de la fuerza (según *Morris y cols.* <107> 1961, absorben hasta un 30% de la fuerza), no podemos alejar excesivamente el eje axial de compresión de la vértebra lesionada. Si en un hombre de 70 Kg. se calcula que la distancia entre la pared muscular abdominal y el segmento $D_{1,2}-L_1$ es de 140 mm. de promedio (*Purcell, y cols.* <127> 1981), nosotros pensamos que la ausencia de las estructuras que descargan parte del trabajo que desempeña el raquis debe hacernos disminuir esa distancia a la mitad. Por tanto, la distancia entre la línea de aplicación de la compresión y el cuerpo de la vértebra L_1 lo fijamos en 70 mm. para $M = 0$ en mN (posición inicial). Durante la experimentación no se ha producido ningún error imputable a un defecto del material utilizado para

aplicar los esfuerzos. De la revisión de los trabajos experimentales publicados, se comprueba que la mayoría utilizan máquinas similares para la aplicación de los esfuerzos, que permite introducir pequeñas variaciones de carga de un modo continuo o alternante. *White y Hirsch* (159) 1971, *Kempf y cols.* (74) 1973, *Rolander y Blair* (134) 1975, *Stauffer y Neil* (147) 1975, *Pinzur y cols.* (124) 1979, *Nagel y cols.* (113) 1981, *Gaines y cols.* (45) 1983, son buena muestra de ello. Igualmente puede apreciarse que, excepto en los primeros trabajos como el de *Roaf* (130) 1960, en los experimentos citados se utilizan combinaciones de fuerzas.

Los sistemas de osteosíntesis elegidos para este estudio respondían a motivaciones diversas, como se han hecho constar al inicio de este apartado, pero que podríamos resumir en técnicas históricas, técnicas actuales que motivan controversia y técnicas a investigar. Historia, porque el sistema que utiliza dos barras de *Harrington* a distracción, una a cada lado de las apófisis espinosas ya no se utiliza en el tratamiento de las fracturas recientes del raquis. Sin embargo sigue utilizándose como método de recurso, para estabilizar una columna inestable por una lesión destructiva primaria o metastásica. Controversia y actualidad para definir la situación de opiniones encontradas sobre el montaje de *Luque*, la técnica de

Roy-Camille y el doble *Harrington* a distracción complementado con SSI. Investigación porque, aunque modesta, aportamos nuestra experiencia biomecánica sobre la técnica de *Harrington* modificada por *Villanueva*.

La osteosíntesis del raquis dorsolumbar por vía posterior, aunando barras de *Harrington* a distracción con un único elemento a compresión medial no se había descrito previamente como estudio experimental. *Yosipovitch y cols.* ⁽¹⁶⁷⁾ 1977 y *Floman y cols.* ⁽⁴⁰⁾ 1985 citan a un autor israelí, *Leatherman*, del que aseguran había utilizado una barra de compresión de *Harrington* colocada por vía posterior entre dos barras distractoras. Ambos se remiten a una tercera fuente de información, donde dicen haberla leído. *Jacobs y Casey* ⁽⁶⁵⁾, en 1984 aseguran que el *Harrington* a compresión entre dos barras distractoras es prácticamente imposible de colocar por falta material de espacio y que por ello no se ha podido comprobar experimentalmente la función biomecánica que desempeñaba. La reducción de las dimensiones de la barra compresora que utilizamos nos permite solucionar el problema de la ubicación. Sin embargo, permanecía irresoluta la calibración experimental de su acción sustentora.

Es evidente que este aspecto era de suma importancia para nuestra hipótesis de trabajo. El factor diferencial que podía ejercer la compresión del foco de fractura en la técnica de Harrington a Distracción bilateral daba sentido a nuestro interés. Lamentablemente, la mínima disponibilidad que permitía la barra compresora por su escaso tamaño, impedía la colocación de galgas extensométricas que midieran el paso de fuerzas. En el resto de implantes, el registro de las microdeformaciones no ha ofrecido apenas dificultades, puesto que el encolado de las galgas era sencillo y la superficie pulimentada del material amplia. Hemos podido encolar los extensómetros sin dificultad en posición opuesta, para poder captar las tensiones de estiramiento y de constricción, como recomienda *Mc Afee y cols.* (1985). En la placa de *Roy-Camille* no ha sido posible colocar galgas contrapuestas, puesto que su misma técnica de colocación, adosada íntimamente a la superficie ósea, no lo permitía, pero en el resto de implantes se ha llevado a cabo situando las galgas en los polos opuestos de una circunferencia imaginaria. La necesidad de disponer igualmente de los datos de microdeformación en la barra compresora nos ha impulsado a solucionar este tema, aún contando con variar, aunque fuera mínimamente las características del implante.

En efecto, como la barra compresora no es lisa sino que presenta un paso de rosca en toda su longitud, y además existe una limitación de espacio, se ha optado por intercalar una pieza que cumpliera los requisitos exigidos para encolar las galgas. Se ha dejado al nivel del foco de fractura y ha captado las tensiones y microdeformaciones que sufría el implante. Estamos de acuerdo que esto ha modificado las condiciones biomecánicas del compresor, pero no de un modo sustancial. En contraposición, los datos que nos ha suministrado son de auténtica importancia para conocer la función de la compresión sobre el foco de fractura en la rigidez total del sistema y en la descarga de fuerzas sobre la columna.

Hasta la fecha, todos los estudios experimentales tendentes a comprobar el trabajo del *Harrington*, puesto a compresión, se referían únicamente a montajes en que se colocaban dos barras y ambas trabajando en compresión. Los trabajos de *Stauffer y Neil* (147) 1975, *Pinzur y cols.* (124) 1979, *Kempf y cols.* (77) 1980, *Laborde y cols.* (88) 1980 y *Nagel y cols.* (113) 1981 son perfectos exponentes. Es interesante el estudio de *Wenger y cols.* (158) 1982 con montaje de una barra a distracción y otra a compresión pero el hecho de experimentar sobre escoliosis y colocar los

ganchos sobre las apófisis transversas lo aleja de los trabajos comparables para esta técnica.

De la revisión bibliográfica se desprende que la mayoría de autores se conforman con conocer las variaciones de tensión y deformación que les proporcionan las galgas encoladas al espécimen, bien sea sobre el propio hueso (*Fischer y cols.* «33» 1977), intercaladas en el defecto experimental producido en el hueso (*Munson y cols.* «103» 1984), encoladas a clavos introducidos en el hueso (*Nagel y cols.* «113» 1981) o ubicadas en el material de osteosíntesis (*Kempf y cols.* «73» 1979). Con los datos suministrados con estos sensores y conociendo las fuerzas aplicadas se efectuaban los cálculos correspondientes. Otros autores no se conformaron con estos parámetros y quisieron conocer además el desplazamiento que sufría el espécimen. Registraron la distancia entre la columna y el eje de aplicación de las fuerzas para calcular el momento resultante; igualmente introdujeron clavos en las vértebras adyacentes proximal y distal al foco de fractura para medir los desplazamientos que aparecían al aplicar el par de fuerzas. Unos como *Purcell y cols.* «127» 1981 midieron la distancia entre la columna lesionada y el eje de fuerzas con una regla milimetrada colocada en el campo experimental. Una instantánea fotográfica tomada a

cada variación de la fuerza introducida permitía registrar los incrementos de esta distancia. *Laborde y cols.* (1980) también utilizaban fotografías para almacenar los datos, pero no medían la distancia de aplicación de la fuerza sino el desplazamiento que aparecía entre dos clavos colocados en los extremos sanos de la columna lesionada. *Mc Afee y cols.* (1985) también utiliza clavos introducidos en las vértebras pero impresiona placas radiográficas para registrar las modificaciones que produce la variación de la carga introducida.

Nosotros hemos efectuado un compendio de estos sistemas puesto que hemos tomado instantáneas fotográficas del espécimen cada vez que se ha variado la carga aplicada. También hemos incluido una regla milimétrica para calcular la distancia existente entre la vértebra lesionada (L I), y el eje axial de aplicación de fuerzas.

No obstante, la medición del desplazamiento mediante clavos introducidos en las vértebras nos ha parecido poco fiable. Por ello, hemos preferido impactar los clavos en cada vértebra lesionada y su inmediata superior. Su cabezal se ha escogido suficientemente grande para dar cabida a una cruz que nos determinara un solo punto en el espacio,

facilmente identificable al proyectar la diapositiva tomada. Los puntos marcados por los dos clavos de cada vértebra, configuran una línea en el plano que junto con la otra línea, determinan un ángulo. La variación de este ángulo ante cada incremento del esfuerzo soportado nos dará el desplazamiento sufrido por el espécimen. El conocimiento del momento y del desplazamiento nos permitirá calcular la deformación que sufre la muestra.

Este esquema de trabajo no está sujeto a variaciones, por el lugar de colocación de los clavos, ni por la angulación que éstos puedan accidentalmente tomar al introducirlos, puesto que el ángulo inicial se iguala a 0° sexagesimales y lo que se mide es la variación posterior. Sin embargo, alguna variable no dominada por el investigador actúa sobre el método, puesto que los resultados de este parámetro son los que muestran mayor dispersión y son menos homogéneos. A pesar de ello son estadísticamente valorables y nos ha servido para medir y comparar la deformación que sufre el espécimen instrumentado con las diferentes técnicas de osteosíntesis.

Para poner a prueba el método se efectuaron previamente diversos ensayos con especímenes instrumentados con placas de *Meurig-Williams* para

describir y solucionar los problemas que pudieran ir apareciendo. Igualmente, y "a posteriori", se efectuaron calibraciones de seguridad del material utilizado.

5.2.- Comparación de las prestaciones de los sistemas de osteosíntesis estudiados

Desde un punto de vista estadístico, una muestra de treinta ensayos es suficientemente representativa y permite extraer valores fiables, aceptando las limitaciones que imponen los fenómenos biomecánicos en que las variaciones entre especímenes motivan dispersiones importantes en los resultados. Hemos intentado disminuir la variabilidad ensayando los diferentes sistemas de osteosíntesis en cada uno de los especímenes y procurando que las muestras fueran homogéneas. No obstante, el objetivo del presente estudio no es la obtención de valores característicos para cada sistema, sino la comparación entre sí de los sistemas, en condiciones idénticas de sollicitación. Aún admitiendo la imprevisión de los parámetros evaluados, son utilizables para una comparación, incluso una comparación cuantitativa. Los primeros gráficos se obtienen de trasplantar al plano de coordenadas los datos de los cálculos elaborados a partir de los parámetros medidos. Si tenemos en cuenta que se trata de cinco variables y seis sistemas de osteosíntesis por cada columna experimentada convendremos en que la cifra total de gráficos dificulta su manejo. Para obviar esta dificultad, se han superpuesto en un solo gráfico todas las

correspondientes a una misma variable de un sistema de osteosíntesis determinado.

Efectivamente, si se superponen los gráficos de cada variable y se analizan detenidamente, se observará que mantienen una coherencia para cada técnica de osteosíntesis y para cada variable estudiada, y que son utilizables para discriminar comportamientos resistentes distintos.

Tan sólo en los gráficos que representan el ángulo girado entre la vértebra lesionada y la inmediata superior (Gráfs M-A° números 1 al 7, ambos inclusive) presentan alguna dificultad. Los gráficos son más irregulares y evidencian una dispersión de datos que provocan solapes entre distintas líneas, que representan otros tantos especímenes estudiados. Las causas de ello obedecen probablemente a una variabilidad intrínseca importante del propio parámetro combinado con una excesiva sensibilidad a los errores del método de medición y cálculo empleados. Para mejorar el uso de los gráficos M-A° se han diseñado unos nuevos gráficos en los que se ha representado la envolvente de todos los gráficos (valor mínimo y valor máximo para cada escalón de fuerza) y el valor promedio. Con este método hemos podido acotar la zona de valores y definir un valor

promedio para realizar cálculos y comparaciones (Gráfs. M-A^o números 8 al 13 inclusive).

Se han contrastado entre sí los gráficos obtenidos para las mismas variables sobre los distintos especímenes experimentados y la comparación no muestra ninguna tendencia clara. Esto significa una garantía de que el método no discrimina los sistemas de osteosíntesis como ocurriría si de la comparación se dedujera que todos los ensayos efectuados en un espécimen dan resultados superiores o inferiores a los resultados de otro espécimen. Aunque es obvio que existe variabilidad de un espécimen a otro, y que ello es una de las causas que dispersan los resultados, no hay una tendencia clara que permita normalizar estos resultados para cada espécimen y haga colegir que unos especímenes son muy diferentes a otros.

Del análisis de los gráficos envolventes y sus valores promedio en la variable A^o = Deformación del ángulo formado por las vértebras del segmento lesionado, destaca el agrupamiento homogéneo de los datos de la técnica *Kostuik-Harrington* con mínima deformación del ángulo (Gráf. 11). La técnica de *Roy-Camille* (Gráf. 12) permite mayor deformación del segmento pero es, entre las técnicas que se implantan por vía posterior, la que aporta mayor rigidez al

sistema. La siguen en orden decreciente las técnicas que utilizan SSI (Gráfs. 9 y 13) y la técnica de *Harrington-Villanueva* (Gráf. 10). La técnica de *Harrington* tradicional aporta muy poca rigidez al sistema (Gráf. 8), ligeramente superior a la que ya posee la columna dorsolumbar sin osteosíntesis y antes de producirle la fractura experimental (Gráf. 7).

Si analizamos los gráficos correspondientes a la variable MF=momento flector que absorbe la fijación, debemos destacar que en todas las técnicas ensayadas la variable se encuentra muy agrupada. Los máximos valores corresponden a la técnica de *Luque* (Gráf. 19) y a la de *Roy-Camille* (Gráf. 18), ambas implantadas por vía posterior. La técnica que aguanta menor MF es la que se implanta por vía anterior (Gráf. 17) y le siguen con escasos valores de MF la técnica de HDR-SSI (Gráf. 15), *Harrington-Villanueva* (Gráf. 16) y *Harrington* tradicional a distracción (Gráf. 14). Es una variable difícil de valorar puesto que inicialmente se tiende a suponer que soportar un gran momento flector indica que la fijación resiste mucho a la deformación o rigidifica mucho el segmento. No tiene porque ser necesariamente así, puesto que se puede soportar mucho momento flector y deformarse también mucho. El ejemplo más claro nos lo ofrecería un cerclaje alámbrico alrededor de un foco de fractura

en un hueso largo. Sometido a esfuerzos de flexión que duda cabe que soportaría un gran MF, pero también es indudable que apenas aportaría rigidez al montaje.

Los gráficos correspondientes a la variable MD = momento flector que absorbe la columna, destacan igualmente por su gran agrupamiento, muy homogéneo en los Gráfs. 20, 21, 22 y 23, correspondientes a las técnicas que utilizan alguna modalidad de osteosíntesis de *Harrington*, sin que prácticamente puedan establecerse diferencias. Mayor dispersión presentan las técnicas de *Roy-Camille* y *Luque* (Gráfs. 24 y 25). Los gráficos M-MD son casi superponibles en su conjunto a los gráficos especulares de M-MF lo que no es de extrañar, puesto que son muy similares a sus respectivos complementarios.

Del análisis de las gráficas M-FF con FF=fuerza soportada por la fijación, se aprecia que todas dan valores similares con mayor dispersión para las técnicas de HDR (Gráf. 26) y HDR-SSI (Gráf. 27). El resto dan agrupamientos homogéneos (*Roy-Camille* Gráf. 29 y *Luque* Gráf. 30), siendo los valores más cercanos a 0 Newtons de fuerza soportada por la fijación, los correspondientes a la técnica de *Harrington-Villanueva* (Gráf. 28). Esta variable es muy difícil de valorar puesto que no cabe inferir que si la fijación no

soporta fuerza, toda la fuerza recae en la columna. Esto no es así, sino que la aparente anormalidad de estos valores, se debe a la contraposición de distintas fuerzas que se anulan entre sí. El ejemplo más claro lo obtenemos con el método de *Harrington-Villanueva*: Al constar de dos mecanismos distintos, uno a compresión, único y medial, y otro a distracción, bilateral, los esfuerzos de flexión y compresión que se aplican, generan fuerzas a tracción (que aparecen en forma de Newtons negativos) que se contrarrestan con las fuerzas a compresión (que aparecen en forma de Newtons positivos) anulándose entre sí.

Teóricamente esta relación equilibrada de fuerzas contrapuestas hace que el sistema de fijación trabaje sin grandes tensiones lo que lógicamente le favorecería en cuanto a durabilidad futura, pero no podemos demostrarlo.

Si valoramos los gráficos correspondientes a la variable FC = fuerza soportada por la columna nos encontramos con valores superiores y menos agrupados en la técnica de HDR (Gráf. 31) y HDR-SSI (Gráf. 32). El resto de técnicas que se muestran en los gráficos 33 (*HDR-Villanueva*), 34 (*Kostuik-Harrington*) y 35

(Luque) descargan mucho la columna, lo que podría corresponderse con la explicación dada anteriormente.

Tras esta primera lectura de los resultados, debemos comparar las prestaciones de los diferentes métodos de osteosíntesis y para ello, analizaremos la pendiente de los gráficos (Cuadro III). Tal y como hemos visto en la exposición de los resultados, se calcula el valor promedio de cada variable para cada técnica de osteosíntesis en base al valor $M=10$ mN y se refiere la pendiente del gráfico a 1 mN.

A diferencia de la valoración anterior, ya no analizamos el comportamiento de los ensayos correspondientes a cada variable para cada técnica de osteosíntesis tomada individualmente, sino que nos disponemos a una comparación cuantitativa y cualitativa de los diferentes tipos de osteosíntesis. Para someterlas a la comparación hemos escogido las variables más significativas, que a nuestro criterio son:

A°: Deformación del ángulo formado por las vértebras del segmento lesionado, al ser sometido a esfuerzos de flexión y compresión. Esta variable relaciona fuerzas y desplazamientos indicando deformaciones. No

debemos olvidar que deformación es un concepto contrario a rigidez, por lo que a mayor deformación, menor estabilización del segmento lesionado.

σ : Valor máximo de tensión que soporta el implante. Variable significativa porque indica los niveles de tensión que soporta el material en cada técnica de osteosíntesis.

FC: Fuerza soportada por la columna. Variable significativa porque indica qué técnicas de osteosíntesis descargan más la columna.

Hemos desestimado el resto de variables para proceder a la comparación, debido a que la valoración del significado del momento flector que soporta la fijación y la columna, son muy difíciles de establecer y se prestan a confusión. Además, conociendo los valores máximos de tensión que soportan los implantes y la fuerza que recae en la columna, no necesitamos duplicar las variables. Lo mismo podemos decir de la variable FF.

Ateniéndonos a estas variables deberemos calificar como mejor técnica de osteosíntesis aquella que absorbe mayores esfuerzos descargando más la columna,

rigidifique al máximo el sistema y soporte menor cantidad de tensiones a nivel del implante.

Para facilitar la comparación de los resultados se procede a una representación gráfica conjunta de todos los sistemas de osteosíntesis para cada una de las variables escogidas, tomando como referencia sus valores promedio para $M = 10 \text{ mN}$ (Gráfs. 36, 37 y 38).

Del análisis de los valores promedio de deformación de los ángulos en los siete grupos estudiados (Gráf. 36) se comprueba que la técnica de osteosíntesis que permite una menor deformación del segmento lesionado, es con diferencia el sistema de *Kostuik-Harrington*, que varía su ángulo un promedio de $0,6^\circ$ sexagesimales. Es evidente que la osteosíntesis en la región anterior rigidifica más la columna ante esfuerzos de flexión y compresión. La técnica de implantación posterior que aporta mayor rigidez al segmento lesionado son las placas de *Roy-Camille*, con un promedio de $4,5^\circ$ de variación angular, seguidas por la técnica de HDR-SSI y la técnica de *Luque* que permiten una deformación de $6,8^\circ$ y $6,9^\circ$ respectivamente. Posteriormente, aparece la osteosíntesis de *HDR-Villanueva* con un promedio de $10,7^\circ$. Sin lugar a dudas, la opción que rigidifica más la columna es la osteosíntesis anterior, siguiendo la

técnica de *Kostuik-Harrington*. De entre la osteosíntesis que se implantan por vía posterior, la más rígida es la técnica de *Roy-Camille*.

El análisis comparativo del valor promedio de máxima tensión en el implante (Gráf. 37) destaca a la osteosíntesis de *Luque* que alcanza los 52,3 Kg/mm², seguido de la técnica HDR que resiste 32,8 Kg/mm². El implante que trabaja con menores tensiones es, con diferencia, el *Kostuik-Harrington* con 3,8 Kg/mm². De las técnicas implantadas por vía posterior, destaca por su menor nivel de tensión las placas de *Roy-Camille* con 11,3 Kg/mm². Le sigue con un sensible aumento la técnica de *HDR-Villanueva* que soporta tensiones promedio de 20,1 Kg/mm².

Del estudio se desprende que el implante que efectúa su trabajo con una más baja cota de tensiones es el que se ubica en la región anterior. Entre las técnicas posteriores, alcanzan menores tensiones las placas de *Roy-Camille*, las barras de *HDR-Villanueva* y las barras de HDR-SSI. Si nos atenemos a esta variable como orientativa de la durabilidad del implante, parece claro que el sistema de *Luque* y el de HDR, tienen un gran riesgo de fracaso de material, mientras que las placas de *Roy-Camille* y la técnica de *HDR-*

Villanueva teóricamente padecerán poca fatiga de material.

Si revisamos el gráfico 38 y valoramos el promedio de fuerzas que soporta la columna con los distintos tipos de osteosíntesis, comprobamos nuevamente como el dato más favorable lo aporta la técnica de *Kostuik-Harrington*. En segundo lugar, y destacado del resto, encontramos la osteosíntesis de *HDR-Villanueva* por delante de las barras de *Luque*, las barras de HDR y la técnica de HDR-SSI. Estas últimas no consiguen descargar la columna que recibe fuerzas superiores a los 600 N.

La técnica que descarga más la columna y por tanto, presupone mejores condiciones para el futuro de las lesiones es, como en las anteriores variables, la técnica que se implanta por vía anterior. De entre las técnicas que utilizan el abordaje posterior, favorece más el reposo del segmento lesionado la osteosíntesis de *HDR-Villanueva* y en menor medida las barras de *Luque*.

La conjunción de estos tres factores es inapelable: la técnica de *Kostuik-Harrington*, implantado por vía anterior es la que rigidifica más

el sistema, descarga más la columna lesionada y trabaja con menores tensiones.

Las placas de *Roy-Camille* consiguen los mejores resultados de rigidez y menores valores de tensión en el implante destacando por encima del resto de técnicas posteriores.

La técnica de *HDR-Villanueva* es la osteosíntesis posterior que grava menos el trabajo de la columna. Consigue también buenos guarismos de tensión en el implante y rigidifica poco la columna.

Las osteosíntesis que utilizan la SSI asumen gran riesgo de fatiga de material y se apoyan mucho en la columna que aparece muy cargada. Sus valores de rigidificación son intermedios.

La técnica de *Harrington* tradicional ofrece unos pobres resultados puesto que trabaja mucho, descarga poco y no rigidifica apenas. Presenta grave riesgo de fracaso de material, augura dificultades para mantener la estabilidad del segmento incluido en la osteosíntesis y no consigue ofrecer buenas condiciones de reposo para el futuro de la lesión.

Como esperábamos al iniciar este trabajo, el sistema de *Kostuik-Harrington* es el que ha desempeñado mejor su cometido. En nuestra opinión, ello se debe básicamente a dos razones:

a.- El implante se coloca por vía anterior adosado a los cuerpos vertebrales. Está situado más cerca de la línea de aplicación de las fuerzas que todos los demás sistemas facilitando que logre mantener el equilibrio de fuerzas y momentos en unas condiciones más favorables desde el punto de vista geométrico.

b.- El sistema cumple su función rigificadora en base a colocarse en distracción. Una vez implantado, la situación biomecánica parte de la acción de la tracción que la barra de *Harrington* ejerce sobre la columna, y a su vez, de la compresión que la columna ejerce sobre la barra de *Harrington*. Al aplicar los esfuerzos de ensayo, se refuerza esta situación: la columna comprime más al sistema, mientras que éste tracciona más de la columna.

Desde el punto de vista mecánico la acción de la barra de *Kostuik-Harrington* se asemeja a la función de un **PUNTAL**, con lo que su situación para desempeñar su cometido, es inmejorable. Ello favorece su acción rigidificadora, le permite trabajar con bajas tensiones de deformación y descargar de modo notable a la columna.

En el resto de sistemas ensayados, el denominador común de su ubicación posterior condiciona un mecanismo de trabajo distinto ante los esfuerzos aplicados. Al someter el montaje a flexión-compresión los implantes reciben fuerzas de tracción y se comprime más la columna. Las osteosíntesis actúan efectuando su acción a distancia como si fueran un obenque o un tirante externo, según se coloquen en pretensión o no. (*HDR-Villanueva* o *Luque* serían los ejemplos más significativos).

Este hecho es fundamental para comprender el mecanismo de actuación de los implantes posteriores y su diferente respuesta a los experimentos, evidente al analizar los resultados.

Dejando de lado el diseño y atendiendo a su mecanismo de trabajo veremos dos grupos bien definidos.

I.- Utilizan básicamente la distracción como método de reducción bien sea en solitario (técnica de HDR) o acompañada de elementos reforzantes (Barra compresora en la técnica de *HDR-Villanueva* o lazadas sublaminares de alambre en la SSI.)

II.- Técnicas que mantienen la reducción de la fractura pero que no ejercen ninguna fuerza distractora ni de otro tipo para conseguir la reducción. Incluiría las placas de *Roy-Camille* y la técnica de *Luque*.

Las fuerzas que traccionan de los implantes, tienen efectos diferentes según estas premisas. En los sistemas del grupo I, al aplicar esfuerzos de flexión y compresión la columna se comprime y la osteosíntesis se somete a tracción con lo que se descarga el efecto distractor y mengua el efecto rigidificador.

Esto es así hasta tal punto que la columna fijada con HDR se comporta como la columna indemne sin ningún tipo de osteosíntesis.

El efecto de los complementos reforzantes se demuestra por la mejoría del comportamiento. Así el HDR-SSI rigidifica el montaje y mejora el nivel de

tensión, aunque no descarga la columna. Por su parte, el *HDR-Villanueva*, al añadir el complemento de la barra compresora consigue descargar mucho la columna con tensiones del implante similares al anterior.

Los sistemas del grupo II como las placas de *Roy-Camille* o la técnica de *Luque* se comportan como tirantes ante el esfuerzo de flexión-compresión: como no hay distracción previa, no se descarga tanto el mecanismo pues su implantación se basa en la fijación sobre la muestra en reposo, sin estar sometida a fuerzas previas. Consiguen una buena rigidificación, con deformaciones inferiores globalmente a las técnicas del grupo I.

Las tensiones que sufre el método de *Luque* son muy altas, lo que hace temer rupturas por fatiga de material, mientras que las placas de *Roy-Camille* presentan cifras tensionales bajas, que garantizan la durabilidad del implante.

Es importante que no perdamos el horizonte de nuestro estudio entre tantas consideraciones. Recalcamos que los resultados de nuestra experiencia se refieren a unas circunstancias muy concretas de ensayo (tipo de fractura, tipo de esfuerzo, tipo de osteosíntesis) y que por tanto, no podemos

generalizar. Los datos que aquí ofrecemos se refieren exclusivamente al estudio efectuado.

Ese es el motivo de que trabajos clínicos contradigan los resultados de nuestro experimento cuando valoran de un modo más amplio, el tratamiento de las fracturas.

Quizás el factor de mayor importancia para el comportamiento de los implantes sea la ausencia de L.C.A. (Anden y cols. ⁽²⁾ 1980). Si revisamos las principales clasificaciones (Holdsworth ⁽⁵²⁾ 1963, Denis ⁽²³⁾ 1983) veremos como el L.C.A. solo se lesiona totalmente en caso de fracturas por extensión, o en las fracturas-luxaciones. Bedbrook ⁽⁶⁾ ⁽⁷⁾ 1971, tras una revisión de más de 200 cadáveres con lesiones traumáticas de la columna, demostró que el L.C.A. prácticamente siempre permanece intacto. Por tanto, el tipo de fractura experimental que nosotros hemos producido no suele acompañarse de lesión de L.C.A. en la vida cotidiana. Ello nos da una idea de la importante inestabilidad a que hemos sometido el espécimen, y las especiales dificultades que han debido de superar las osteosíntesis. (Fig. 96). En estas condiciones parece lógico que la osteosíntesis por vía anterior sea la más adecuada, como así se ha demostrado. Sin embargo, en la práctica clínica, el

propio *Kostuik* (1983, 1984) considera que su método no es tan rígido como otros sistemas, entre ellos el HDR-SSI, ante fuerzas rotacionales y de cizallamiento. Por eso recomienda una ortesis externa en el postoperatorio durante 6 meses e incluso aconseja proceder a una rigidificación posterior cuando la lesión abarca dos cuerpos vertebrales. *Dunn* (1984) utiliza un sistema similar y está de acuerdo en su menor estabilidad ante fuerzas rotacionales. Igualmente por vía anterior, *Kaneda y cols.* (1984), para disminuir los efectos rotacionales y de cizallamiento, utilizan un artilugio de diseño similar al *Kostuik-Harrington* y que como principal novedad utiliza la compresión interfragmentaria.

Uno de los principios fundamentales de la osteosíntesis es la compresión interfragmentaria, que aumenta notablemente la fricción entre los fragmentos y en consecuencia la estabilidad de la fijación. (*Müller y cols.* (1980)). Por tanto, también los sistemas de osteosíntesis que se aplican en la región dorsolumbar deberían tener en cuenta este principio y aplicarlo.

La compresión, en mayor medida que la neutralización y que la distracción, elimina fuerzas de torsión, flexión y cizallamiento, aumentando la

capacidad de resistencia del montaje a sollicitaciones externas, significando, por si misma, un factor de estabilización estática (*Müller y cols.* (1980) 1980).

Por este motivo, incluimos en el estudio, un tipo de osteosíntesis que efectuará compresión interfragmentaria, en la esperanza de que se mostrará beneficiosa para la biomecánica del implante. Nos hemos apoyado para ello en los trabajos de *Kempf y cols.* (1979) 1979 que al estudiar las características biomecánicas del *Harrington* a compresión, concede una buena parte de las razones de su rigidez al hecho de estar colocado en pretensión. Ello implica que inicialmente existen fuerzas compresoras en la región posterior que superan las necesarias para mantener reducidos los fragmentos en situación de reposo, por lo que se producirán fuerzas contrarias e incluso hipercorrección en la porción más anterior del segmento vertebral (Figs. 97 y 98). Al producirse esfuerzos de flexión y compresión, el efecto de la pretensión permite que las fuerzas compresoras se desplacen a la región anterior del cuerpo pero sin que se produzcan efectos distractores en la región posterior. Este mecanismo intermitente, que aprovecha el esfuerzo de flexión-compresión para constreñir el foco de fractura, ha sido denominado por la Asociación para el estudio de la osteosíntesis (A.O.) como efecto

de compresión dinámica, y es el que hemos utilizado con la barra compresora del método de *HDR-Villanueva* (Fig. 99).

Los efectos positivos de su función, se ponen de manifiesto en los resultados del trabajo experimental mejorando sustancialmente las variables descarga de la columna y tensión a nivel del implante, colocándose entre los que consiguen el objetivo pretendido. Sin embargo, la mejoría en la rigidificación del segmento, que existe, no forma pareja con el resto de variables, aunque el concepto de compresión dinámica puede explicarlo. Hay que tener en cuenta que de todos los métodos ensayados por vía posterior, éste es el único que comprime el foco de fractura, y que la misma variación del ángulo, sin esta compresión interfragmentaria tendría una consideración distinta.

Por otro lado, si nos fijamos en la fuerza que soporta la fijación del método de *HDR-Villanueva* (Gráf. 28), veremos que los valores promedio se acercan a 0 Newtons, mientras que los del HDR tradicional son mucho mayores. Esta diferencia, debida a la acción del compresor, no acertamos a explicárnosla. En un principio, parecía indicar que no soporta fuerza, pero ello no es lógico, sabiendo que es la osteosíntesis posterior que más descarga la

columna (Gráf. 38). Se podría aducir que las fuerzas externas han de vencer a las fuerzas internas, y que duda cabe que la unión de fuerzas distractoras y compresoras existe. Al implantarse en pretensión permanece la compresión aunque a efectos de medición calibremos a 0 N todos los aparatos cuando iniciamos el ensayo. Las fuerzas que traccionan del implante, al aplicar esfuerzos de flexión-compresión, no se manifestarían hasta que superaran la compresión previa, lo que explicaría el valor de FF cercano a 0 N por la contraposición de fuerzas. (Fig. 100).

La experiencia clínica con barras de *Harrington* a Compresión muestra una opinión convergente que le otorga la máxima rigidez.

Todos los autores coinciden en que es la técnica ideal para utilizar en lesiones producidas por extensión, flexión-distracción (tipo **Chance**) o fracturas-luxaciones sin importantes lesiones óseas (Grantham y cols. ⁽⁴⁸⁾ 1976, Whitesides y Shah ⁽¹⁶²⁾ 1976, Flesch y cols. ⁽³⁹⁾ 1977 y Yosipovitch y cols. ⁽¹⁶⁷⁾ 1977). Siempre se ha considerado como la técnica más rígida, y por tanto, la ideal para tratar a los pacientes parapléjicos en los que no se debe temer empeorar su estado neurológico. Este riesgo es el peor adversario de la técnica, porque en las

fracturas con lesión del muro posterior (p. ej.: *Burst fractures*) favorecen la introducción de fragmentos óseos en el canal neural (*Convery y cols.* ⁽¹⁹⁾ 1978, *Jacobs y cols.* ⁽⁵⁴⁾ 1980, *McBride y Bradford* ⁽¹⁰²⁾ 1983, *Munson y cols.* ⁽¹⁰⁹⁾ 1984). A diferencia de los demás, *Jacobs y Casey* ⁽⁵⁵⁾ 1984 lo contraindican si el L.C.A. no está indemne.

Diversos autores como *Moe y Denis* ⁽¹⁰⁵⁾ y *Bradford y cols.* ⁽¹²⁾ en 1977 recomendaron su uso, siempre que fuera posible, en las lesiones de la columna lumbar, para evitar las alteraciones de la estática y de la marcha que aparecen cuando se pierde la lordosis fisiológica (complicación habitual de las lesiones traumáticas del raquis lumbar que no se soluciona con la distracción (*Hasday y cols.* ⁽⁵⁴⁾ 1983)).

El método de HDR tradicional utilizando doble barra, colocado a cada lado de las apófisis espinosas, ha sido el método más usado para el tratamiento de las lesiones de la columna dorsolumbar. Actualmente ha sido superado por otras técnicas, pero aún mantiene su indicación para el tratamiento de lesiones tumorales o metastáticas en pacientes con corta esperanza de vida. Aunque los resultados que ha obtenido en nuestra experiencia, son los peores de todos los métodos ensayados, era de esperar puesto que una de las

contraindicaciones del HDR es la lesión del L.C.A.. Sin embargo, correctamente utilizado en clínica, ha sido alabado por muchos autores: *Bradford y cols.* (13) 1977, *Erickson y cols.* (34) 1977, *Flesch y cols.* (33), *Dickson y cols.* (27) 1978, *Jacobs y cols.* (54) 1980, *McBride y Bradford* (102) 1983, *Willen y cols.* (163) 1984, *de Wald* (152) 1984.

El creador del método, *Paul R. HARRINGTON*, en el trabajo de *Dickson y cols.* (27) 1978, en el que participó como coautor, ya indica que es un sistema que no soporta bien las flexiones y rotaciones excesivas. Otros autores (*Armstrong y Connock* (5) 1975, *Denis y cols.* (25) 1984) han utilizado modificaciones en la técnica de *Harrington* para mejorar su estabilidad ante fuerzas en rotación. *Purcell y cols.* (127) 1981 estudiaron este tema y comprobaron que para disminuir el índice de pérdidas de fijación que aparecía, se debía efectuar el montaje incluyendo la tercera vértebra por encima de la lesión y la segunda por debajo, para reducir el momento de rotación que soporta el implante. Cuantas más vértebras libres, mayor momento rotacional y mayor peligro de fracaso en la instrumentación.

McBride y cols. (101), en el mismo año, concluyeron que el nivel adecuado era de dos vértebras

por encima de la lesión y dos por debajo porque abarcar más segmentos, aumenta poco la rigidez, incrementa mucho el riesgo y la pérdida de flexibilidad. Excepto *Jacobs y cols.* «54» 1980 que preconiza una fijación larga con HDR tres niveles supra y subyacentes a la lesión, el resto de autores comentados, recomiendan trabajar con esos niveles. Esta recomendación puede hacerse extensiva a prácticamente todos los métodos de osteosíntesis si exceptuamos los que se implantan por vía anterior. *Roy-Camille y cols.* «138» «140» 1977 lo aconsejan para la instrumentación con sus placas. *Luque y cols.* «92» 1982 hacen lo propio con su método de barras con SSI. Por este motivo, en nuestro trabajo experimental, hemos efectuado todos los ensayos con cada uno de los métodos quirúrgicos, efectuando fijaciones hasta dos niveles por encima y debajo de la lesión, en aras a uniformar en lo posible y disminuir la variabilidad.

En ausencia de L.C.A. aparece una hiperreducción que contraindica el uso del HDR. *Floman y cols.* «40» 1985 lo impiden mediante lazadas de alambre que solidarizan las espinosas, pero la mayoría de autores, recomiendan la combinación de HDR-SSI.

Desde que **Eduardo R. LUQUE** describió la técnica que lleva su nombre, la filosofía del tratamiento se

ha popularizado por sus buenos resultados y la aparente simplicidad del mecanismo de actuación. La SSI ha adquirido tal auge, que los autores la utilizan indistintamente con las barras de *Harrington* o con las barras de LUQUE, según que precisen o no, distracción.

Para este autor mejicano ⁽³²⁾ 1982, su técnica no da complicaciones y le permite, incluso, efectuar distracción y mantenerla con barras en forma de letra "C" mayúscula, que se apoyan mediante sus brazos cortos en dos apófisis espinosas extremas. *Ferguson y cols.* ⁽³⁷⁾ 1982 prefiere el HDR-SSI en caso de tener que practicar distracción. Para *Gaines y cols.* ⁽⁴⁵⁾ 1983, la SSI aumenta la rigidez a la flexión del HDR en una tercera parte. *Bryant y Sullivan* ⁽¹⁶⁾ 1983, *Sullivan y cols.* ⁽¹⁴⁸⁾ 1983, *Wenger y Carollo* ⁽¹⁵⁷⁾ 1984, también notifican buenos resultados con SSI. *Denis y cols.* ⁽²⁵⁾ 1984, sólo la utilizan si hay lesión del L.C.A.

Para *Mc Affe y cols.* ⁽³³⁾ 1985 la razón de su buena función biomecánica se debe a la repartición de las cargas en múltiples puntos de fijación, mientras que para *Munson y cols.* ⁽¹⁰⁹⁾ 1984 asemeja su acción a la de los tornillos de una placa.

Mc Afee ⁽¹⁹⁸⁵⁾ 1985, en un interesante trabajo experimental, del que anteriormente hemos comentado otros aspectos, compara ambos sistemas y concluye que el HDR-SSI es superior para resistir la compresión axial. Por el contrario, en fracturas-luxaciones, prefiere el *Luque*, porque es más estable. En su experimento demuestra que las pérdidas de fijación del *Luque* se producen por fuera de la zona incluida en la osteosíntesis, por la gran rigidez del implante. En cambio, en el HDR-SSI, las pérdidas de fijación se producían por deslizamiento de los ganchos superiores. (Mc Afee y cols. ⁽¹⁹⁸³⁾ 1983).

Muchos autores tienen miedo de las complicaciones neurológicas (Herring y Wenger ⁽¹⁹⁸²⁾ 1982, Jacobs y Casey ⁽¹⁹⁸⁴⁾ 1984, Rossier y Cochran ⁽¹⁹⁸⁴⁾ 1984) que puedan producirse, bien durante la intervención, a posteriori por roturas de alambre o bien, al realizar la extracción de las lazadas (Nicastro y cols. ⁽¹⁹⁸⁶⁾ 1986). Quizás por ello, de Wald ⁽¹⁹⁸⁴⁾ 1984 sólo utiliza el SSI asociado al HDR en caso de parapléjias.

No existe mucha experiencia en el uso combinado de Harrington a Distracción y a Compresión y mucho menos a la manera utilizada en nuestro trabajo experimental. White y Panjabi creen que es la mejor combinación, pero temen las complicaciones neurológicas de la barra

compresora con sus ganchos fijados al interior de las láminas. Por ello, lo recomienda emplazar en las apófisis transversas, tomando punto de apoyo en varias de ellas, por lo que no se puede comparar sus características biomecánicas. También *Leatherman* (1977) lo ha probado con una barra a compresión y otra a distracción a diferentes lados de las apófisis espinosas. *Jacobs* (1980) considera que el doble *Harrington* a distracción combinado con una barra compresora medial, ha de proporcionar gran estabilidad al segmento, pero considera que tiene gran dificultad técnica por el tamaño de las barras y que sería preciso verificar el sistema en el laboratorio para poder opinar sobre él. *Murphy y cols.* (1982) en 1982 comunica buenos resultados clínicos utilizando HDR bilateral con barra compresora medial, aunque no aporta justificación experimental. *Villanueva* (1986) 1986 notifica oficialmente su técnica modificando el HDR tradicional y consigue buenos resultados. No refiere grandes problemas técnicos al haber disminuído mucho el grosor de la barra compresora, pero tampoco lleva a cabo trabajo experimental.

El análisis de los resultados de una investigación biomecánica, efectuada con especímenes animales, en la que se ha estudiado el comportamiento de la muestra tras la producción de una fractura experimental y su

tratamiento con diferentes tipos de osteosíntesis, hace complejo extrapolar los conceptos estudiados para su utilización en la práctica médica.

Sin olvidar el medio experimental en que nos hemos movido y la imposible correlación entre una columna bajo condiciones fisiológicas y una columna "in vitro", extraeremos las conclusiones que se desprenden del estudio comparativo entre diferentes métodos de osteosíntesis del raquis dorsolumbar sometidos a sollicitaciones idénticas.

5. - CONCLUSIONES

1.- El análisis realizado en los ensayos
demostró que en el tipo de ensayo
se puede obtener una gran cantidad
de datos que sirven para el estudio
de los efectos de los factores
que intervienen en el proceso de
deformación y ruptura de los
materiales.

2.- Los estudios experimentales con
colunas de ensayo permiten el análisis
de los efectos de los factores
que intervienen en el proceso de
deformación y ruptura de los
materiales.

CONCLUSIONES

1.- Se compararon las propiedades de
los materiales de ensayo con las
propiedades de los materiales de
referencia.

2.- La sucesión de fracturas en los
ensayos de tensión y compresión
demostró que los efectos de los
factores que intervienen en el
proceso de deformación y ruptura
de los materiales son diferentes.

3.- La producción de una fractura
controlada por el investigador,
que afecta a las columnas
anteriores y media de un segmento
vertebral.

6.- CONCLUSIONES

1.- El análisis estadístico de los resultados demuestra que es válido ensayar repetidas veces un mismo espécimen sin que aparezca una tendencia estadística que otorgue mejores resultados a unos ensayos con respecto a otros, en razón del número de orden en que se han efectuado.

2.- Los estudios experimentales con columna de cerdo permiten el análisis de diferentes métodos de osteosíntesis de la columna dorsolumbar, dado que no se investiga el comportamiento de cada sistema aislado sino que se comparan las prestaciones de diferentes técnicas de osteosíntesis bajo condiciones de sollicitación idénticas.

3.- La ausencia de fracasos en la experimentación atribuibles a defectos en la fijación del espécimen demuestra que no es imprescindible efectuar transfixiones metálicas de los extremos de la muestra a ensayar.

4.- La producción de una fractura experimental controlada por el investigador, que afecte a las columnas anterior y media de un segmento vertebral,

presenta una inestabilidad intrínseca que se pone de manifiesto al aplicar esfuerzos de flexión y compresión asociados, comprobándose una lesión suficientemente inestable que concede valor a la estabilización conseguida por los implantes.

5.- El método de medición de la deformación sufrida por el espécimen, sometido a esfuerzos de flexión y compresión, evidencia una dispersión de datos demostrativa de la excesiva variabilidad del parámetro que, sin invalidarlo para una comparación cualitativa, obliga a buscar nuevos métodos que aporten mayor fiabilidad.

6.- Las gráficas de los datos registrados por las galgas extensométricas muestran un agrupamiento homogéneo que otorga gran confianza en la fiabilidad del método, capacitándolo para discriminar fatigas de material según los niveles de tensión en los implantes.

7.- El mejor método de osteosíntesis de las fracturas inestables de la columna dorsolumbar producidas por un defecto de predominio anterior ante esfuerzos de compresión y flexión es la fijación de la región anterior que sustituye la función de las estructuras lesionadas, demostrándose que absorbe mayores

esfuerzos experimentales, permite menores deformaciones y soporta menores niveles de tensión gracias a la función de puntal que ejercen.

8.- Para este mismo tipo de fractura experimental e idénticos esfuerzos el mejor método de osteosíntesis implantado en la región posterior son las placas de *Roy-Camille* porque rigidifican mucho el sistema y soportan bajos niveles de tensión.

9.- Ante una lesión inestable de predominio anterior que afecte al L.C.A. la técnica de doble *Harrington* a Distracción no mejora la rigidez del sistema y no debe utilizarse como técnica de estabilización.

10.- Ante el modelo experimental ensayado bajo esfuerzos de flexión y compresión las técnicas posteriores que se colocan en compresión o neutralización ven reforzadas su misión al actuar como tirantes externos mientras que las técnicas que utilizan la distracción pierden su acción estabilizadora.

11.- La estabilidad de un sistema no depende tanto del número de puntos de apoyo que tome en la región incluída en la osteosíntesis sino en las fuerzas que genere para rigidificar el segmento.

12.- El uso combinado de distracción y compresión establece un equilibrio de fuerzas en el sistema de fijación que le permite trabajar con bajos niveles de tensión.

13.- La colocación en pretensión de un elemento medial que ejerza compresión interfragmentaria complementando un sistema distractor genera una dinámica de fuerzas que ofrece los mayores niveles de descarga en la columna lesionada.

14.- El efecto de compresión interfragmentaria asociado a distracción (HDR-Villanueva) en el modelo experimental y tipo de esfuerzo ensayado no rigidifica más el espécimen que otros métodos de estabilización posterior.

15.- No existen diferencias significativas en los resultados alcanzados por las técnicas que asocian SSI a distracción (HDR-SSI) o a neutralización (Luque) para el modelo experimental ensayado, lo que refuerza la poca relevancia de las fuerzas a distracción en este tipo de fracturas y esfuerzos aplicados.

16.- Los métodos que utilizan la segmentación sublaminaar (SSI) se basan en la toma de múltiples puntos de fijación que solidarizan el implante al

especímen, consiguiendo buenas rigidificaciones en detrimento de niveles de tensión del implante altísimos y mínimas descargas de la columna, lo que se traduce en fatiga del material y mínimo reposo de la lesión.

17.- A la conclusión de un trabajo experimental el investigador se ha convertido en el mejor alumno, pues los interrogantes abiertos superan las respuestas y orientan hacia la continuación de las líneas de investigación.

7.- BIBLIOGRAFIA

- 1.- ALLENBY, A.
"Reconstruction of the thoracic cage"
J. Bone Ft. Surg. (Br.) 1954, 36B, 127.
- 2.- ALLENBY, A., LLOYD, G., GARDNER, J.
"The role of the thoracic cage in the management of
Surgically and fixation of multiple rib fractures: Rib
Fractures"
Spine, 7: 13, 1982.
- 3.- ALLENBY, A., GARDNER, J.
"Ligation of multiple rib fractures in the thorax in
surgery"
Rev. Clin. Orthop. 1954, 10, 1.
- 4.- ARTHUR, E. J., HUNT, R. P.
"Radiology of Thoracic and Rib Fractures"
Clin. Orthop. 1964, 48, 198.
- 5.- ARTHUR, E. J., HUNT, R. P., GARDNER, J. E. G.
"A transverse thoracic cage" in "A Rigid
Surgically-Induced"
Clin. Orthop. 1967, 70, 197.
- 6.- BARNETT, G. K.
"Stability of Spinal Fractures and Fracture Dislocations"
Paraplegia, 9: 25, 1971.
- 7.- BARNETT, G. K., HUNT, R. P.
"Treatment of Thoracic Rib Fractures and Fractures of
Paraplegia"
Acta Orthop. Scand. 118: 27, 1975.
- 8.- BARNETT, G.
"Operative Management of Fractures of the Thoracic and Lumbar
Spine"
J. Trauma 12: 1143, 1972.
- 9.- BARNETT, G.
"Spinal Fractures and Dislocations in the Thorax"
The Spinal Fracture and Dislocation Series, Baltimore, 1971.

7.- BIBLIOGRAFIA

- 1.- **ALLBROOK, D.**
"Mouvements of the lumbar spinal column".
J. Bone Jt. Surg. 39(B): 339, 1957.
- 2.- **ANDEN, V., LAKE, A., NORDWALL, A.**
"The role of the anterior longitudinal ligament in Harrington Rod Fixation of unstable thoracolumbar Spinal Fractures".
Spine. 5: 23, 1980.
- 3.- **ARGENSON, C., DINTINILLE, H.**
"Lésions traumatiques expérimentales du rachis chez le singe".
Rev. Chir. Orthop. 63: 430, 1977.
- 4.- **ANGTUACO, E. J., BINET, E. F.**
"Radiology of Thoracic and lumbar Fractures".
Clin. Orthop. 189: 43, 1984.
- 5.- **ARMSTRONG, G. W. D., CONNOCK, S. H. G.**
"A transverse loading system applied to a Modified Harrington Instrumentation".
Clin. Orthop. 108: 70, 1975.
- 6.- **BEDBROOK, G. N.**
"Stability of Spinal Fractures and Fracture Dislocations".
Paraplegia. 9: 23, 1971.
- 7.- **BEDBROOK, G. N., NON, D. B.,**
"Treatment of Thoracolumbar Dislocation and Fractures of Paraplegia".
Acta Orthop. Scan. 112: 27, 1975.
- 8.- **BÖHLER, J.**
"Operative treatment of Fractures of the dorsal and lumbar spine".
J. Trauma. 10: 1119, 1970.
- 9.- **BÖHLER, L.**
"Técnica del tratamiento de las fracturas".
Vol. I, 3ª. ed. Editorial Labor. Barcelona, 1941.

- 10.- **BOHLMAN, H.H.**
 "Traumatic fractures of the upper thoracic spine with paraplegia".
 J. Bone Jt. Surg. 56 (A): 1299, 1974.
- 11.- **BOHLMAN, H.H., EISMART, F.J.**
 "Surgical Techniques of anterior descompression and fusion for Spinal cord injuries".
 Clin Orthop. 154: 57, 1981.
- 12.- **BONNEL, F., PRIVAT J. M., OHANA, RABISCHONG, P.**
 "Approche biomécanique des facteurs de stabilité du rachis dorso-lombaire".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 426, 1977.
- 13.- **BRADFORD, D., AKBARNIA, B. A., WINTER, R. B., SELJESKOG, E. L.**
 "Surgical stabilization of fractures and fractures dislocations of the thoracic spine".
 Spine. 2: 185, 1977.
- 14.- **BRANT-ZAWADZKI, M., MILLER, E.M., FEDERLE, M.P.**
 "C.T. in the evaluation of Spine Trauma".
 A.J.R. 136: 369, 1981.
- 15.- **BROWN, T., HANSEN, R.J., YORRA, A.J.**
 "Some mechanical test on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs".
 J. Bone Jt. Surg. 39(A): 1135, 1957.
- 16.- **BRYANT, C. E., SULLIVAN, J. A.**
 "Management of Thoracic and lumbar spine fractures with Harrington Distraction Rods supplemented with segmental wiring".
 Spine. 8: 532, 1983.
- 17.- **BURKE, D. C., MURRAY, D. D.**
 "The management of thoracic and thoracolumbar injuries of the spine with neurological involvement".
 J. Bone Jt. Surg. 58(B): 72, 1976.

- 18.- *CALENOFF, L., CHESSARE, J. W., ROGERS, L. F., TOERGE, J., ROSSEN, J. S.,*
 "Multiple level spinal injuries: Importance of early recognition".
 A.J.R. 130: 665, 1978.
- 19.- *CONVERY, F. R., MINTTEER, M. A., SMITH, R. W., EMERSON, S.M.*
 "Fracture Dislocation of the Dorsal-lumbar Spine. Acute operative stabilization by Harrington".
 Spine. 3: 160, 1978.
- 20.- *CURREY, J.D.*
 "Three analogies to explain the mechanical properties of bone".
 Biorheology. 2: 1, 1964
- 21.- *CHANCE, G.*
 "Note on a type of Flexion Fracture of the Spine".
 Brit. J. Radiol. 21: 452, 1949.
- 22.- *DECOULX, P., RIENAU, G.*
 "Les fractures du rachis dorsolombaires sans troubles nerveux".
 Rev. Chir. Orthop. 44: 254, 1958.
- 23.- *DENIS, F.*
 "The three Column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries".
 Spine. 8: 817, 1983.
- 24.- *DENIS, F.*
 "Spinal Instability as Defined by the Three-column Spine Concept in acute spinal trauma".
 Clin. Orthop. 189: 65, 1984.
- 25.- *DENIS, F. ARMSTRONG, G. W. D., SEARLS, K., MATTA, L.*
 "Acute thoracolumbar burst fractures in the Absence of Neurologic deficit".
 Clin. Orthop. 189: 142, 1984.
- 26.- *DENIS, F., RUIZ, H., SEARLS, K.*
 "Comparison Between Square-ended Distraction rods and Standard Round-ended Distraction rods in the treatment of thoracolumbar spinal injuries".
 Clin. Orthop. 189: 162, 1984.

- 27.- *DICKSON, J. M., HARRINGTON, P. R., ERWIN, W. D.*
 "Results of reduction and Stabilization of the severely fractured Thoracic and lumbar spine".
 J. Bone Jt.Surg. 60(A): 799, 1978.
- 28.- *DONMISSE, G. F.*
 "The blood supply of the spinal cord".
 J. Bone Jt. Surg. 56 (B): 225, 1974.
- 29.- *DONOVAN, W. H., DWYER, A. P.*
 "And Update on the Early Management of Traumatic Paraplegia (Nonoperative and Operative Management).
 Clin. Orthop. 189: 12, 1984.
- 30.- *DONOVAN, M. J., GREEN, B. A., QUENCER, R. M, STOKES, N. A., CALLAHAN, R. A., EISMONT, F. J.,*
 "The value of computed tomography in Spinal Trauma".
 Spine. 7: 417, 1982.
- 31.- *DORR, L., HARVEY, J. P., NICKEL, J.*
 "Clinical Review of the Early Stability of Spine Injuries".
 Spine. 7: 545, 1982.
- 32.- *DUNN, H. K.,*
 "Anterior Stabilization of Thoracolumbar Injuries".
 Clin. Orthop. 189: 116, 1984.
- 33.- *DUQUENNOY, A., PREVOST, J. M., BAR, P., NOEYS, B.,*
 "Fractures du rachis dorso-lumbar revues tardivement (100 cas)".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 445, 1977.
- 34.- *ERICKSON, R. L., LEIDER, LL. L., BROWN, W. E.,*
 "One stage Decompression-stabilization for thoracolumbar fractures".
 Spine. 2: 53, 1977.
- 35.- *FARFAN, H., COSSETTE, J., ROBERTSON, G., WELLS, R., KRAUS, H.*
 "The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration".
 J. Bone St. Surg. 54(A): 492, 1972.

- 36.- *FERGUSON, R. L., ALLEN, B. L.*
 "A mechanistic Classification of Thoracolumbar Spine Fractures".
 Clin. Orthop. 189:77, 1984.
- 37.- *FERGUSON, R.L., ALLEN, B.L., SEAY, G.B.*
 "The evolution of SSI in the treatment of unstable thoracolumbar Spine Fractures".
 Orthop. Trans. 6: 346, 1982.
- 38.- *FISCHER, P., GONON, G. P., CARRET, J. P. DIMNET, J.*
 "Biomécanique des ostéosynthèses vertébrales postérieures au niveau dorso-lombaire".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 463, 1977.
- 39.- *FLESCH, J. R., LEIDER, LL., ERICKSON, D., CHOU, S., BRADFORD, D.,*
 "Harrington Instrumentation and Spine Fusion for unstable fractures and Fract. Dislocation of the toracic and lumbar spine".
 J. Bone J. Surg. 59(A): 143, 1977.
- 40.- *FLOMAN, Y., CHAINSKY, G. SINKIN, A., YOSIPOVITZ, Z., ROBIN, G.*
 "The use of Harrington Distraction Rods and Interspinous Tension Band like compressive wire in the Operative Management of unstable thoraco-lumbar Vertebral Fractures".
 J. Orthop. Surg. Tech. 1: 39, 1985.
- 41.- *FRANKEL, H.L., HANCOCK, D.O., HYSLOP, G. MELZAK, J., NICHALIS, L.S.*
 "The value of postural Reduction in the initial management of closed injuries of the Spine with paraplegia and tetraplegia".
 Paraplegia. 7: 179, 1970.
- 42.- *FUSTER, S., ROURE, F., ROCA, J., FACIO, B.*
 "Modelo experimental para el ensayo biomecánico de la columna dorsolumbar intrumentalizada".
 XXIV Congreso de la SECOT: 309, 1986.

- 43.- *FUSTER, S., ROCA, J., MORETA, D.,*
 "Primeros resultados en el tratamiento de las fracturas inestables de la columna dorsolumbar con la técnica de Villanueva".
 XXIV Congreso de la SECOT: 309, 1986.
- 44.- *GAINES, R. W., HUMPHREYS, W. G.,*
 "A plea for Judgment in Management of Thoracolumbar fractures and fracture dislocations".
 Clin. Orthop. 189: 36, 1984.
- 45.- *GAINES, R.W., MUNSON, G., LISING, A., BETTEN, R.,*
 "Harrington Distraction Rods supplemented with Sublaminar wires for Thoracolumbar Fracture Dislocation experimental and clinical Investigation".
 Orthop. Trans. 7: 15, 1983.
- 46.- *GOUTALLIER, D., SCHEFFER, J. C.,*
 "L'instabilité clinique des fractures du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 432, 1977.
- 47.- *GOUTALLIER, D., LOUIS, R.,*
 "Conclusions sur l'instabilité des fractures du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 443, 1977.
- 48.- *GRANTHAM, S. A. MALBERG, M. I., SMITH, D. M.*
 "Thoracolumbar Spine Flexion - Distraction Injury".
 Spine.1: 172, 1976.
- 49.- *GREGENSEN, G., LUCAS, D.*
 "An in vivo study of the axial rotation of the human thoraco-lumbar spine".
 J. Bone. Jt. Surg. 49(A): 247, 1967.
- 50.- *GUTTMANN, L.*
 "Surgical aspects of the treatment of paraplegia".
 J. Bone. Jt. Surg. 31(B): 399, 1949.
- 51.- *GUTTMANN, L.*
 "Spinal deformities in traumatic Paraplegics following surgical procedures".
 Paraplegia.7: 33, 1969.

- 52.- **HANDELBERG, F., BELLEMANS, M.A., OPDECAM, A., CASTELEYN, P.P.**
 "The use of computerised thomographs in the diagnosis of Thoracolumbar injury".
 J. Bone Jt. Surg. 63(B): 336, 1981.
- 53.- **HARRINGTON, P.R.**
 "Treatment of scoliosis. Correction and incorrecion fixation by spine instrumentation".
 J. Bone Jt. Surg. 44(A): 591, 1962.
- 54.- **HASDAY, C.A., PASSOF, T.L., PERRY, J.**
 "Gait abnormalities arising from Iatrogenic Loss of Lumbar Lordosis secondary to Harrington Instrumentation in Lumbar Fractures".
 Spine. 8: 501, 1983.
- 55.- **HERRING, J.A., WENGER, D.R.**
 "Early Complications of SSI".
 Orthop. Trans. 6: 22, 1982.
- 56.- **HERRING, J.A. WENGER, D.R.**
 "Segmental Spinal Instrumentation. A preliminary report of 40 consecutive cases".
 Spine. 7: 285, 1982.
- 57.- **HIRSCH, C.**
 "Method of Stabilizing Autopsy Especimens in Biomechanical Experiments".
 Acta Orthop. Scand. 34: 374, 1964.
- 58.- **HIRSCH, C., NACHEMSON, A.**
 "New observations of the mechanical behaviour of Lumbar Disc".
 Acta Orthop. Scand. 23: 254, 1954.
- 59.- **HIRSCH, C., SCHAJOWICZ, F.**
 "Studies on Structural Changes in the Lumbar Annulus Fibrosus".
 Acta Orthop. Scand. 22: 184, 1952.
- 60.- **HIRSCH, C., WHITE, A.A.**
 "Characteristics in the Thoracic Spine Motion".
 Clin. Orthop. 75: 156, 1971.

- 61.- **HOLDSWORTH, F. W., HARDY, A.,**
 "Early treatment of paraplegia from fractures of the thoracolumbar spine".
 J. Bone. Jt. Surg. 35(B): 540, 1953.
- 62.- **HOLDSWORTH, F., W.,**
 "Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine".
 J. Bone. Jt. Surg. 45(B): 6, 1963.
- 63.- **HOLDSWORTH, F., W.,**
 "Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine".
 J. Bone. Jt. Surg. 52(A): 1534, 1970.
- 64.- **JACOBS, R. R., ASHER, M. A., SNIDER, R. K.**
 "Thoracolumbar spinal injuries: A comparative study of recumbent and operative treatment in 100 patients".
 Spine. 5: 463, 1980.
- 65.- **JACOBS, R. R., CASEY, M. P.**
 "Surgical management of thoracolumbar spinal injuries".
 Clin. Orthop. 189: 22, 1984.
- 66.- **JUNGHANNS, H.**
 "Die zwischenwirbelscheiben in Röntgenbild".
 Fortschr. Röntgenstr. 43: 275, 1931.
- 67.- **KAHANOVITZ, N., BULLOUGH, P., JACOBS, R.**
 "The effect of internal Fixation without Arthrodesis on Human Facet joint Cartilage".
 Clin. Orthop. 189: 204, 1984.
- 68.- **KANEDA, K., ABUMI, K., FUJIYA, M.**
 "Burst Fractures with neurologic deficits of the Thoracolumbar spine. Results of anterior Decompression and Stabilization with anterior Instrumentation".
 Spine. 9: 788, 1984.
- 69.- **KAPANDJI, I. A.**
 "Cuadernos de fisiología articular III".
 Ed. Toray - Masson, Barcelona, 1973.

- 70.- **KAUFER, H., HAYES, J.T.**
 "Lumbar fracture dislocation. A Study of twenty-one cases."
 J. Bone Jt. Surg. 48(A): 712, 1966.
- 71.- **KAZARIAN, L.E.**
 "Creep characteristics of the Human spinal column".
 Clin. Orthop. 6: 3, 1975.
- 72.- **KEENE, J. S.**
 "Radiographic evaluation of thoracolumbar fractures".
 Clin. Orthop. 189.: 58, 1984.
- 73.- **KEENE, J. S., GOLETE, J. H., LILLEAS, F., ALTER, A. J., SACKETT, J. F.,**
 "Diagnosis of vertebral fractures. A comparison of conventional radiography, conventional tomography and computed axial tomography".
 J. Bone. Jt.Surg. 64(A): 586, 1982.
- 74.- **KEMPF, I., BRIOT, B., FERNANDEZ, M., GROSSE, A., RENARD, N.**
 "Ostéosynthèse des fractures du rachis dorso-lombaire. Approche biomécanique et étude comparative: tiges et crochets de Harrington. Plaques vissées Roy-Camille".
 Rev. Chir. Orthop. 59: 477, 1973.
- 75.- **KEMPF, I., JAEGER, J. H., BRIOT, B., LE MAGUET, A.**
 "L'ostéosynthèse en compression des fractures et fractures-luxations du rachis par le matériel de Harrington inversé".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 458, 1977.
- 76.- **KEMPF, I., JAEGER, J.H., BEN ABID, M., LE MAGUET, A., RENAULT, D.**
 "Ostéosynthèse des fractures du rachis dorso-lombaire. Approche biomécanique et étude comparative: Tiges et crochets de Harrington inverses. Plaques vissées de Roy-Camille".
 Rev. Chir. Orthop. Supp. II 65: 43, 1979.

- 77.- *KEMPF, I., RENAULT, D., LE MAGUET, A., CLAVIER, J.,
JAEGER, J.H., MUSTER, D.*
"Biomechanical study of dorsolumbar spine osteosynthesis
with reversed Harrington rods and hooks and Roy-Camille
Plates".
Acta Orthop. Bel. 46: 829, 1980.
- 78.- *KING, Y., RAY, G., HIRSCH, G.*
"The resistance of the lumbar spine to the direct shear".
Orthop. Clin. of North America. 6: 33, 1975.
- 79.- *KORRES, D. S., NOTTIS, P. G., FEROUSSIS, J. C.,
HARTOFILAKIDIS, G. K.*
"La fracture de Chance et ses variantes".
Inter. Orthop. (SICOT) 7: 233 1984.
- 80.- *KOSTUIK, J.P.*
"Anterior spinal cord decompression for lesions of the
Thoracic and lumbar spine, techniques, new methods of
internal fixation results".
Spine. 8: 12, 1983.
- 81.- *KOSTUIK, J. P.*
"Anterior fixation for fractures of the thoracic and
lumbar spine with or without neurologic involvement".
Clin. Orthop. 189: 103, 1984.
- 82.- *KULAK, R.F., SCHULTZ, A.B., BELYSTSCHKO, T., GALANTE, J.*
"Biomechanical characteristics of vertebral motion
segments and Intervertebral discs".
Orthop. Clin. North. Am. 6: 121, 1975.
- 83.- *LABORDE, J.M., BAHNIUK, E., BOHLMAN, H.H., SAMSON, B.*
"Comparison of Fixation of Spinal Fractures".
Clin. Orthop. 152: 303, 1980.
- 84.- *LEWIS, J., Mc.KIBBIN, B.*
"The treatment of unstable Fracture-Dislocations of the
thoraco-lumbar spine accompanied by paraplegia".
J. Bone. Jt. Surg. 56(B): 603, 1974.

- 85.- *LINDAHL, S., WILLEN, J., NORDWALL, A., IRSTAN, L.*
 "The crush-cleavage fracture. A "new" thoracolumbar unstable fracture".
 Spine 8: 559, 1983.
- 86.- *LOUIS, R.*
 "La réduction orthopédique des fractures inestables du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 449, 1977.
- 87.- *LOUIS, R.*
 "Les théories de l'instabilité des fractures du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 423, 1977.
- 88.- *LOUIS, R., MARESCA, C., BEL, P.*
 "Abord antérieur du rachis dorso-lombaire".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 469, 1977.
- 89.- *LOUIS, R., MARESCA, C., SORBIER, J.*
 "Double abord en deux temps du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 472, 1977.
- 90.- *LUQUE, E. R.*
 "The anatomic basis and development of segmental spinal instrumentation".
 Spine, 7: 256, 1982.
- 91.- *LUQUE, E. R.*
 "The correction of postural curves of the spine".
 Spine 7: 270, 1982.
- 92.- *LUQUE, E. R.*
 "Segmental Spinal Instrumentation in the treatment of fractures of the Spine".
 Orthop. Trans. 6: 22, 1982.
- 93.- *LUQUE, E. R., CASSIS, M. D., RAMIREZ, G.*
 "Segmental spinal instrumentation in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine".
 Spine 7: 312, 1982.

- 94.- **MACK, R.**
 "Bone a natural two-phase material".
 Biomechanics Lab., Univ. California. Technical Memorandum,
 1964.
- 95.- **MAGERL, F.P.**
 "Early Surgical therapy of Traumatic Injuries of the
 Spinal Cord".
 Orthopade. 9: 34, 1980.
- 96.- **MAGERL, F. P.**
 "Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with
 external skeletal fixation".
 Clin. Orthop. 189; 125, 1984.
- 97.- **Mc. AFEE, P.C., LUBICKY, J.P., WERNER, F.W.,**
 "The use of segmental spinal instrumentation to preserve
 longitudinal spinal growth: An experimental study".
 J. Bone Jt. Surg 65(A): 935, 1983
- 98.- **Mc. AFEE, P.C., WERNER, F.W., GLISSON, R.R.**
 "A biomechanical analysis of Spinal Instrumentation
 Systems in Thoracolumbar Fractures".
 Spine 10: 204, 1985.
- 99.- **Mc. AFEE, P.C., YUAN, H.A., FREDICKSON, B., LUBICKY, J.P.**
 "The value of computed tomography in thoracolumbar
 fractures".
 J. Bone Jt. Surg 65(A): 461, 1983.
- 100.- **Mc. AFEE, P.C., YUAN, H.A., LASDA, N.A.**
 "The unstable burst fracture".
 Spine.7: 365, 1982.
- 101.- **Mc. BRIDE, G.G., DUNN, H.K., DANIELS, A.U.**
 "Spine Fracture stability achieved with Harrington
 Distraction Rods at various fixation levels".
 Orthop. Trans. 5: 90, 1981.
- 102.- **Mc. BRIDE, G.G., BRADFORD, D.S.**
 "Vertebral body replacement with femoral neck allograft
 and vascularized rib strut graft. A technique for treating
 posttraumatic kyphosis with neurologic deficit".
 Spine. 8: 406, 1983.

- 103.- **Mc. PHEE, J.B.**
 "Spinal Fractures and Dislocations in Children and Adolescents".
 Spine. 6: 533, 1981.
- 104.- **MICHEL, C. R. ONIMUS, M.**
 "L'utilisation du matériel de Harrington en détraction dans le traitement des fractures du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 456, 1977.
- 105.- **MOE, J.H., DENIS, F.**
 "The iatrogenic loss of lumbar lordosis".
 Orthop. Trans. 1: 131, 1977.
- 106.- **MOON, M., KIM, I., WOO, Y., LEE, J.**
 "Anterior Interbody Fusion in Fractures and Fracture-Dislocations of the Spine".
 Inter Orthop (SICOT). 5: 143, 1981.
- 107.- **MORRIS, J.M., LUCAS, D.B., BRESLER,**
 "Role of the trunk in the stability of the spine".
 J. Bone Jt. Surg 43(A): 327, 1961.
- 108.- **MÜLLER, M.E., ALLGÖWER, M., SCHNEIDER, R., WILLENEGGER, H.**
 "Manual de osteosíntesis".
 Ed. Científico-Médica. Barcelona, 1980.
- 109.- **MUNSON, G., SATTERLEE, C., HAMMOND, S. BETTEN, R. GAINES, R. W.**
 "Experimental evaluation of Harrington rod fixation supplemented with sublaminar wires in stabilizing thoracolumbar fracture dislocation".
 Clin. Orthop. 189: 97, 1984.
- 110.- **MURPHY, M.J., SOUTHWICK, W.O., OGDE, J.A.**
 "Treatment of the unstable thoracolumbar spine with combination Harrington Distraction and compression rods."
 Orthop. Trans. 6: 9, 1982.
- 111.- **NACHEMSON, A.L.**
 "The influence of Spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus".
 Acta Orthop. Scand. 33: 3, 1963.

- 112.- **NACHEMSON, A.L.**
 "The load on the lumbar discs in different positions of the body".
 Clin. Orthop. 45: 107, 1966.
- 113.- **NAGEL, D.A., KOOGLE, T.A., PIZIALI, R.L., PERKASH.**
 "Stability of the upper lumbar spine following progressive disruption and the application of individual internal and external fixation devices".
 J. Bone Jt. Surg. 63(A): 62, 1981.
- 114.- **NASH, C.L., SCHATZINGER, L.H. BROWN. R.H., BRODKEY, J.,**
 "The unstable-stable Thoracic Compression Fracture".
 Spine. 2: 261, 1977.
- 115.- **NICASTRO, J.F. HARTJEN, C.H. TRAINA, J. LANCASTER, J.M.**
 "Intraspinal Pathways Taken by Sublaminar Wires during removal".
 J. Bone Jt. Surg 68(A): 1206, 1986.
- 116.- **NICOLL, E.A.**
 "Fractures of the dorsolumbar Spine".
 J. Bone Jt. Surg. 31(B): 376, 1949.
- 117.- **O'CALLAGHAN, J.P., ULLRICH, C.G., YUAN, H.A., KIEFFER, S.A.**
 "CT of facet Distraction in Flexion Injuries of the Thoracolumbar Spine".
 A.J.R. 134: 563, 1980.
- 118.- **de OLIVEIRA, J.C.**
 "A new type of fracture-dislocation of the Thoracolumbar Spine".
 J. Bone Jt. Surg. 60(A): 481, 1978.
- 119.- **OSEBOLD, W.R., WEINSTEIN, S.L., SPRAGUE, B.L.**
 "Tho"Thoracolumbar spine fractures. Results treatment".
 Spine. 6: 13, 1981.
- 120.- **OWEN, R. GOODFELLOW, J., BULLOUGH, P.**
 "Fundamentos científicos de ortopedia y traumatología".
 Salvat Editores. Barcelona, 1984.

- 121.- **PANJABI, M.M., HANSFELD, J.N., WHITE, A.A.**
 "A biomechanical study of the ligamentous stability of the thoracic spine in man".
 Acta. Orthop. Scan. 52: 315, 1981.
- 122.- **PEREY, O.**
 "Fracture of the vertebral end-plate in the Lumbar Spine. An experimental biomechanical investigation".
 Acta Orthop. Scand Suppl. 25, 1957.
- 123.- **PERUES, A., PIDHORZ, L.,**
 "Fractures du rachis dorsal et lombaire".
 Rev. Chir. Orthop. 59: 491, 1973.
- 124.- **PINZUR, M.S., MEYER, P.R., LAUTENSCHLAGER, E.P., KELLER, J.C., DOBOZI, W. LEWIS, J.**
 "Measurement of internal fixation device support in experimentally produced fractures of the dorsolumbar spine".
 Orthopedics. 1: 28, 1979.
- 125.- **POST, M.J.D.**
 "Radiographic evaluation of the spine. Current advances with emphasis on C.T."
 Ed. Masson, New York, 1980.
- 126.- **POST, M.J.D., GREEN, B.A., QUENCER, R.M., STOKES, N.A., CALLAHAN, R.A., EISMONT, F.J.**
 "The value of C.T. in Spinal Trauma".
 Spine. 7: 417, 1982.
- 127.- **PURCELL, G., MARKOLF, K.L., DAWSON, B.G.**
 "Twelfth thoracic-first lumbar vertebral mechanical stability of fractures after Harrington rod instrumentation".
 J. Bone. Jt. Surg. 63(A): 71, 1981.
- 128.- **RENNIE, W., MITCHELL, N.**
 "Flexion Distraction Fractures of the Thoracolumbar Spine".
 J. Bone Jt. Surg. 55(A): 386, 1973.
- 129.- **RISKA, E.B.**
 "Antero-Lateral Decompression of a treatment of paraplegic following vertebral fracture in the thoracolumbar Spine".
 Inter Orthop., (SICOT) 1: 22, 1977.

- 130.- **ROAF, R.**
 "Study of Mechanics of Spinal injuries".
 J. Bone. Jt. Surg. 42(B): 810, 1960.
- 131.- **ROBERTS, J.B., CURTISS, P.H.**
 "Stability of the thoracic and lumbar spine in traumatic paraplegia following fracture or fracture-distraction".
 J. Bone Jt. Surg 52(A): 1115, 1970.
- 132.- **ROCA, J.**
 "Espondilolistesis".
 Tesis Doctoral. Universidad Central de Barcelona, 1977.
- 133.- **ROLANDER, S.**
 "Motion of the lumbar Spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. an experimental study on autopsy specimens".
 Acta. Orthop. Scand. Suppl. 90, 1966.
- 134.- **ROLANDER, S., BLAIR, W.E.**
 "Deformation and Fracture of the Lumbar vertebral end Plate".
 Orthop. Clin. of North. America. 6: 75, 1975.
- 135.- **ROSSIER, A.B., COCHRAN, T.P.**
 "The treatment of spinal fractures with Harrington compression rods and segmental sublaminar wiring. A dangerous combination".
 Spine. 9: 796, 1984.
- 136.- **ROWED, D.W., Mc.LEAN, J.A.G., TATOR, C.H.**
 "Somatosensory evoked potentials in acute spinal cord injury: prognostic value"
 Surg. Neurol. 9: 203, 1978.
- 137.- **ROY-CAMILLE, R., DEMEULENAERE, C.**
 "Ostéosynthèse du rachis dorsal, lombaire et lombo-sacré par plaques métalliques visées dans les pédicules vertébraux et les apophyses articulaires".
 Presse Méd. 78: 1147, 1970.
- 138.- **ROY-CAMILLE, R., BERTAUX, D., SAILLANT, G.**
 "Synthèse du rachis dorsolombaire traumatique par plaques vissées dans les pédicules vertébraux".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 452, 1977.

- 139.- *ROY-CAMILLE, R., BERTAUX, D., SAILLANT, G.*
 "Analyse anatomo-radiologique des fractures inestables du rachis".
 Rev. Chir. Orthop. 63: 419, 1977.
- 140.- *ROY-CAMILLE, R., BERTAUX, D., SAILLANT, G., JUDET, H., SALGADO, V.*
 "Ostéosynthèse des fractures du rachis dorsolombaire avec plaques vissées dans les pédicules vertébraux. Résultats mécaniques dans 66 observations"
 Inter.Orthop. (SICOT) 1: 121, 1977.
- 141.- *ROY-CAMILLE, R. SAILLANT, G.*
 "Les traumatismes du rachis sans complication neurologique".
 Inter. Orthop. (SICOT) 8: 155, 1984.
- 142.- *SAILLANT, G.*
 "Etude anatomique des pédicules vertébraux. Application chirurgicale".
 Rev. Chir. Orthop. 62: 151, 1976.
- 143.- *SCHULTZ, A.B., HIRSCH, C.*
 "Mechanical analysis of techniques for improved correction of idiopathic Scoliosis".
 Clin. Orthop. 100: 66, 1974.
- 144.- *SENEGAS, J.*
 "Abord combiné en un temps des lésions dorsolombaires"
 Rev. Chir. Orthop. 63: 471, 1977.
- 145.- *SENEGAS, J., SEGUETTE, A. LESPINASSE, J.L.*
 "Resultats de long terme du traitement conservateur des fractures dorsales et lombaires sans troubles neurologiques (serie de 90 cas)"
 Rev. Chir. Orthop. 63: 448, 1977.
- 146.- *SMITH, W.S., KAUFER, H.L.*
 "Patterns and mechanisms of lumbar injuries associated with Lap Seat belts".
 J. Bone. Jt. Surg. 51(A): 238, 1969.

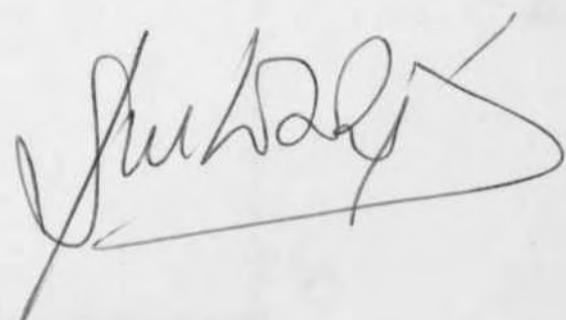
- 147.- **STAUFFER, E.S., NEIL, J.L.**
 "Biomechanical analysis of structural stability of internal fixation in fractures of the thoracolumbar spine".
 Clin. Orthop. 112: 159, 1975.
- 148.- **SULLIVAN, J.A., BRYANT, Ch.E.,**
 "Management of Thoracic and Lumbar Spine fractures with Harrington Rods supplemented with segmental wires".
 Orthop. Trans. 7: 15, 1983.
- 149.- **TESTUT, L., JACOB, O.**
 "Anatomía Topográfica I".
 8ª ed. Salvat Editores. Barcelona, 1977.
- 150.- **VILLANUEVA, C.**
 "Tratamiento quirúrgico de las fracturas dorsolumbares".
 XXIV Congreso de la SECOT: 105, 1986.
- 151.- **VIRGIN, W.J.**
 "Experimental investigation into the physical properties of the intervertebral disc".
 J. Bone, Jt. Surg. 33(B): 6, 1951.
- 152.- **VALD, R.L.**
 "Burst fractures of the thoracic and lumbar spine".
 Clin. Orthop. 189: 150, 1984.
- 153.- **WANG, G., WHITEHILL, R., STAMP, W., ROSENBERG, R.**
 "The treatment of fractures dislocations of the thoracolumbar spine with Halofemoral traction and Harrington Rod Instrumentation".
 Clin. Orthop. 142: 168, 1979.
- 154.- **WATSON-JONES**
 "Fracturas y heridas articulares".
 Vol. II, 3ª Ed. Salvat Editores. Barcelona, 1980.
- 155.- **WEISS, M.**
 "Parallel spings used to control fractures of spine".
 Inter. Orthop. (SICOT) 1: 275, 1978.

- 156.- **WEISS, M., BENTKOWSKI, Z.**
 "Biomechanical study in dynamic Spondylodesis of the spine".
 Clin. Orthop. 103: 199, 1974.
- 157.- **WENGER, D.R., CAROLLO, J.J.**
 "The mechanics of thoracolumbar fractures stabilized by segmental fixation".
 Clin. Orthop. 189: 89, 1984.
- 158.- **WENGER, D.R., CAROLLO, J.J., WILKERSON, J.A., VAUTERS, K., HERRING, J.A.**
 "Laboratory testing of segmental spinal instrumentation versus traditional Harrington instrumentation for scoliosis treatment".
 Spine. 7: 265 1982.
- 159.- **WHITE, A.A., HIRSCH, C.**
 "The significance of the vertebral Posterior elements in the mechanics of the thoracic spine".
 Clin. Orthop. 81: 2, 1971.
- 160.- **WHITE, A.A., PANJABI, M.N.**
 "Clinical Biomechanics of the spine".
 J.B. Lippincott, Philadelphia, 1978.
- 161.- **WHITESIDES, T.E. Jr.**
 "Traumatic Kyphosis of the thoracolumbar spine".
 Clin. Orthop. 128: 78, 1977.
- 162.- **WHITESIDES T.E., SHAH, S.G.A.**
 "On the management of Unstable Fractures of the thoracolumbar spine. Rationale for use of Anterior Decompression and Fusion and Posterior Stabilization"
 Spine 1: 99, 1976.
- 163.- **WILLEN, J., LINDHAL, S., IRSTAM, L., NORDWALL, A.**
 "Unstable thoracolumbar fractures. A study by CT and conventional Roentgenology of the reduction effect of Harrington Instrumentation".
 Spine. 9: 214, 1984.
- 164.- **WILLEN, J., LINDAHL, S., NORDWALL, A.**
 "Unstable Thoracolumbar Fractures. A comparative Clinical Study of Conservative Treatment and Harrington Instrumentation".
 Spine. 10: 111, 1985.

- 165.- **WOOD, J.E., DAY, L.J., BOUILL, E.G.**
"Halo tibial traction in the treatment of fracture-distracted of the thoracolumbar spine with neurological involvement".
Orthop. Trans. 5: 91, 1981.
- 166.- **YORK, D.H., WATTS, C., RAFFENSBERGER, B.S., JOYCE, C.**
"Utilization of somatosensory evoked cortical Potentials in Spinal Cord Injury. Prognostic limitations".
Spine. 8: 832, 1983.
167. **YOSIPOVITCH, Z., ROBIN, G.C., MAKIN, M.**
"Open reduction of unstable thoracolumbar spinal injuries and fixation with Harrington Rods".
J. Bone. Jt. Surg. 59(A): 1003, 1977.

GRAFICOS Y FIGURAS

SALVADOR FUSTER i OBRERAS



BIBLIOTECA DE LA UNIVERSITAT DE BARCELONA



0700389712

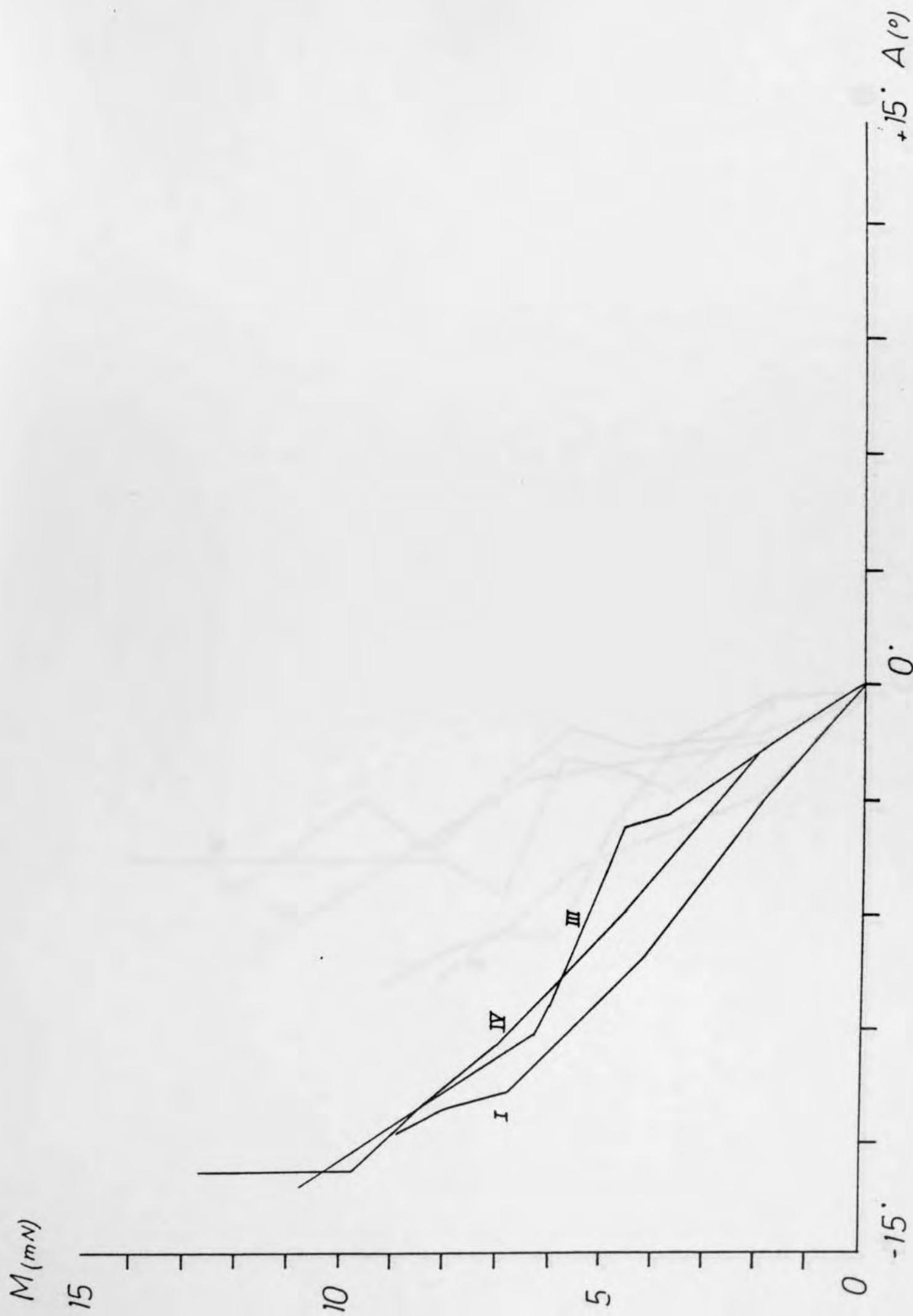


GRAFICO 1

Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo (A°) entre la vértebra lesionada y la suprayacente (deformación) con la técnica de doble Harrington a Distracción, en relación al momento aplicado (M).

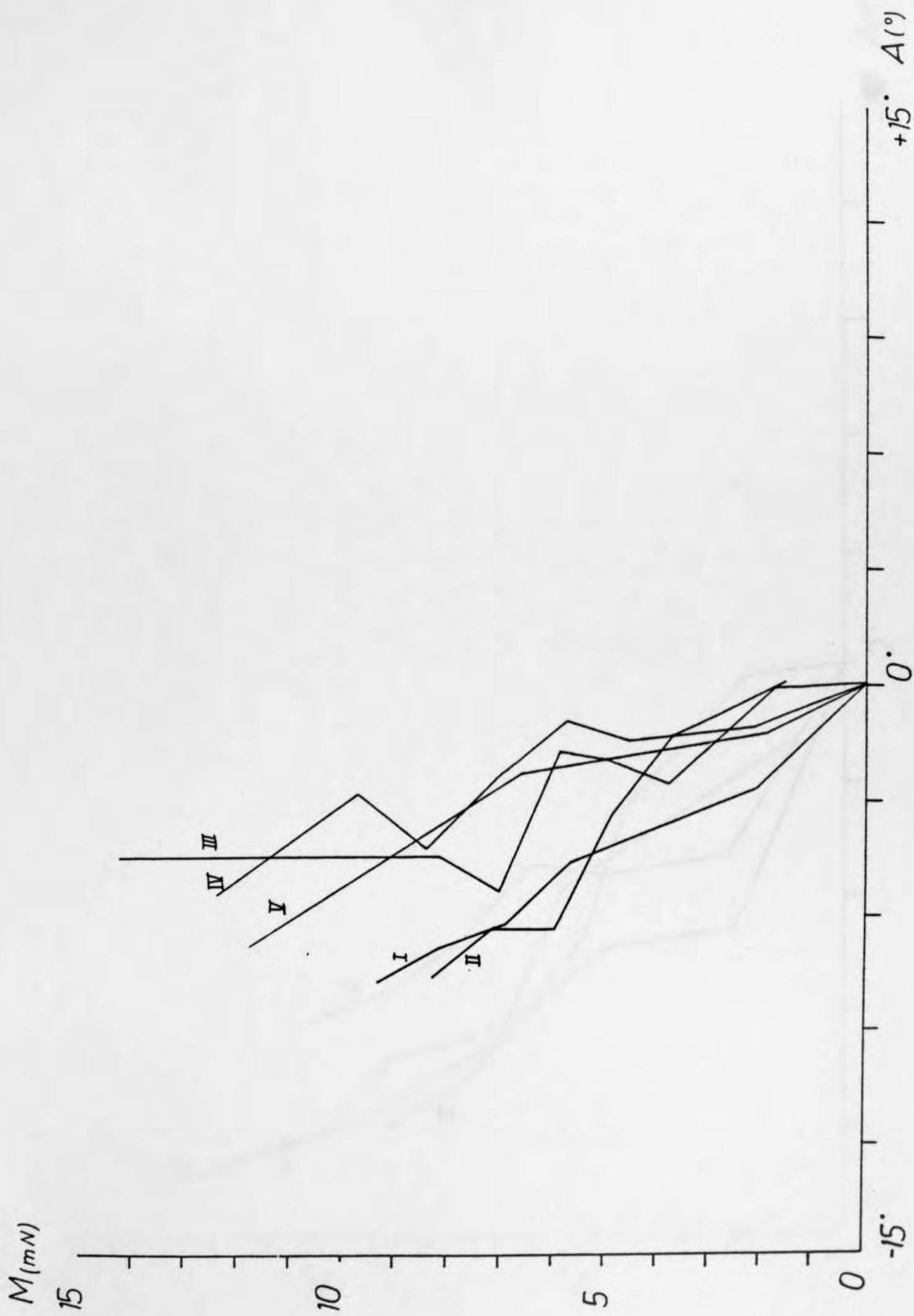


GRAFICO 2

Gráfica acumulativa de los valores hallados para el giro relativo (A°) entre la vértebra lesionada y la suprayacente (deformación) con la técnica de HDR-SSI, en relación al momento aplicado (M).

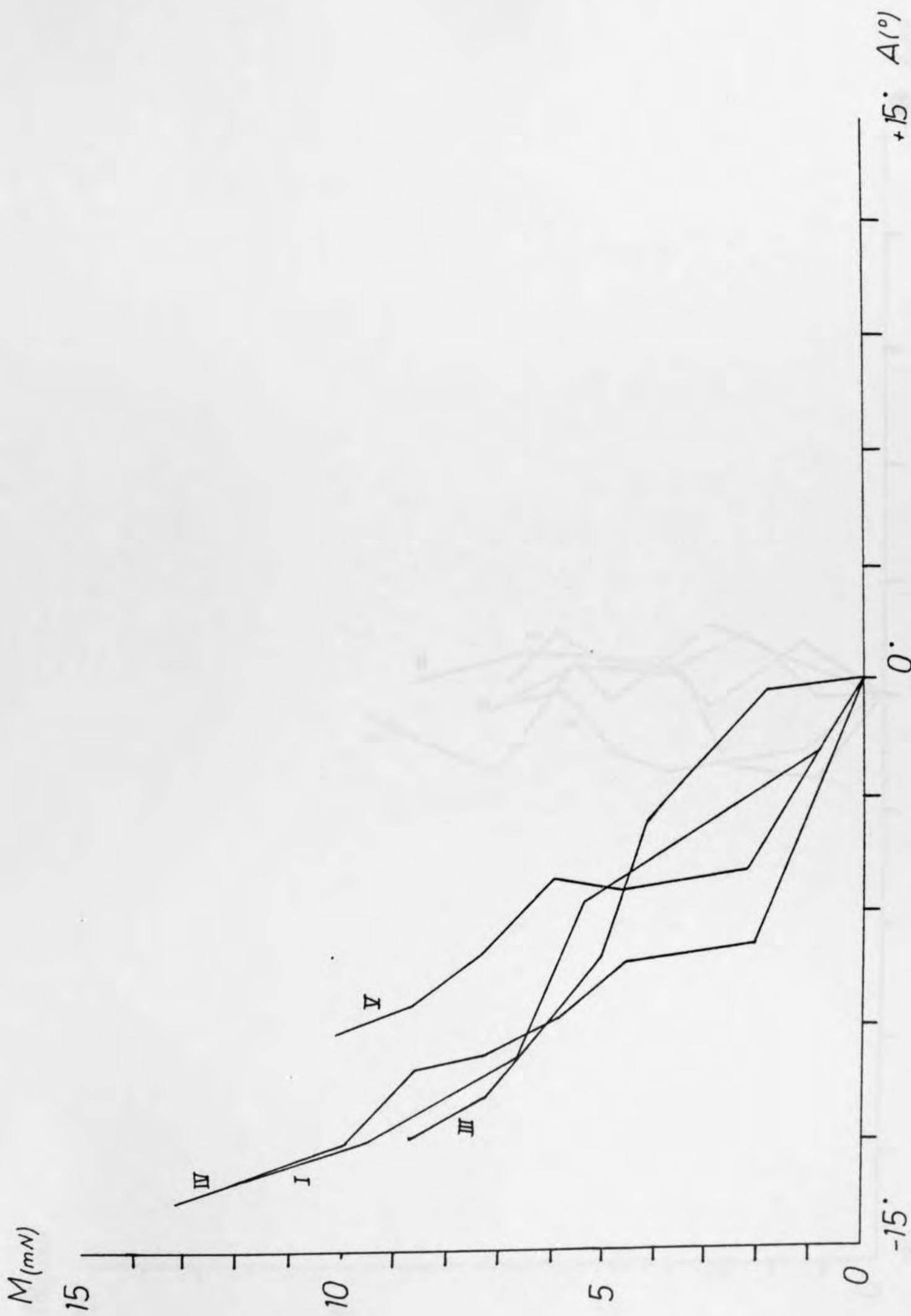


GRAFICO 3

Representación gráfica de la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado con la técnica de HDR-Villanueva, ante cada momento aplicado (M).



GRAFICO 4

Representación gráfica de la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado con la técnica de Kostuik-Harrington, para un momento determinado (M).

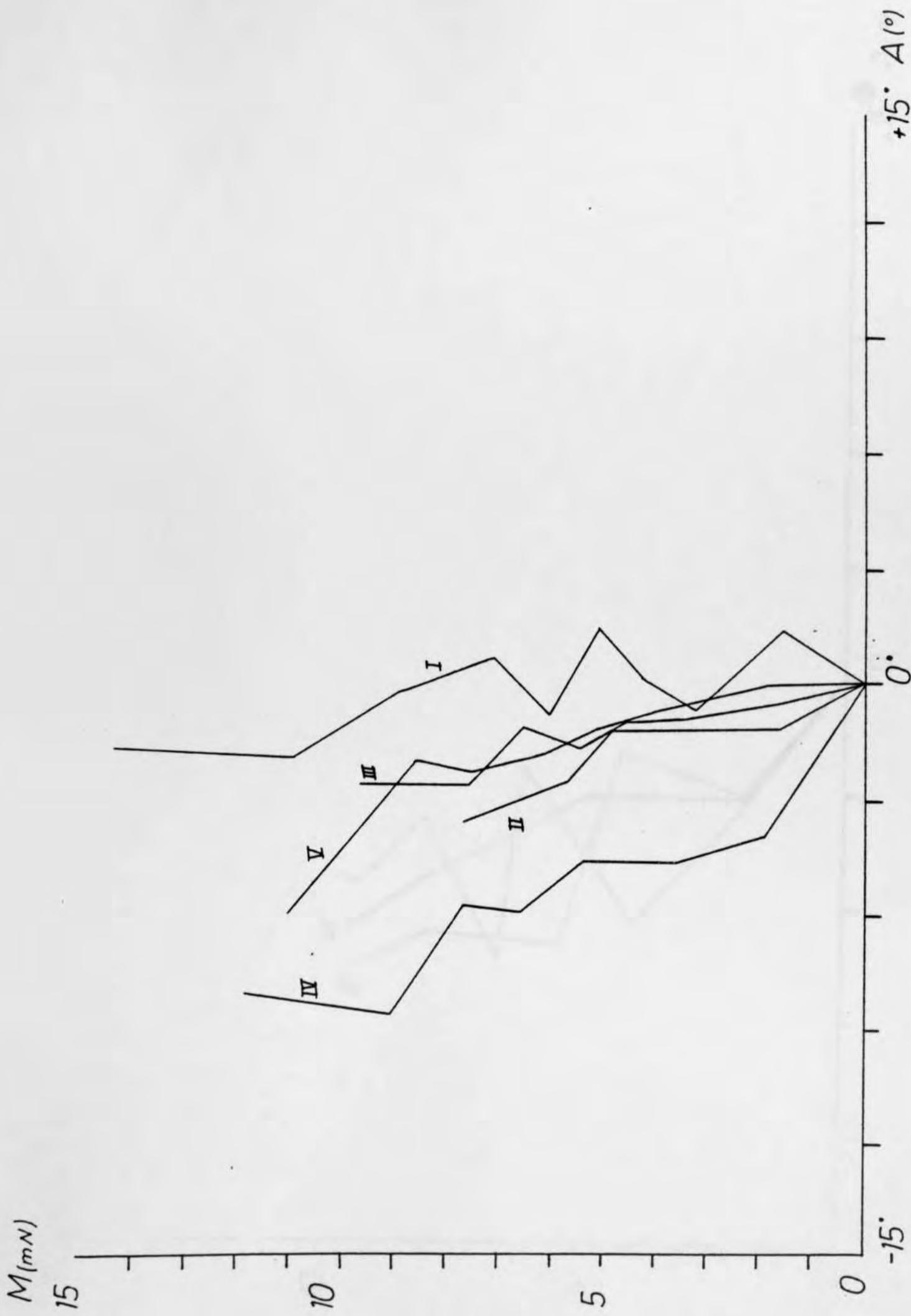


GRAFICO 5

Gráfica acumulativa de la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado con la osteosíntesis de Roy-Camille, para cada espécimen ensayado y momento aplicado (M).

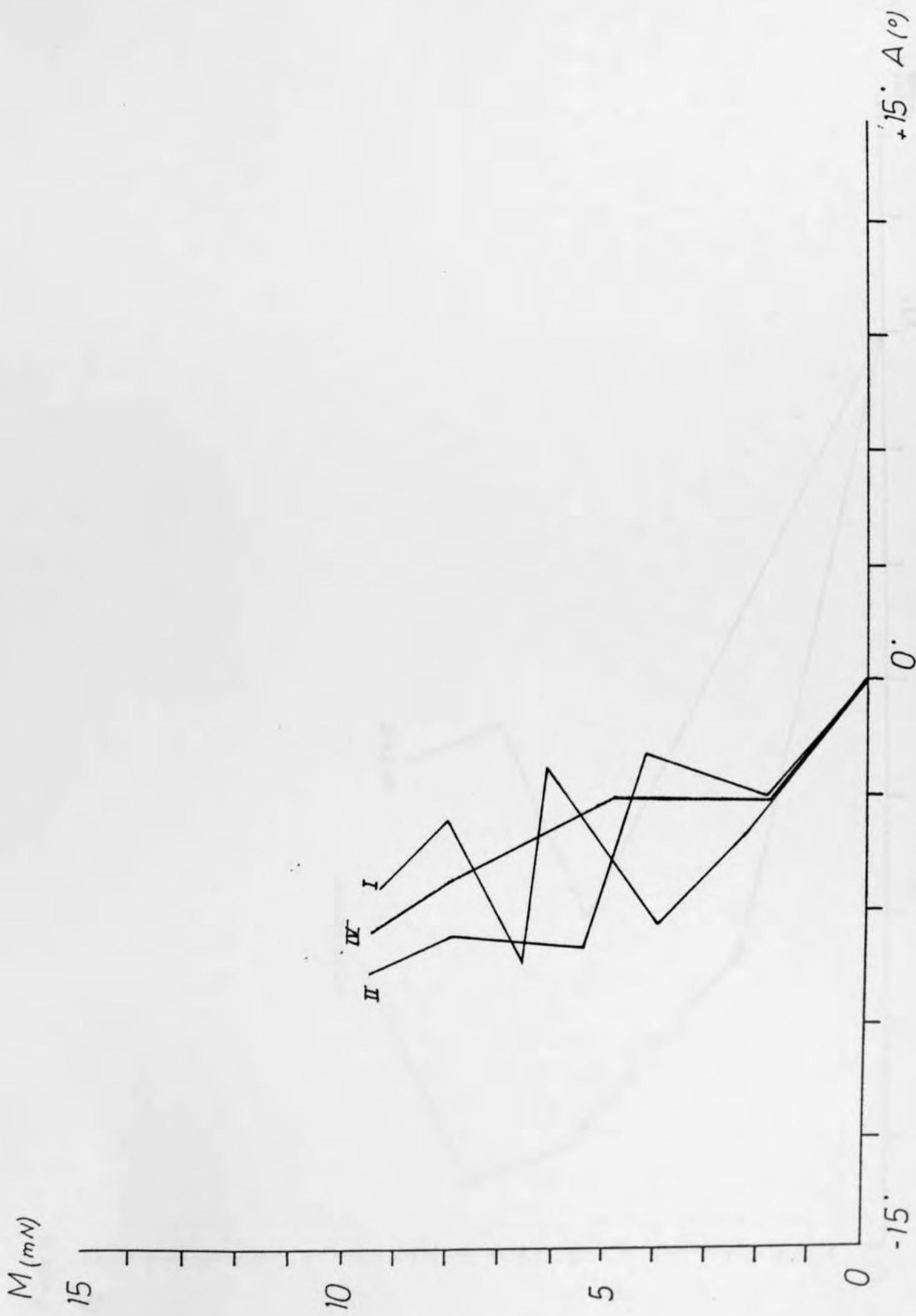


GRÁFICO 6

Gráfica acumulativa de los valores hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado con la síntesis de Luque, para cada espécimen ensayado y momento aplicado (M).

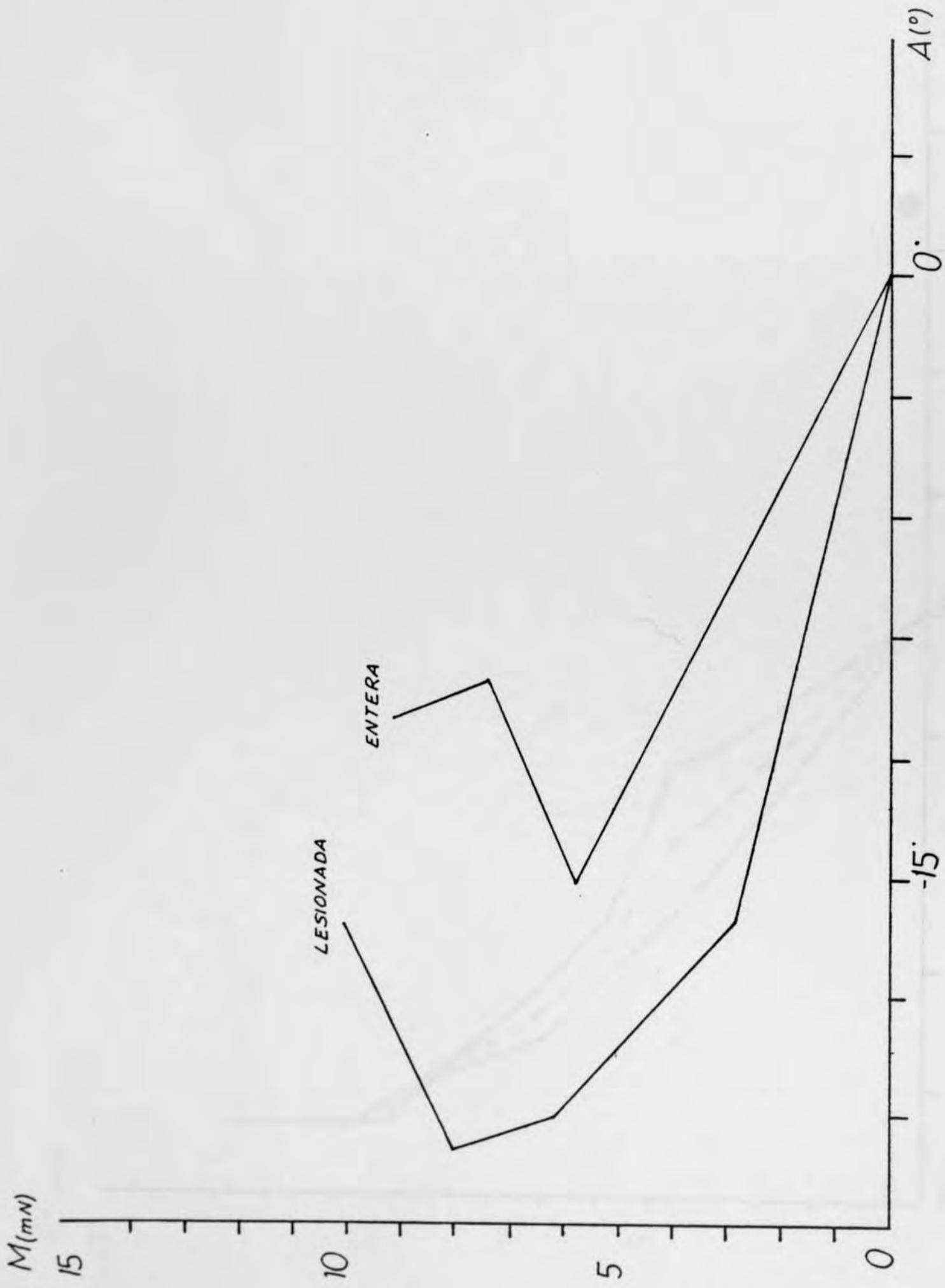


GRÁFICO 7

Gráfica de control con los valores promedio de la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento estudiado en los ensayos efectuados con la columna indemne y después de fracturarla experimentalmente, en relación al momento (M) aplicado.

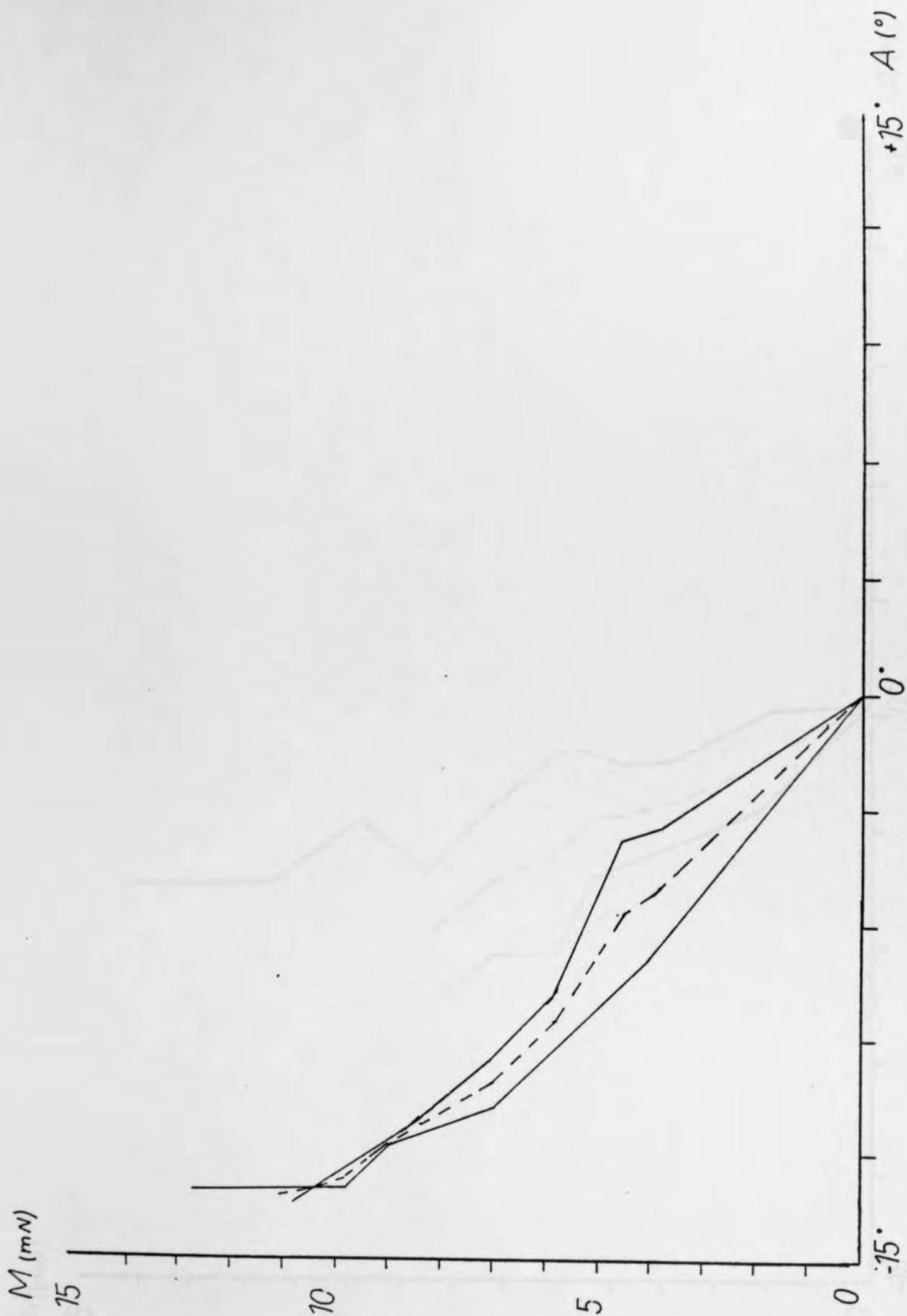


GRAFICO 8

Gráfica envolvente de los valores acumulativos hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con la técnica de HDR. Las líneas definen el valor mínimo y el valor máximo para cada escalón de fuerza (M) y el valor promedio.

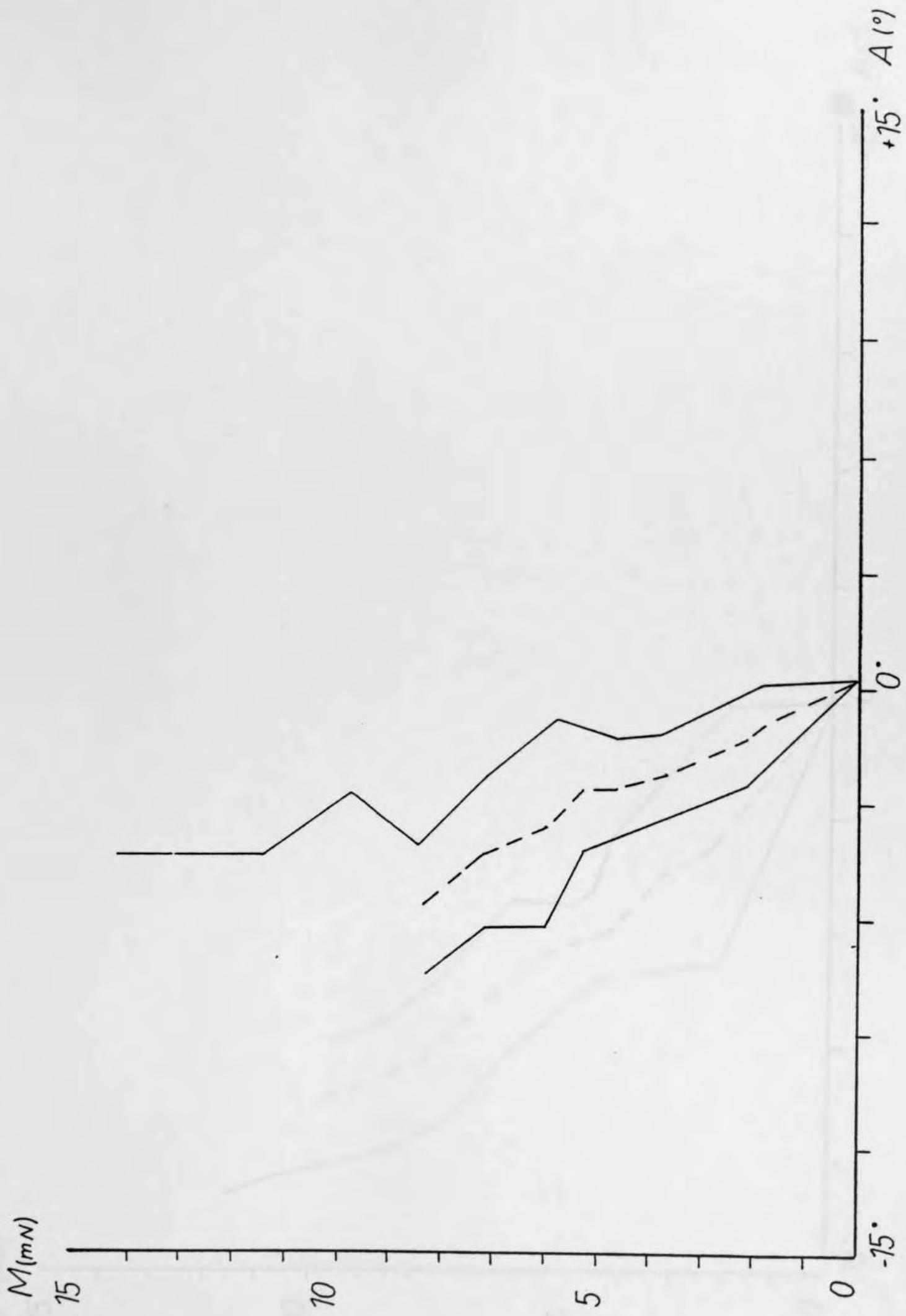


GRAFICO 9

Gráfica envolvente de los valores acumulativos hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con la técnica HDR-SSI. Valor mínimo y valor máximo para cada escalón de fuerza (M) y valor promedio.

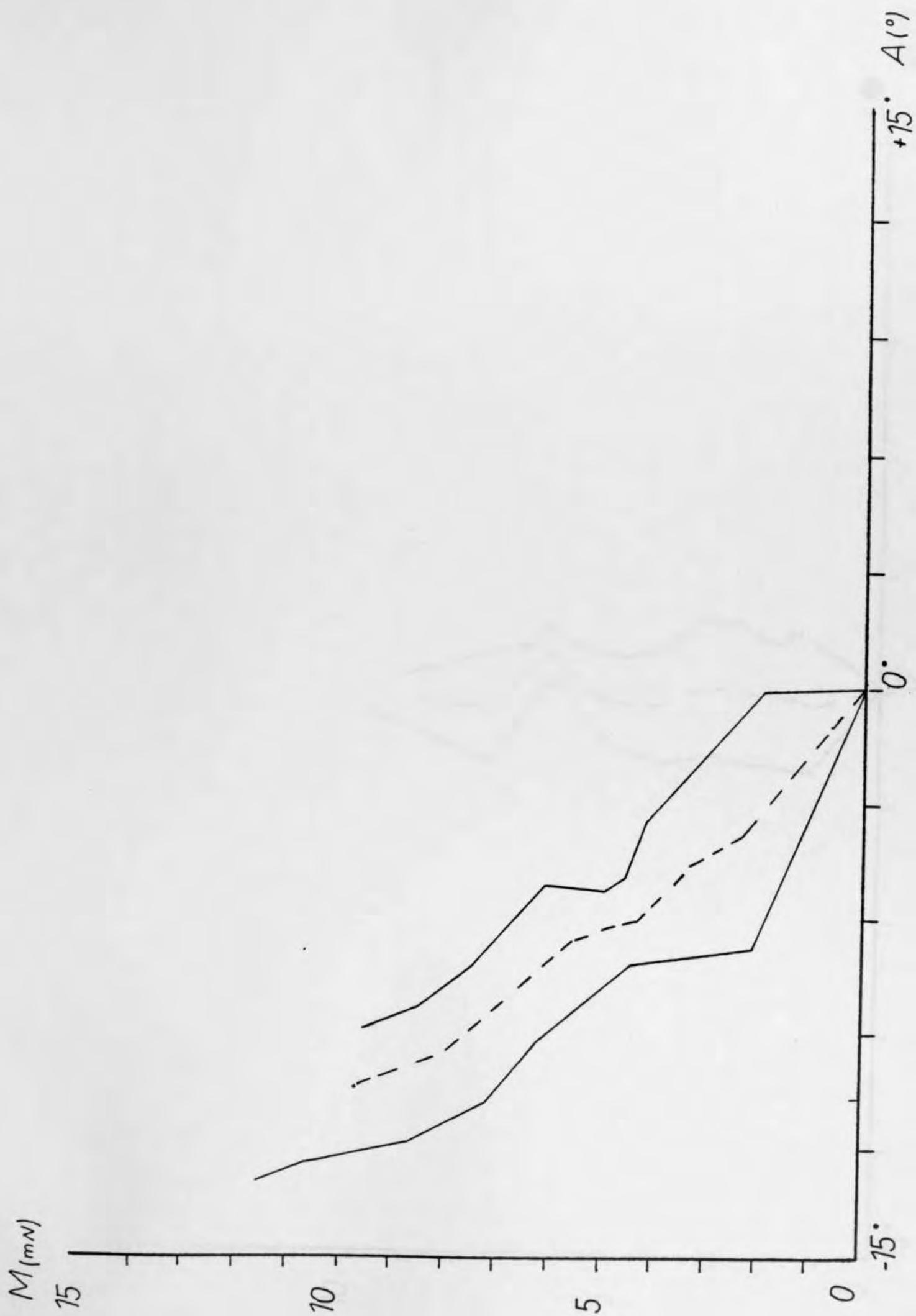


GRAFICO 10

Gráfica envolvente de los valores acumulativos hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con el método HDR-Villanueva. Valor máximo y valor mínimo para cada momento aplicado (M) y valor promedio.

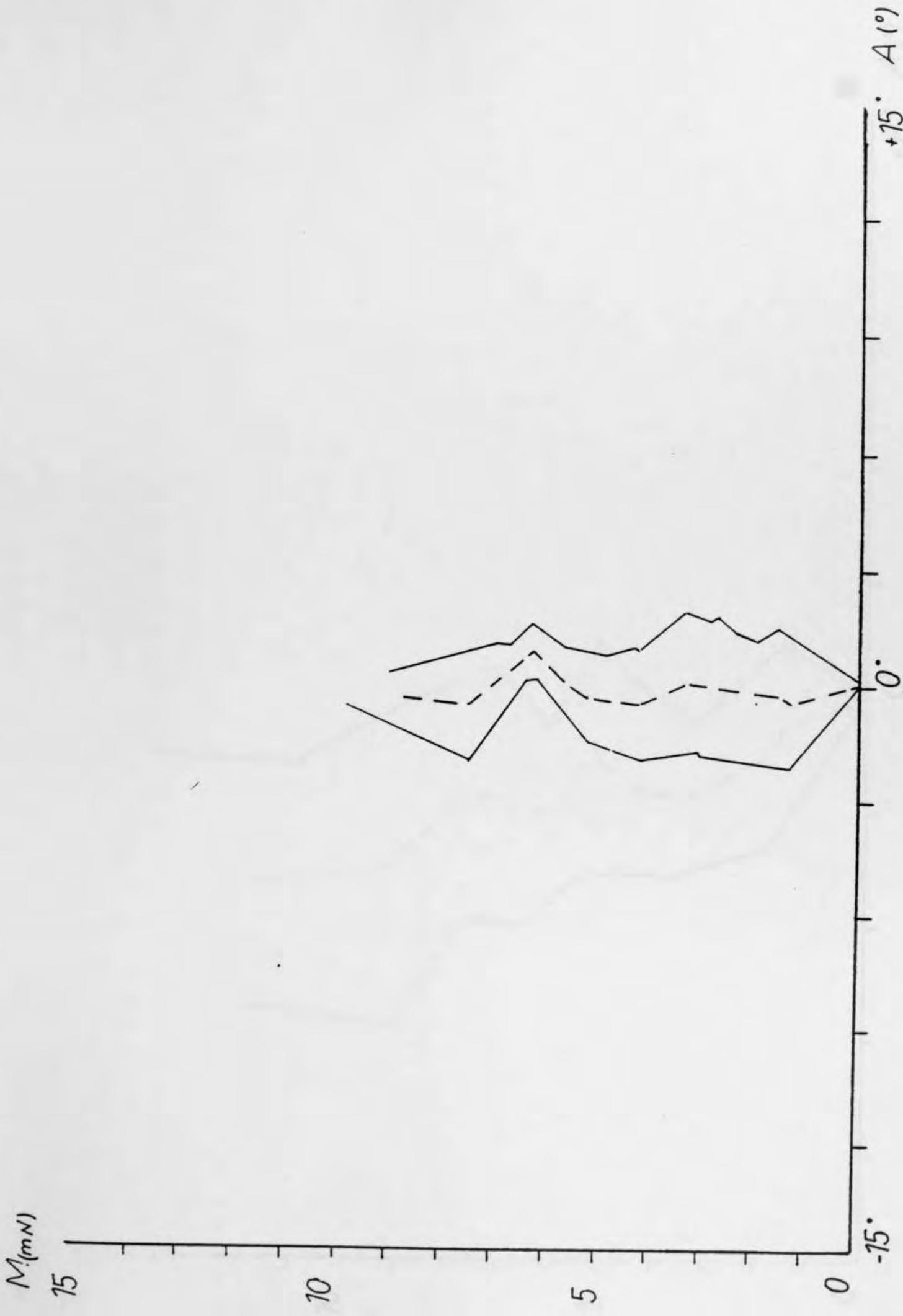


GRAFICO 11

Gráfica envolvente de los valores acumulativos hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con la técnica Kostuik-Harrington. Valor máximo y valor mínimo para cada par de fuerzas introducido (M) y valor promedio.

11/200

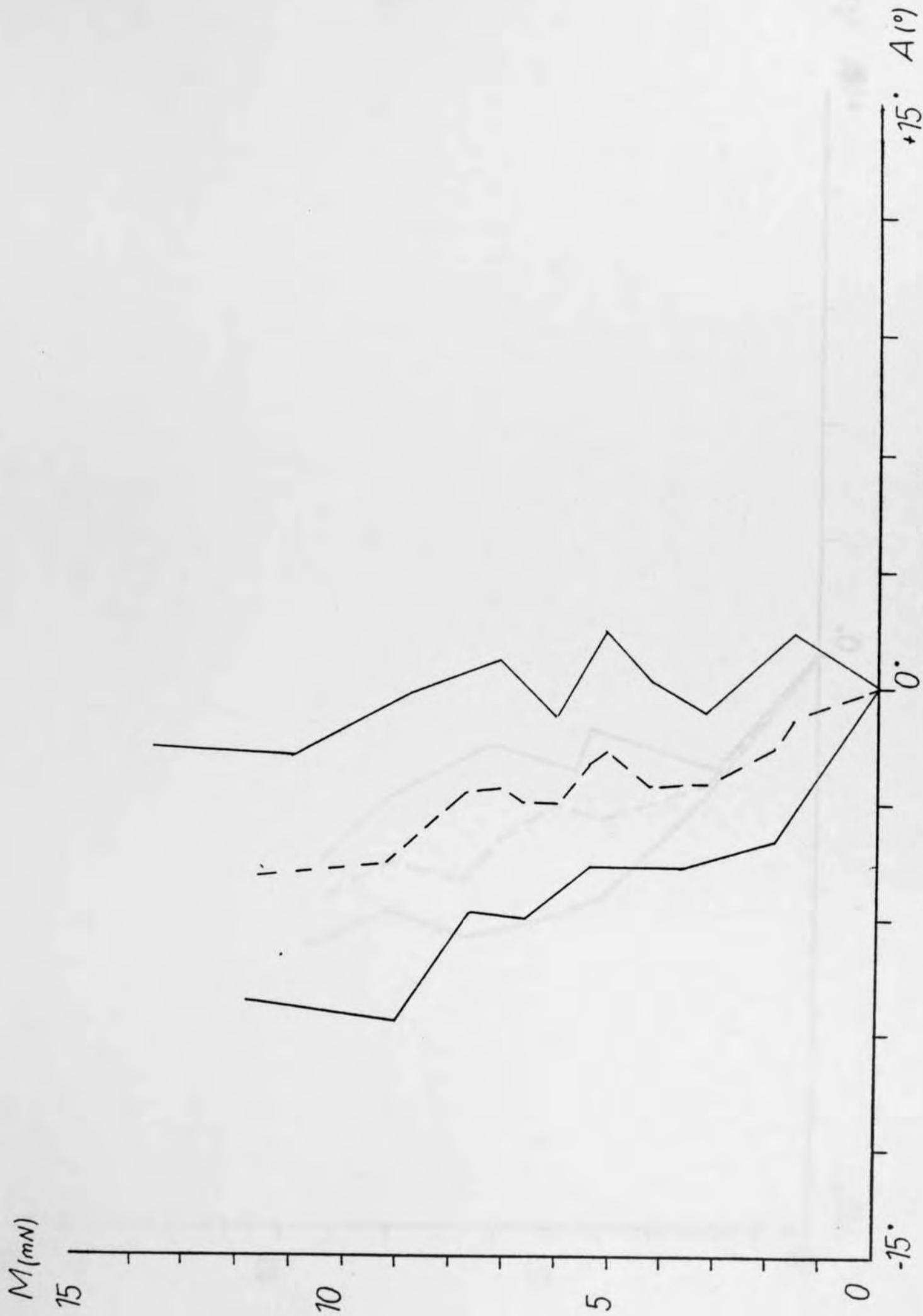


GRAFICO 12

Gráfica envolvente de los valores acumulativos hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con las placas de Roy-Camille. Valor máximo y valor mínimo para cada momento aplicado (M) y valor promedio.

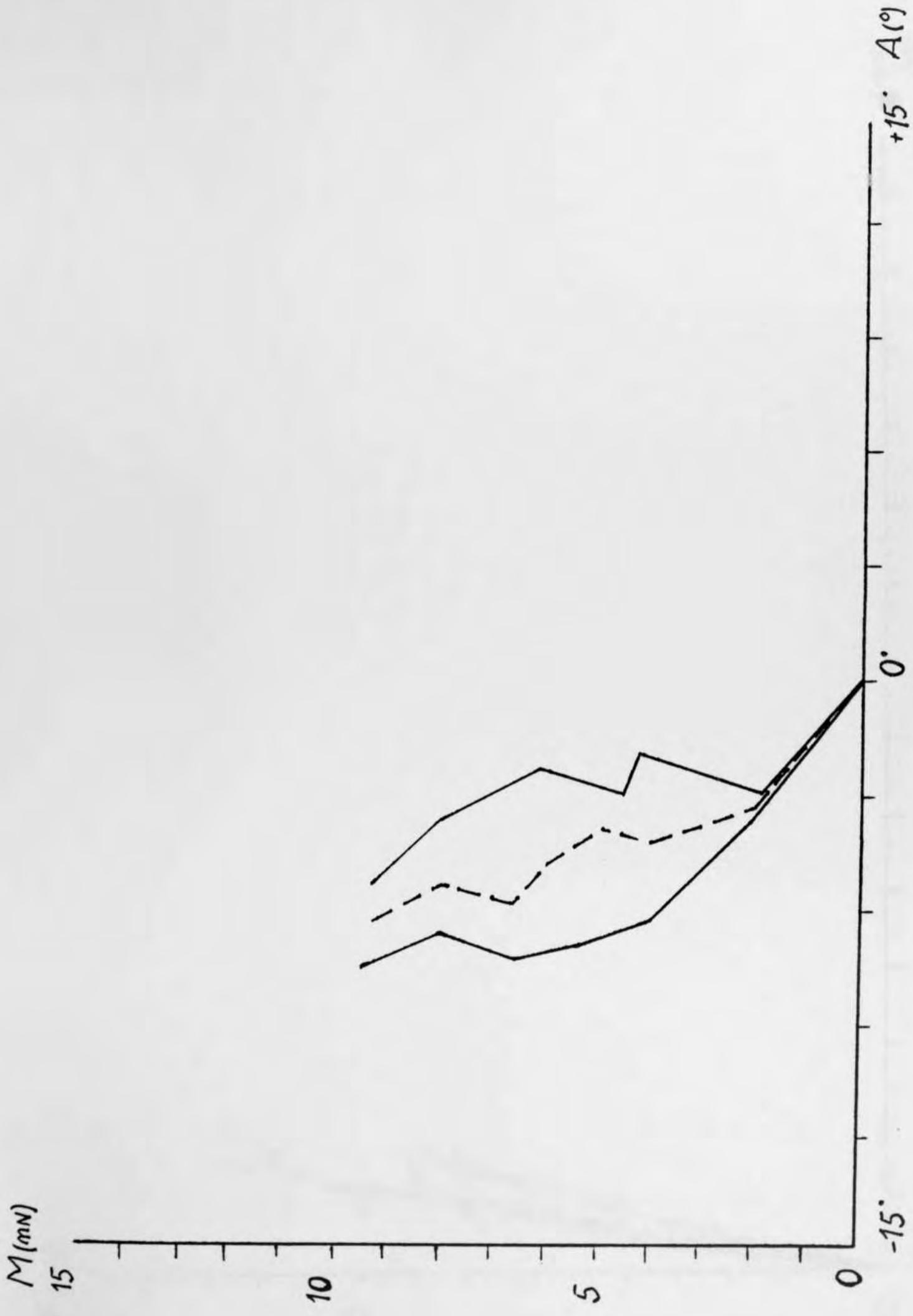


GRAFICO 13

Gráfica envolvente de los valores hallados para la deformación del ángulo (A°) formado por las vértebras del segmento lesionado ensayado con el sistema de Luque. Valor máximo y valor mínimo para cada par de fuerzas introducido (M) y valor promedio.

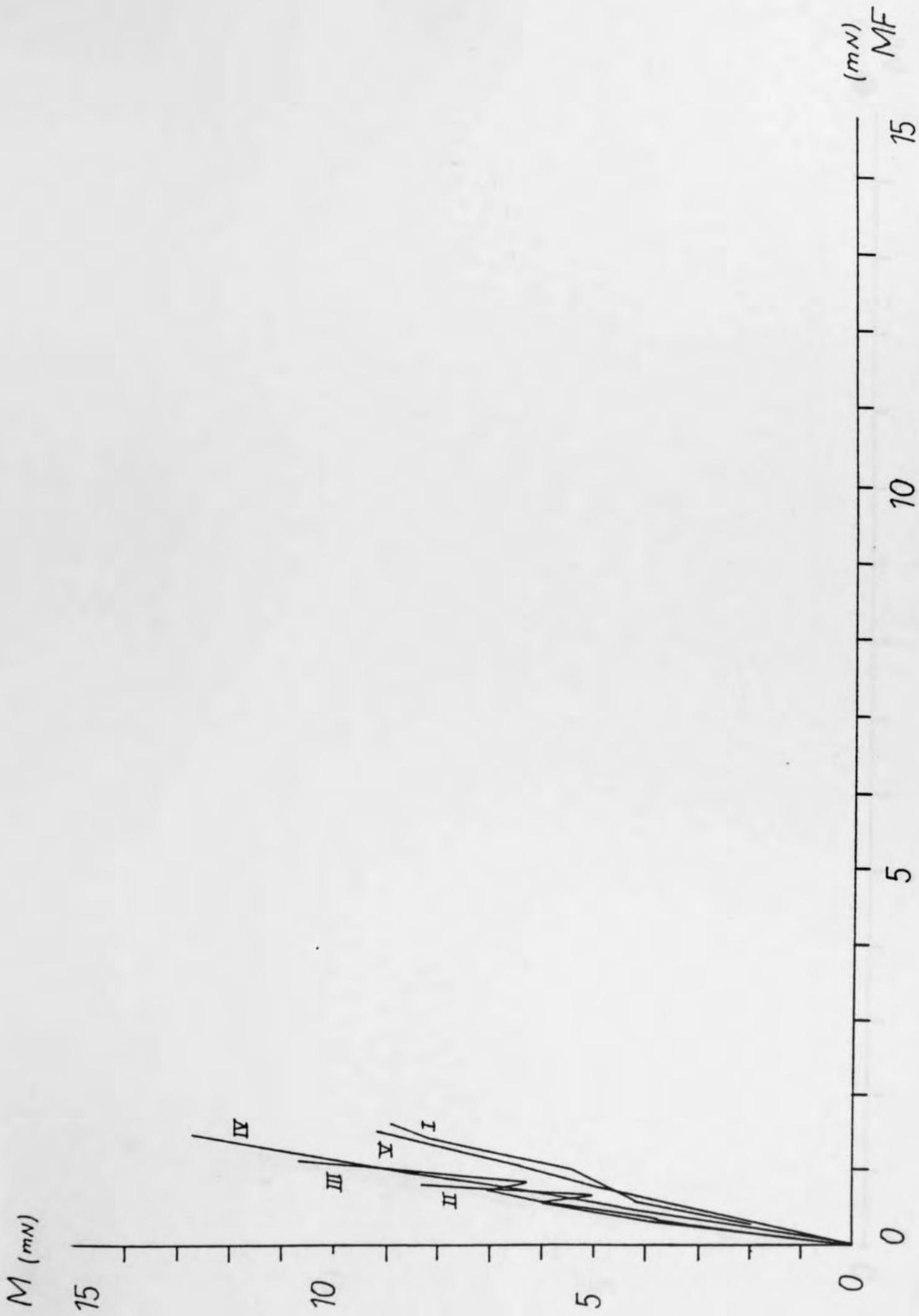


GRAFICO 14

Valores hallados para el momento flector (MF) que soporta la fijación en la técnica HDR, para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado,

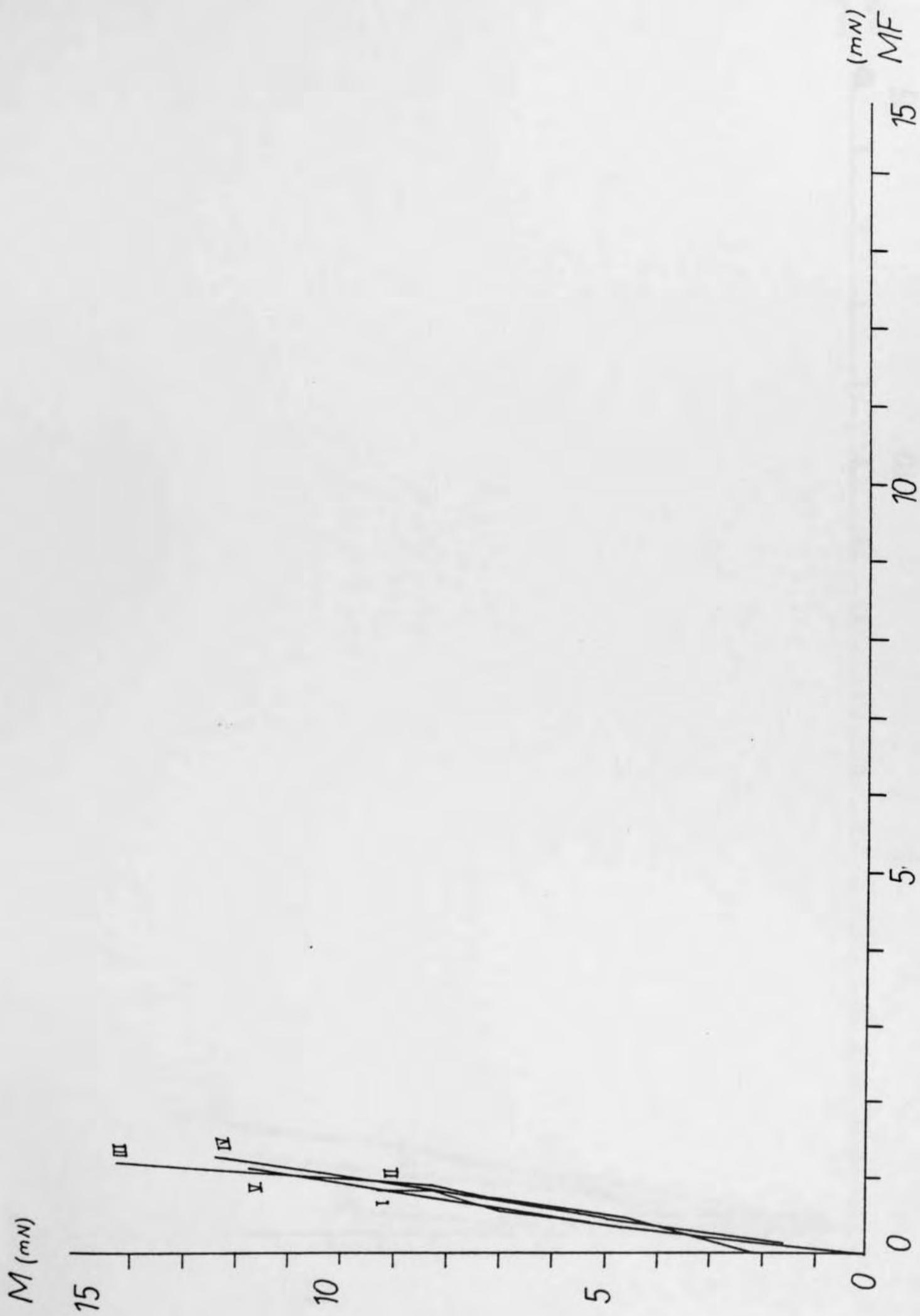


GRAFICO 15

Valores hallados para el momento flector (MF) que soporta la instrumentación de HDR-SSI para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

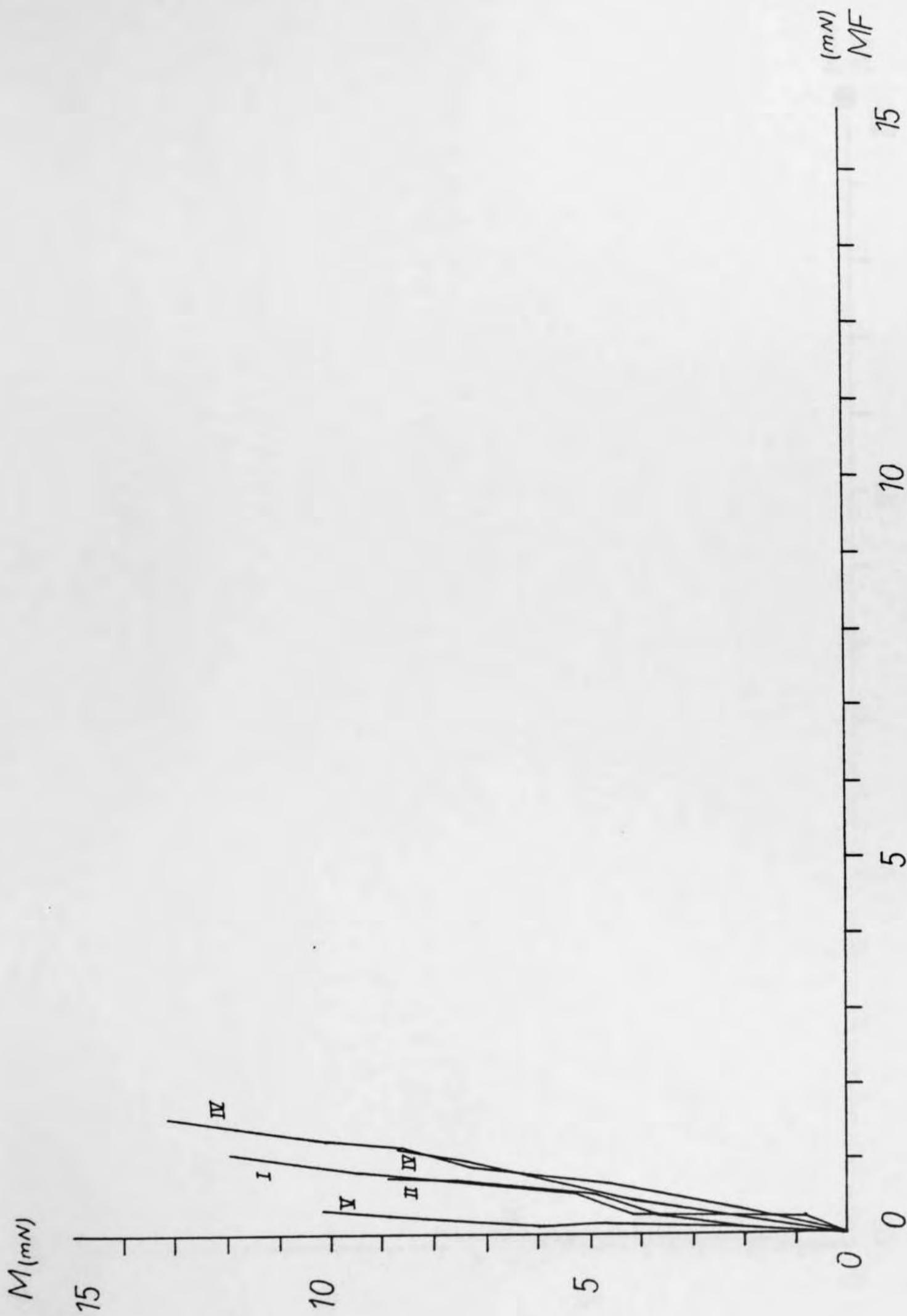


GRAFICO 16

Valores hallados para el momento flector (MF) que soporta la instrumentación de HDR-Villanueva para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

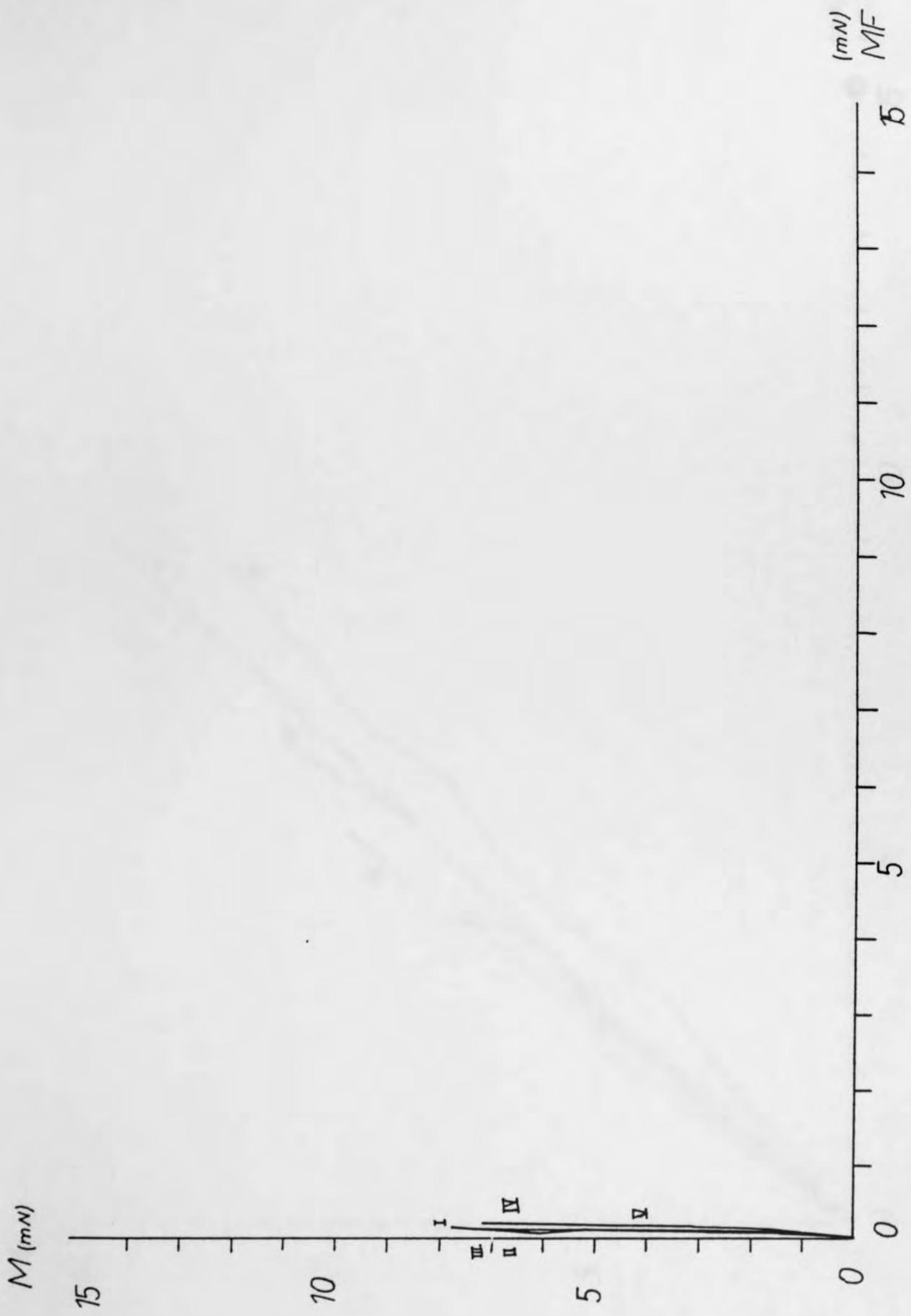


GRAFICO 17

Valores hallados para el momento flector (MF) que soporta la instrumentación de Kostuik-Harrington para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

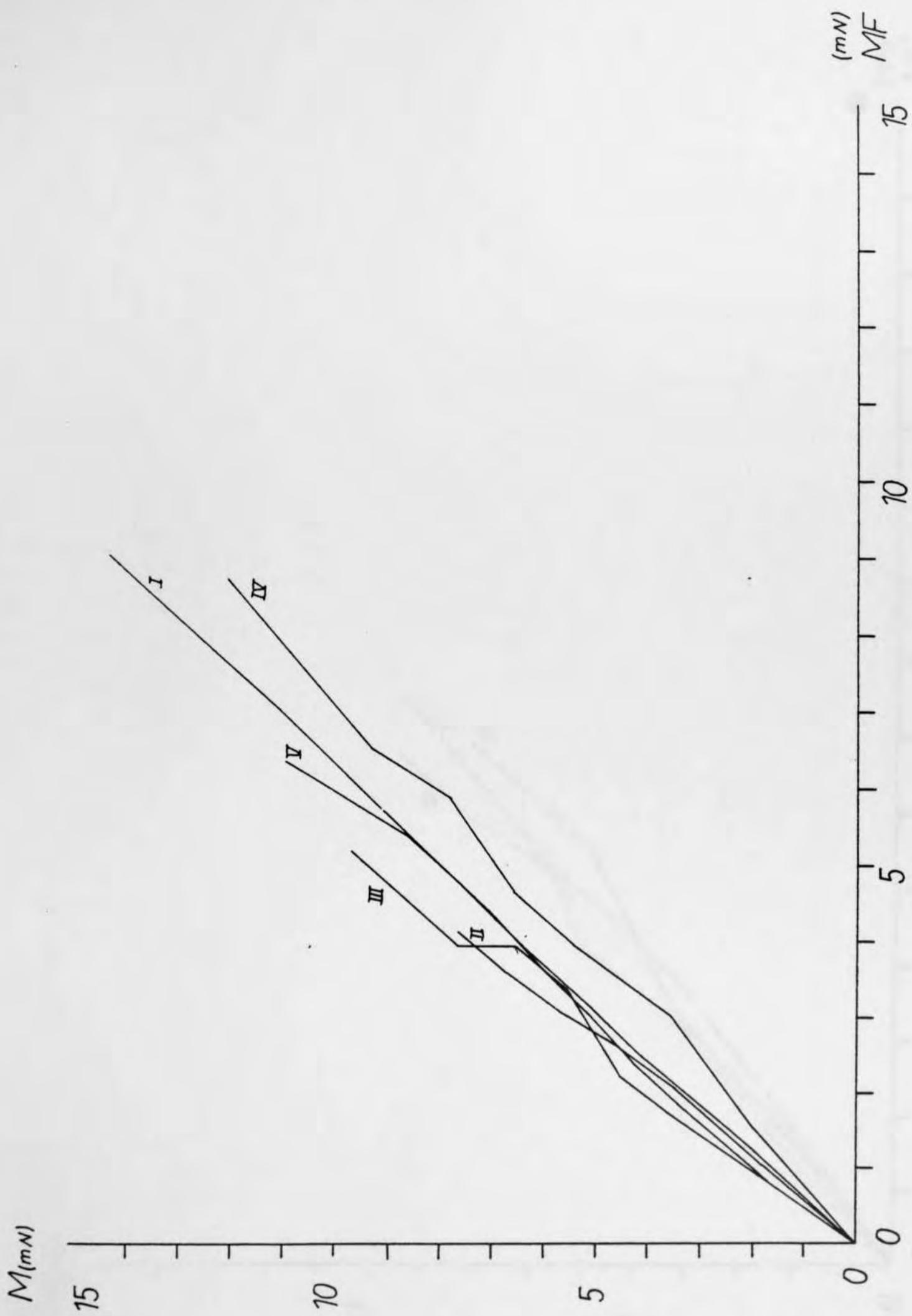


GRAFICO 18

Valores hallados para el momento flector (MF) que soportan las placas de Roy-Camille para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

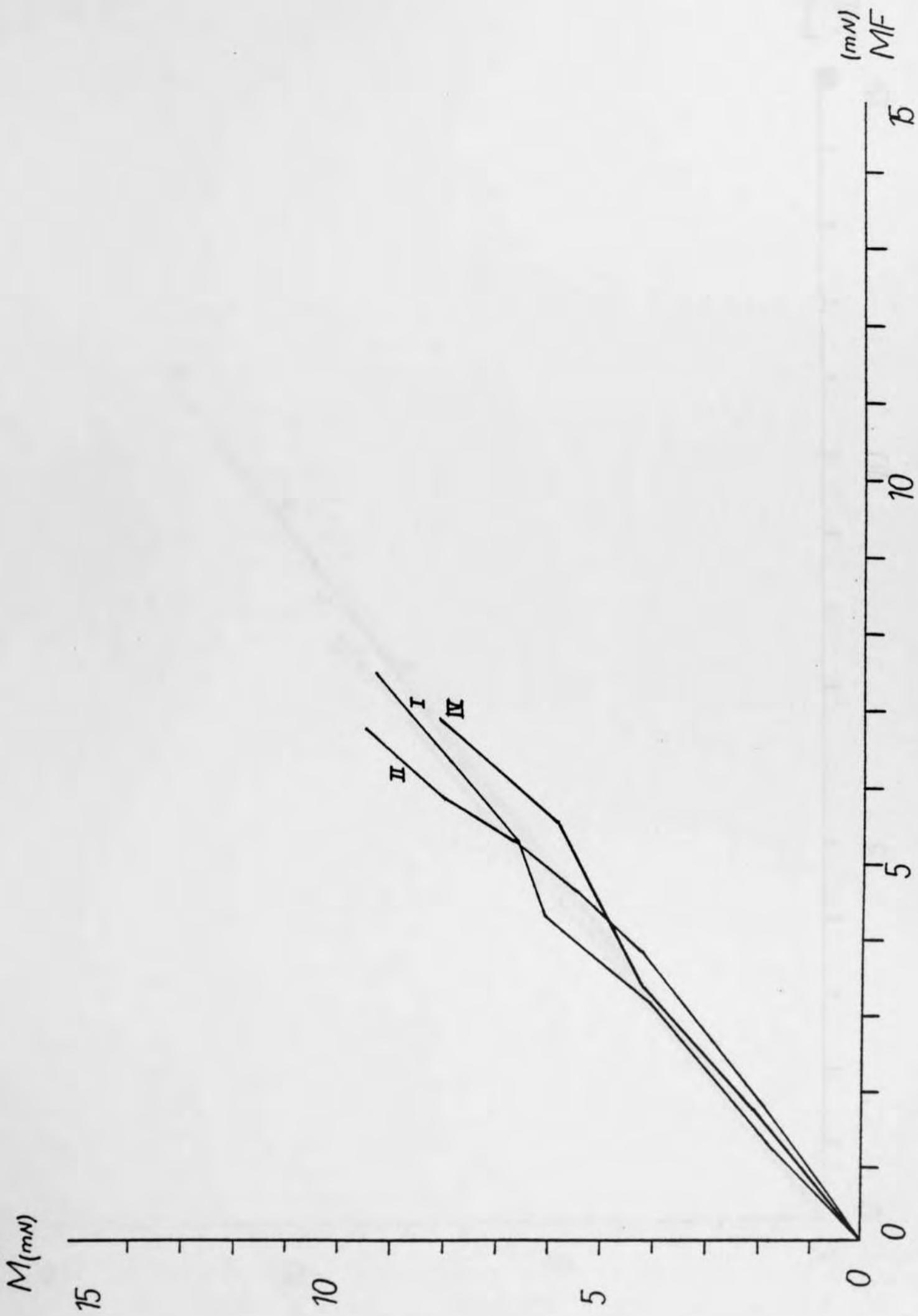


GRAFICO 19

Valores hallados para el momento flector (MF) que soporta el método de Luque para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

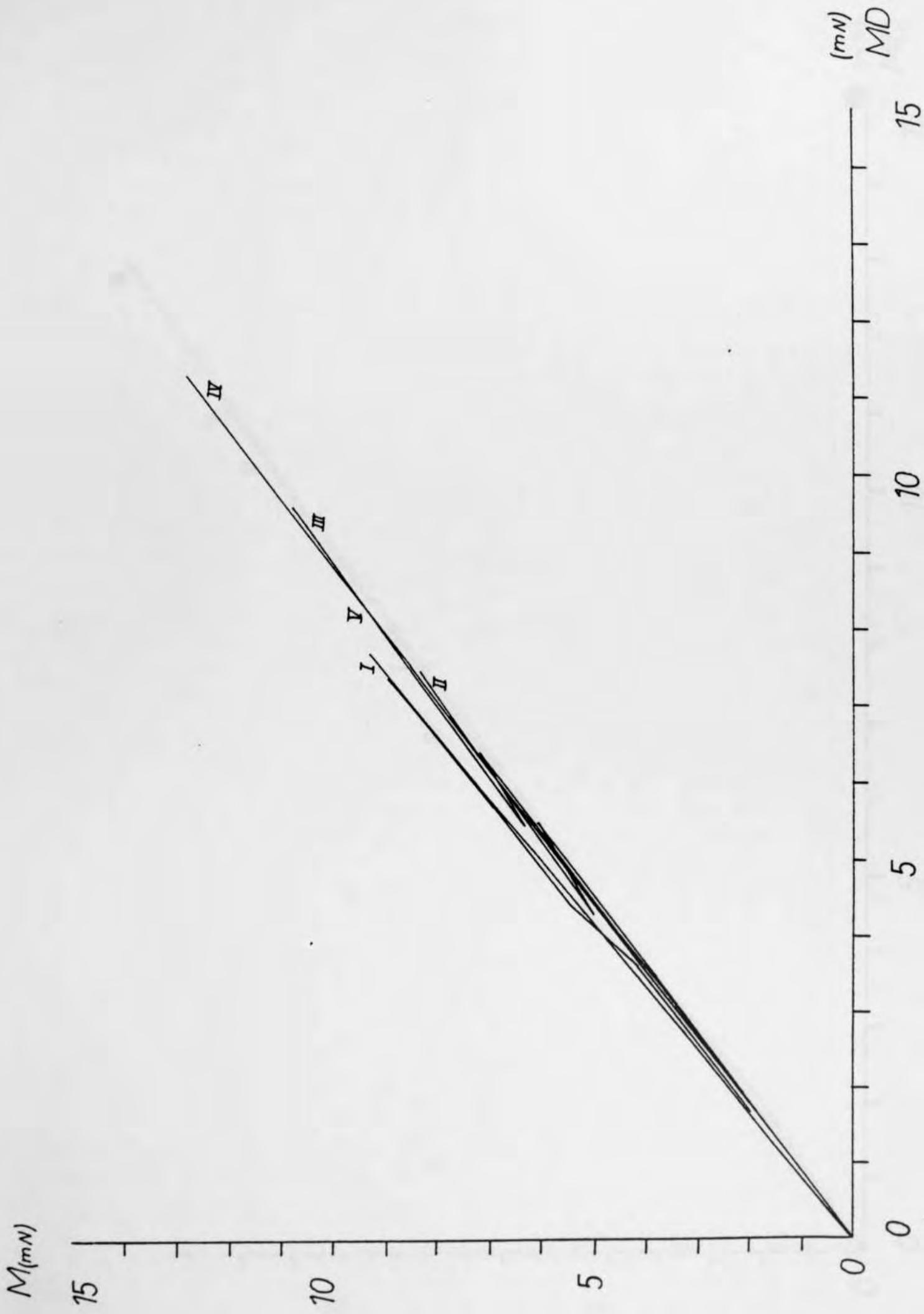


GRAFICO 20

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con HDR para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

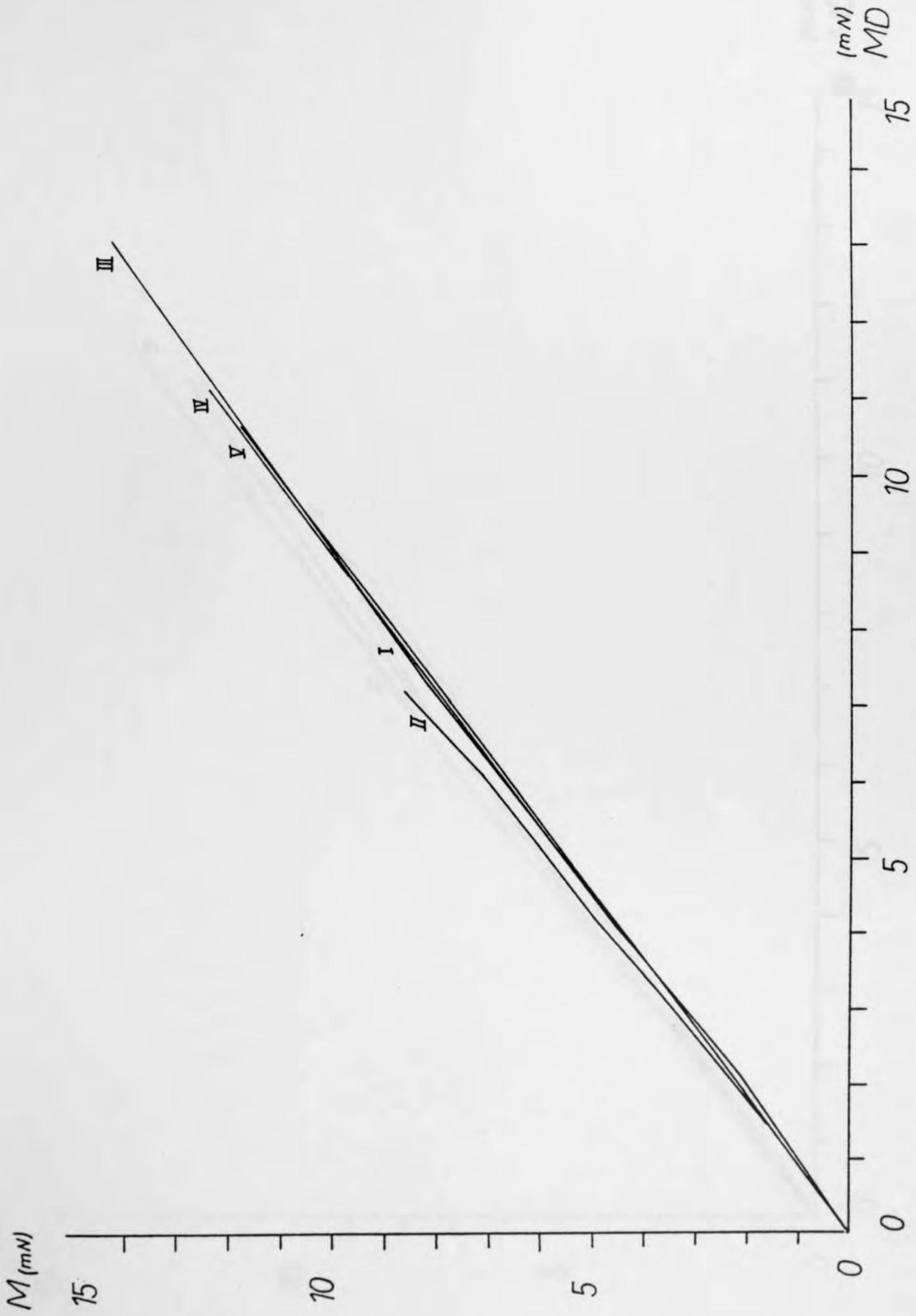


GRAFICO 21

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con HDR-SSI para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

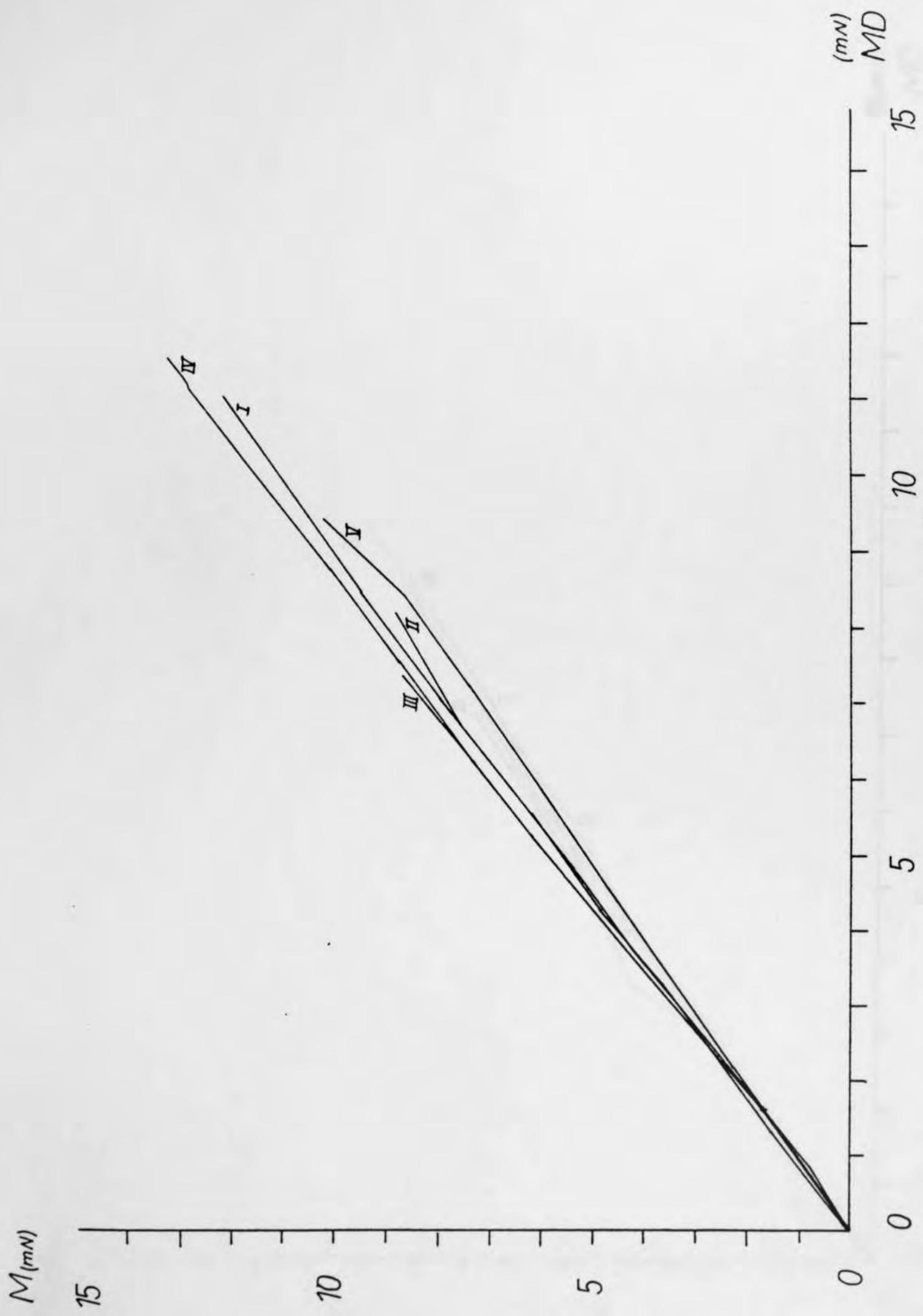


GRAFICO 22

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con HDR-Villanueva para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

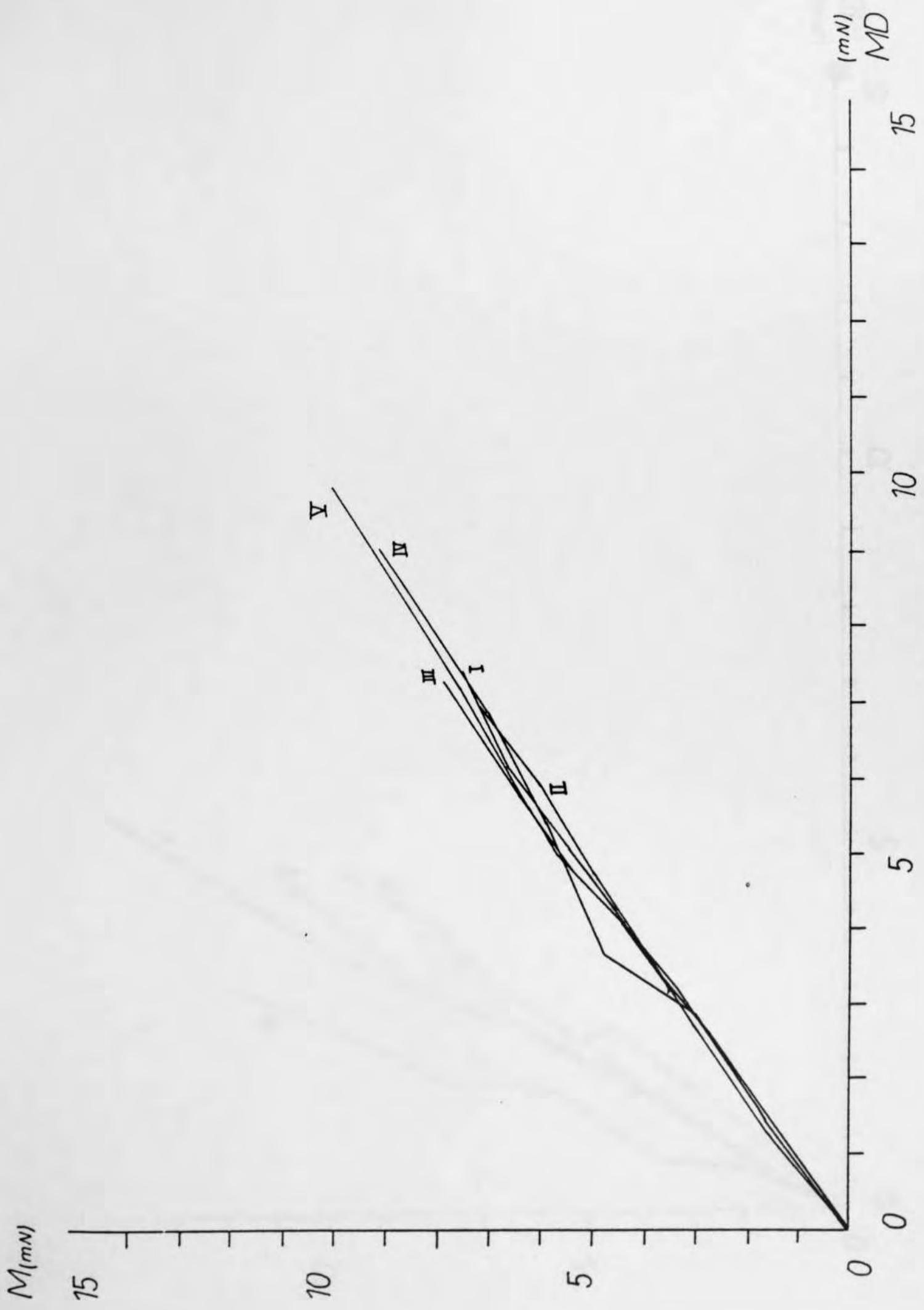


GRAFICO 23

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con Kostuik-Harrington para cada especimen ensayado y momento (M) aplicado.

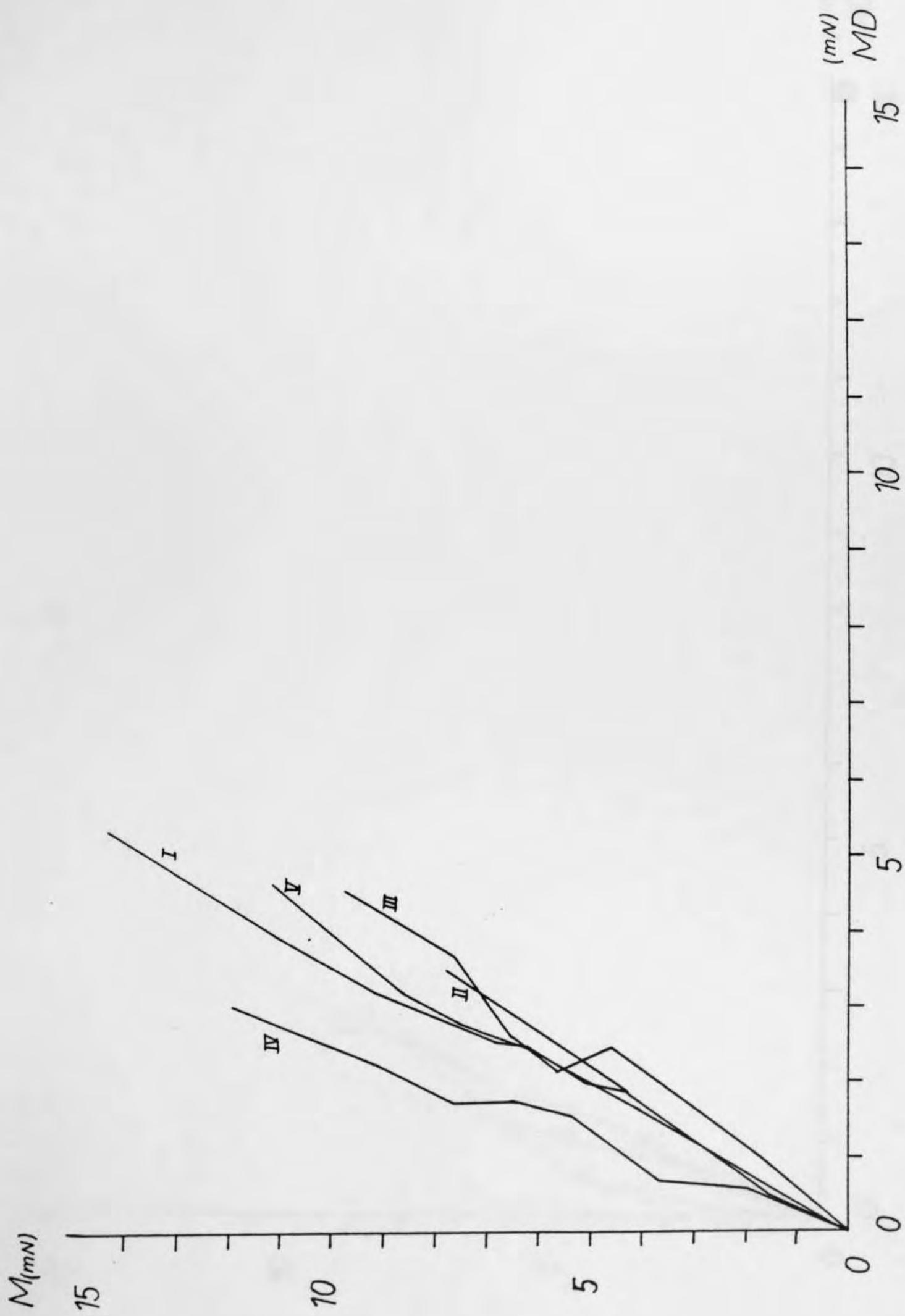


GRAFICO 24

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con placas de Roy-Camille para cada especimen ensayado y momento (M) aplicado.

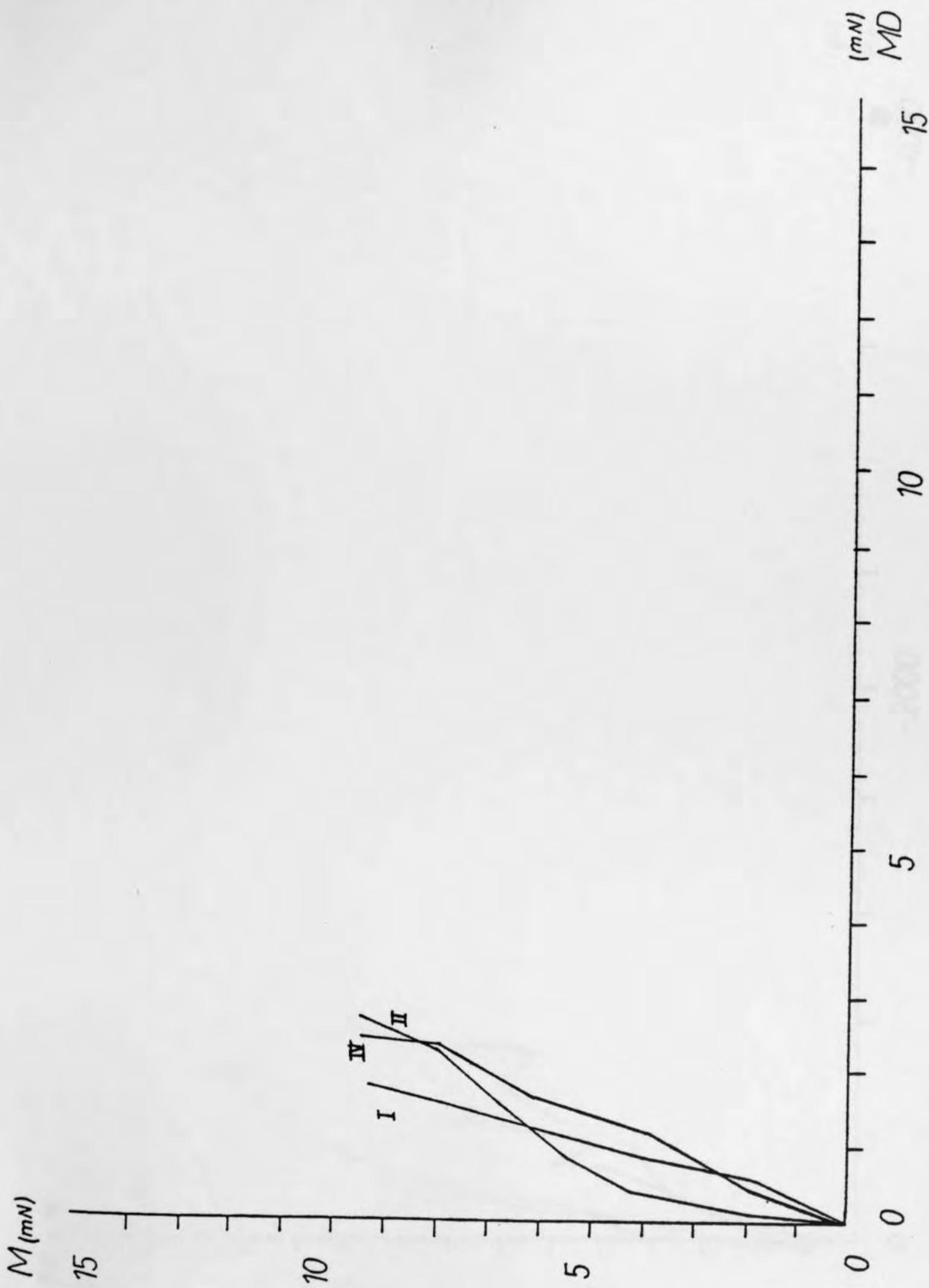


GRAFICO 25

Valores hallados para el momento flector diferencia (MD) que soporta la columna instrumentada con sistema de Luque para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

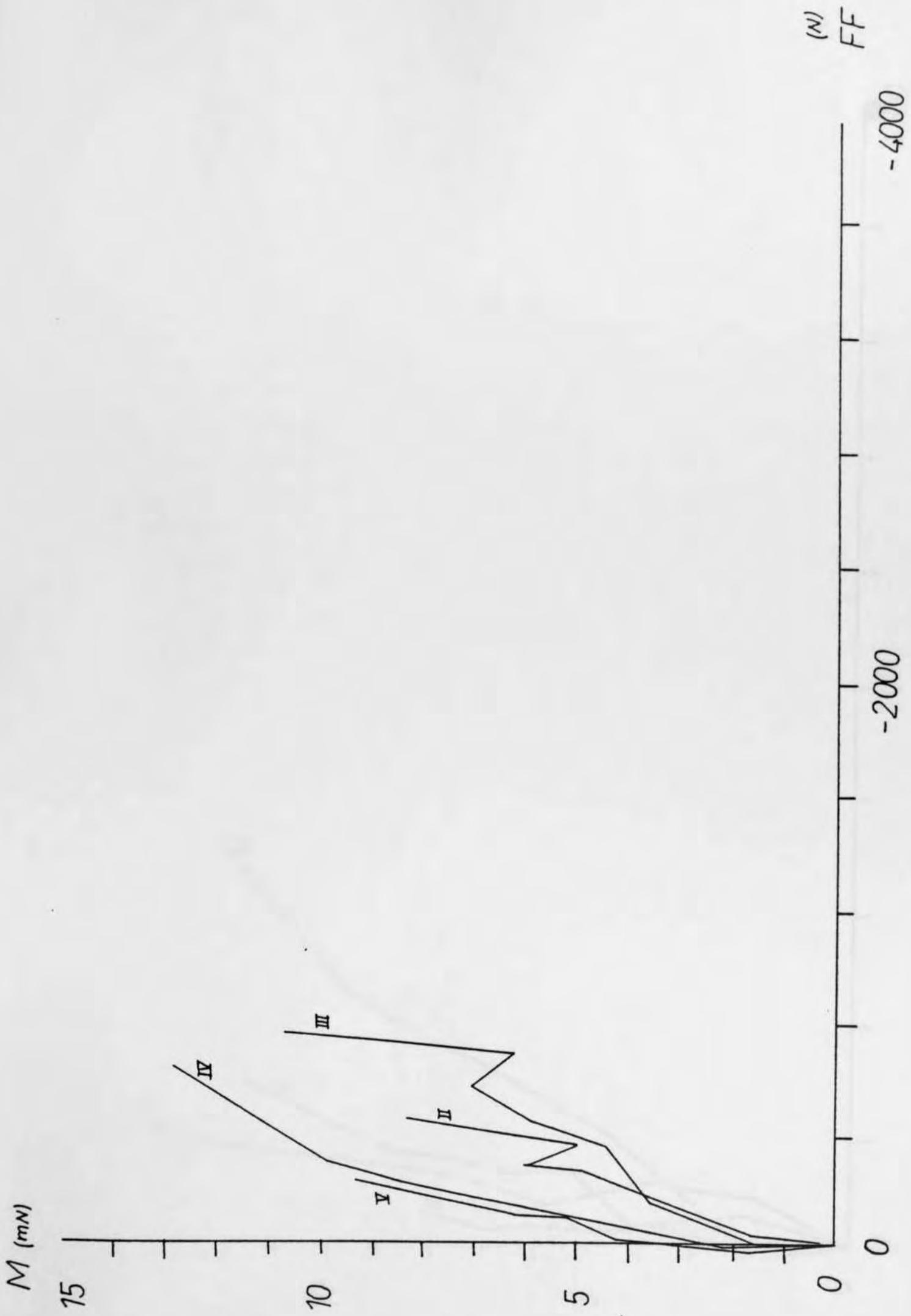


GRAFICO 26

Valores hallados para la fuerza (FF) soportada por la osteosíntesis de HDR para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

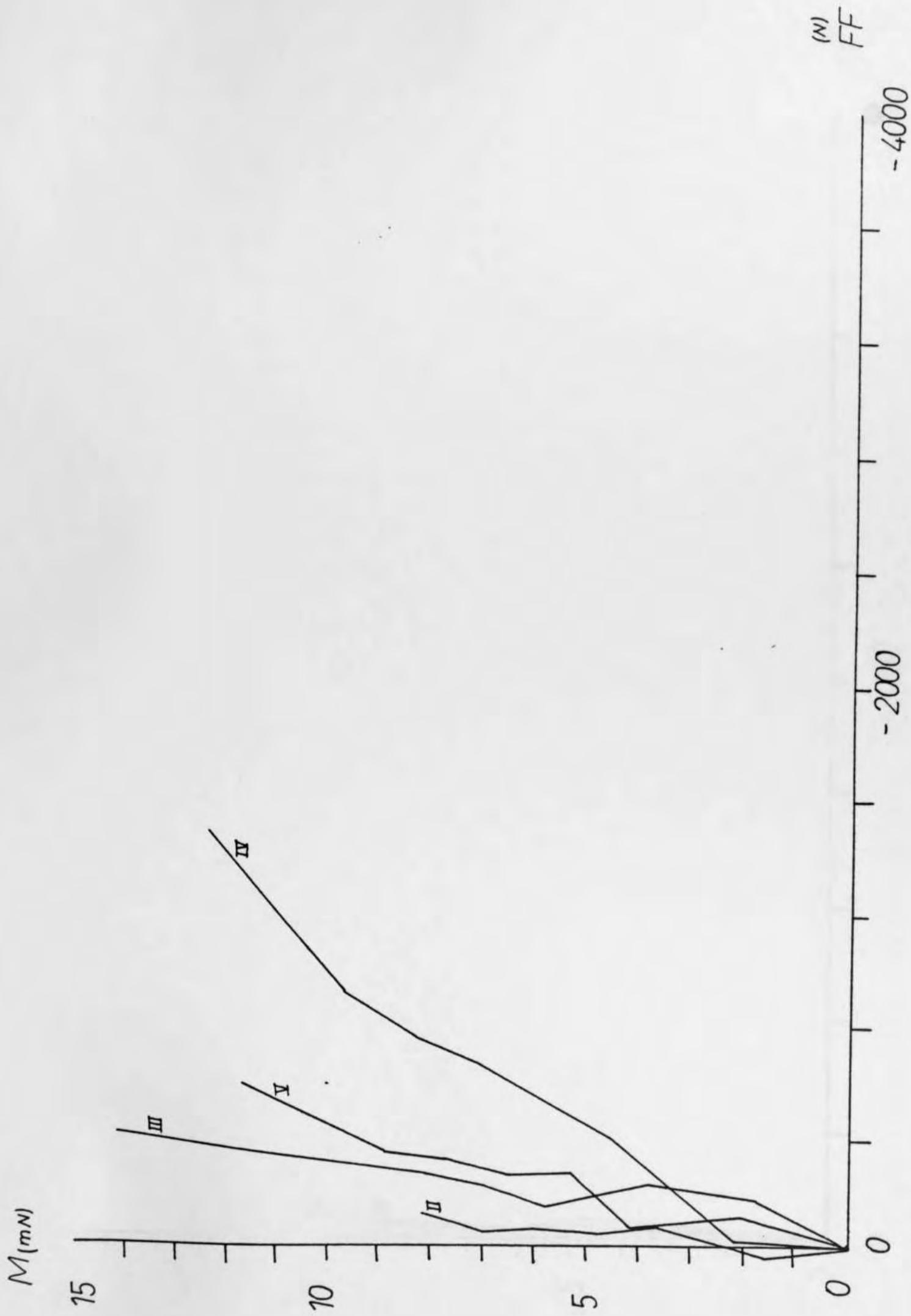


GRAFICO 27

Valores hallados para la fuerza (FF) soportada por la instrumentación HDR-SSI para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.



GRAFICO 28

Valores hallados para la fuerza (FF) soportada por la técnica de HDR-Villanueva para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

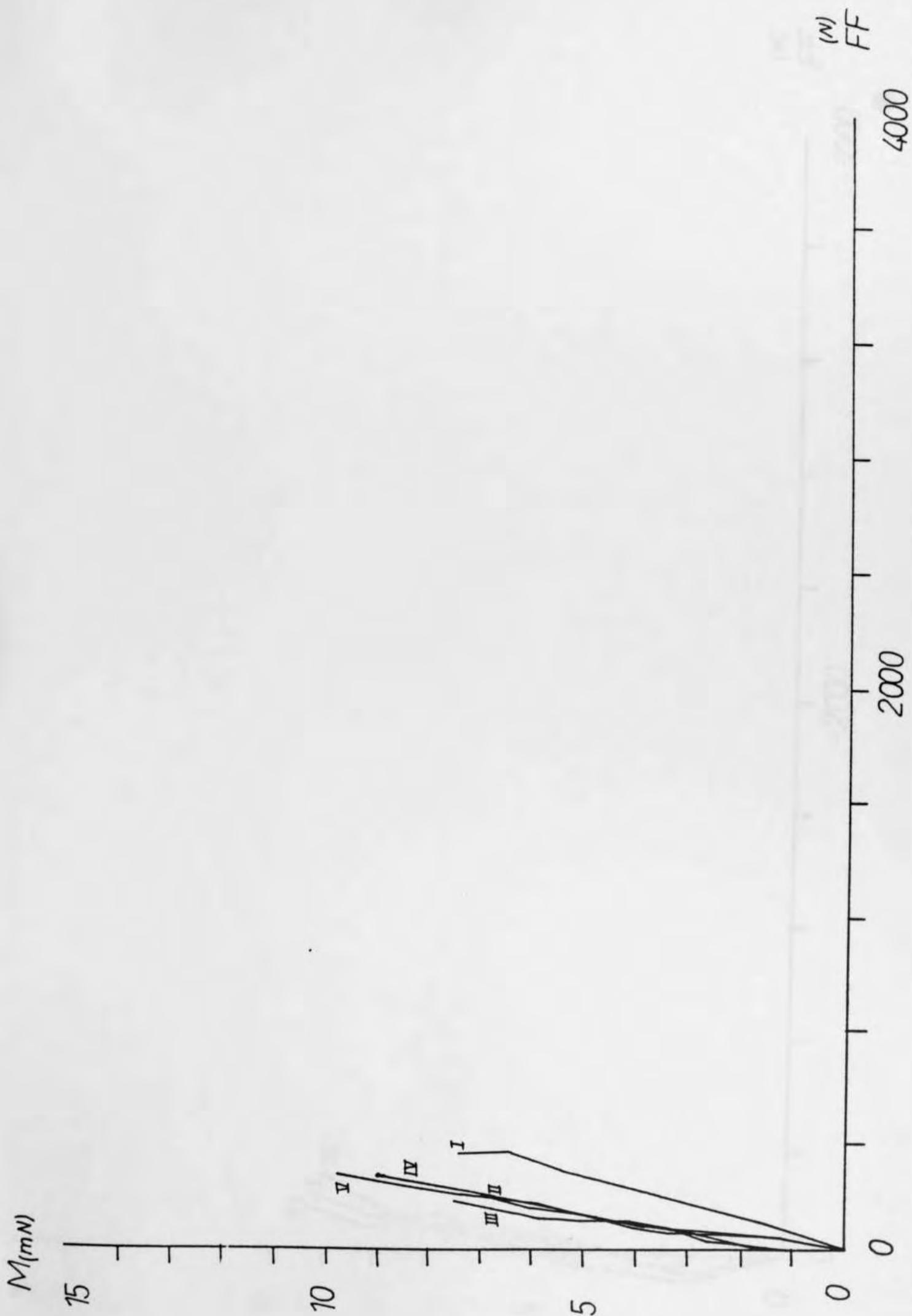


GRAFICO 29

Valores hallados para la fuerza (FF) soportada por la instrumentación de Kostuik-Harrington para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.



GRÁFICO 30

Valores hallados para la fuerza (FF) soportada por la instrumentación de Luque para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

Los datos para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

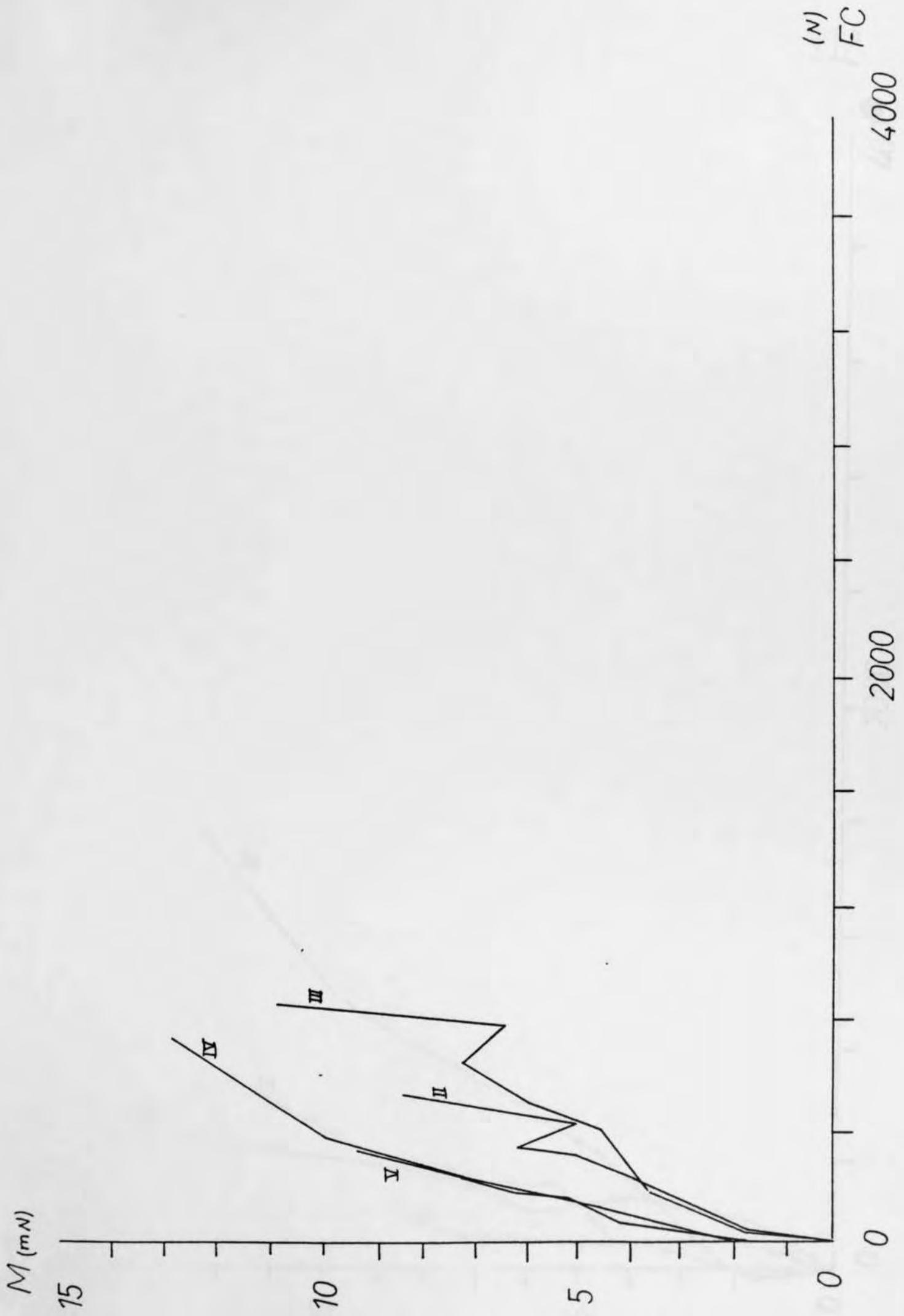


GRAFICO 31

Valores hallados para la fuerza soportada por la columna (FC) instrumentada con HDR para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

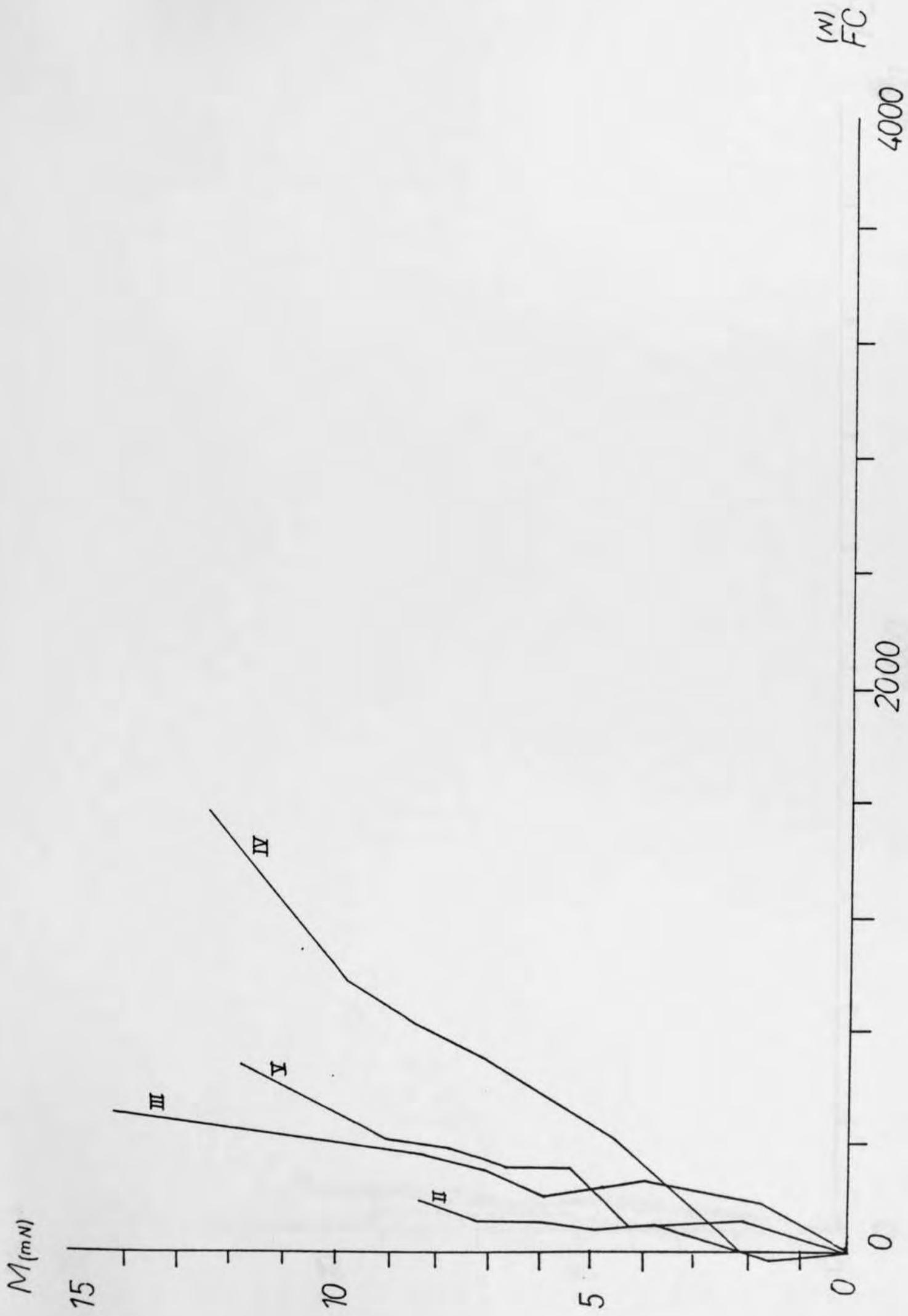


GRAFICO 32

Valores hallados para la fuerza soportada por la columna (FC) instrumentada con HDR-SSI para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

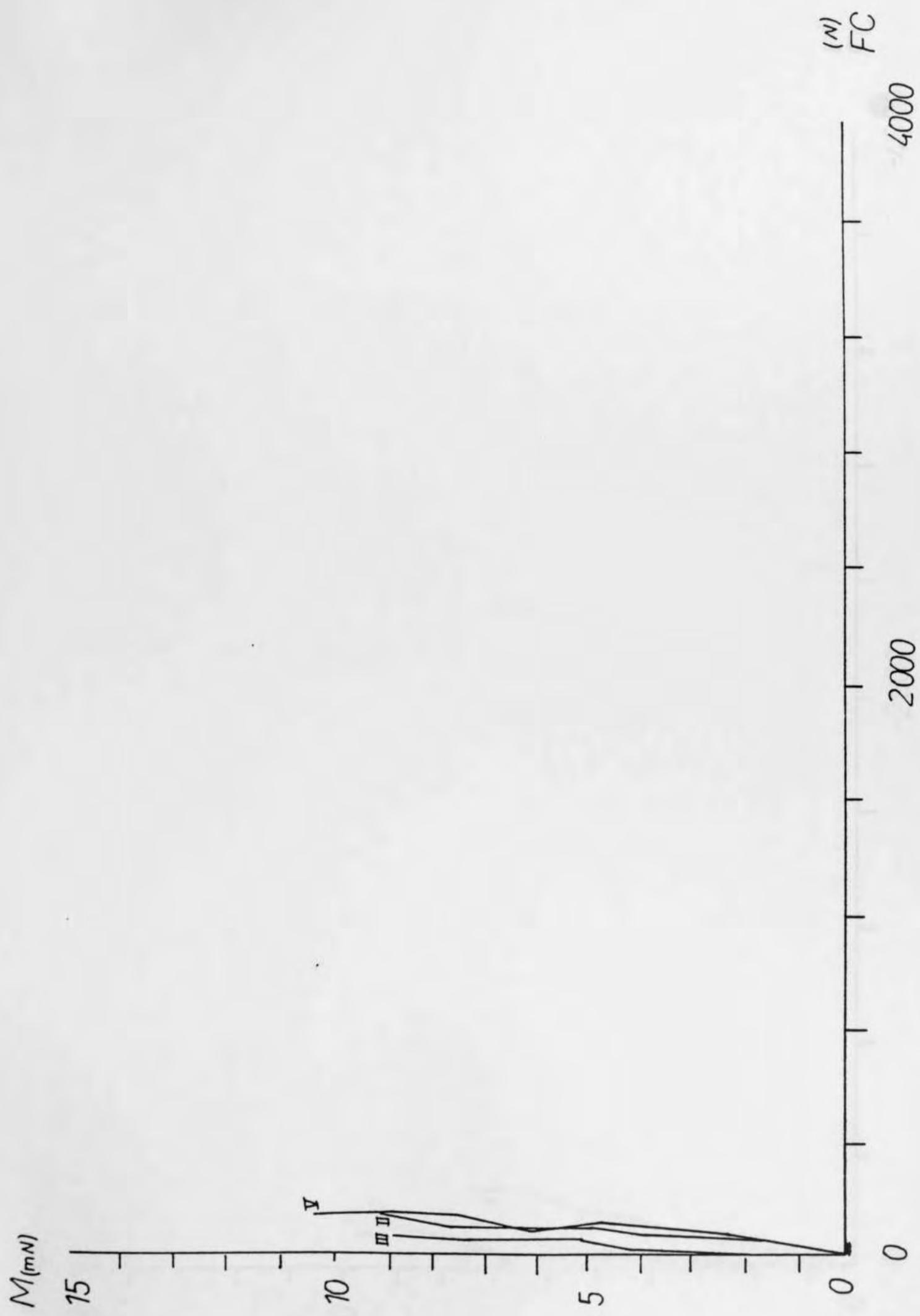


GRAFICO 33

Valores hallados para la fuerza soportada por la columna (FC) instrumentada por HDR-Villanueva para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

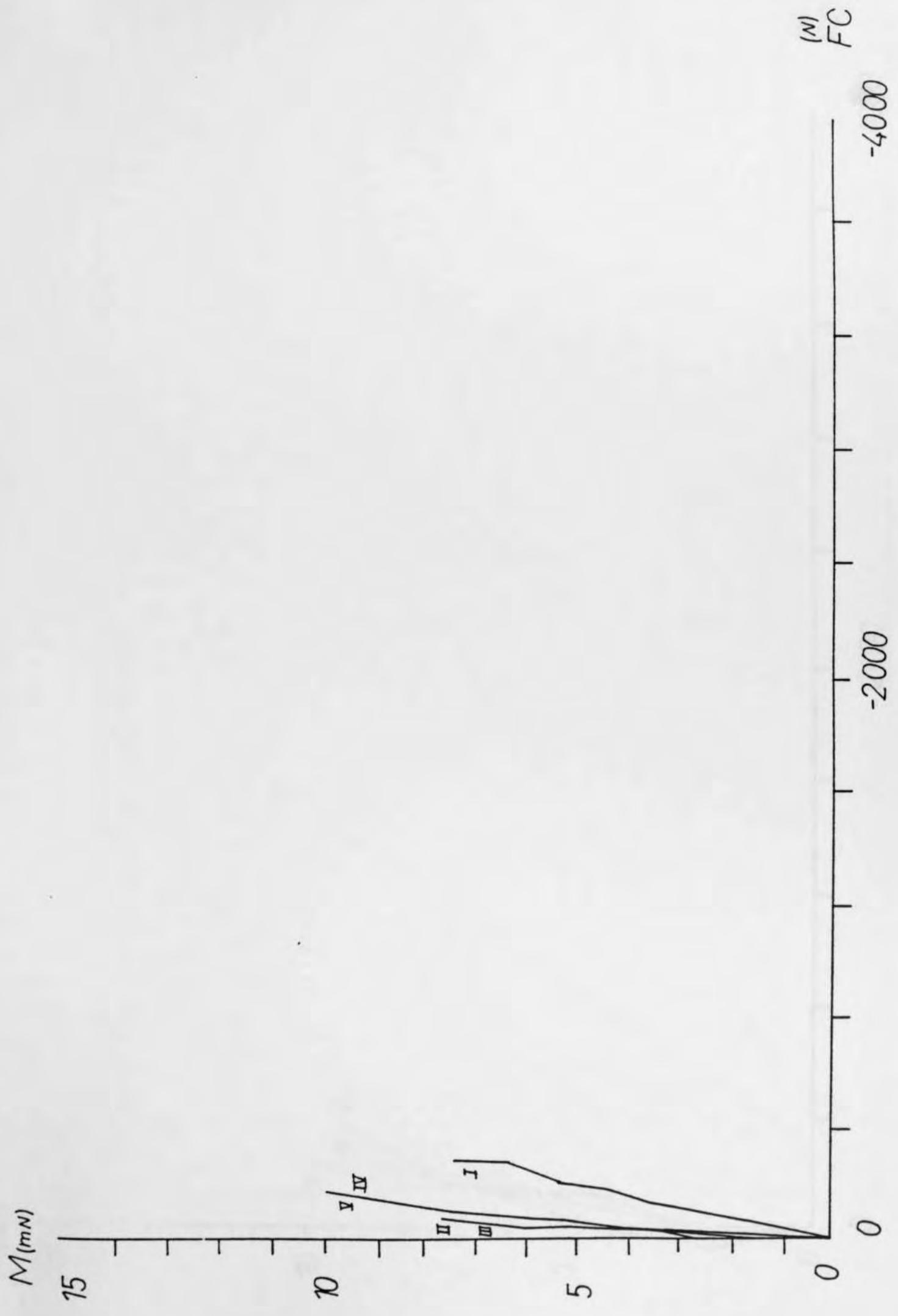


GRAFICO 34

Valores hallados para la fuerza soportada por la columna (FC) instrumentada con el método de Kostuik-Harrington para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

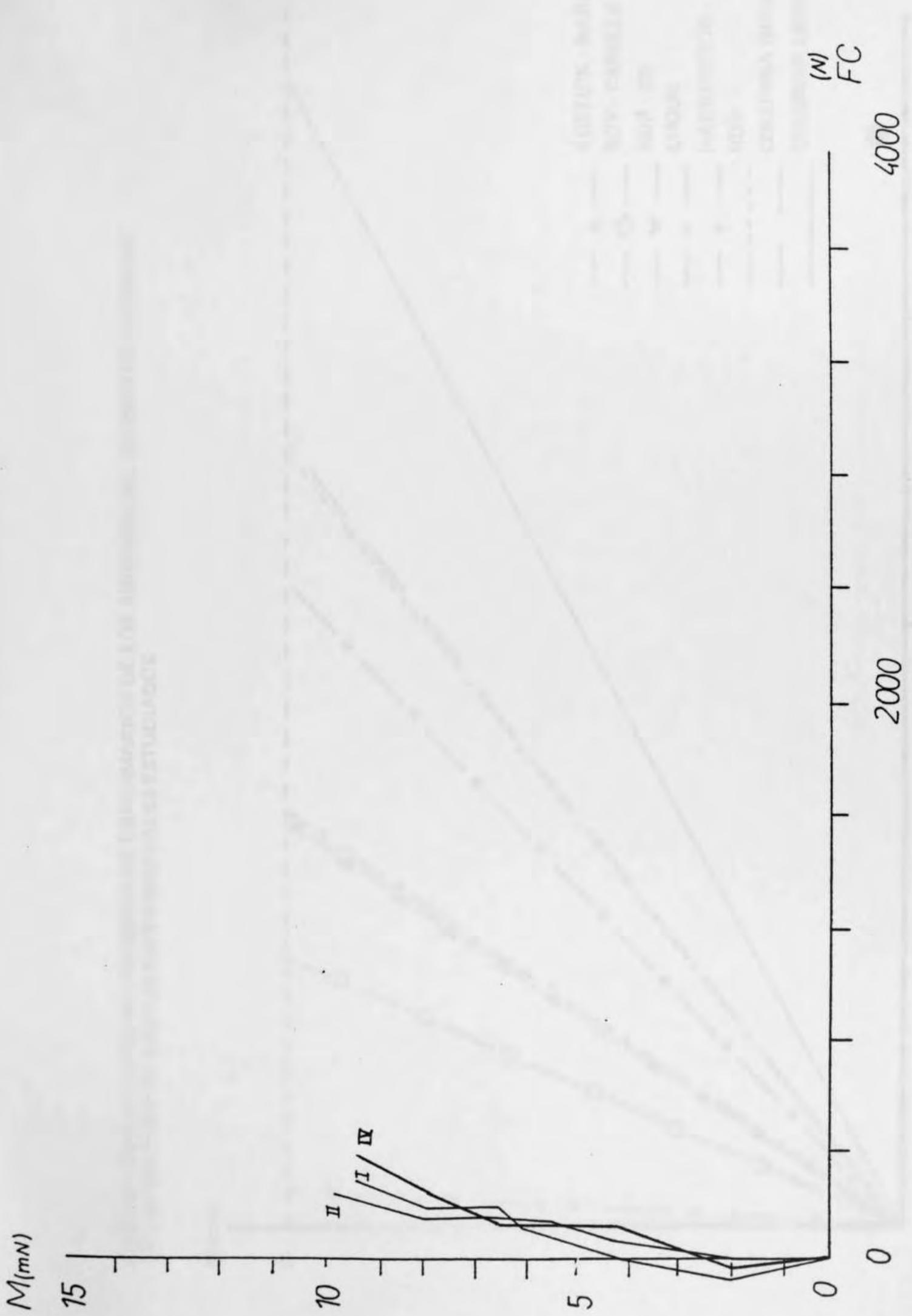
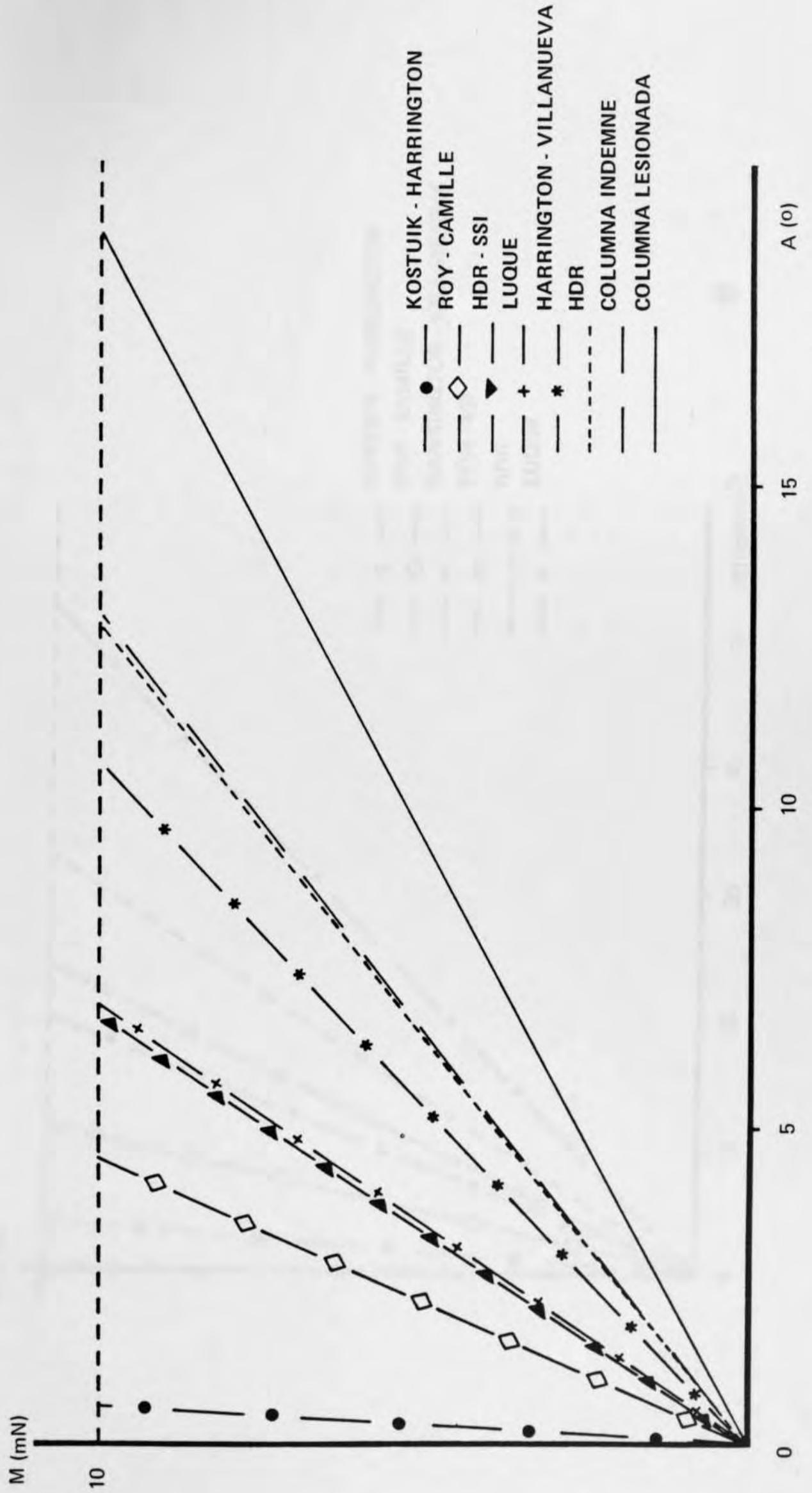


GRAFICO 35

Valores hallados para la fuerza soportada por la columna (FC) instrumentada con el sistema de Luque para cada espécimen ensayado y momento (M) aplicado.

RECTAS EQUIVALENTES AL PROMEDIO DE DEFORMACION DE LOS ANGULOS DEL SEGMENTO LESIONADO EN LOS DIFERENTES GRUPOS EXPERIMENTALES ESTUDIADOS



RECTAS EQUIVALENTES AL PROMEDIO DE MAXIMA TENSION DE LOS IMPLANTES

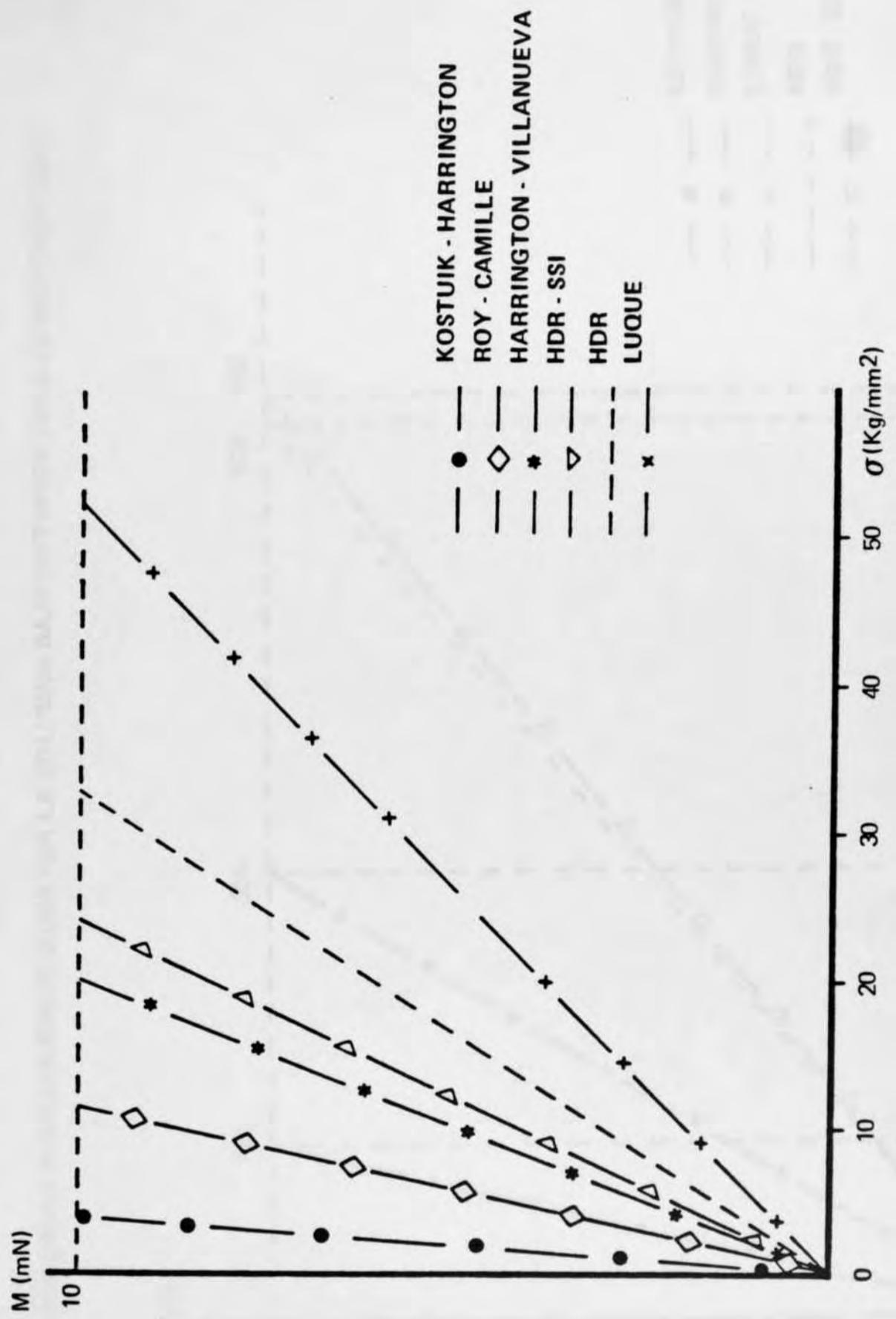
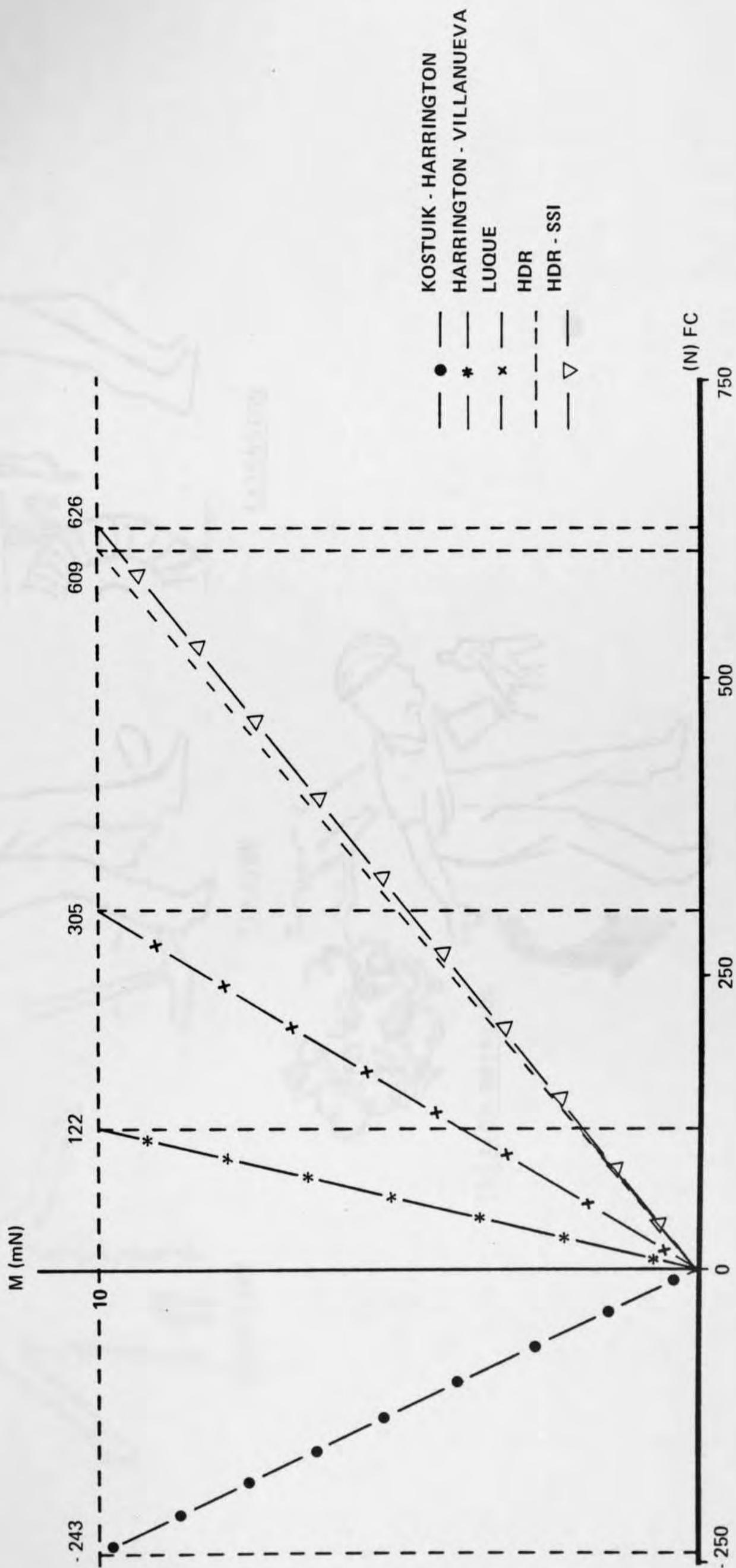
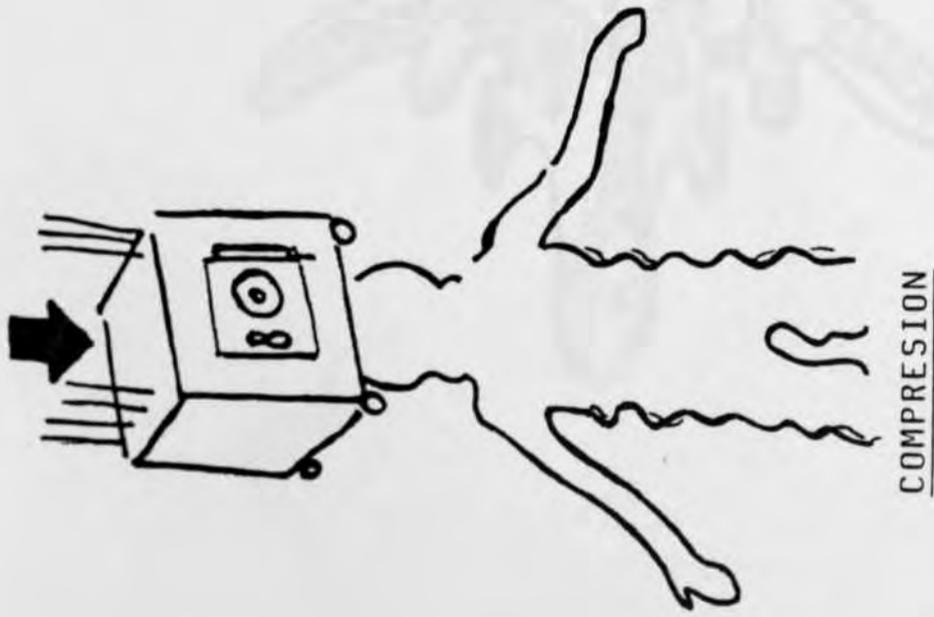


GRAFICO 37

RECTAS EQUIVALENTES AL PROMEDIO DE FUERZAS SOPORTADAS POR LA COLUMNA BAJO DISTINTOS TIPOS DE OSTEOSINTESIS

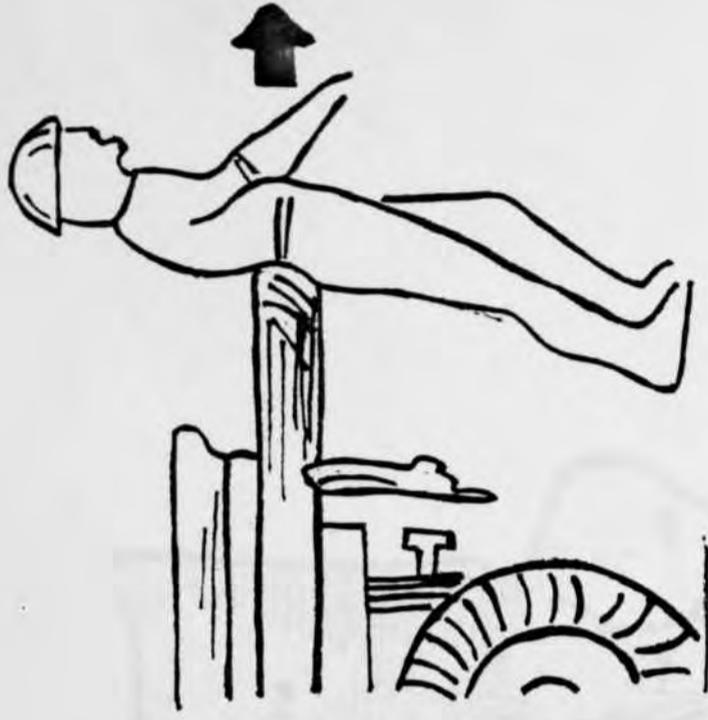




COMPRESION



FLEXION



EXTENSION



FLEXION-ROTACION

FIGURA 1

Mecanismos habituales de lesión de la columna dorsolumbar.

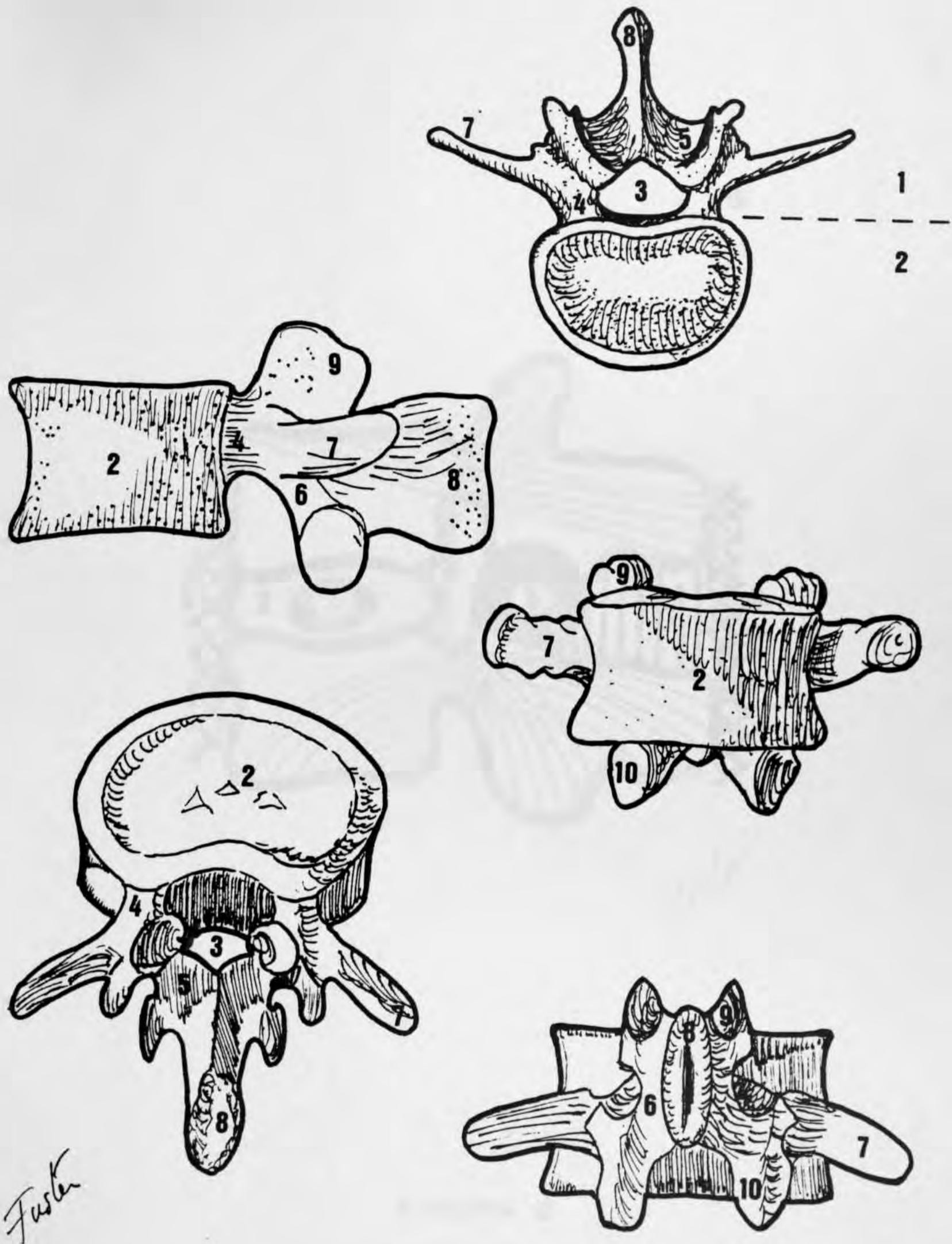


FIGURA 2

Osteología vertebral, 1) arcus vertebrae, 2) corpus vertebrae, 3) canalis vertebralis, 4) pediculus, 5) lamina arcus vertebrae, 6) pars interarticularis, 7) processus transversus, 8) processus spinosus, 9) processus articularis superior, 10) processus articularis inferior.

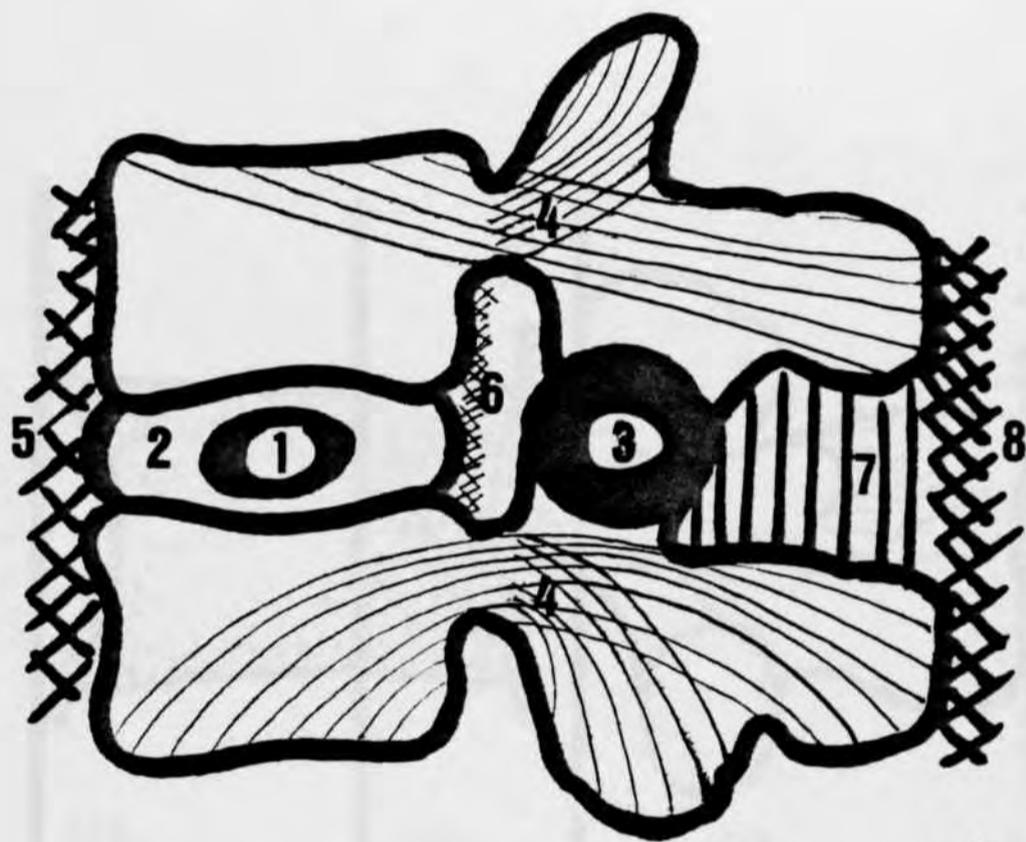


FIGURA 3

Segmento funcional de la columna.

- 1) *nucleus pulposus*, 2) *annulus fibrosus*, 3) *juncturae zygapophiseales*, 4) *fibras en abanico de Kapandji*, 5) *ligamentum longitudinale anterius*, 6) *ligamentum longitudinale posterius*, 7) *ligamentum interespinale*, 8) *ligamentum supraespinale*.

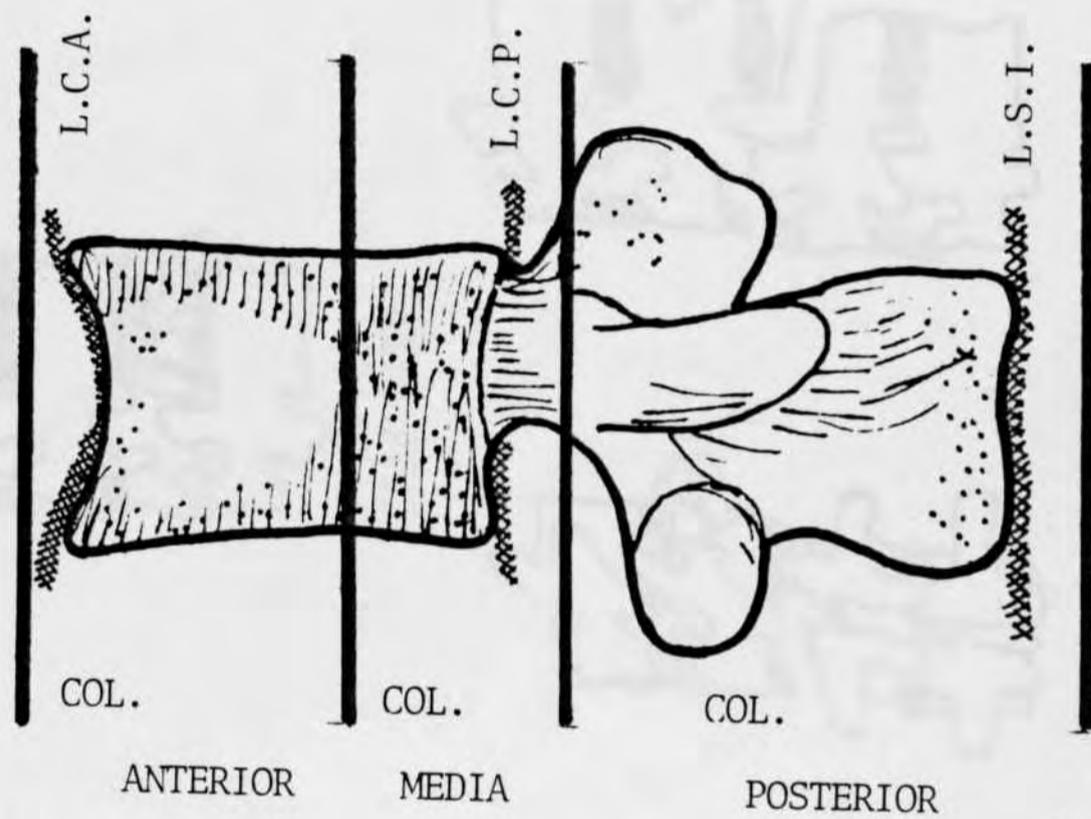
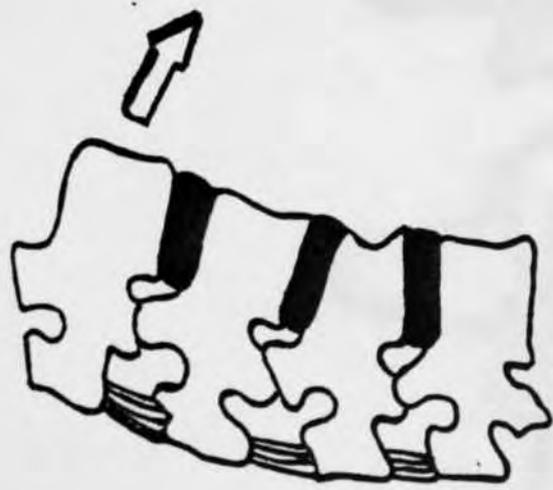
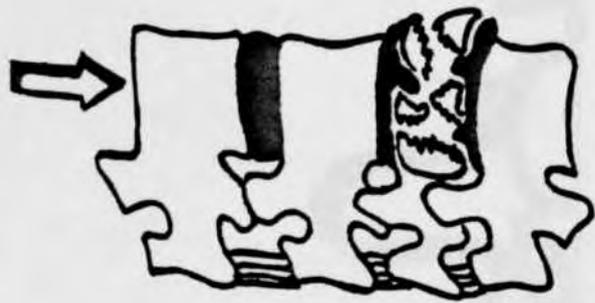


FIGURA 4

Concepto de las tres columnas de Denis; anterior, media y posterior.
 L.C.A.: Ligamento vertebral común anterior,
 L.C.P.: Ligamento vertebral común posterior,
 L.S.I.: Ligamentos posteriores supra e interespinosos.



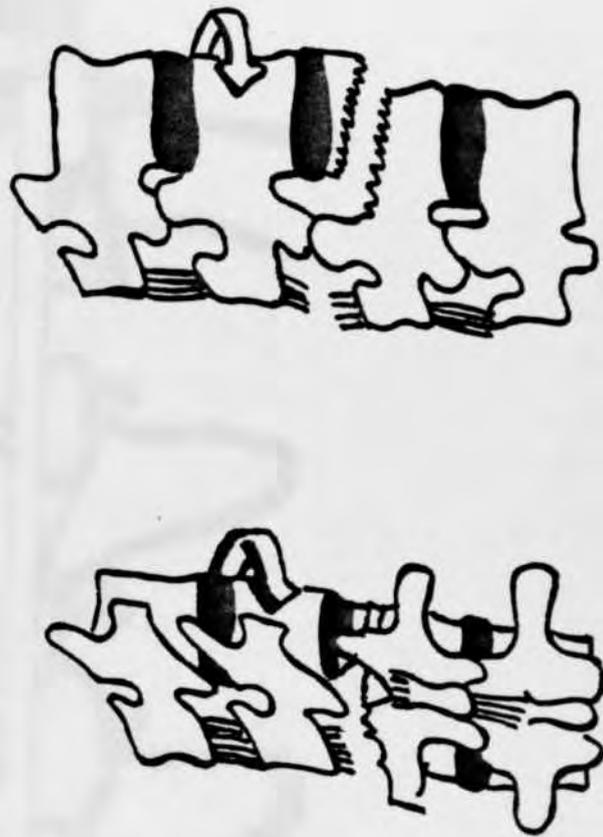
ACUÑAMIENTO



ESTALLIDO



LUXACION



FRACTURA-LUXACION

FIGURA 5

Clasificación de las fracturas, luxaciones y fracturas-luxaciones según Holdsworth.

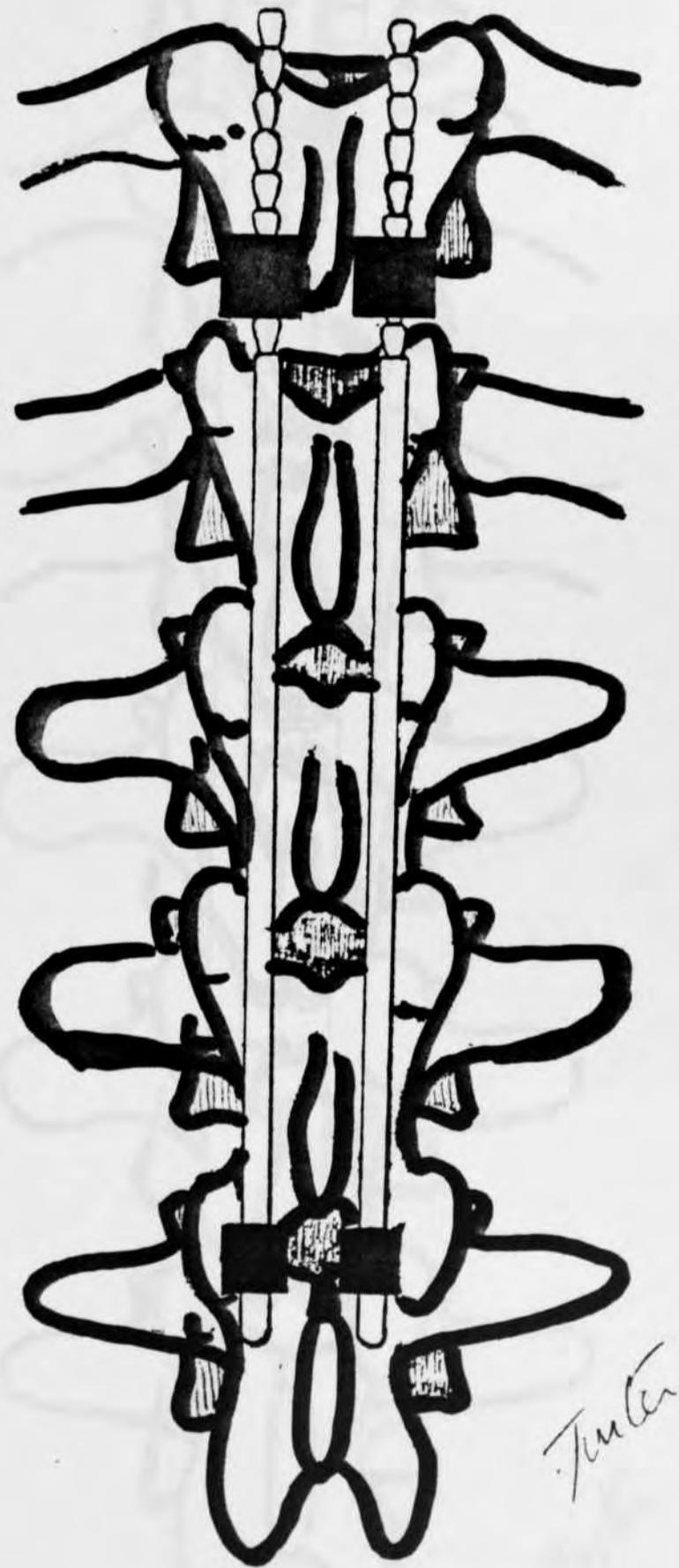


FIGURA 6

Sistema de doble Harrington a Distracción, Visión posterior, (esquema).

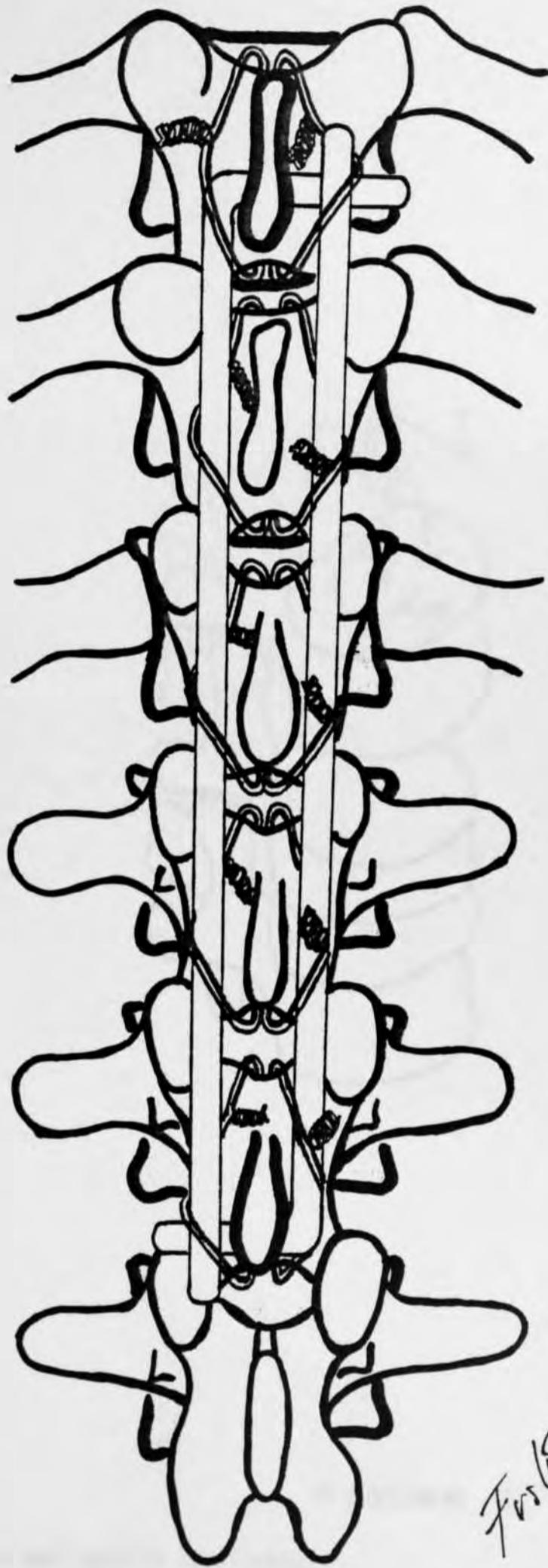


FIGURA 7

Sistema de fijación de Luque mediante barras y lazadas sublaminares de alambre (S.S.I.). Visión posterior, (esquema).

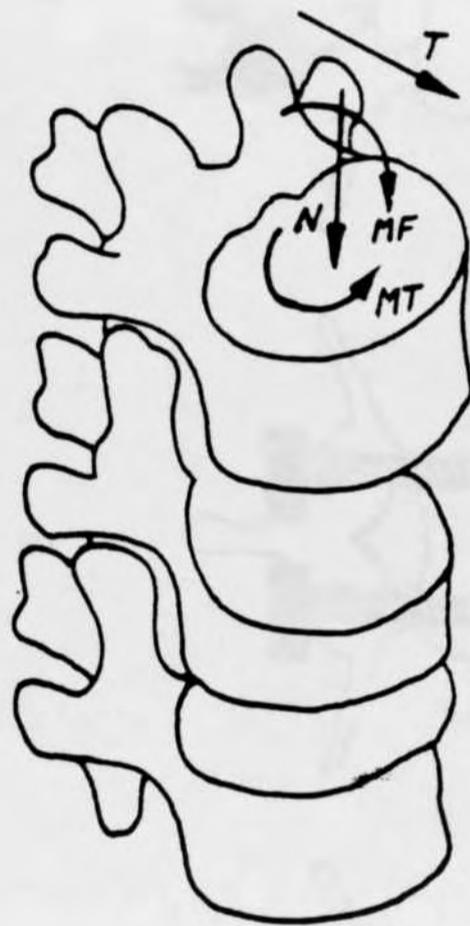


FIGURA 8

Esfuerzos que soporta la columna:
 Flexión (Mf), Compresión (N), Torsión (Mt) y cizalladura (T).

FIGURA 9

Diagrama de un segmento de columna vertebral en reposo (sin carga externa).
 A1: Anillo
 A2: Anillo
 C1: Cartilago
 C2: Cartilago
 E1: Placa de Ray-Coste
 F1: Ligamento

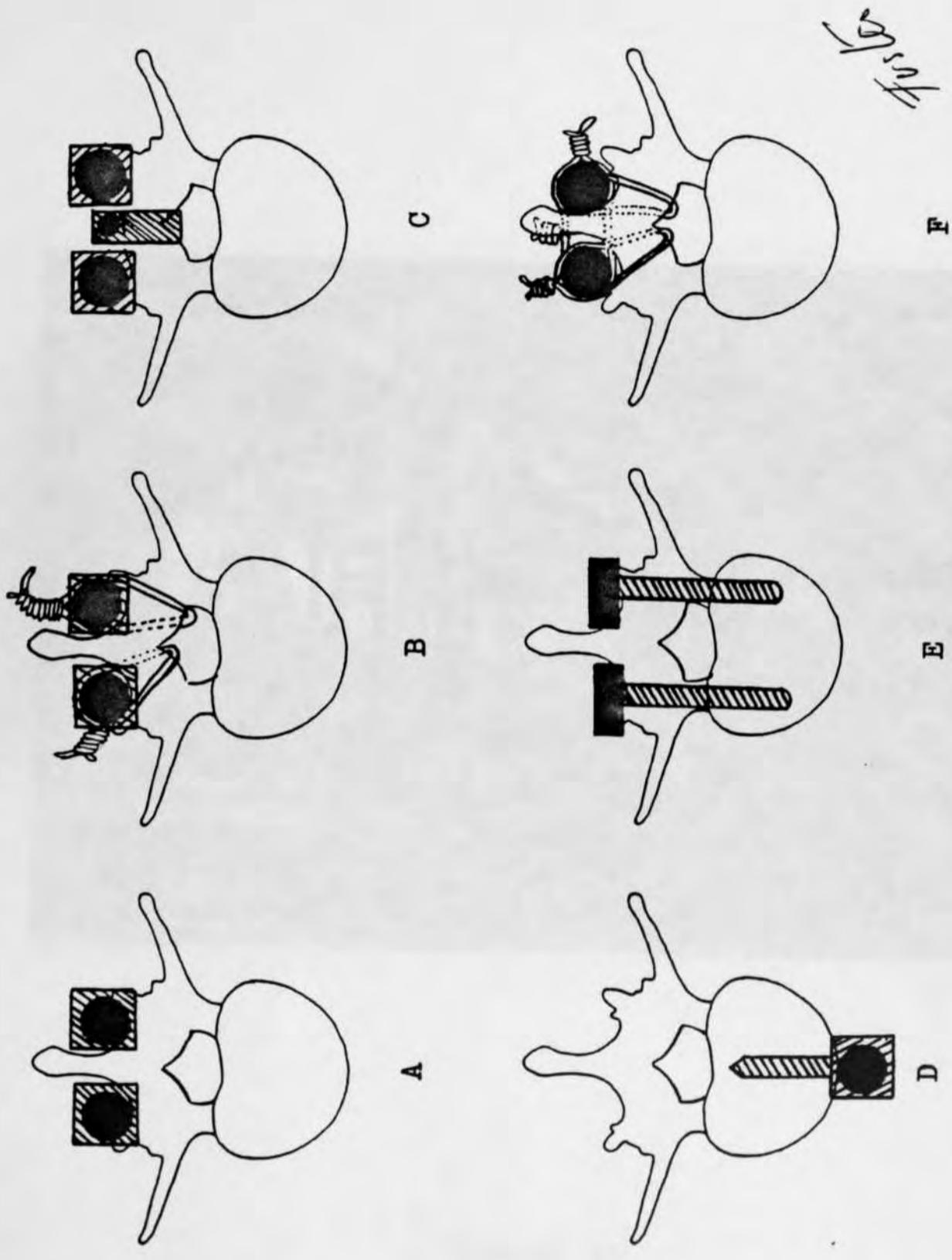


FIGURA 9

Diferentes sistemas de osteosíntesis experimentados en nuestro ensayo:

- A) HDR,
- B) HDR-SSI,
- C) HDR-Villanueva,
- D) Kostuik-Harrington,
- E) Placas de Roy-Camille,
- F) Luque.



FIGURA 10

Visión general de la sala de ensayos donde pueden verse la máquina de carga, el espécimen y los diversos métodos de medición empleados.

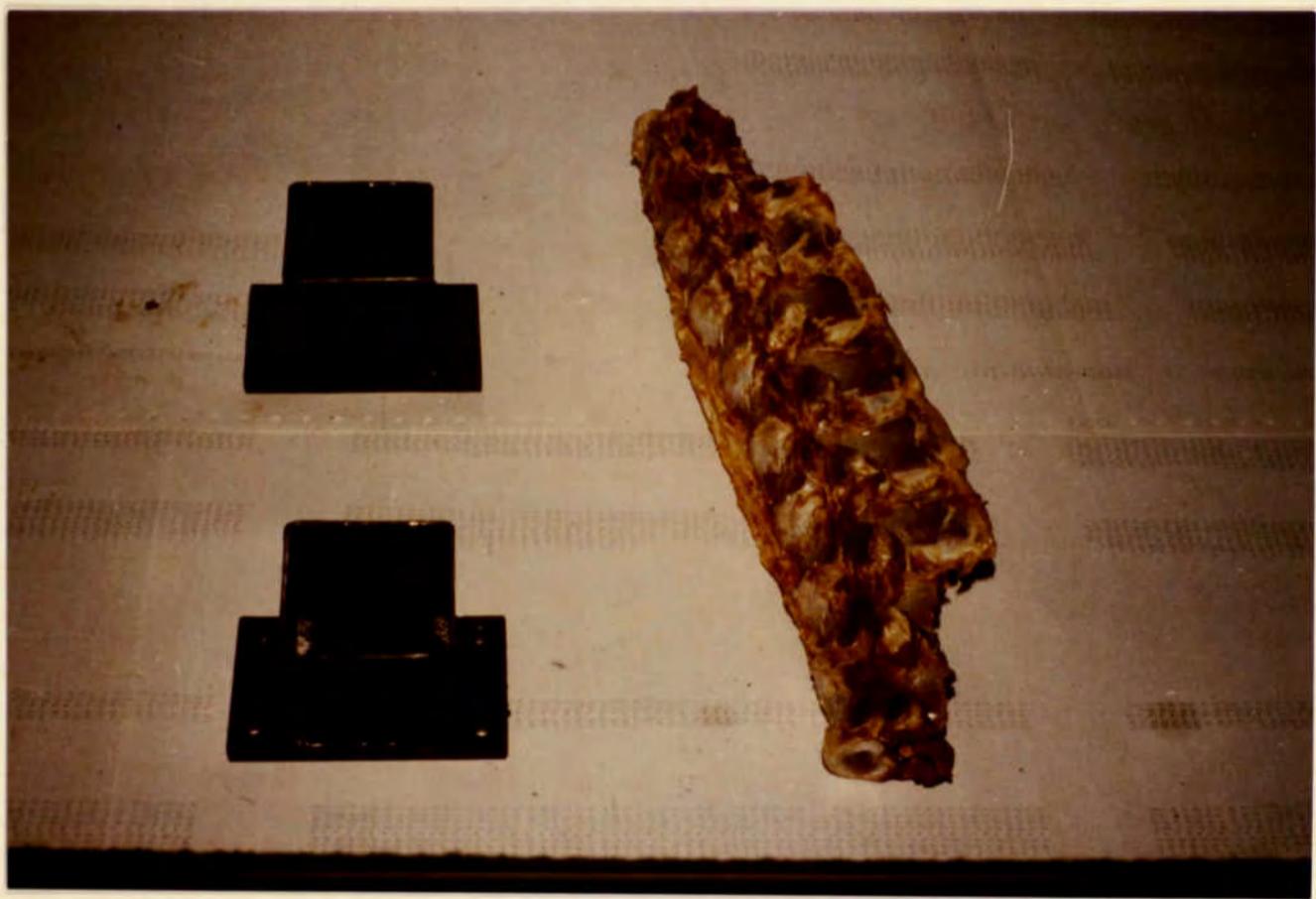


FIGURA 11

Especimen preparado para su inclusión en las cazoletas de alojamiento.



FIGURA 12

Soporte especialmente diseñado para mantener invariable la posición del espécimen mientras dura el proceso de inclusión.



FIGURA 13

Proceso de inclusión. La mezcla adhesiva se vierte en la cazoleta de alojamiento rellenando el espacio que deja libre la muestra a ensayar.



FIGURA 14

Aspecto del espécimen fijado a la cazoleta de alojamiento.



FIGURA 15

Aspecto de la fractura experimental que afecta a las columnas anterior y media.

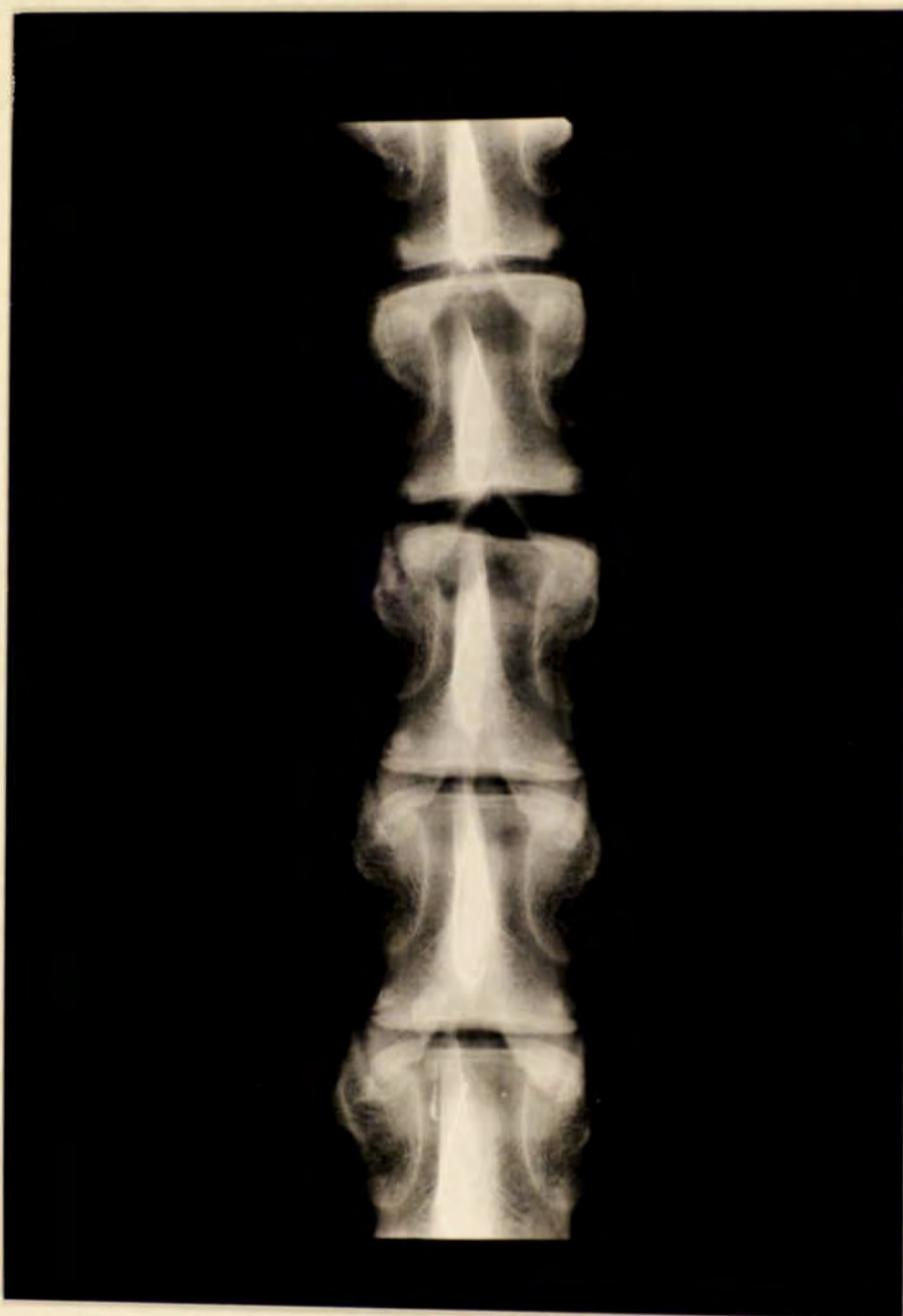


FIGURA 16

Radiografía en proyección anteroposterior que muestra el segmento lesionado.

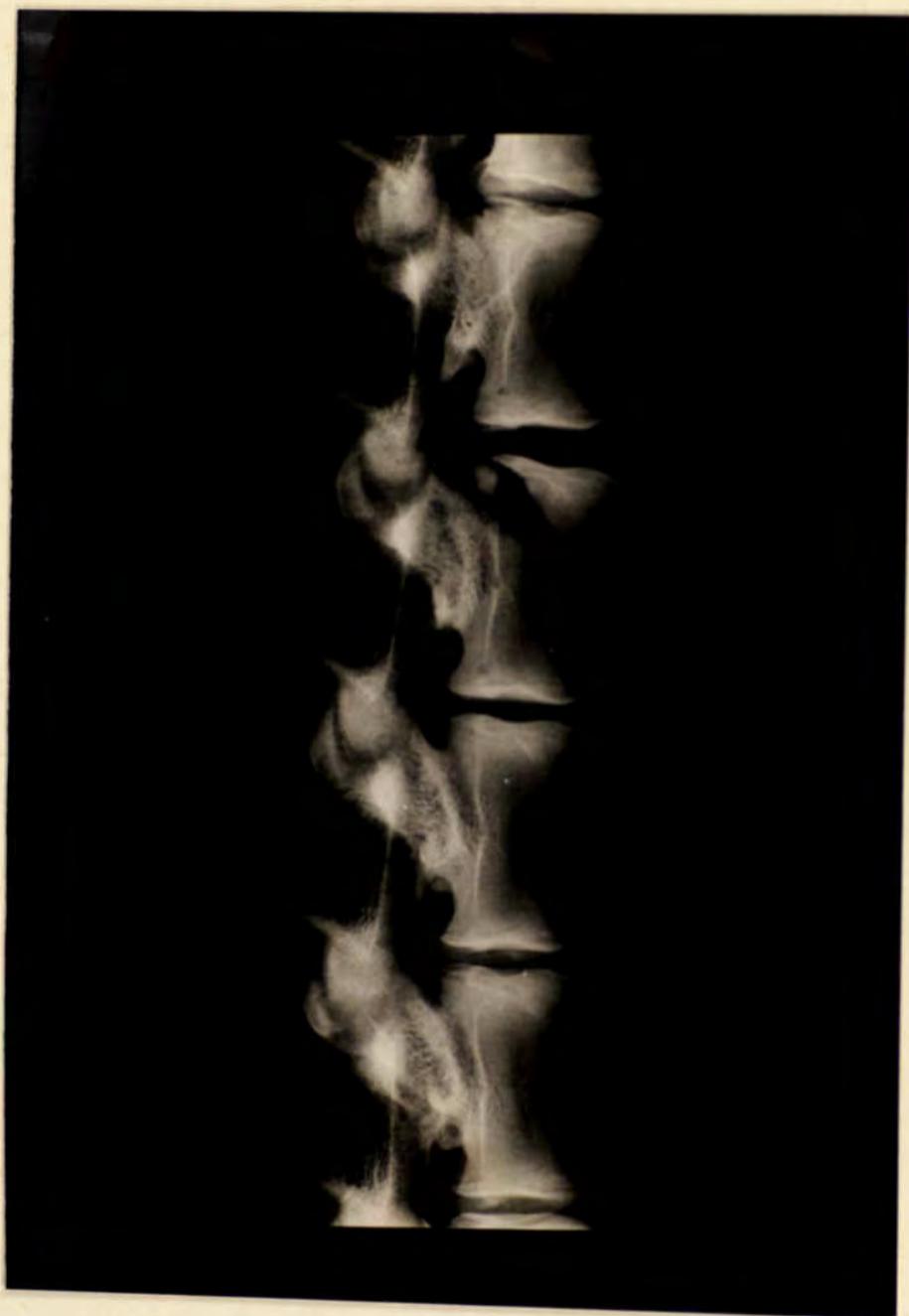


FIGURA 17

Radiografía en proyección lateral que permite apreciar el trazo de la fractura.



FIGURA 18

Bancada de ensayos en el laboratorio de elasticidad y resistencia de materiales. La necesaria precisión en la experimentación exigen un equipo de ingeniería avezado y un utillaje sofisticado.



FIGURA 19

Ensayo del especimen indemne. Aspecto de la muestra para
M=0 mN

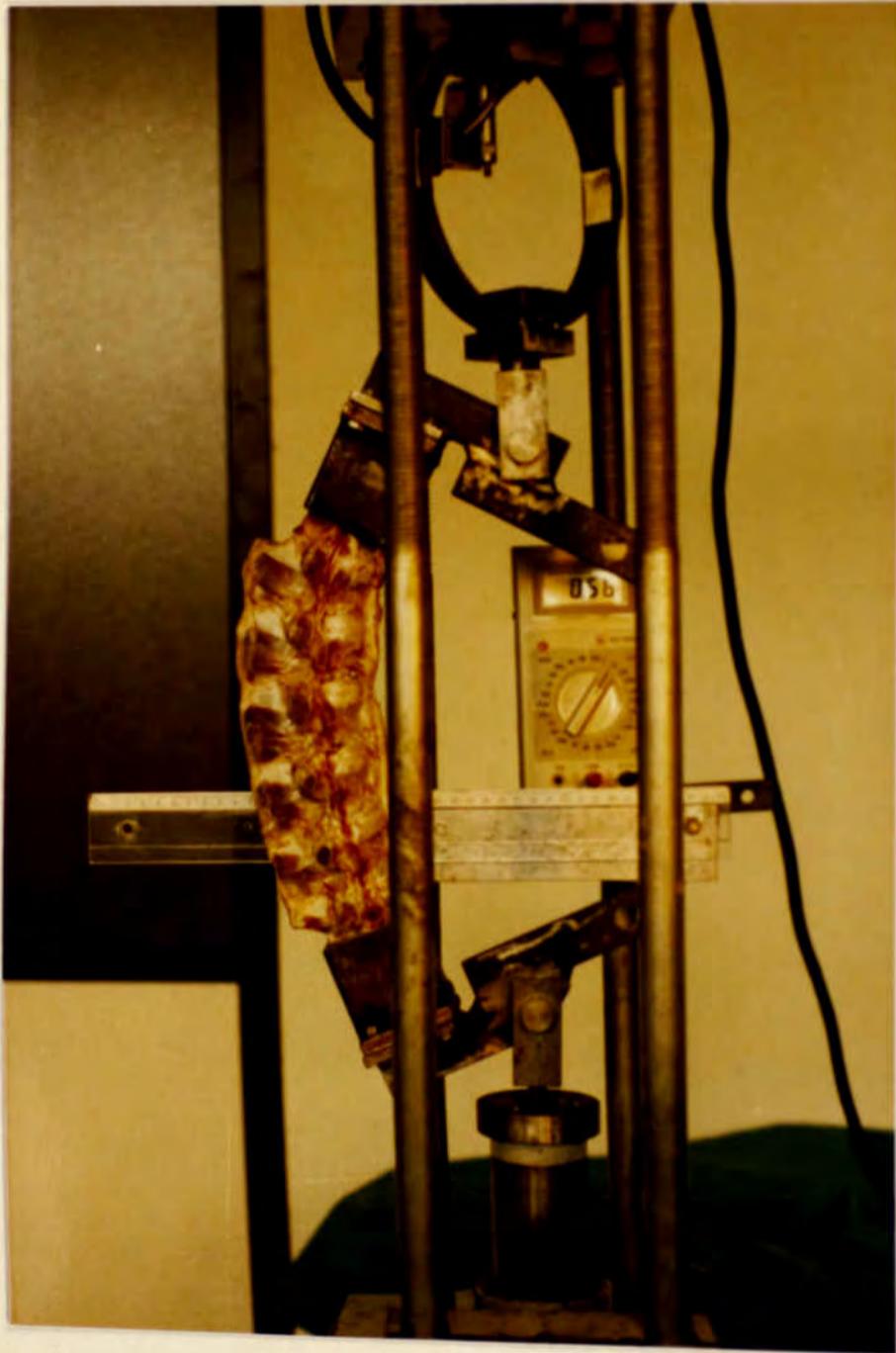


FIGURA 20

Ensayo del espécimen indemne. Aspecto de la muestra
para
 $M = 56 \text{ mN}$.



FIGURA 21

Ensayo del espécimen tras la fractura experimental.
Aspecto de la muestra para $M = 0$ mN.

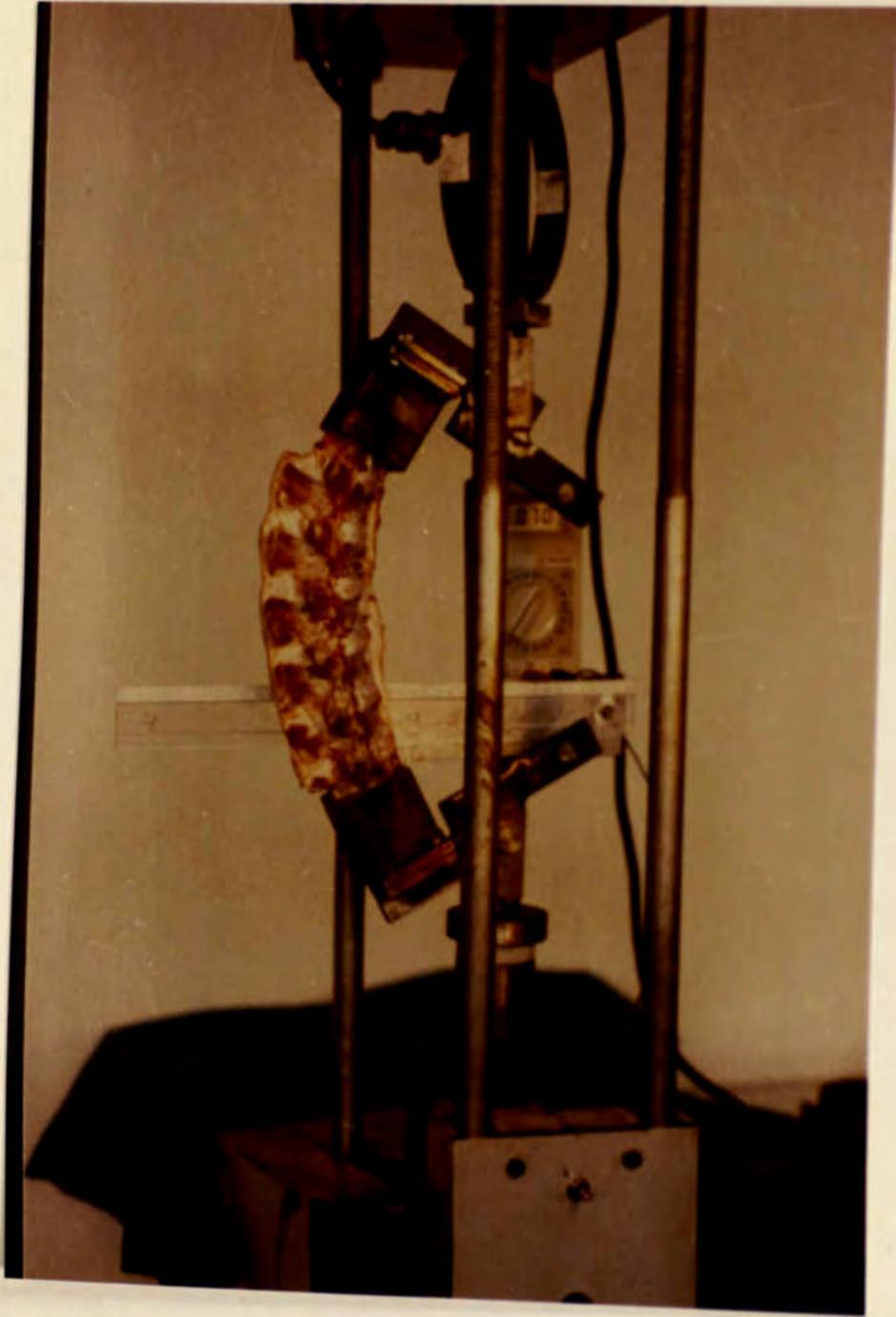


FIGURA 22

Ensayo del espécimen tras la fractura experimental.
Aspecto de la muestra para $M = 70 \text{ mN}$.

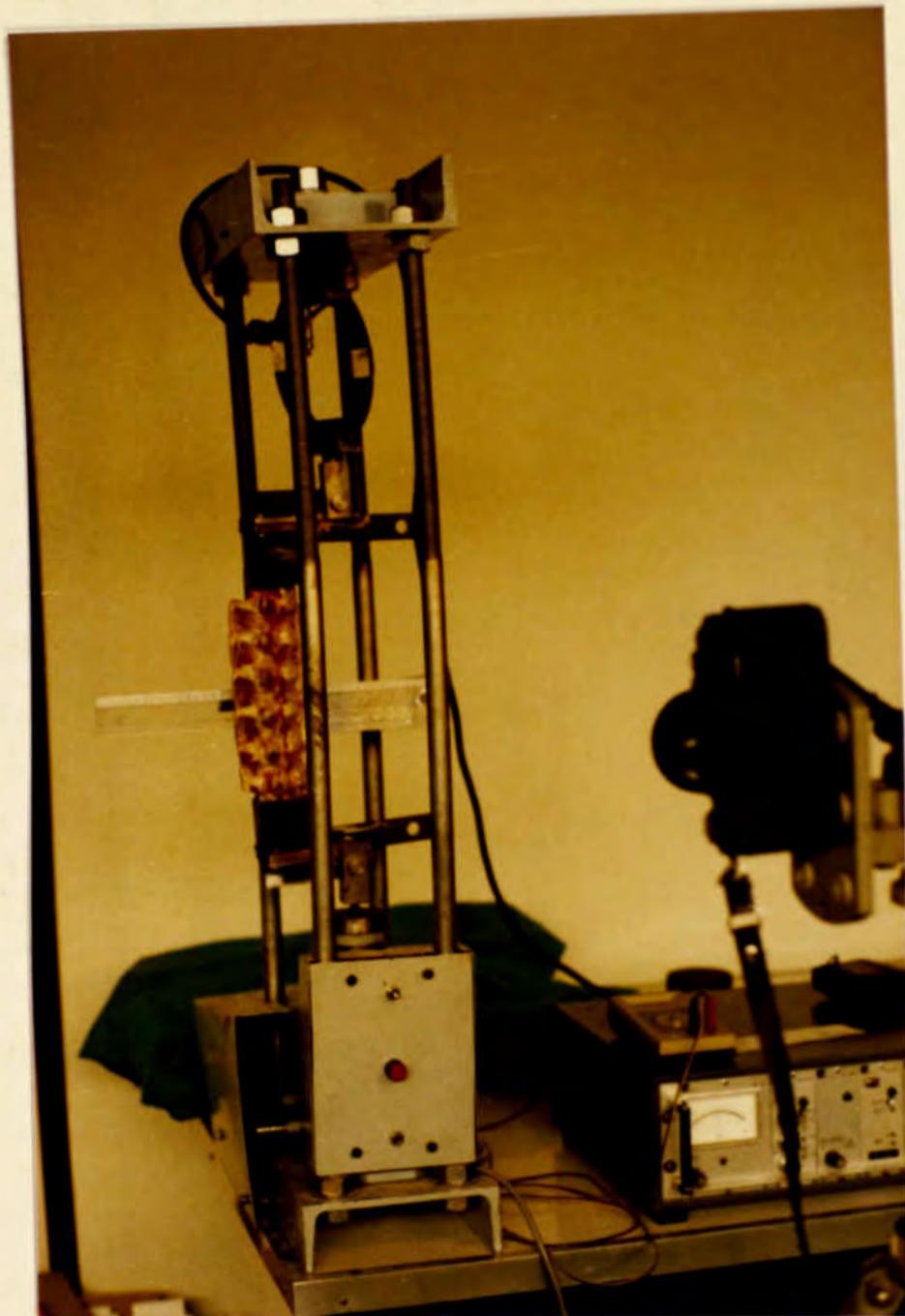


FIGURA 23

Máquina MARSHALL-MAIER ADC R 10/55 utilizada para la aplicación de los esfuerzos. El botón rojo situado en la porción inferior nos permite introducir micromagnitudes.

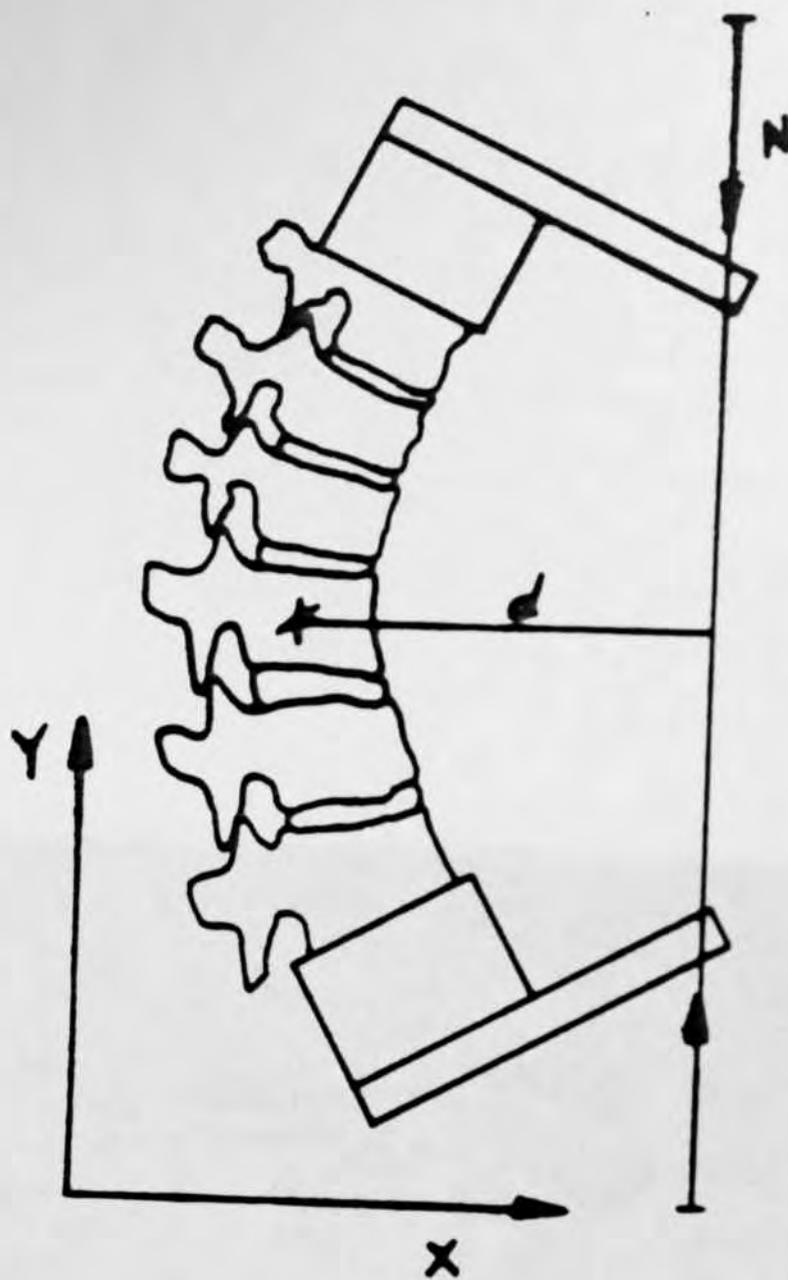


FIGURA 24

Compresión descentrada. La distancia "d" existente entre el eje de aplicación de las cargas y el centro de gravedad de la columna propiciará un efecto flexor.

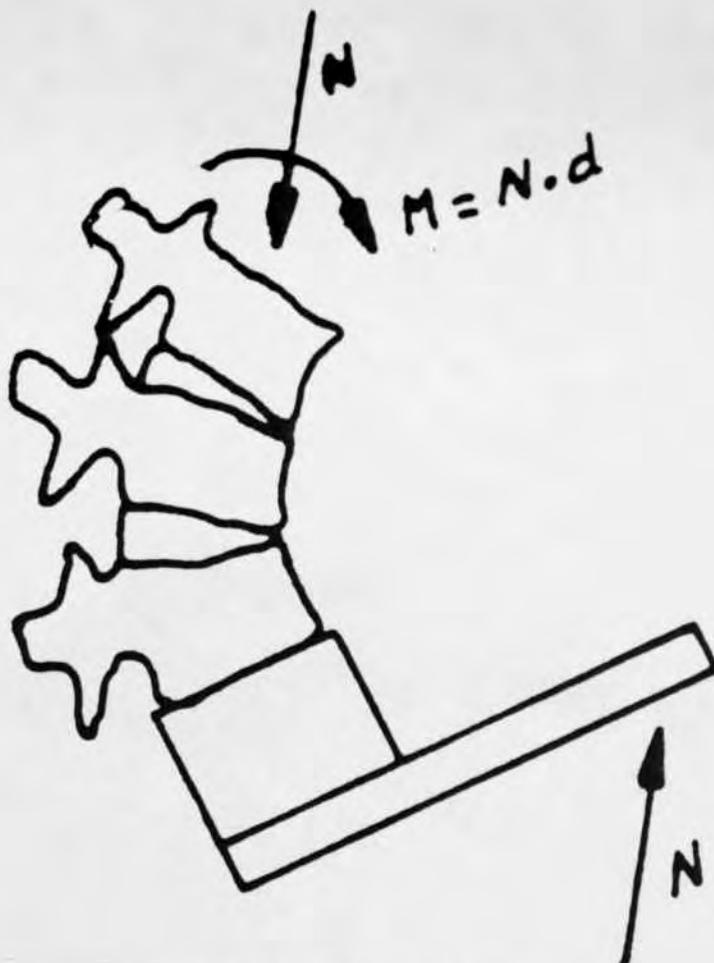


FIGURA 25

La relación entre la fuerza "N" y la distancia "d" determinará el momento que soporta el espécimen.

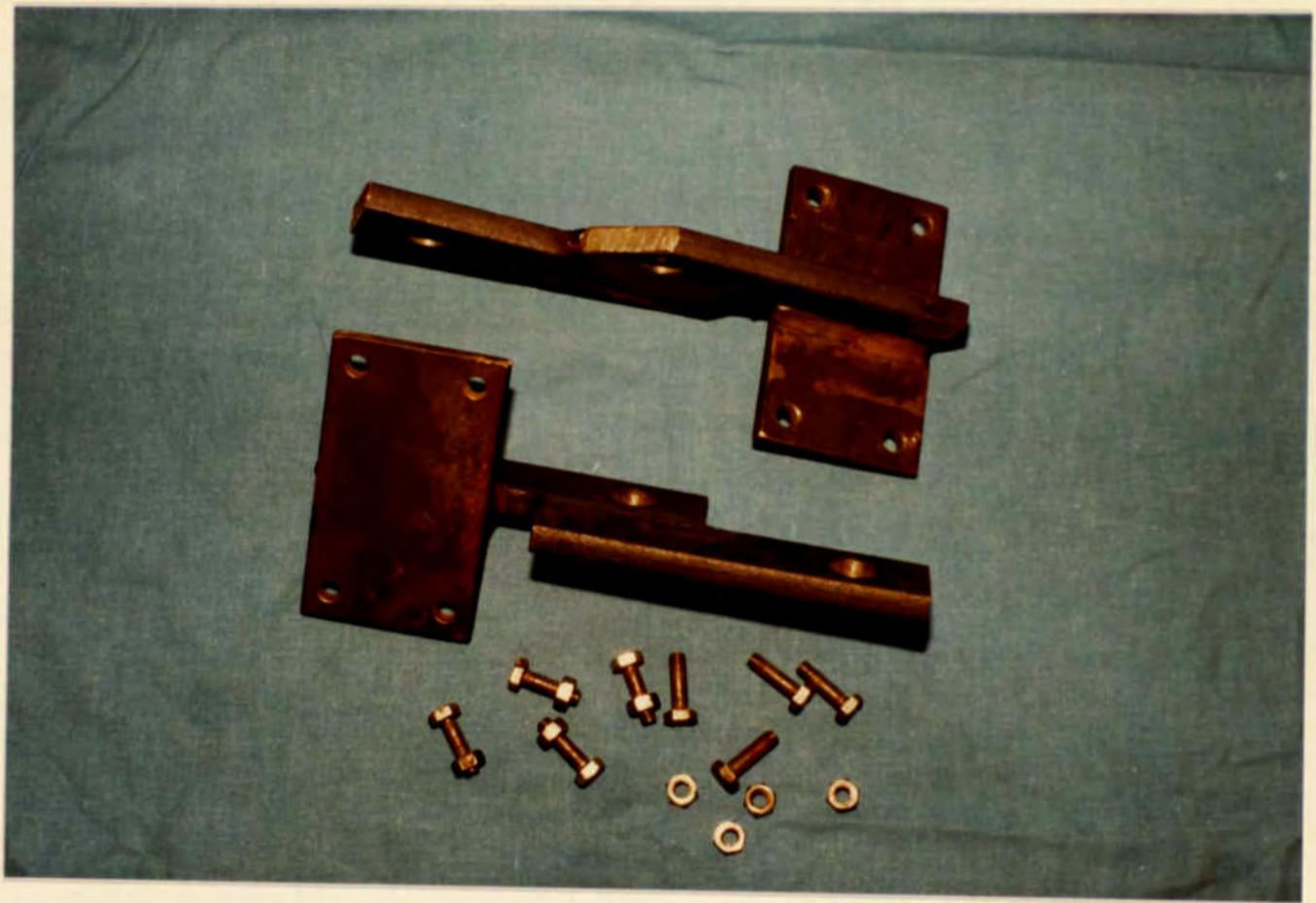


FIGURA 26

Brazos de carga utilizados para transmitir la carga a las cazoletas de alojamiento.

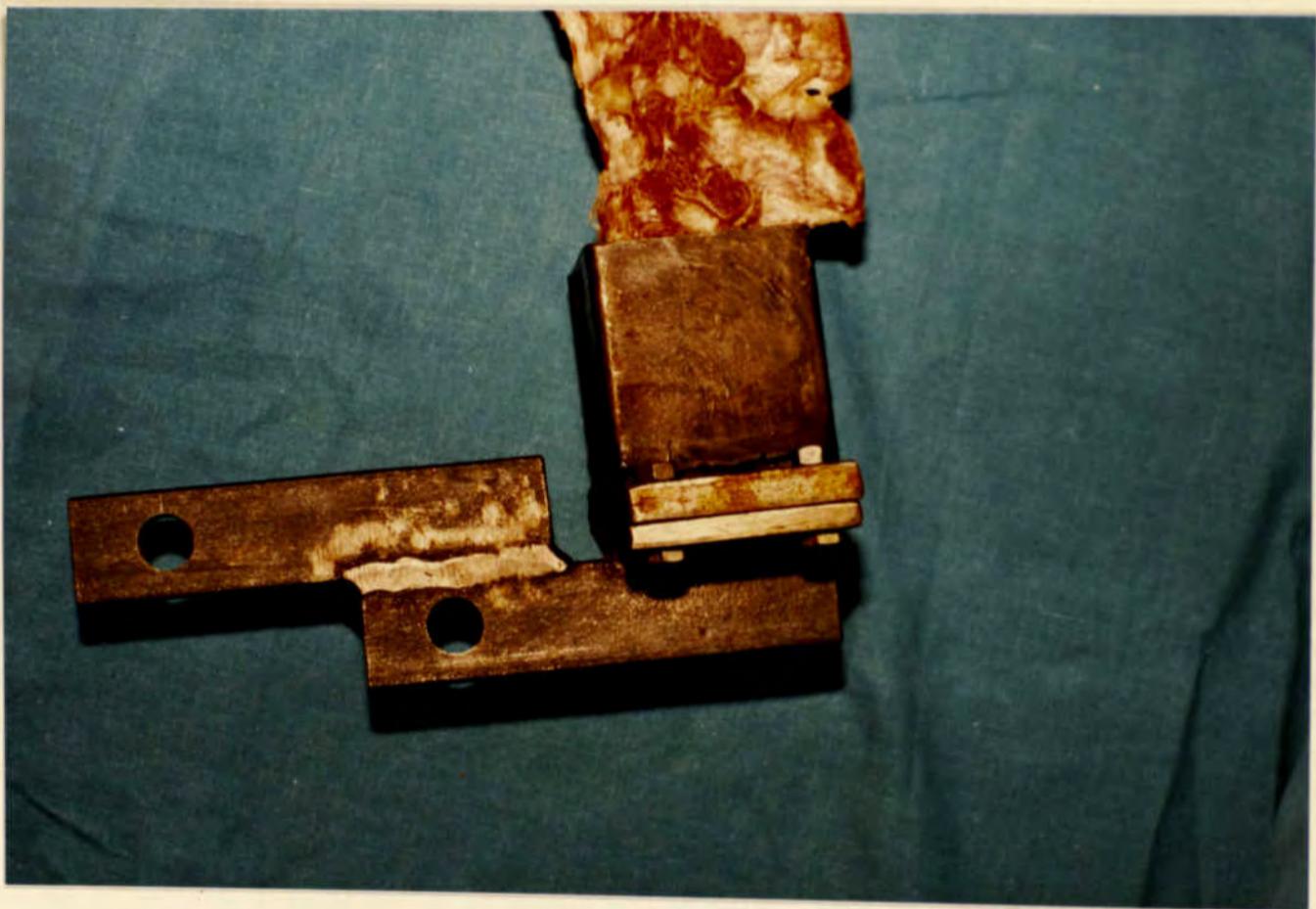


FIGURA 27

Braço de carga solidarizado al espécimen mediante firme atornillado a la cazoleta de alojamiento.



FIGURA 28

Captador de fuerza extensométrico LERMA 1071601



FIGURA 29
Amplificador de esfuerzos. HBM VIELSTELLEN-MESSEGERAT
UPM 40

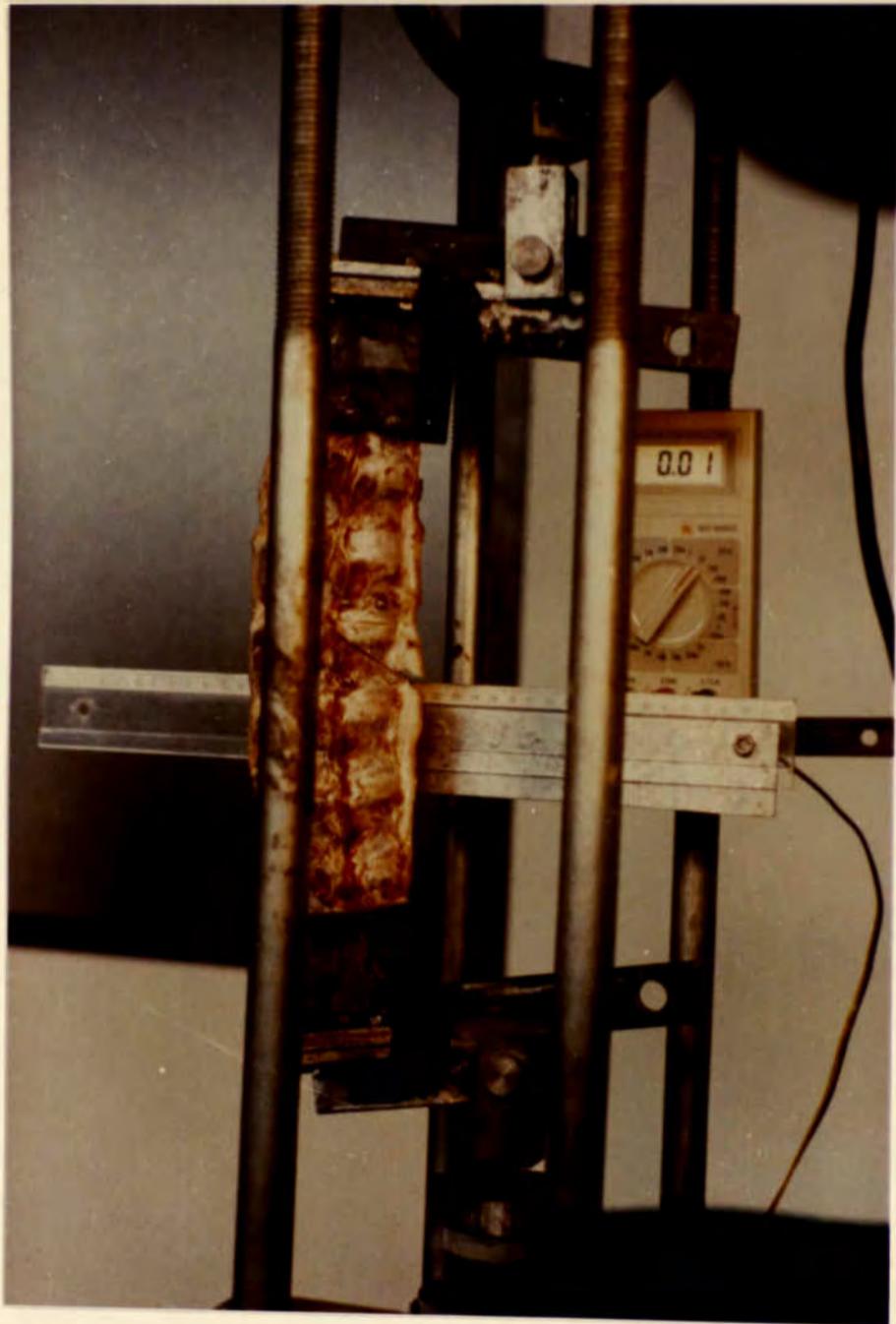


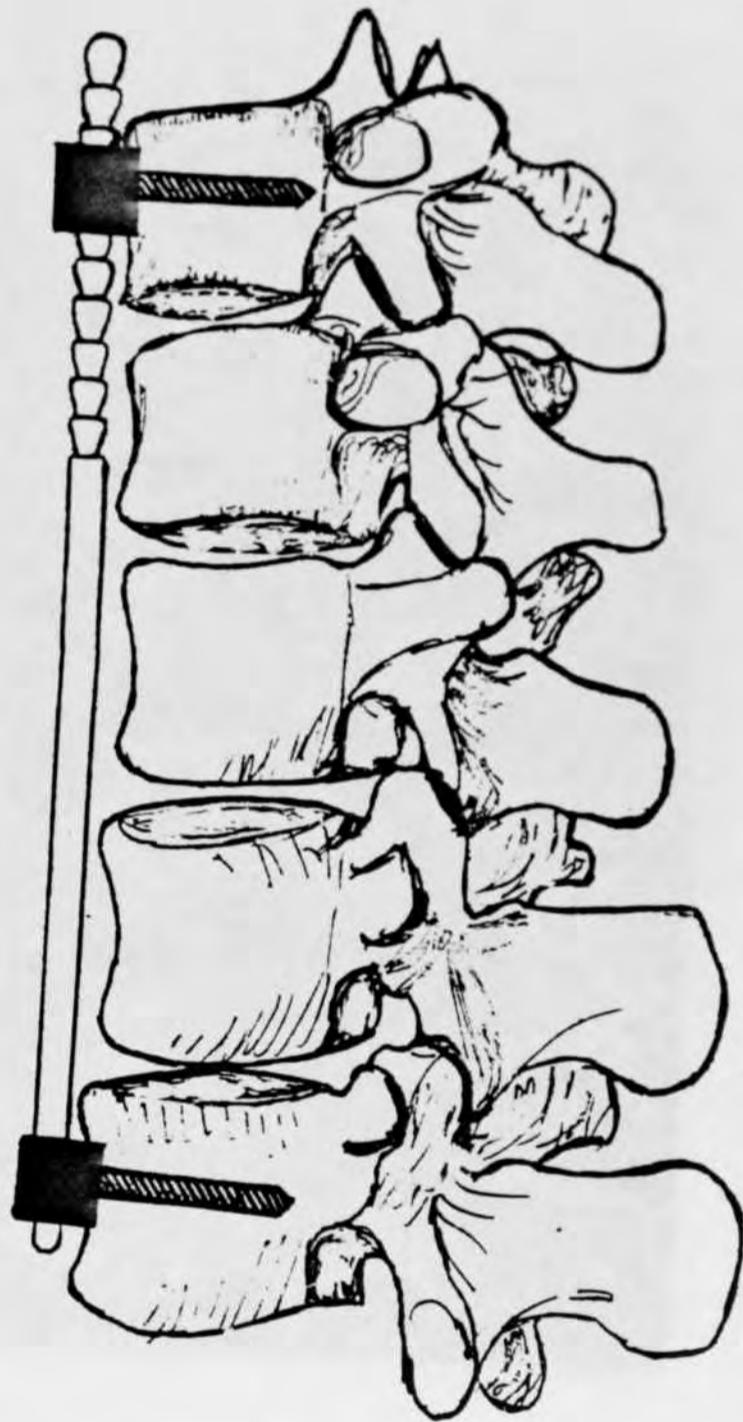
FIGURA 30

La carga aplicada al espécimen es visualizada en la pantalla digital de un voltímetro MULTITESTER MIC-6000 Z.



FIGURA 31

Material quirúrgico utilizado para la disección de la muestra y para la implantación de los diferentes métodos de osteosíntesis.



Foster

FIGURA 32

Visión lateralizada de la osteosíntesis anterior de Kostuik-Harrington (*esquema*).

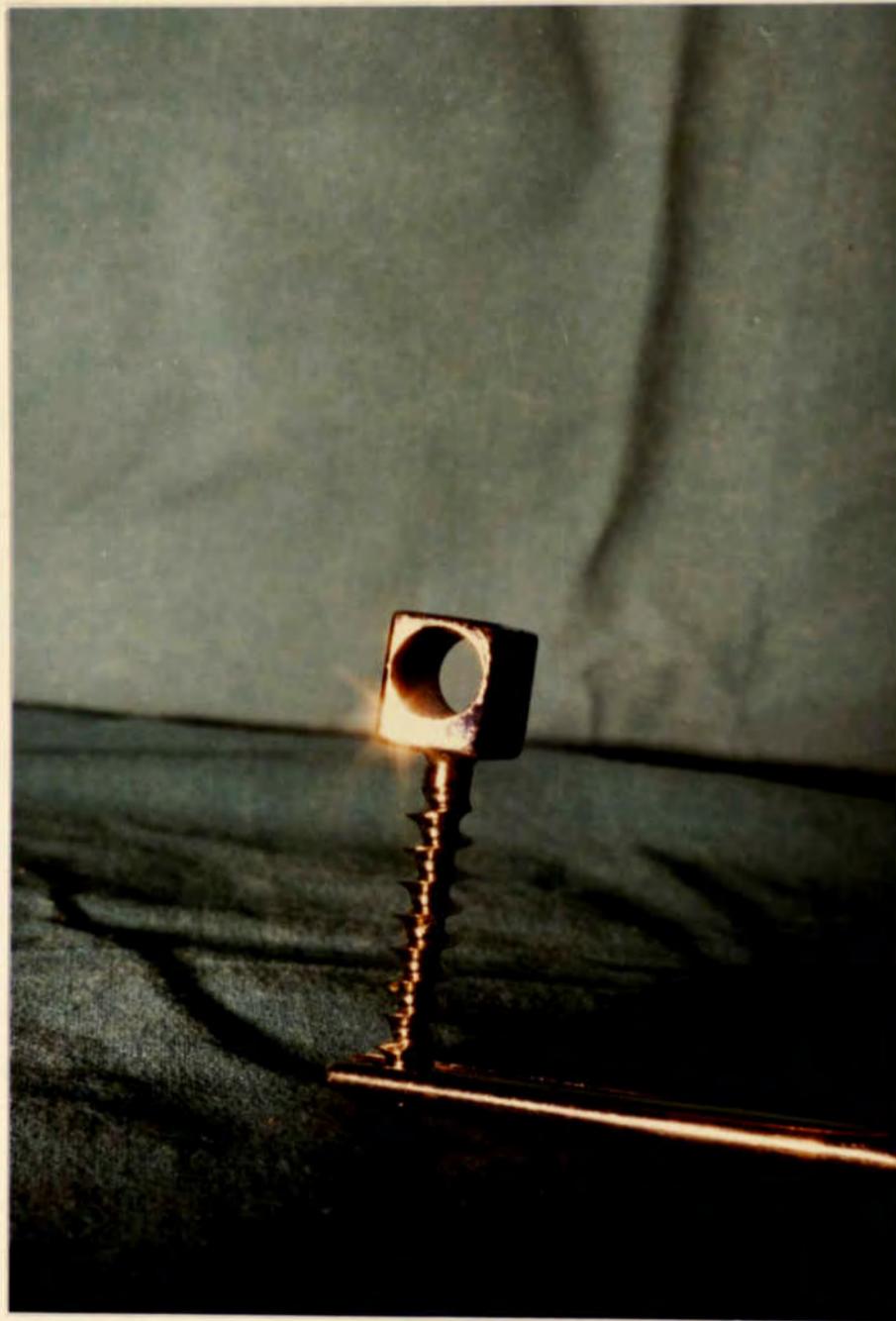


FIGURA 33

Tornillo de Dwyer con su característica conformación cuadrangular y un taladro que lo perfora de lado a lado.

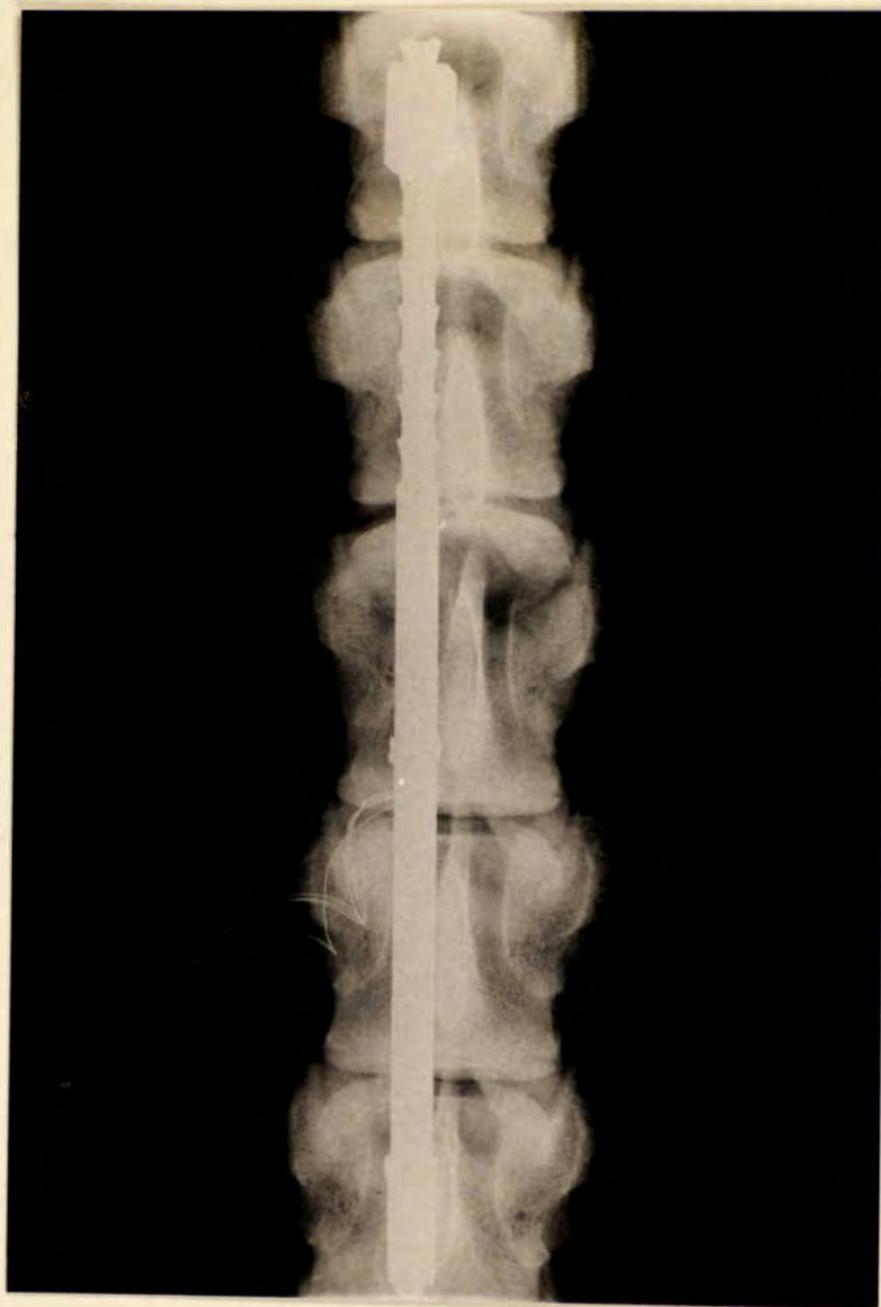


FIGURA 34

Radiografía en proyección anteroposterior que muestra la osteosíntesis de Kostuik-Harrington implantada en la muestra.

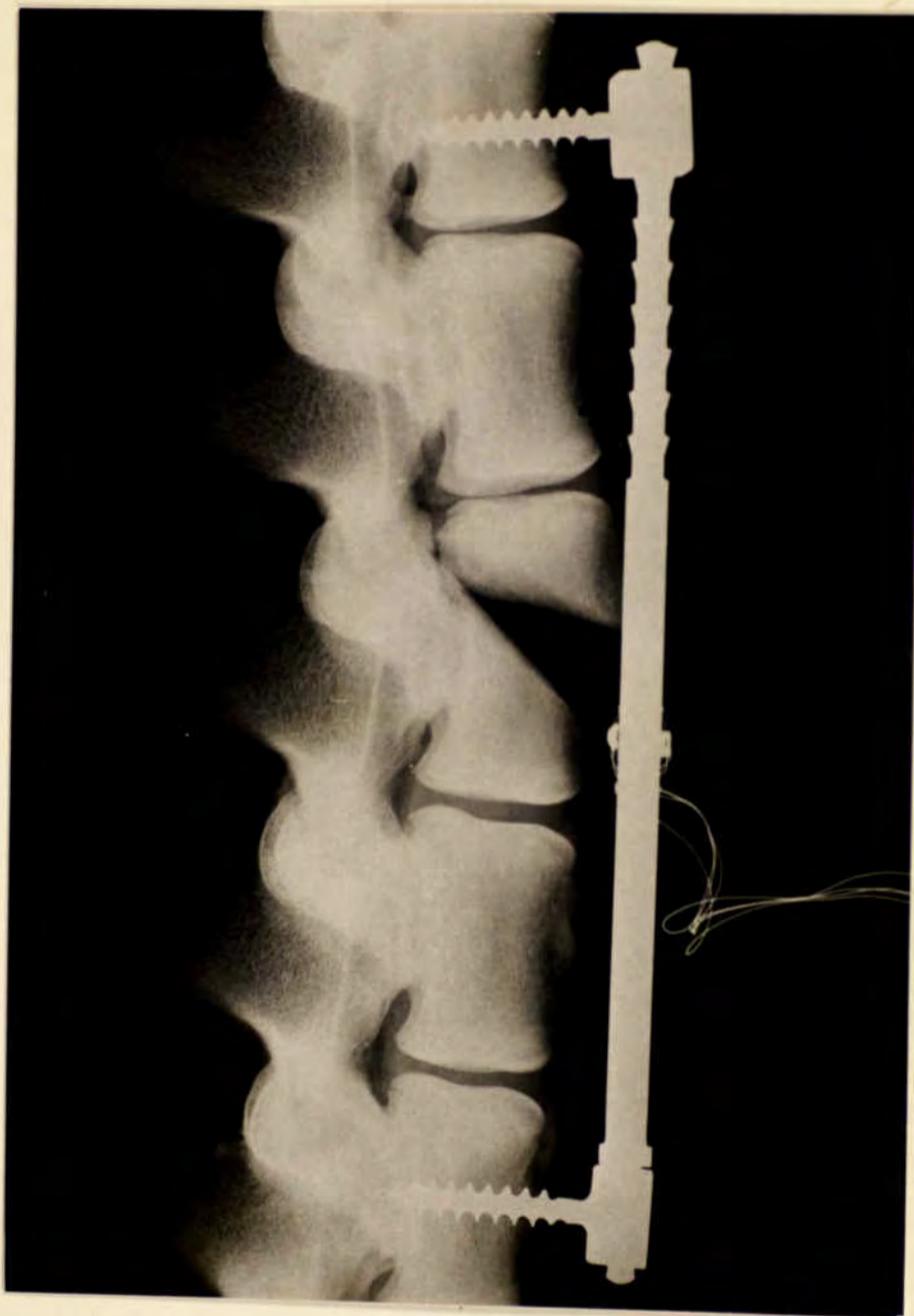


FIGURA 35

Radiografía en proyección lateral de la técnica de Kostuik-Harrington implantada en la muestra.

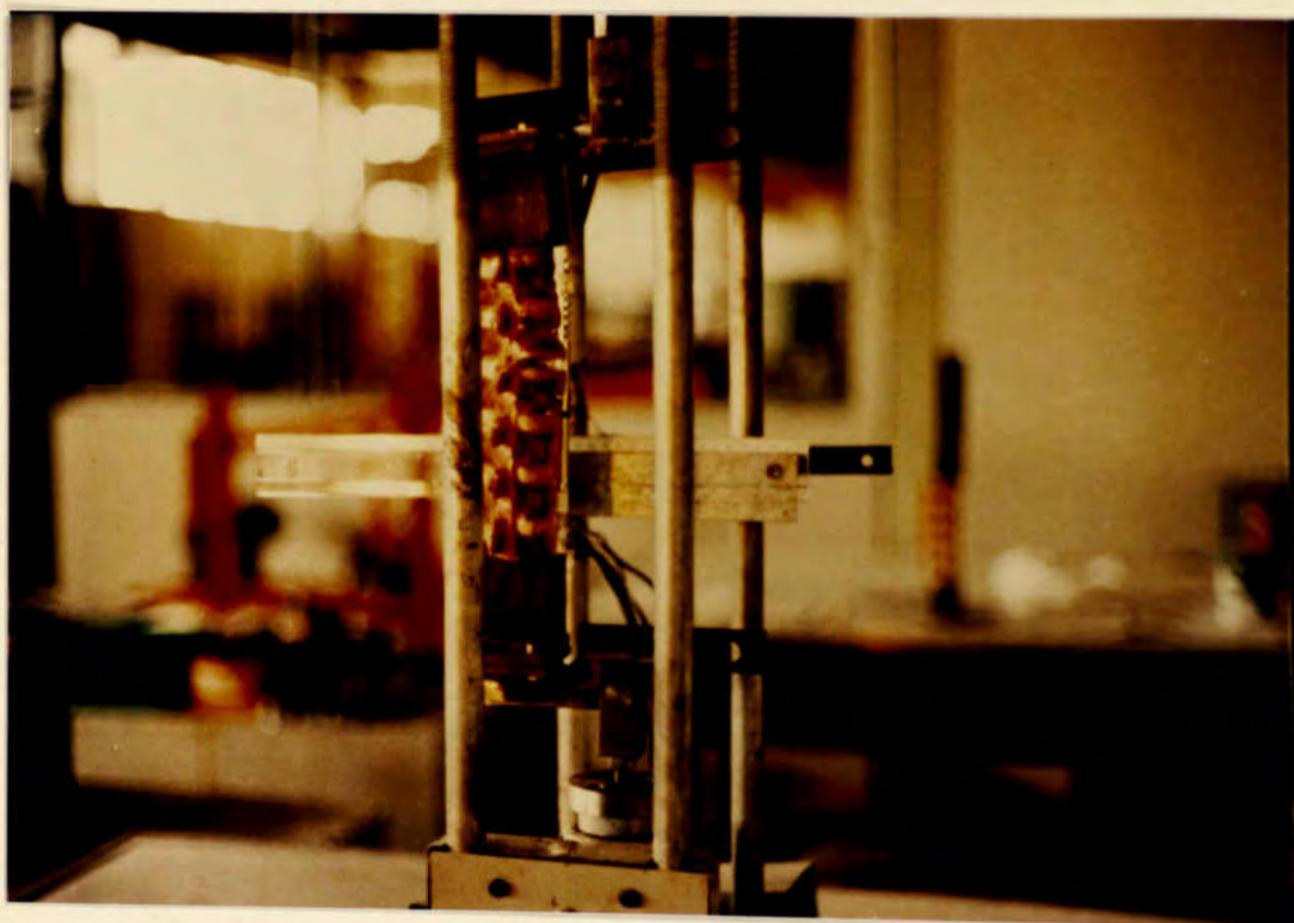
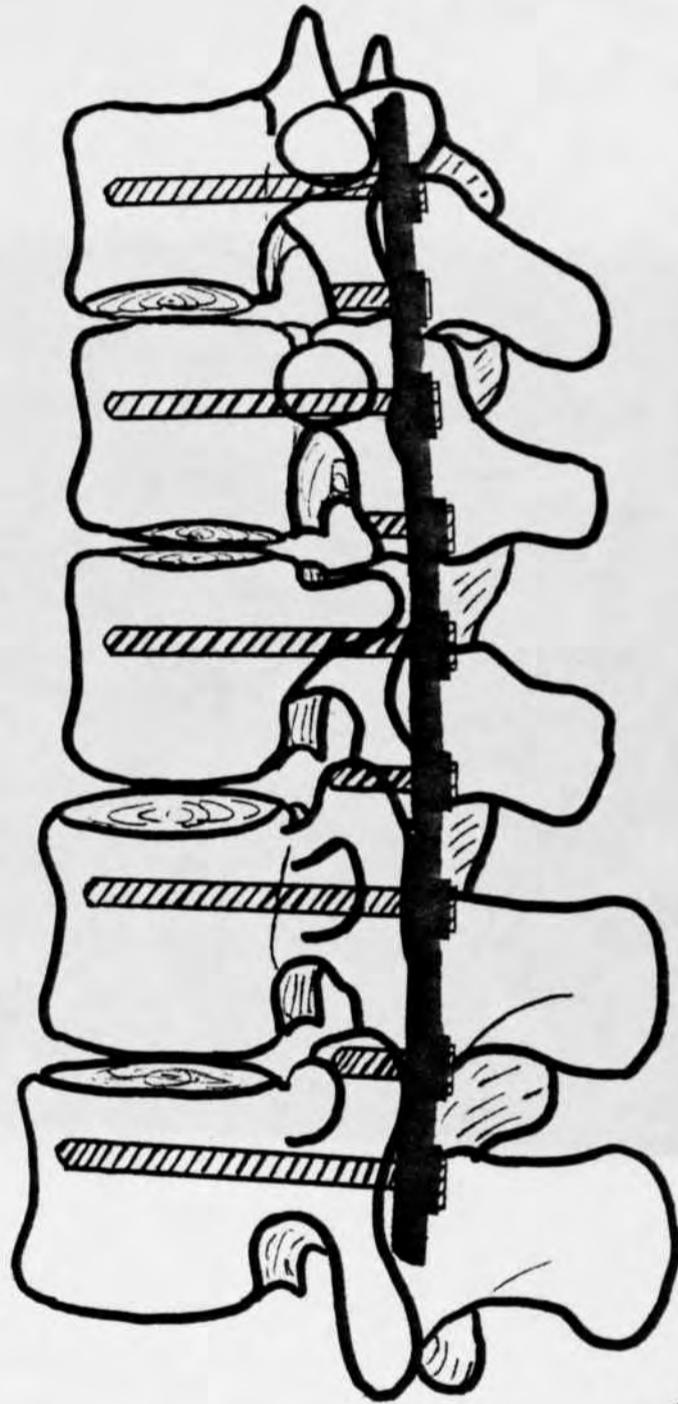


FIGURA 36

Columna instrumentalizada con la técnica de Kostuik-Harrington dispuesta para el ensayo.



Foster

FIGURA 37

Representación esquemática de la técnica de Roy-Camille.

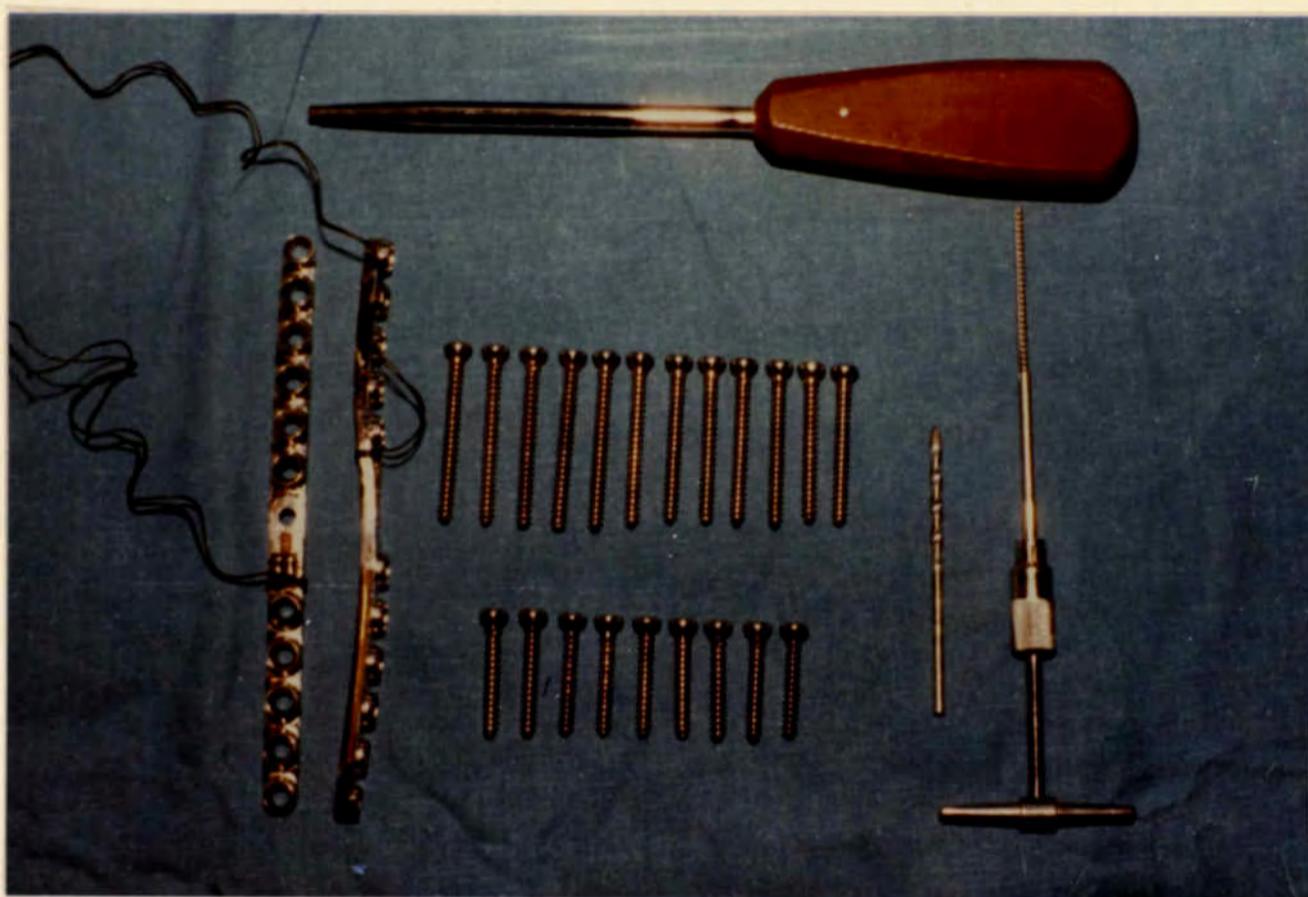


FIGURA 38

Material necesario para la osteosíntesis de Roy-Camille.



FIGURA 39

Aspecto de las placas de Roy-Camille previa al ensayo.

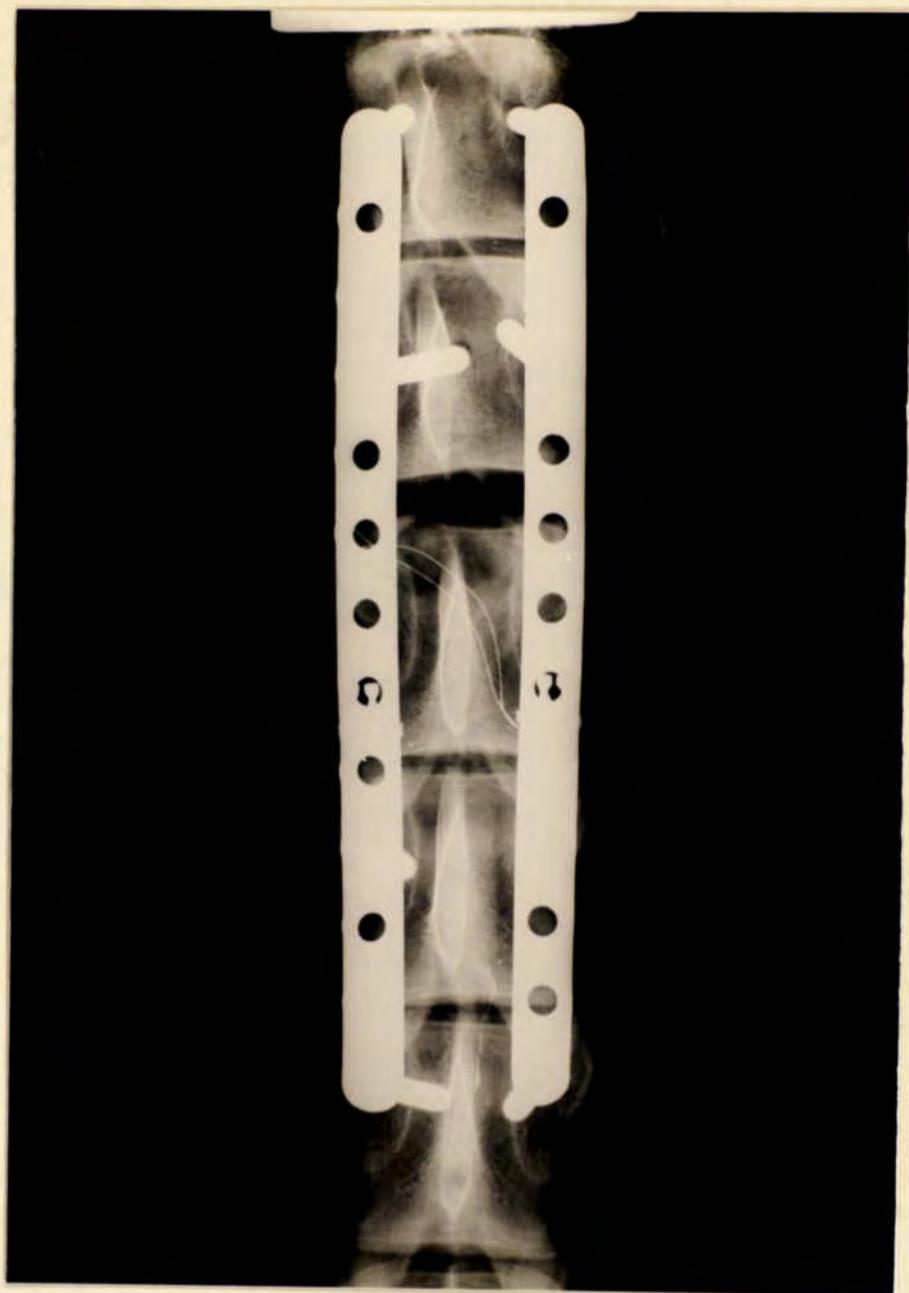


FIGURA 40

Radiografía anteroposterior del espécimen con las placas de Roy-Camille convenientemente colocadas.

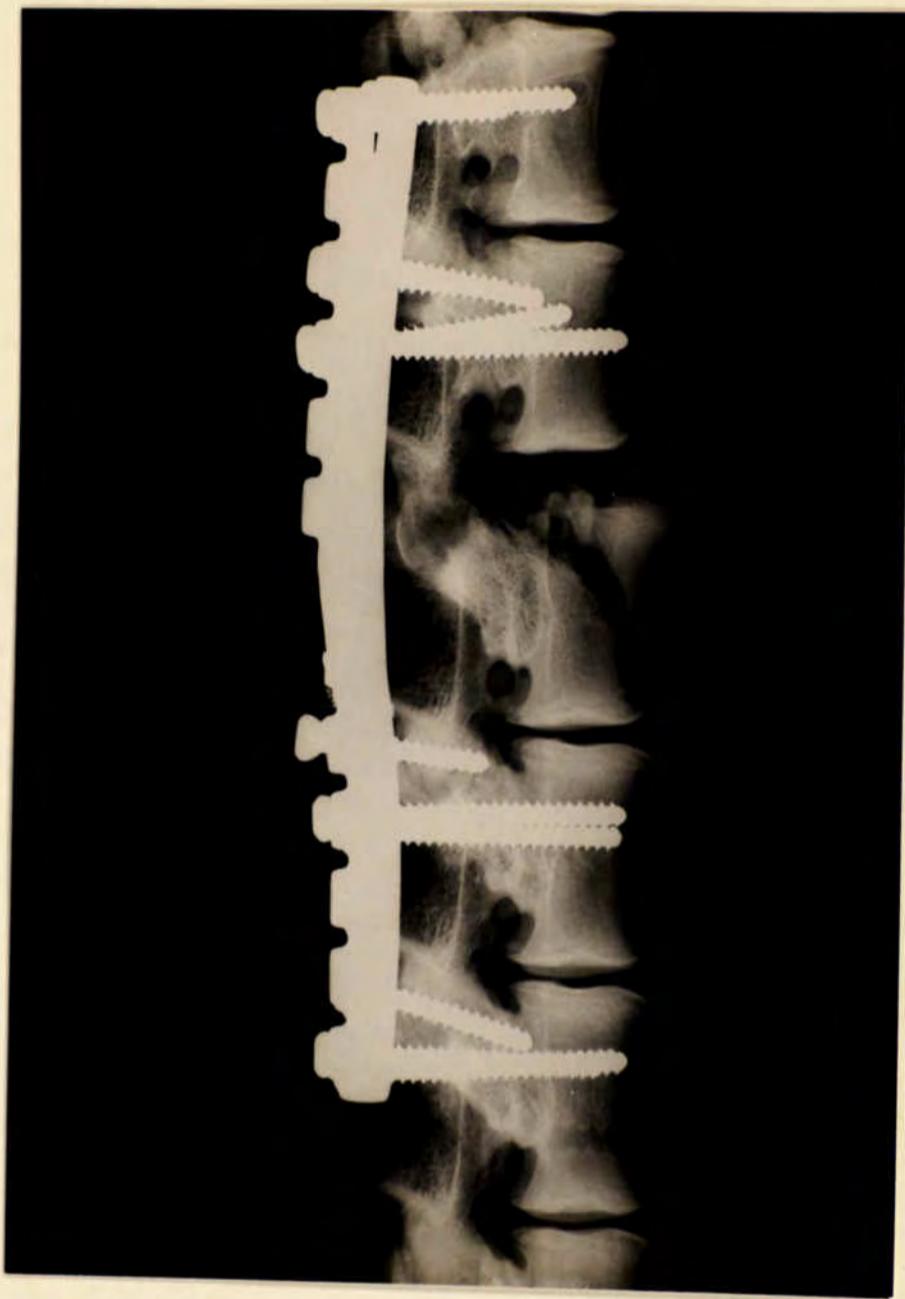


FIGURA 41

Radiografía lateral del espécimen tras la fijación con placas de Roy-Camille.

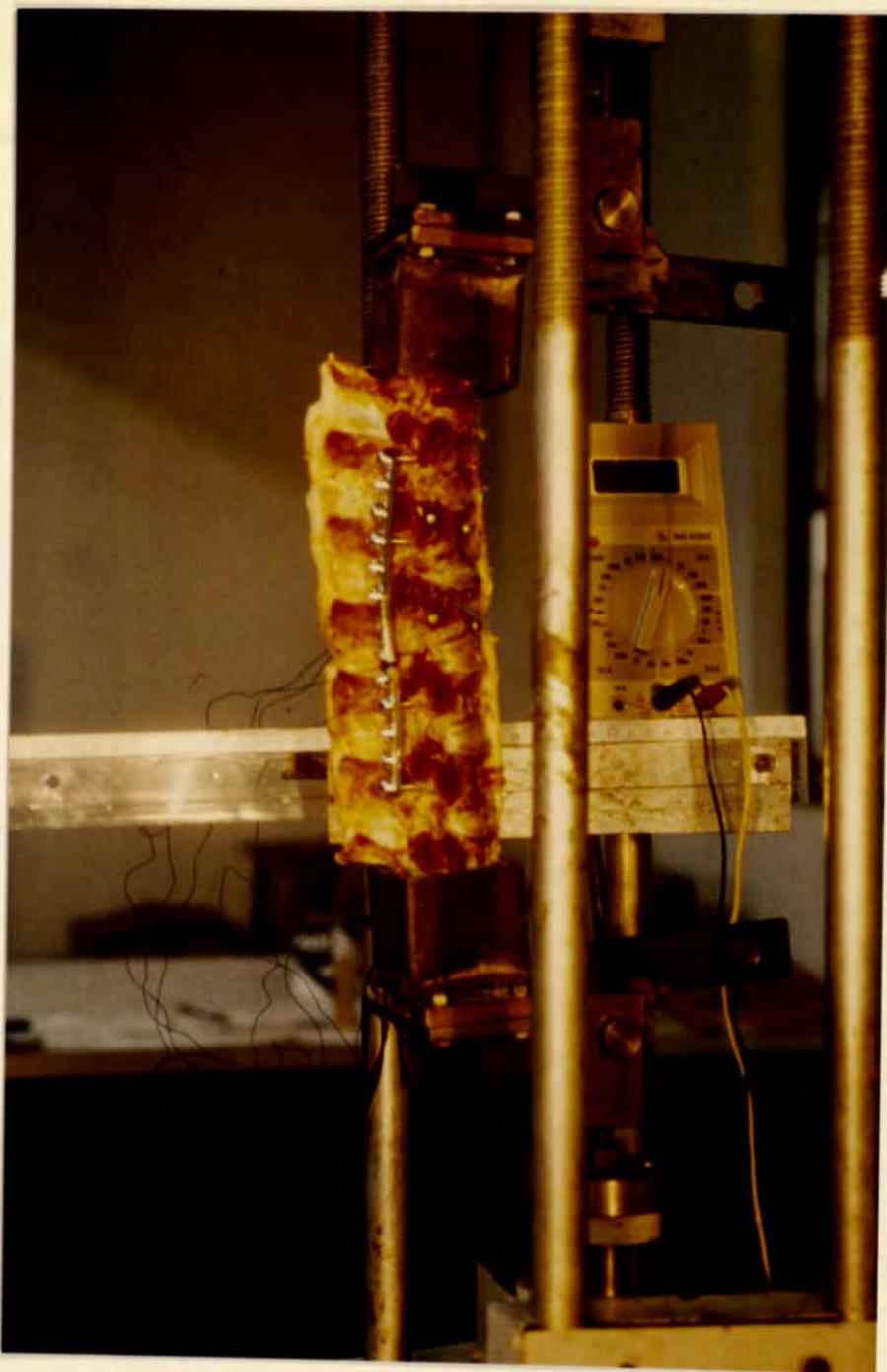


FIGURA 42

Especimen fijado con las placas de Roy-Camille preparado para el ensayo.

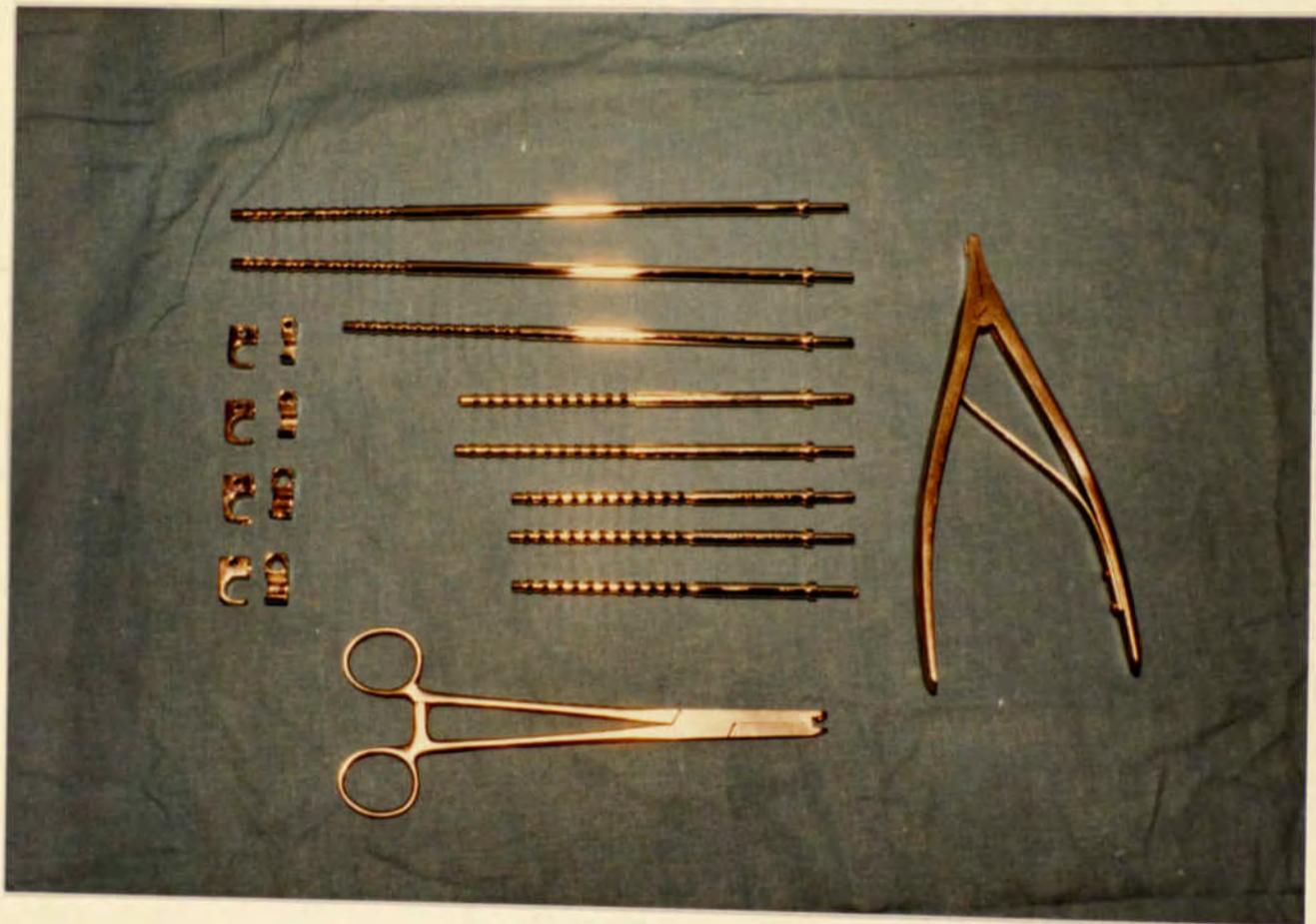


FIGURA 43

Barras de Harrington con los diversos modelos de ganchos, pinza portaganchos y distractor.

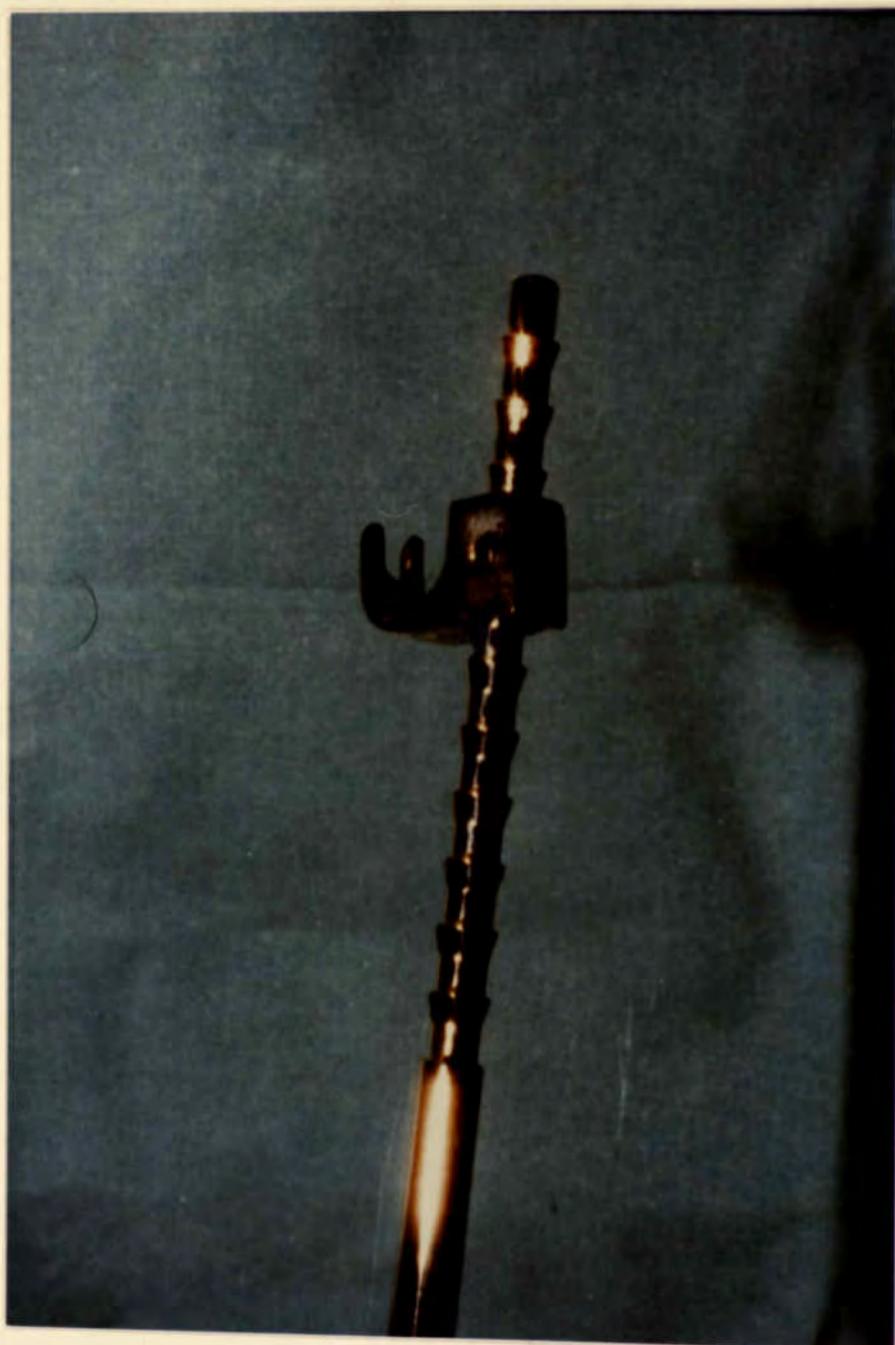


FIGURA 44

Gancho de Harrington bífido usado para la fijación de la barra en el pedículo de la vértebra superior.

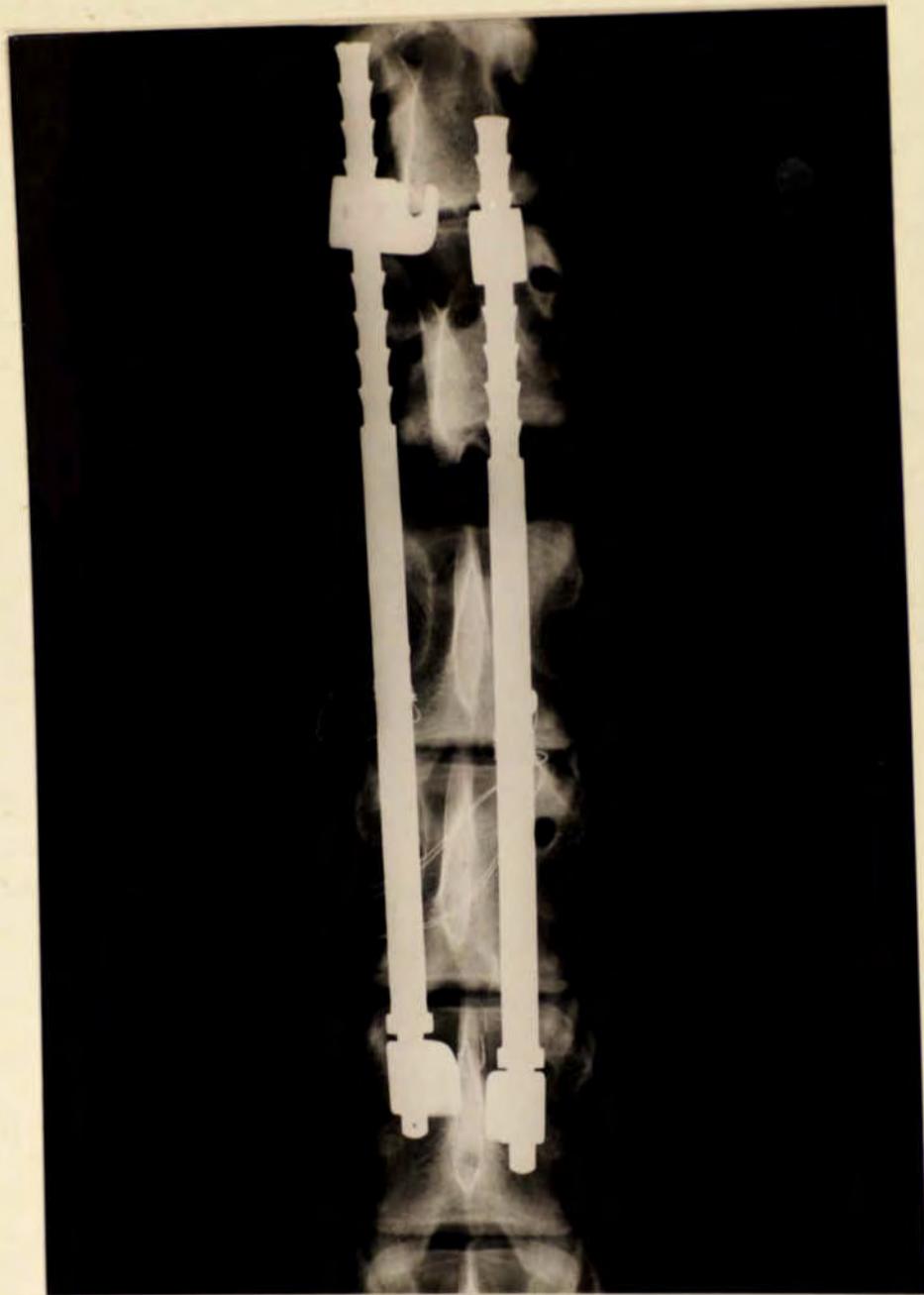


FIGURA 45

Radiografía en proyección anteroposterior del espécimen fijado con el método de Harrington a Distracción.

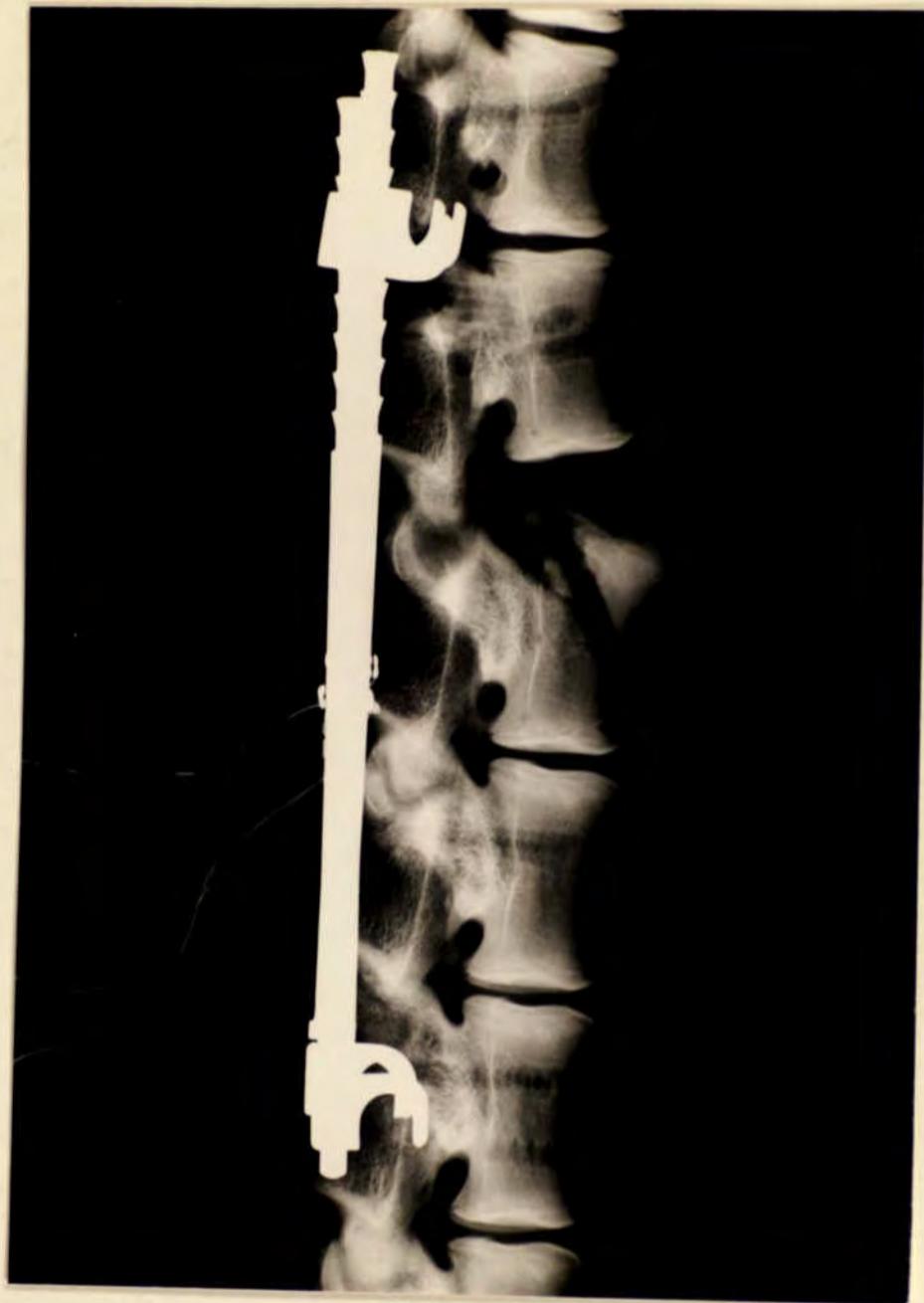


FIGURA 46

Radiografía en proyección lateral del espécimen fijado con el método de Harrington a Distracción.. Es evidente la hipercorrección.

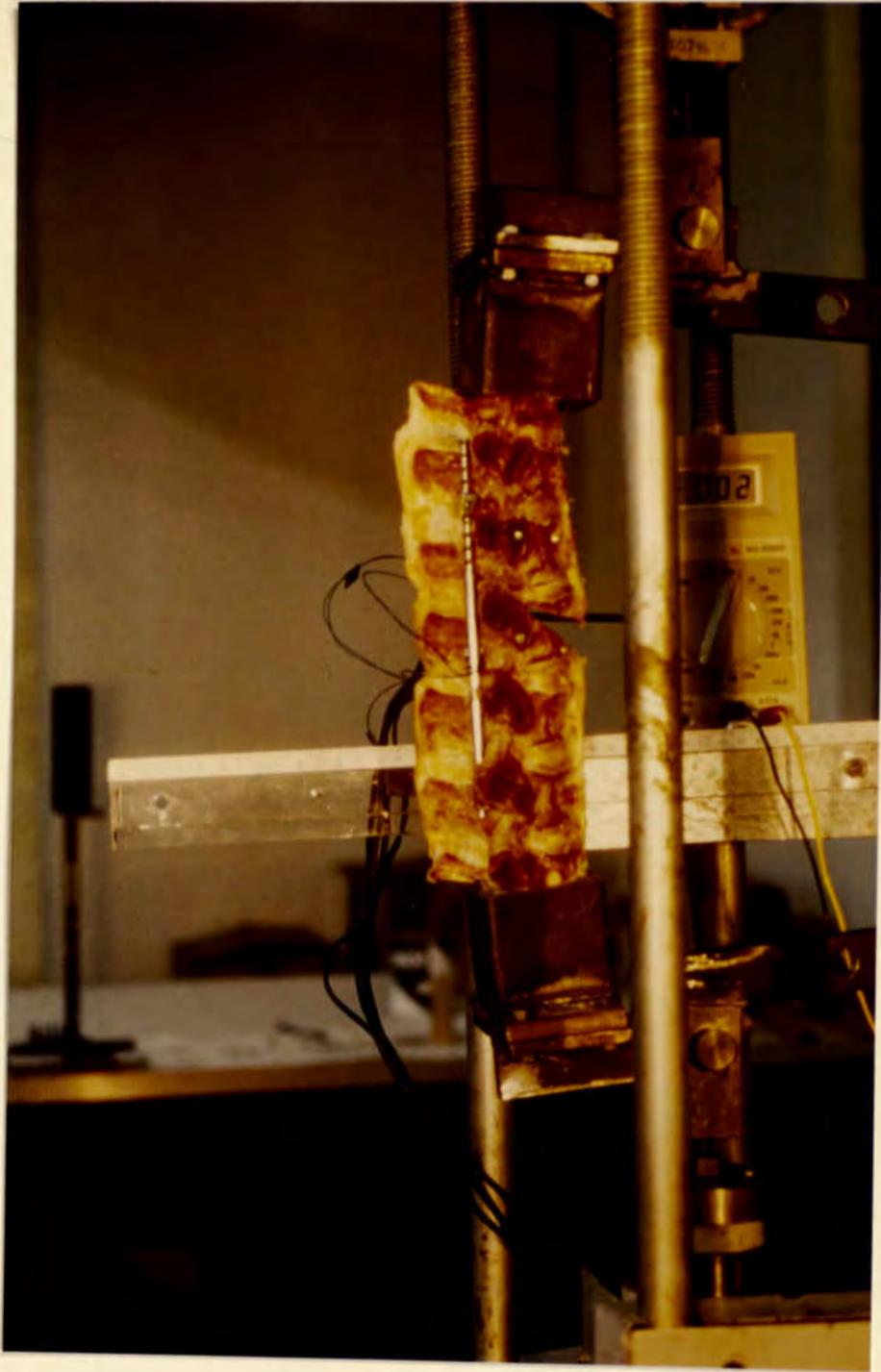


FIGURA 47

Especimen fijado con la técnica de Harrington listo para el ensayo. Puede apreciarse la hiperdistracción del foco de fractura.

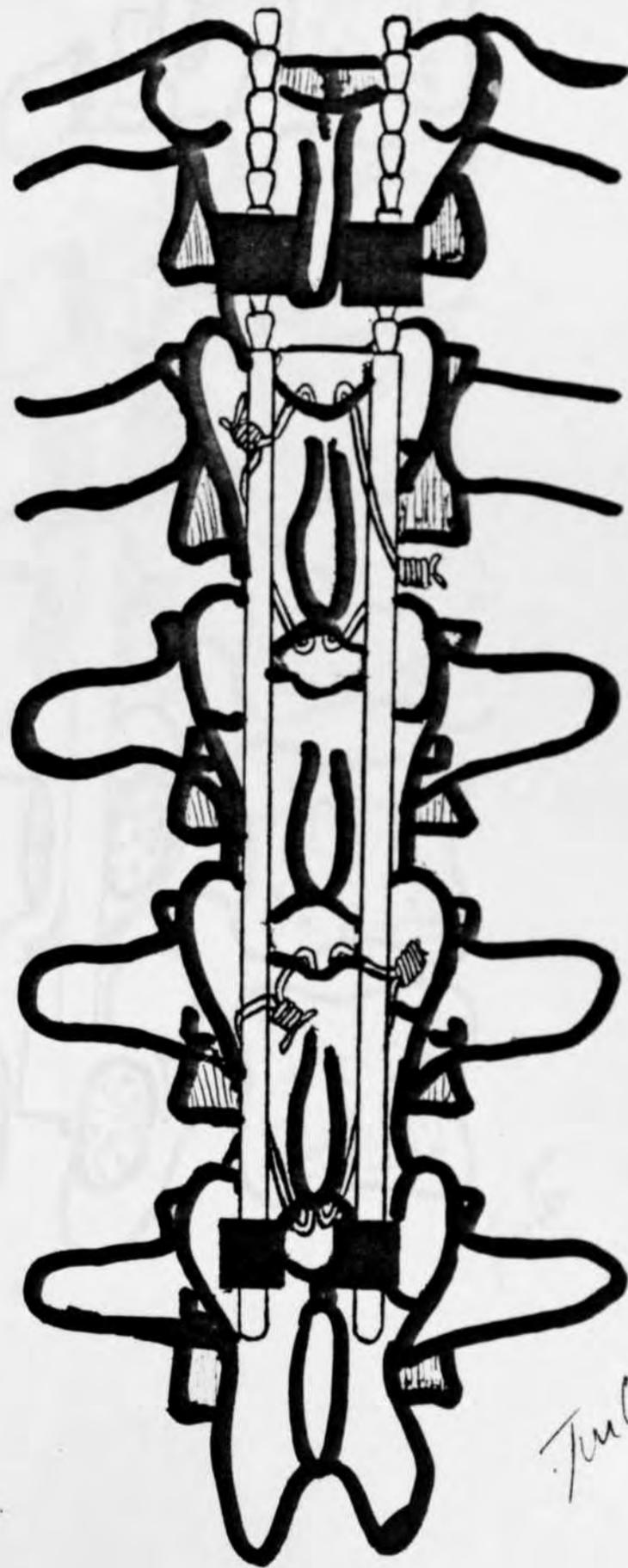


FIGURA 48

Representación esquemática de la técnica HDR-SSI. Visión posterior.

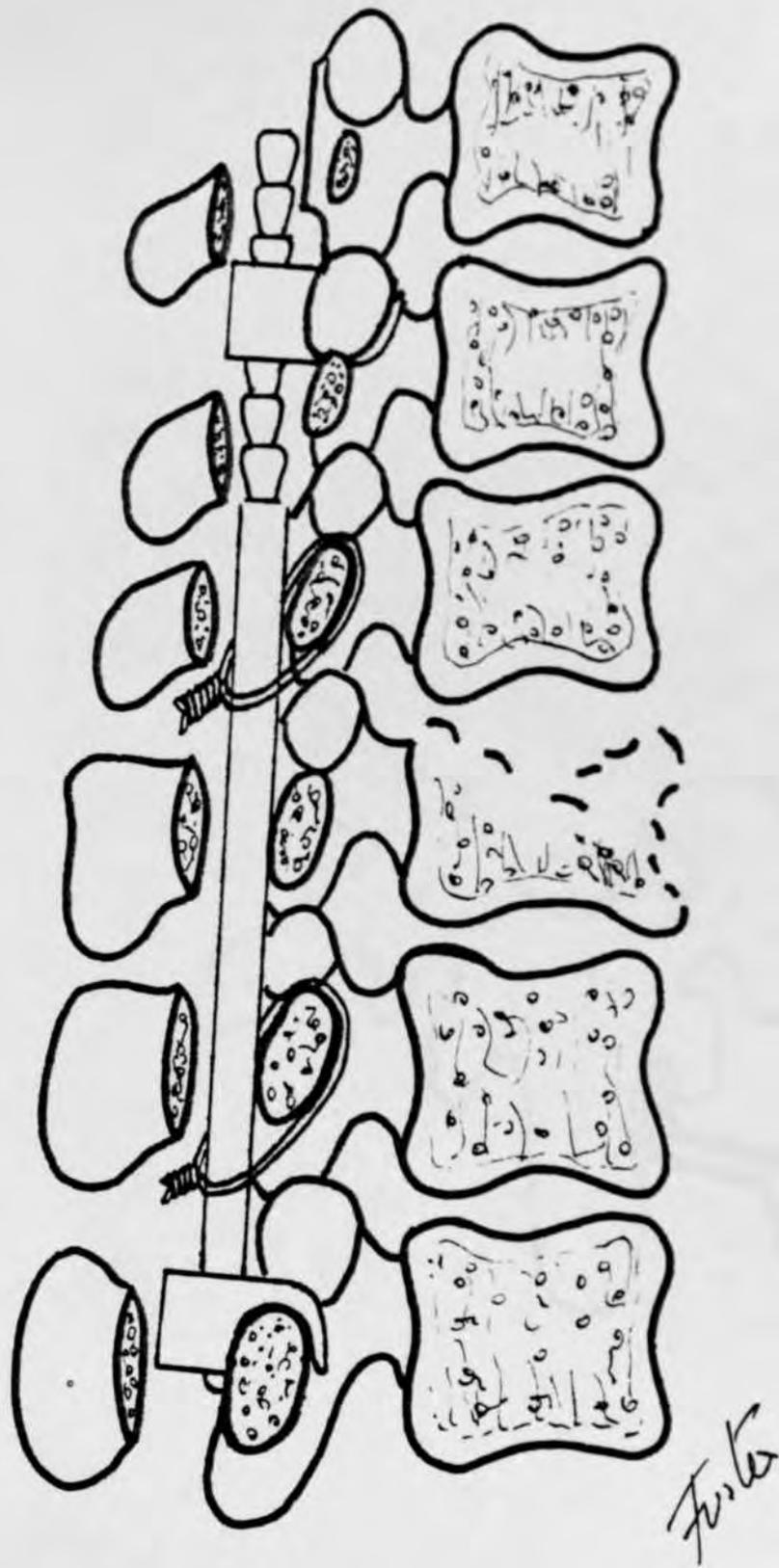
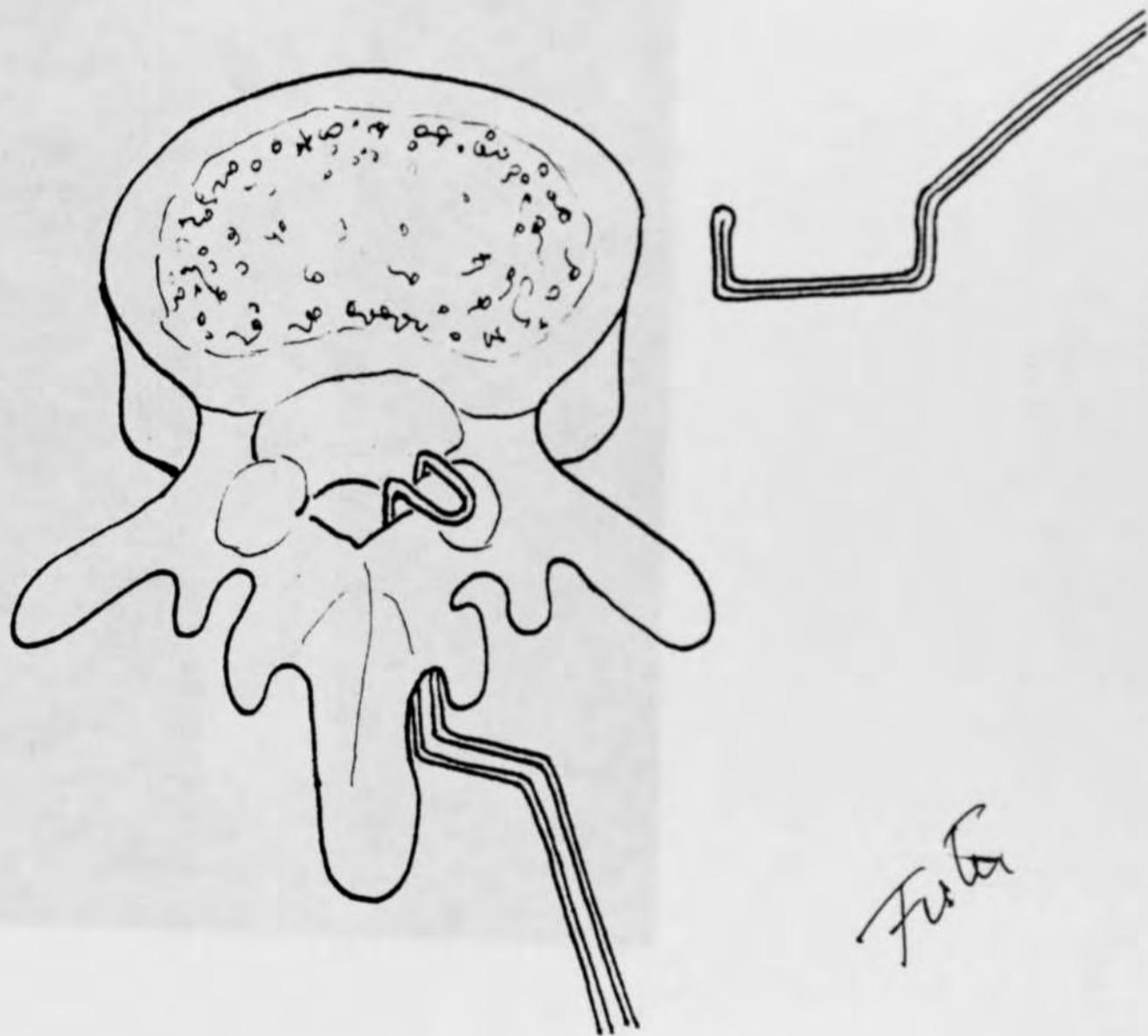


FIGURA 49

Esquema representando la colocación de las barras de Harrington complementadas con SSI. Se ha efectuado un corte sagital de la columna mostrándose las hemivértabras izquierdas. Se han dejado las apófisis espinosas seccionadas para una mejor comprensión. Obsérvese las lazadas de alambre que fijan las barras a las láminas.



Fuota

FIGURA 50

Conformación del alambre y modo de colocación para conseguir la SSI.

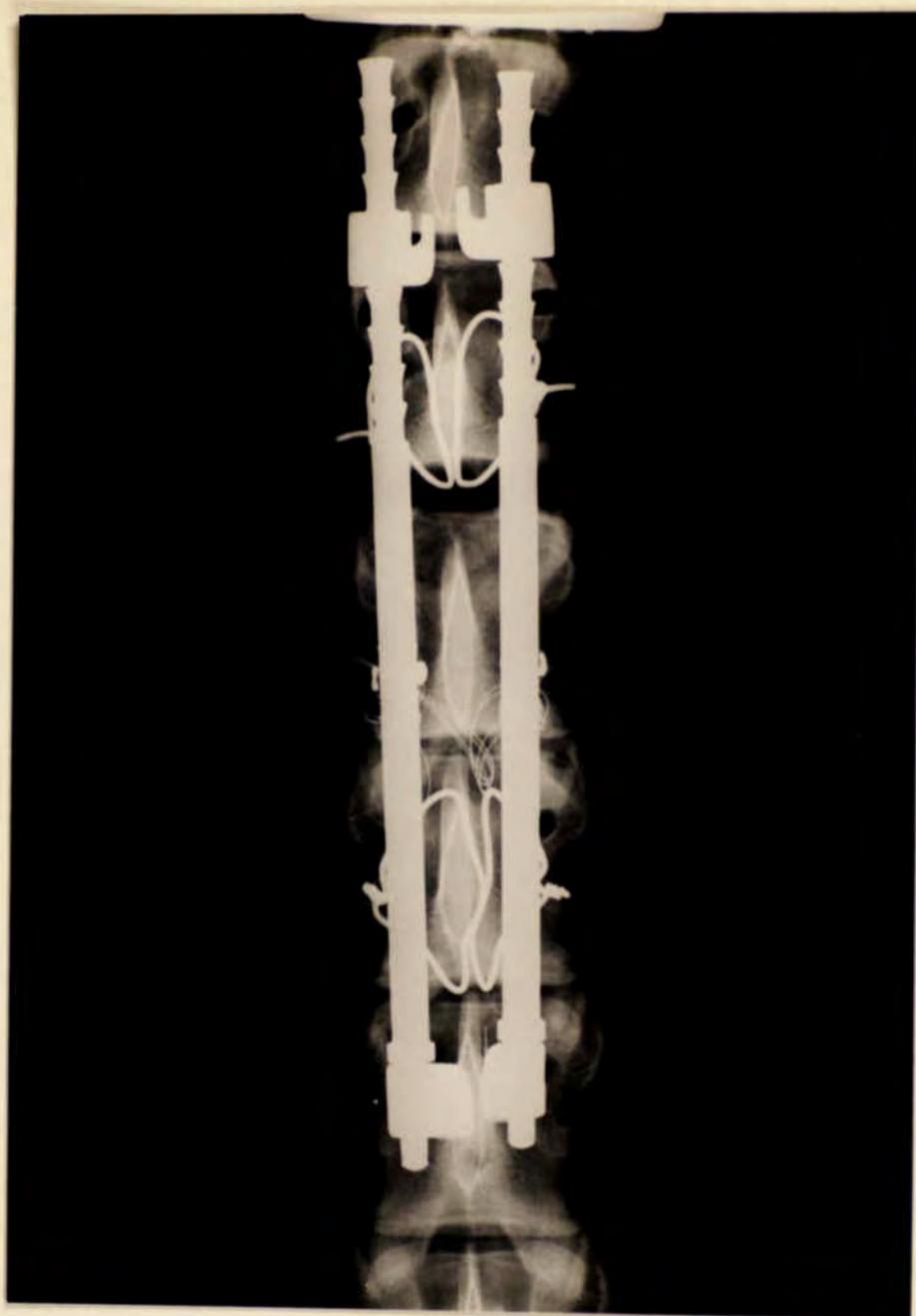


FIGURA 51

Radiografía en proyección anteroposterior de la columna dorsolumbar ensayada con la técnica de HDR-SSI.

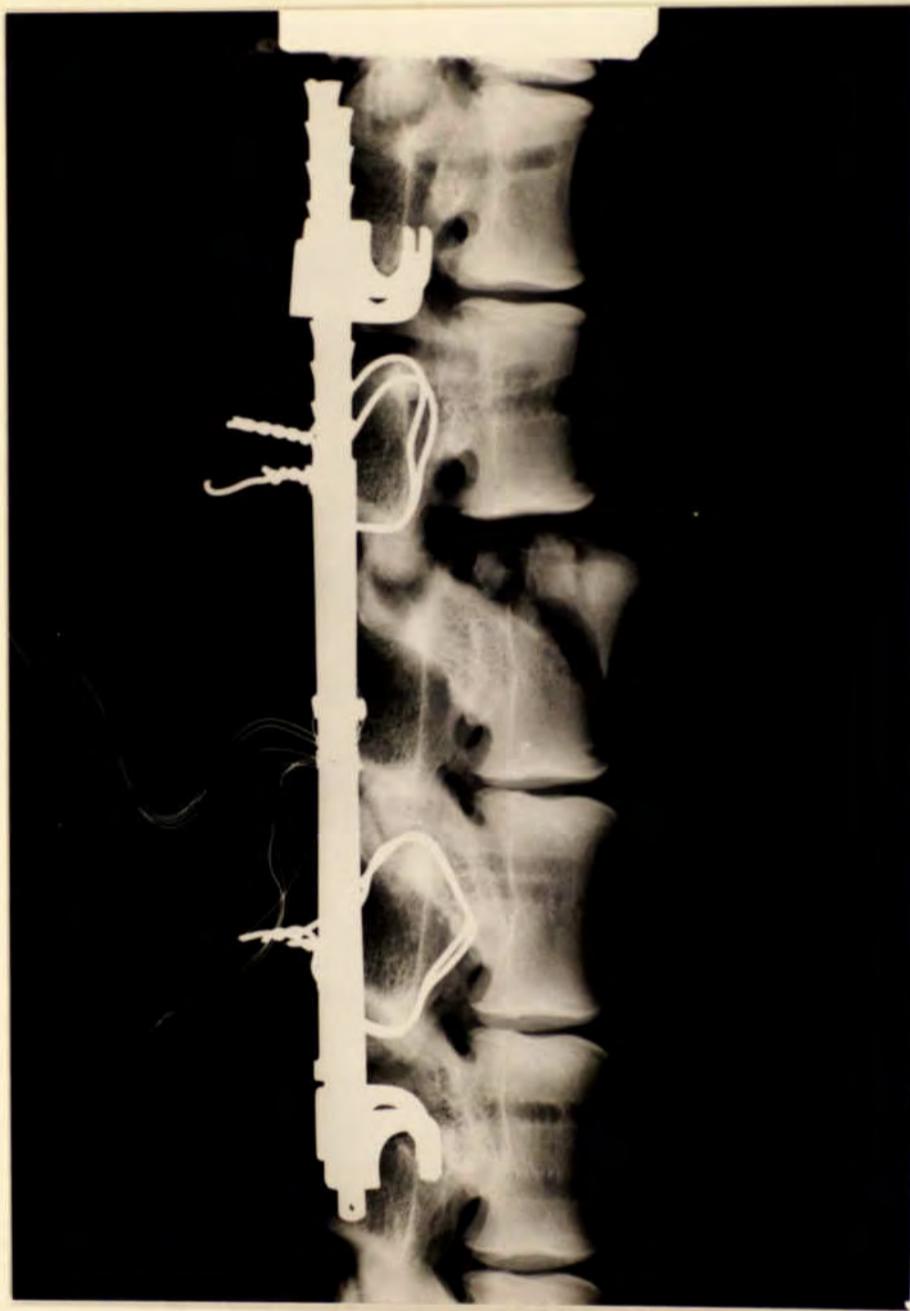


FIGURA 52

Radiografía en proyección lateral del espécimen fijado con HDR-SSI. La hiperreducción ha disminuido. Se aprecian con nitidez los canales labrados en el hueso por los anteriores implantes.

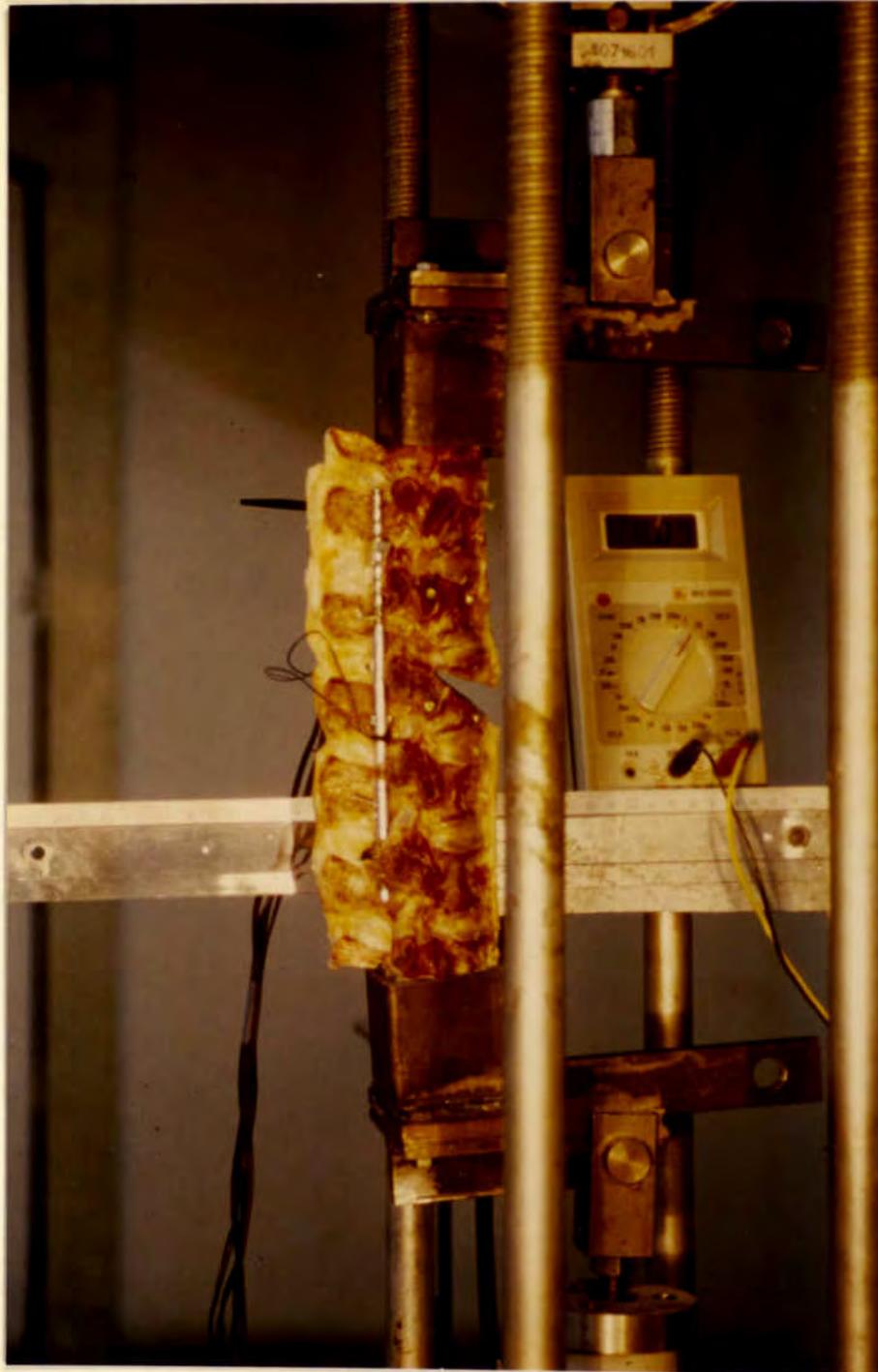


FIGURA 53

Técnica de HDR-SSI implantada y preparada para el ensayo cuando $M = 0$ mN.

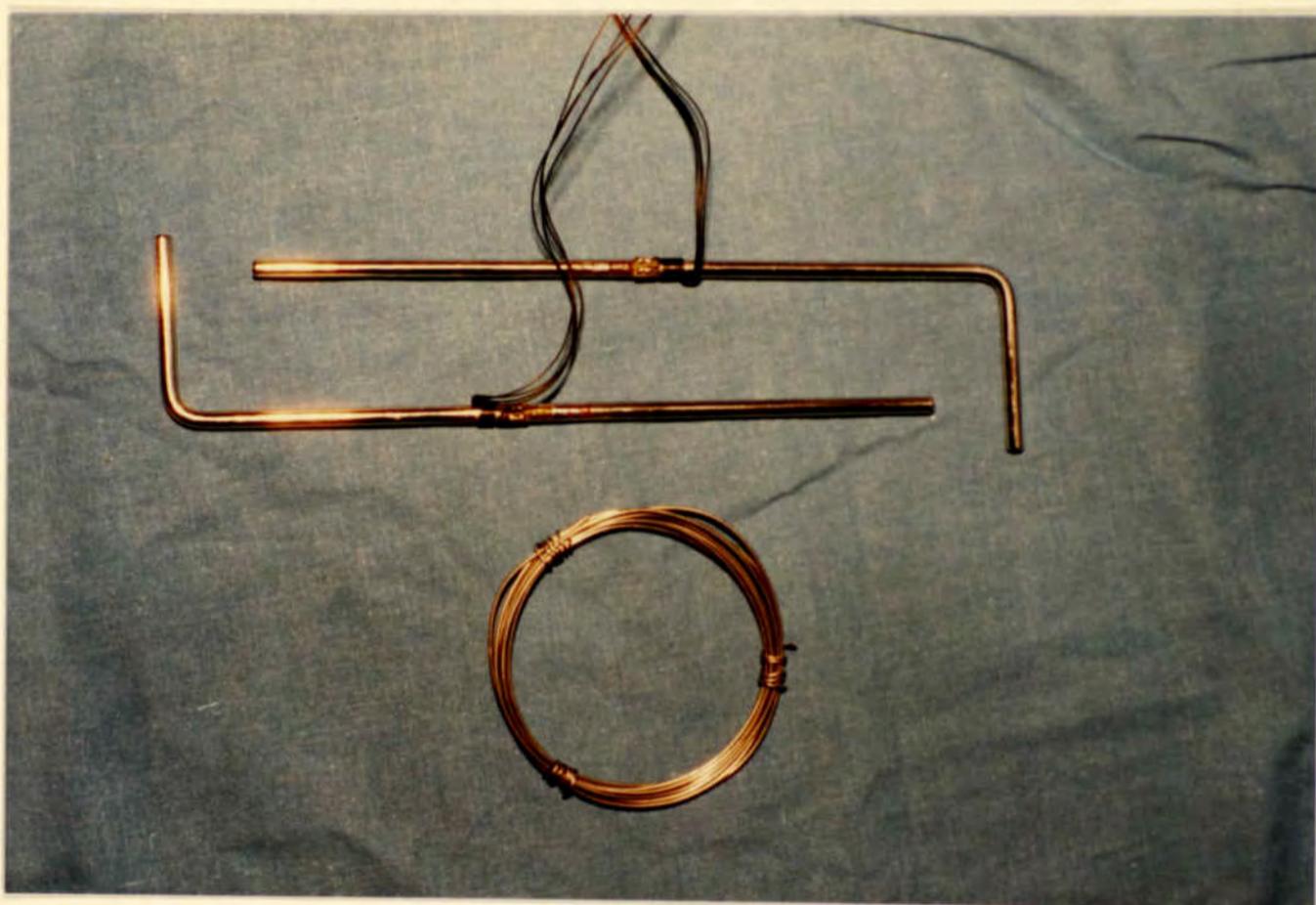


FIGURA 54

Barras de Luque con su característica forma en ELE mayúscula. Se ha utilizado alambre de 18-G tal como recomienda el creador de la técnica.



FIGURA 55

Sistema de Luque una vez implantadas las barras y fijadas con SSI.



FIGURA 56

Detalle de la fijación del extremo de las barras entre sí, y con las láminas, mediante una lazada de alambre sublaminar.

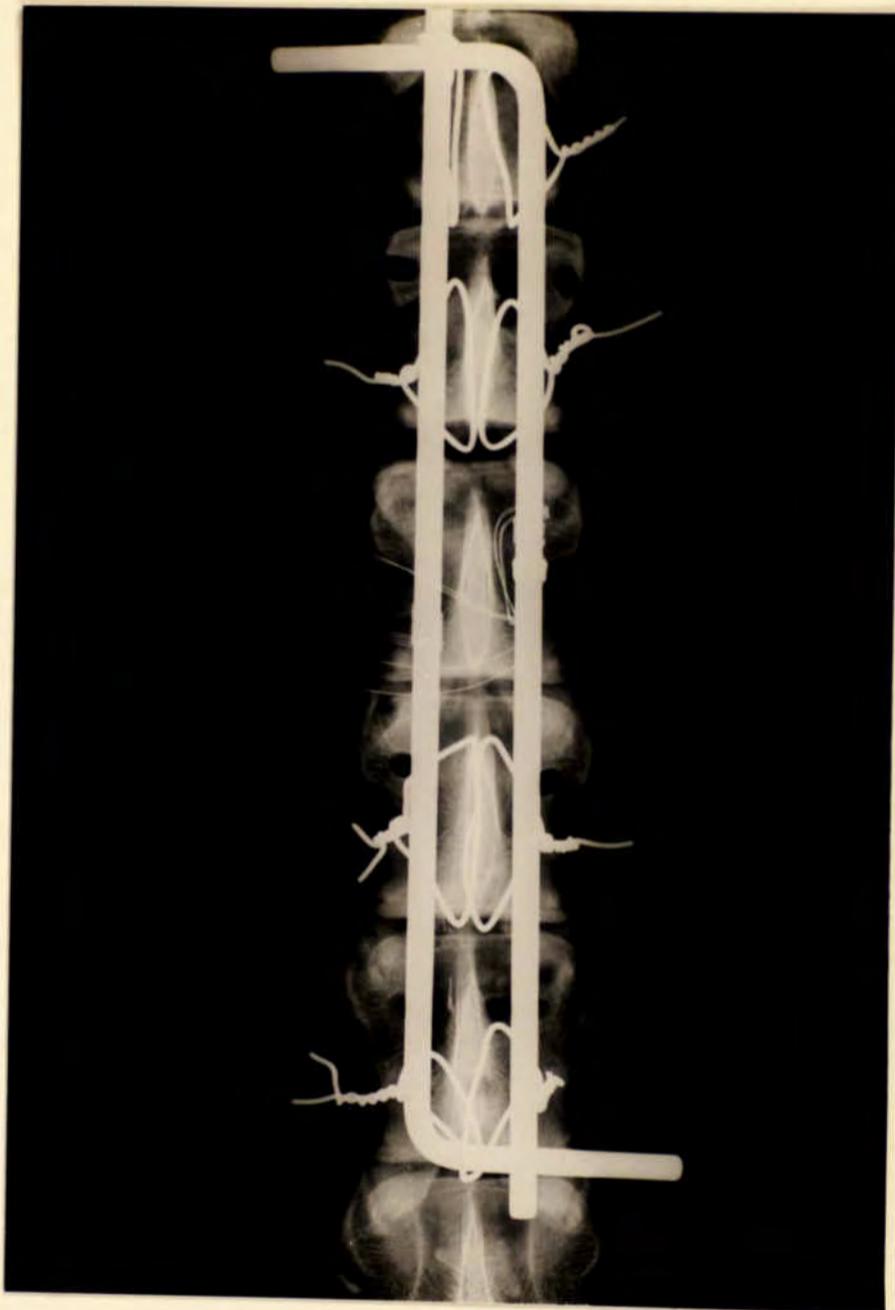


FIGURA 57

Imagen radiográfica de la técnica de Luque en proyección anteroposterior.



FIGURA 58

Proyección lateral de la pieza de ensayo con el método de Luque. Las lazadas son el único sistema de unión entre las vértebras y las barras.

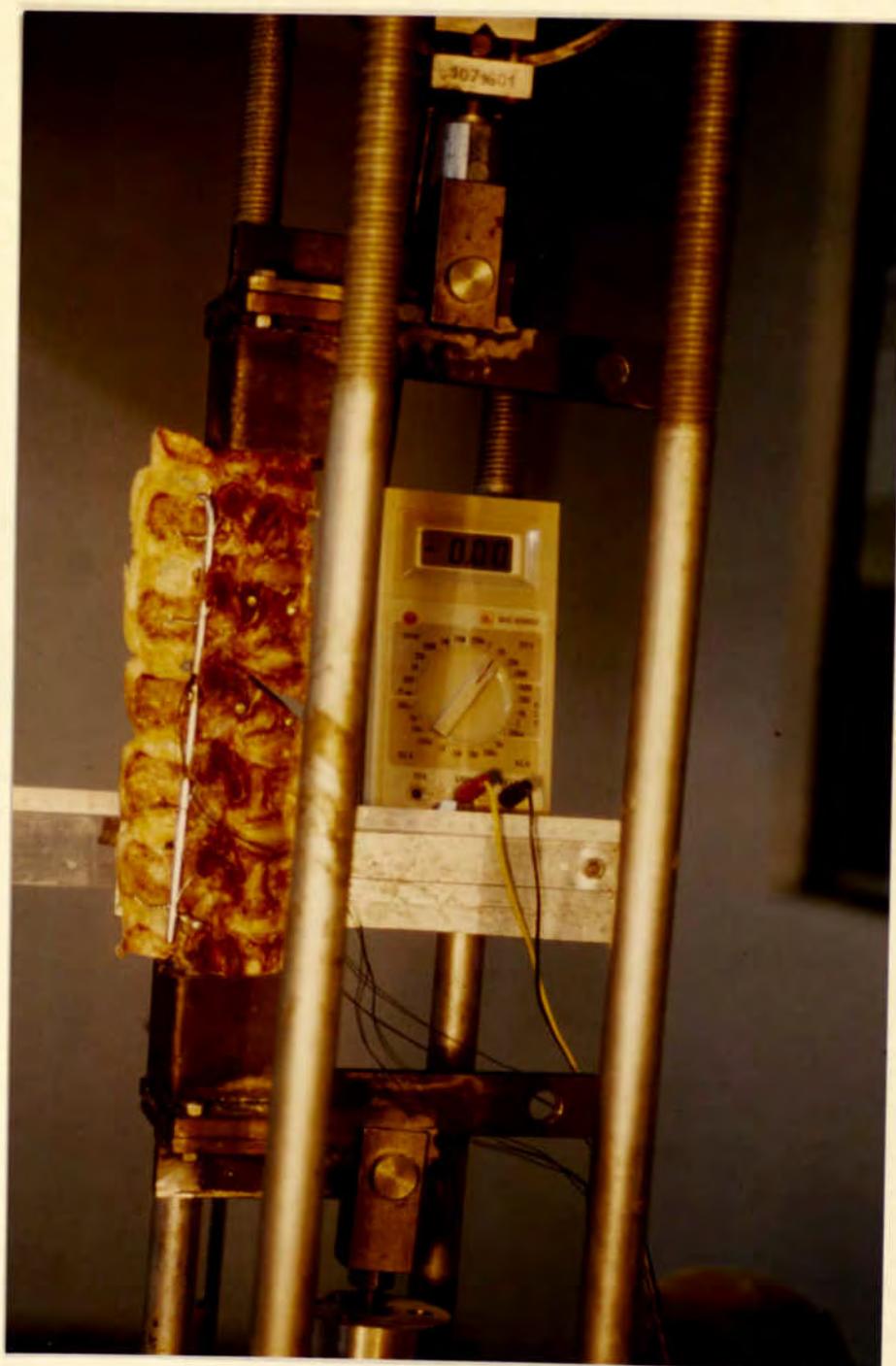
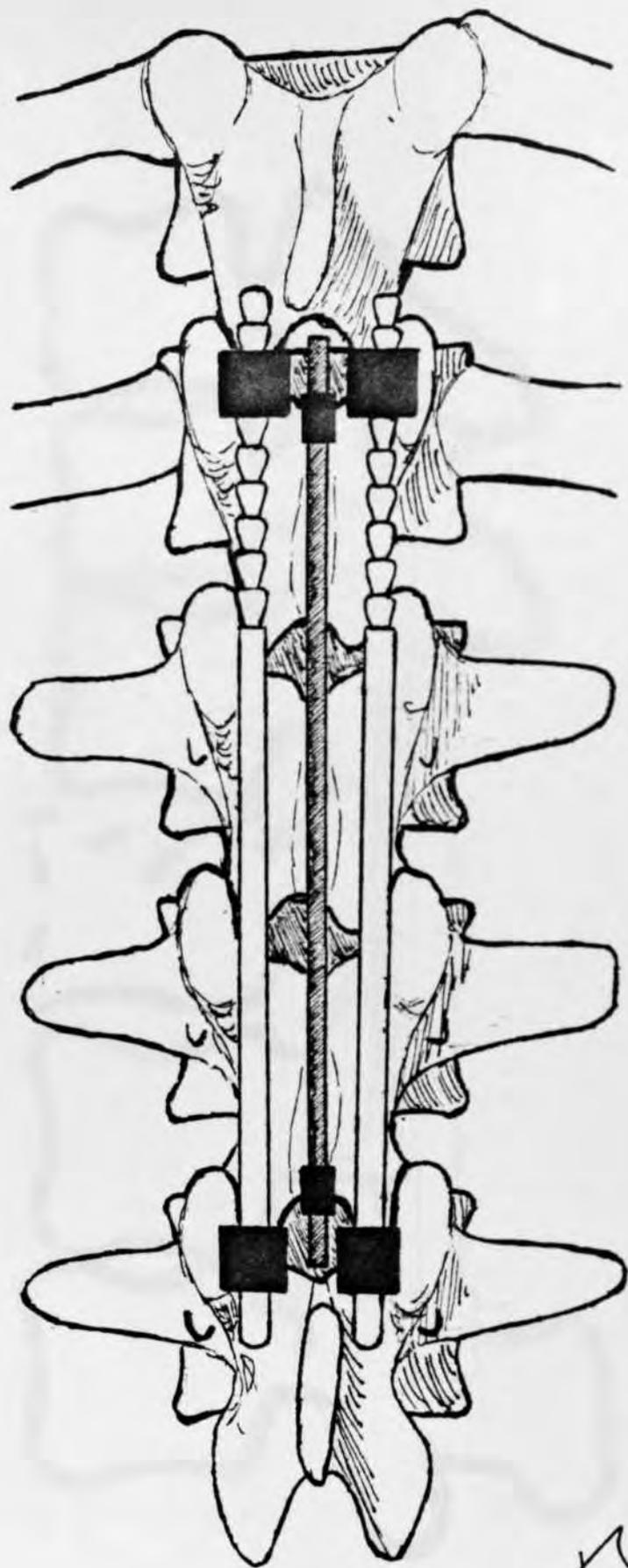


FIGURA 59

Especimen fracturado tras osteosíntesis con técnica de Luque. Preparado para ensayo. ($M = 0 \text{ mN}$).



Fuente

FIGURA 60

Representación esquemática de la colocación del método de HDR-Villanueva que asocia una pequeña barra de Harrington a compresión entre el sistema distractor tradicional.

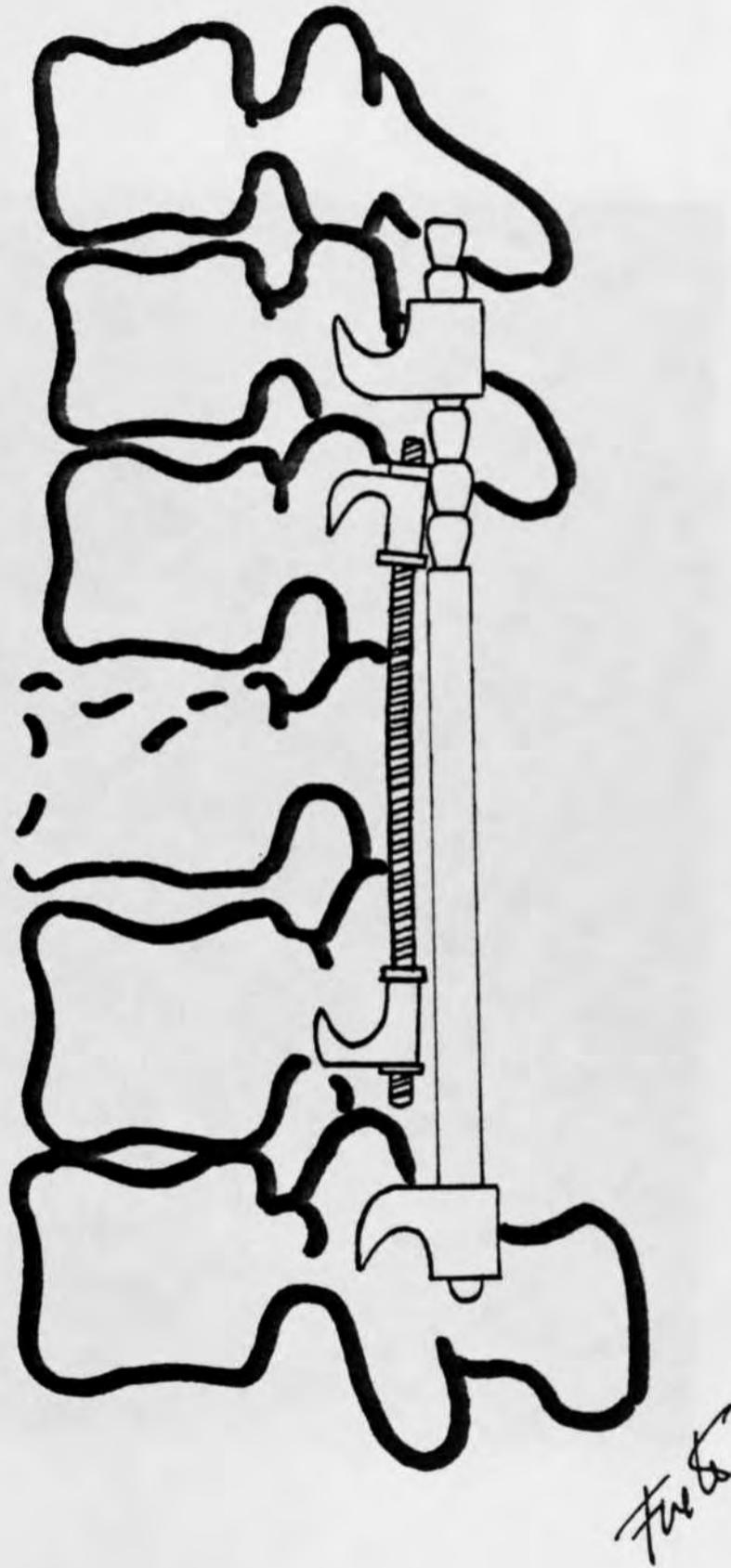


FIGURA 61

Esquema de la técnica de HDR-Villanueva. La barra de menor diámetro ejerce compresión, como se aprecia por la colocación de los ganchos.

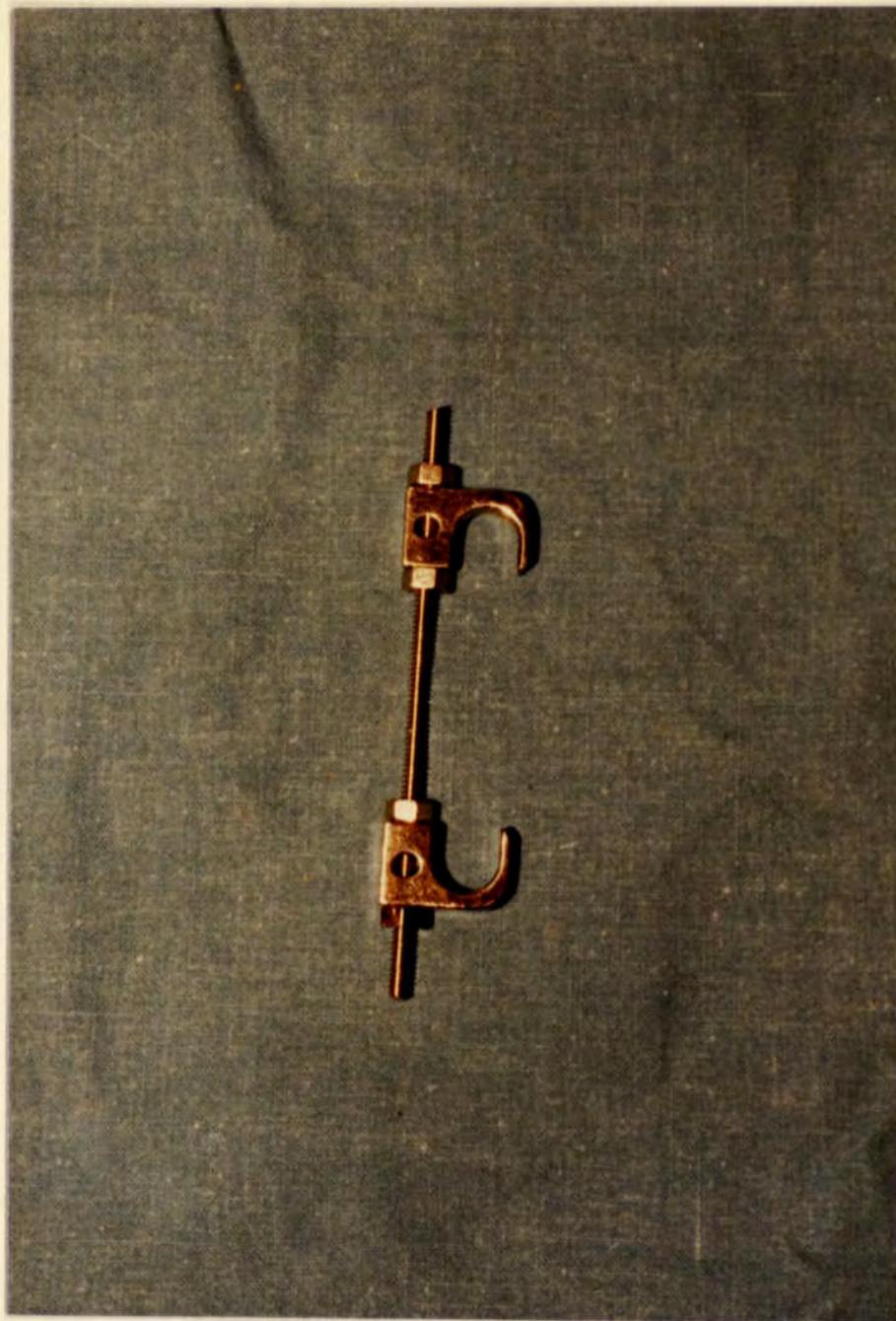


FIGURA 62

Compresor de Harrington. Pieza inicialmente diseñada para ejercer compresión intertransversaria en las curvas escolióticas convexas, que Villanueva utiliza para efectuar compresión por vía posterior y sobre la línea media.

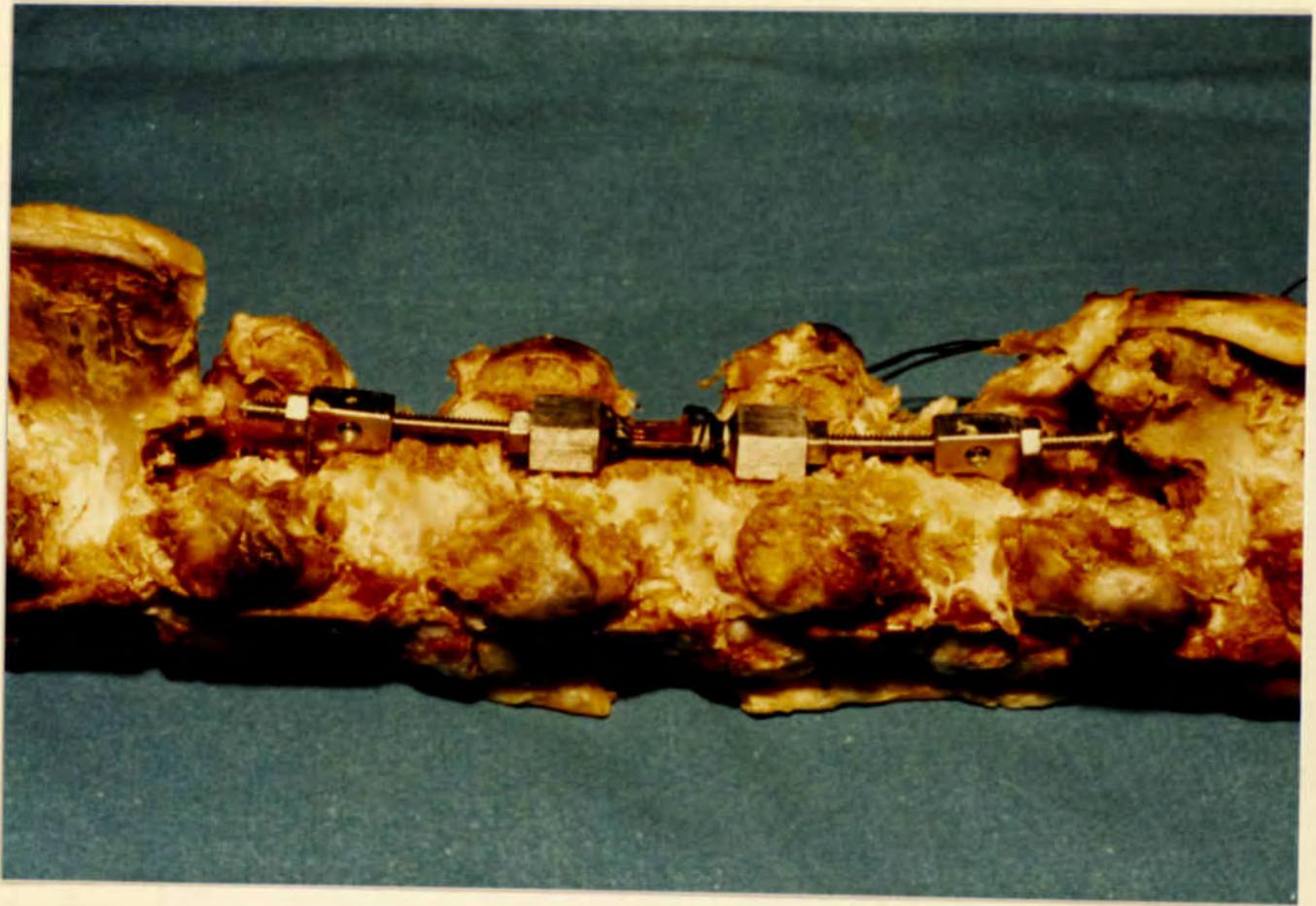


FIGURA 63

Barra compresora colocada. Es preciso resecar previamente las apófisis espinosas de las vértebras donde asienta.

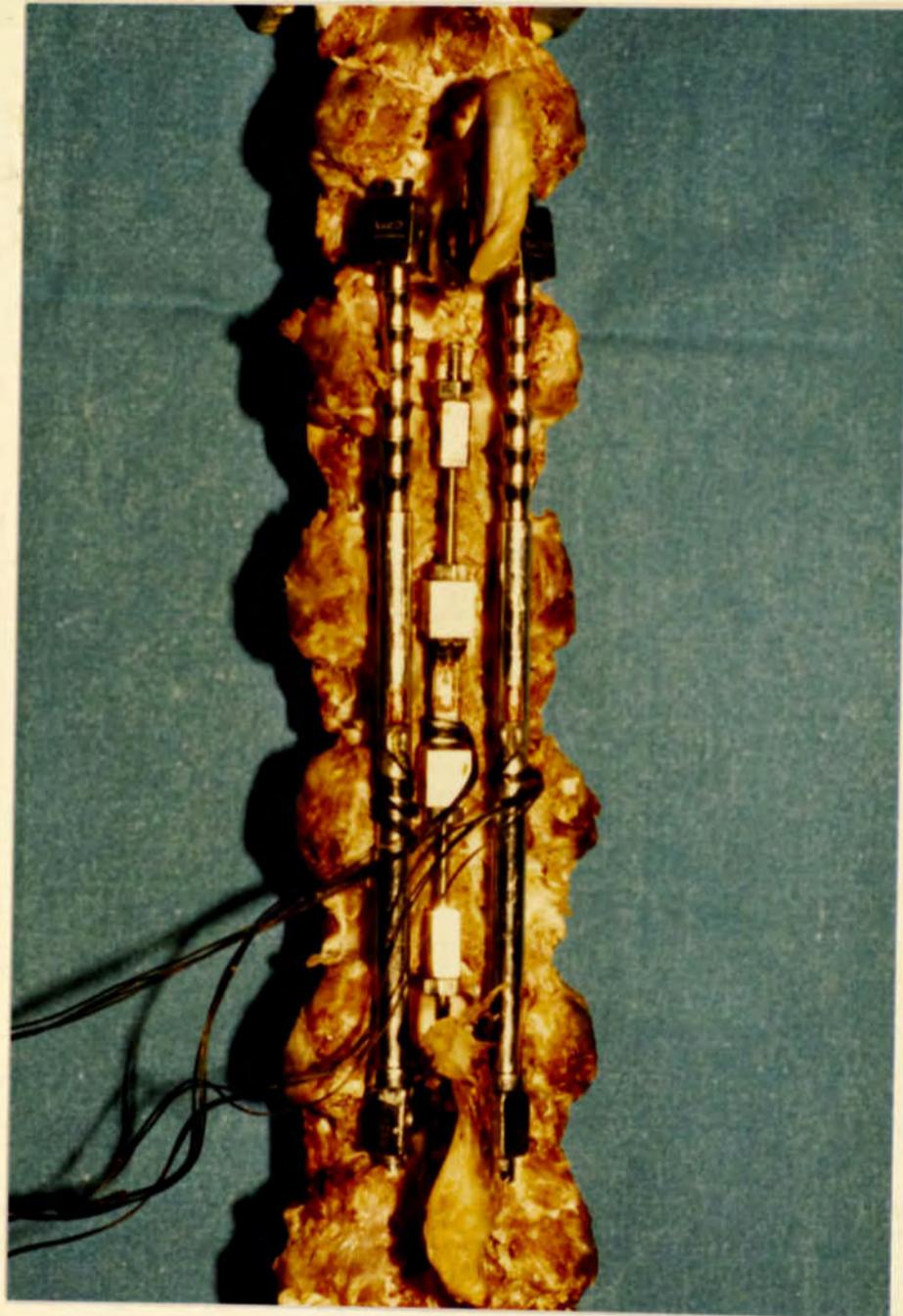


FIGURA 64

HDR-Villanueva colocado. La barra se coloca sobre la línea media, por vía posterior, entre las dos barras distractoras de Harrington.

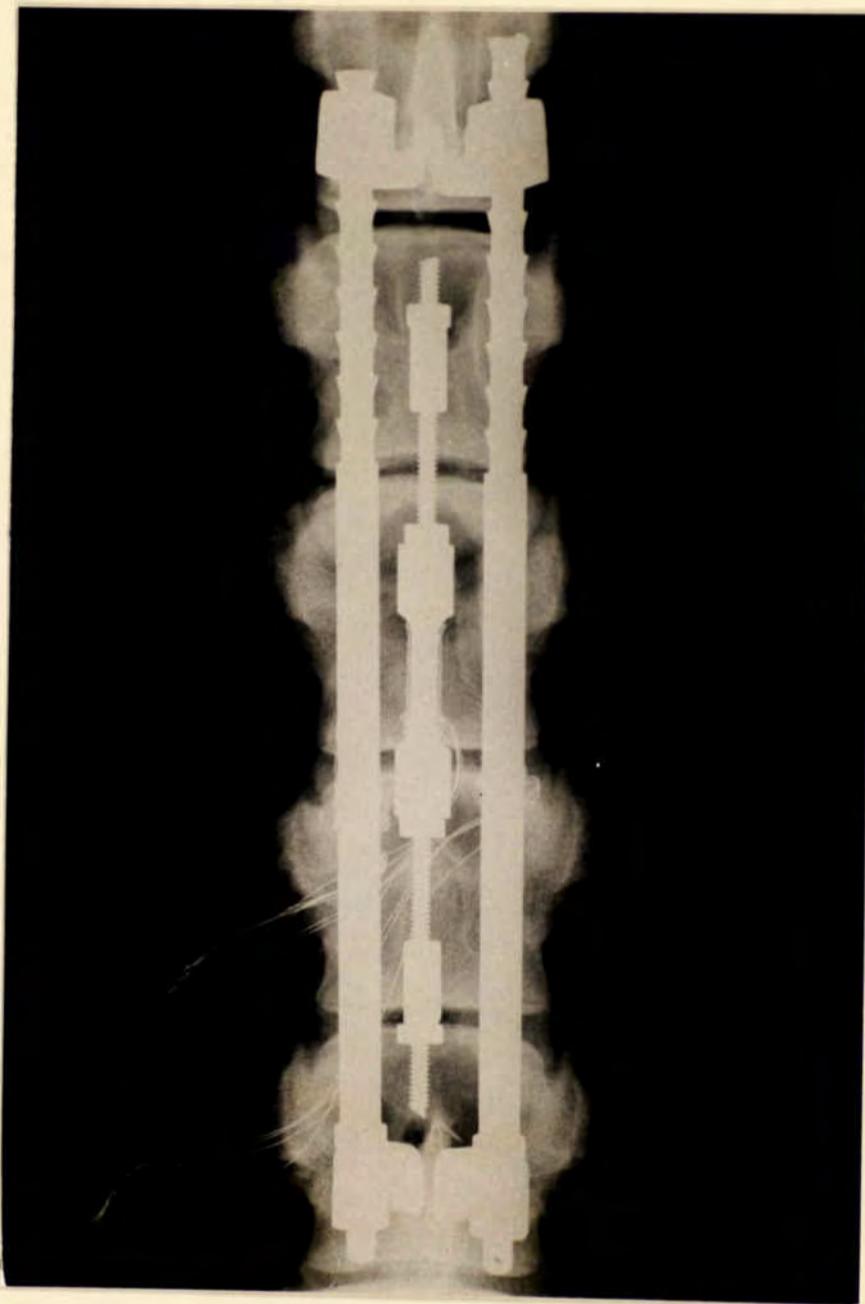


FIGURA 65

Radiografía en proyección anteroposterior del espécimen fijado con la técnica de HDR-Villanueva.

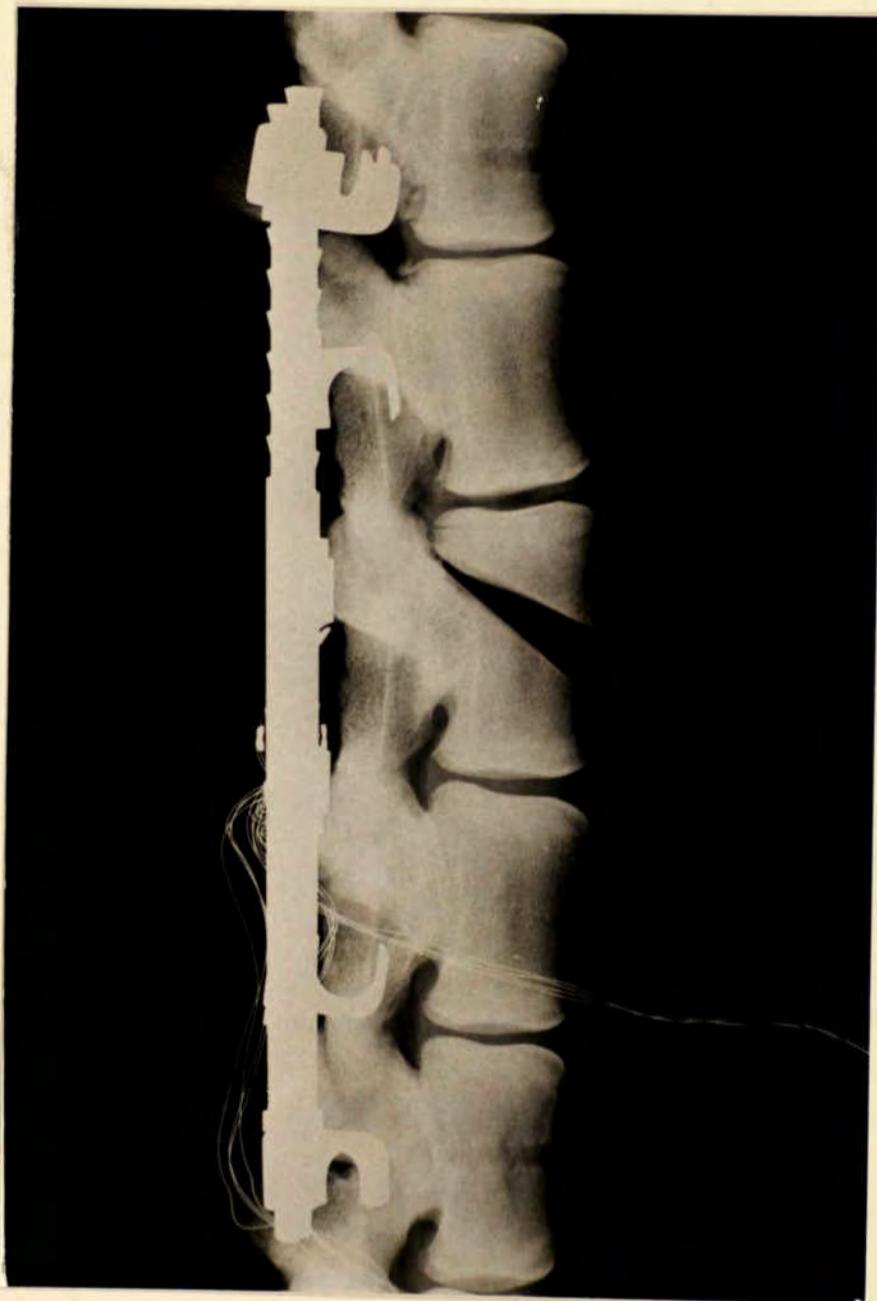


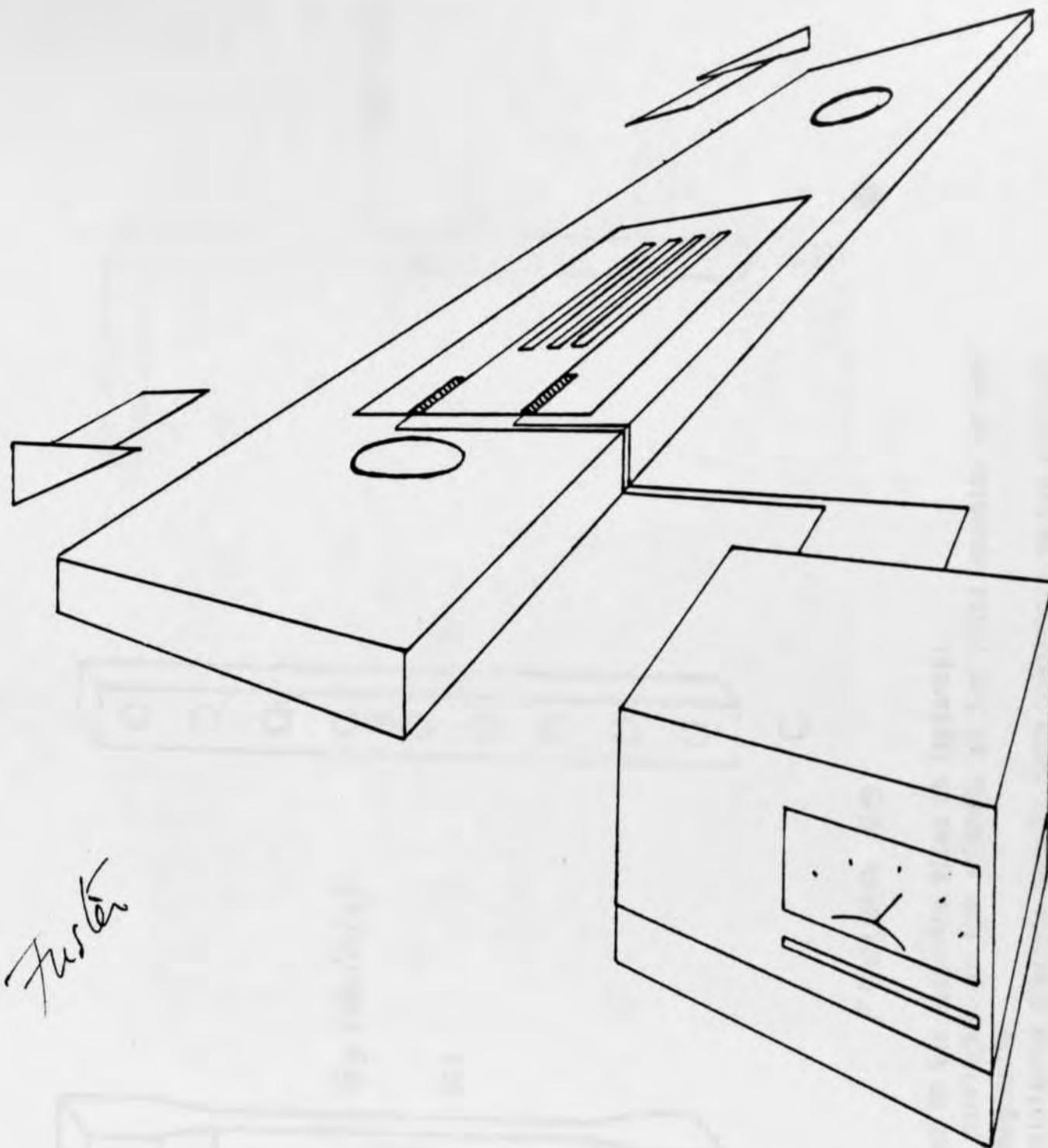
FIGURA 66

Radiografía en proyección lateral de la muestra osteosintetizada con HDR-Villanueva.



FIGURA 67

Columna fracturada a la que se le ha implantado un HRD-Villanueva. Instantánea tomada durante el ensayo cuando $M = 0$ mN.



Fuster

FIGURA 68

Ejemplo de funcionamiento de una galga extensométrica encolada a una placa de osteosíntesis sometida a esfuerzos de tracción. Las tensiones captadas se transmiten a un amplificador donde se visualizan.

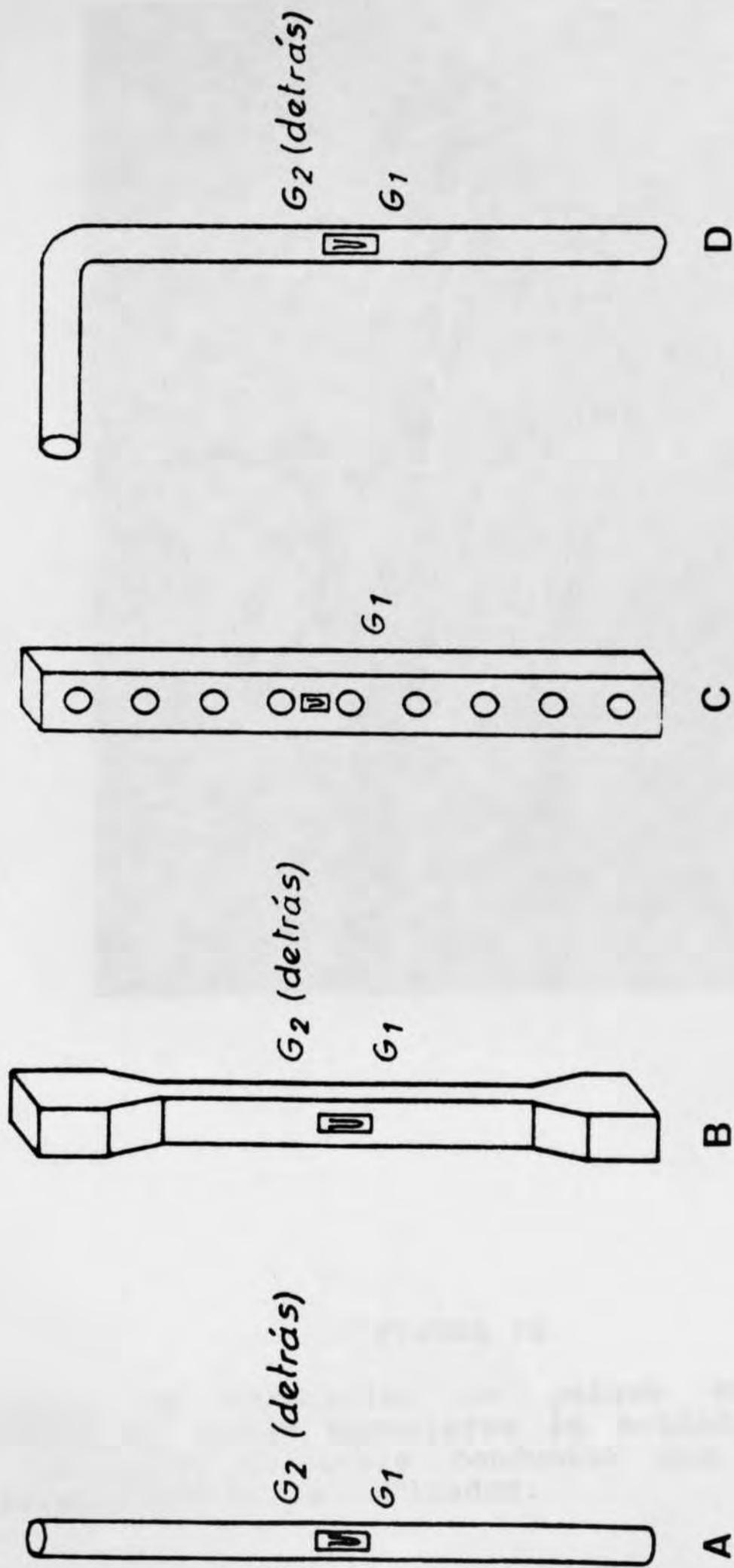


FIGURA 69

Colocación de las galgas en los distintos tipos de implante:

- A) En la barra de Harrington se han colocado en los polos opuestos de una circunferencia imaginaria.
- B) En la pieza especialmente diseñada para la barra compresora se han colocado en situación especular.
- C) En las placas de Roy-Camille sólo se han colocado en un lado por la propia situación de la placa, íntimamente adosada al hueso.
- D) En la barra de Luque se disponen en posición simétrica distante 180°.