

R. 33.978

UNIVERSIDAD DE MURCIA

FACULTAD DE MEDICINA



UNIVERSIDAD DE MURCIA



1574044

ESTUDIO DE LA DEFORMACION DE LAS PAREDES CRANEALES POR
MEDIO DE BARNICES FRAGILES Y EXTENSOMETRIA OHMICA

TESIS PRESENTADA PARA ASPIRAR AL GRADO DE DOCTOR

MIGUEL ANGEL FERNANDEZ-VILLACAÑAS MARIN

1989

UNIVERSIDAD DE
MURCIA



GINES DOMENECH RATTO, Catedrático
de Anatomía Humana de la Facultad de
Medicina de la Universidad de Murcia,

CERTIFICA: Que la presente Tesis
Doctoral titulada: "ESTUDIO DE LA
DEFORMACION DE LAS PAREDES CRANEALES POR
MEDIO DE BARNICES FRAGILES Y
EXTENSOMETRIA OHMICA" de la cual es
autor don MIGUEL ANGEL FERNANDEZ-
VILLACAÑAS MARIN, ha sido realizada bajo
su dirección y reúne, a su juicio, las
condiciones para poder optar al grado de
Doctor en Medicina.

MURCIA 1989



Fdo.: Ginés Doménech Ratto

Esta Tesis ha sido realizada
en la Cátedra de Anatomía
Humana de la Facultad de
Medicina de la Universidad de
Murcia.



A mi padre.

Nos dejó cuando más nos podía enseñar.



Al finalizar el presente trabajo quiero testimoniar mi gratitud.

Al Prof. Doménech Ratto por su dirección, apoyo y ayuda.

A los Profs. Ramón García y Canteras Jordana por su desinteresado asesoramiento cuantas veces les he necesitado.

A Mari Carmen Fernández Morales por su valiosa ayuda en la confección de este trabajo.

A los restantes miembros del Departamento de Ciencias Morfológicas.

A todos aquellos que de una u otra manera han colaborado en la realización de esta Tesis Doctoral.

1. INTRODUCCION

1.1.	Estado actual de los conocimientos.....	3
1.1.1.	Estructura del tejido cartilaginoso.....	4
1.1.2.	Estructura del tejido óseo.....	10
1.1.2.1.	Composición.....	10
1.1.2.2.	Variedades.....	15
1.1.2.3.	Vasos sanguíneos y nervios.....	18
1.1.3.	Propiedades mecánicas del hueso.....	23
1.1.3.1.	Módulo de elasticidad.....	31
1.1.3.2.	Resistencia a la tensión.....	34
1.1.3.3.	Resistencia a la compresión.....	35
1.1.3.4.	Resistencia a la flexión.....	36
1.1.3.5.	Dureza.....	37
1.1.3.6.	Fatiga.....	38
1.1.3.7.	Huesos trabecular y esponjoso.....	41
1.1.4.	Estructura craneal.....	43
1.1.4.1.	Anatomía funcional.....	46
1.1.4.2.	Estudio biomecánico.....	53
1.2.	Soporte físico teórico.....	67
1.2.1.	Resistencia eléctrica.....	67
1.2.1.1.	Influencia de la temperatura.....	67
1.2.1.2.	Otras causas que influyen en la resistencia..	68
1.2.2.	Bandas extensométricas.....	69
1.2.2.1.	Principio de funcionamiento.....	69
1.2.3.	Puente de Wheastone.....	70
1.3.	Planteamiento y justificación.....	72



2. MATERIAL Y METODO

2.1.	Material óseo.....	75
2.2.	Barnices frágiles.....	78
2.2.1.	Introducción. Definición. Fundamentos.....	78
2.2.2.	Material.....	81
2.2.2.1.	Complejo base-barniz.....	81
2.2.2.2.	Banco de pruebas.....	84
2.2.2.3.	Medios de asistencia.....	85
2.2.3.	Método.....	85
2.2.3.1.	Preparación de la superficie.....	85
2.2.3.2.	Aplicación de la capa base.....	86
2.2.3.3.	Aplicación del barniz frágil.....	87
2.2.3.4.	Secado.....	89
2.2.3.5.	Calibración.....	92
2.2.3.6.	Técnica de ensayo.....	95
2.3.	Extensometría óhmica.....	99
2.3.1.	Introducción.....	99
2.3.2.	Material.....	99
2.3.2.1.	Bandas extensométricas.....	99
2.3.2.2.	Bases.....	101
2.3.2.3.	Caja de conmutación.....	102
2.3.2.4.	Monitor digital.....	102
2.3.2.5.	Banco de pruebas.....	103
2.3.2.6.	Material informático.....	103
2.3.2.7.	Otros materiales.....	104
2.3.3.	Método.....	104
2.3.3.1.	Pegado de las bandas.....	105
2.3.3.2.	Técnica de ensayo.....	108
2.4.	Método estadístico.....	110



3. RESULTADOS

3.1.	Barnices frágiles.....	111
3.2.	Extensometría óhmica. Cargas.....	125
3.2.1.	Gráficas de deformación. Curvas carga-deformación.....	125
3.2.2.	Tratamiento estadístico.....	216
3.2.2.1.	Análisis de varianza.....	216
3.2.2.2.	Contraste de igualdad de medias.....	218
3.2.2.3.	Análisis de regresión.....	223
3.3.	Extensometría óhmica. Descargas.....	237
3.3.1.	Gráficas de deformación. Curvas carga-deformación.....	237
3.3.2.	Tratamiento estadístico.....	326
3.3.2.1.	Análisis de varianza.....	326
3.3.2.2.	Contraste de igualdad de medias.....	327
3.3.2.3.	Análisis de regresión.....	328
3.4.	Curvas (carga-descarga) Deformación.....	341



4. DISCUSION Y COMENTARIOS342
5. CONCLUSIONES361
6. BIBLIOGRAFIA364



1 INTRODUCCION



1. INTRODUCCION

1.1.	Estado actual de los conocimientos.....	3
1.1.1.	Estructura del tejido cartilaginoso.....	4
1.1.2.	Estructura del tejido óseo.....	10
1.1.2.1.	Composición.....	10
1.1.2.2.	Variedades.....	15
1.1.2.3.	Vasos sanguíneos y nervios.....	18
1.1.3.	Propiedades mecánicas del hueso.....	23
1.1.3.1.	Módulo de elasticidad.....	31
1.1.3.2.	Resistencia a la tensión.....	34
1.1.3.3.	Resistencia a la compresión.....	35
1.1.3.4.	Resistencia a la flexión.....	36
1.1.3.5.	Dureza.....	37
1.1.3.6.	Fatiga.....	38
1.1.3.7.	Huesos trabecular y esponjoso.....	41
1.1.4.	Estructura craneal.....	43
1.1.4.1.	Anatomía funcional.....	46
1.1.4.2.	Estudio biomecánico.....	53
1.2.	Soporte físico teórico.....	67
1.2.1.	Resistencia eléctrica.....	67
1.2.1.1	Influencia de la temperatura.....	67
1.2.1.2.	Otras causas que influyen en la resistencia..	68
1.2.2.	Bandas extensométricas.....	69
1.2.2.1.	Principio de funcionamiento.....	69
1.2.3.	Puente de Wheastone.....	70
1.3.	Planteamiento y justificación.....	72



1 - INTRODUCCION

¿Qué es la Biomecánica?

De forma genérica, la respuesta a esta pregunta viene dada por, la aplicación de los conceptos de la Mecánica a la Biología.

El origen del término mecánica fue ya introducido por Galileo en su libro "Dos Nuevas Ciencias" (1638) para describir las fuerzas, el movimiento y las tensiones de los materiales.

No cabe duda que la Mecánica que hoy conocemos se ha enriquecido notablemente con el cada día más allá, que el avance científico ha impuesto desde su enunciamiento.

Desde la comprensión mecánica de los sistemas vivos, nos podemos asomar a un extenso campo surcado por diferentes vías de acceso al conocimiento. Conocimiento, por otro lado, que no es alcanzable en su totalidad desde perspectivas meramente fisiológicas.

La disfunción de un sistema biológico, a menudo goza de soluciones enraizadas en el componente químico de la vida. En otras ocasiones no solo la solución del problema, sino acaso su diagnóstico de precisión necesita conocer el funcionamiento normal de un órgano, predecir los cambios determinados por la alteración de este y finalmente proponer medios artificiales que recuperen la función del mismo. Y esta solución únicamente cabe concebirla bajo una óptica biomecánica



del problema.

El conocimiento en nuestro caso de la Arquitectura de la bóveda craneal, su comportamiento bajo cargas y la prevención de la posible patología craneo-encefálica cada día más frecuente, por desgracia, en nuestra civilización, constituía un terreno abonado para la aplicación de la Mecánica a las Ciencias de la Salud. El mantenimiento de la cual ha de convertirse en el objetivo fundamental de la Medicina en las sociedades actuales.

Con ese ánimo, tras revisar el estado actual de los conocimientos de la estructura del hueso a nivel de las paredes de la bóveda craneal, contrastar los estudios experimentales que renuevan día tras día esos conocimientos y cimentar el soporte físico de la instrumentación y los materiales, hemos abordado nuestro estudio por medio de dos técnicas de uso común en las aplicaciones industriales, los recubrimientos frágiles y la extensometría óhmica.



1.1. ESTADO ACTUAL DE LOS CONOCIMIENTOS

Dado que nuestro estudio va a tener como substrato fundamental el estudio del tejido óseo, nos centraremos en su descripción.

Los huesos son órganos duros, blanquecinos y resistentes que representan los elementos pasivos del aparato locomotor; se articulan entre sí formando palancas que son accionadas por los elementos activos, los músculos, gracias a los impulsos que estos reciben desde el sistema nervioso. Por su resistencia representan una barrera de protección para los órganos localizados en las cavidades torácicas y abdomino-pélvica, así como para el sistema nervioso central que está contenido en parte en el conducto vertebral y en parte en el cráneo, el cual alberga así mismo la mayoría de los órganos de los sentidos.

Los huesos están formados principalmente por tejido óseo, pero también incluyen otros tejidos conectivos, como el cartilaginoso y algunas variedades de tejidos fibrosos. Además, ocupando las cavidades internas del hueso se encuentra la médula ósea.

Aunque estas variedades de tejidos conectivos especializados están formados por los mismos elementos células, matriz intercelular y fibras, son muy diferentes en su estructura, propiedades físicas, vascularización, crecimiento y regeneración. Desde el punto de vista biomecánico los dos tejidos más interesantes son el cartilaginoso y el óseo, por lo



cual creemos conveniente recordar brevemente tanto los elementos que constituyen éstos tejidos como el resto de sus características; comenzaremos por el tejido cartilaginoso para continuar con el óseo.

1.1.1. ESTRUCTURA DEL TEJIDO CARTILAGINOSO.

El tejido cartilaginoso es uno de los tejidos que por la diferenciación que adquiere resulta mejor adaptado para soportar peso, aunque su eficacia es superada en este sentido por el tejido óseo. Desempeña una función de soporte y a la vez reviste las articulaciones ya que su estructura es elástica y su superficie muy lisa. Además, desempeña un papel importantísimo en relación con el crecimiento de los huesos largos. Está constituido, como puede apreciarse en el esquema de la Fig.1.1 por células, los condrocitos, que se encuentran contenidas en unas lagunas existentes en la sustancia intercelular o matriz.

La función de estas células, es producir una matriz de características adecuadas y mantenerla en estado normal. La matriz está integrada por una sustancia fundamental, amorfa, en la que se encuentran redes de fibras colágenas, lo que podemos apreciar en el esquema de la Fig.1.2, que corresponde a un detalle de la figura anterior. La proporción, tipo y disposición espacial de dichas fibras colágenas es diferente de unas variedades de cartílago a otras.



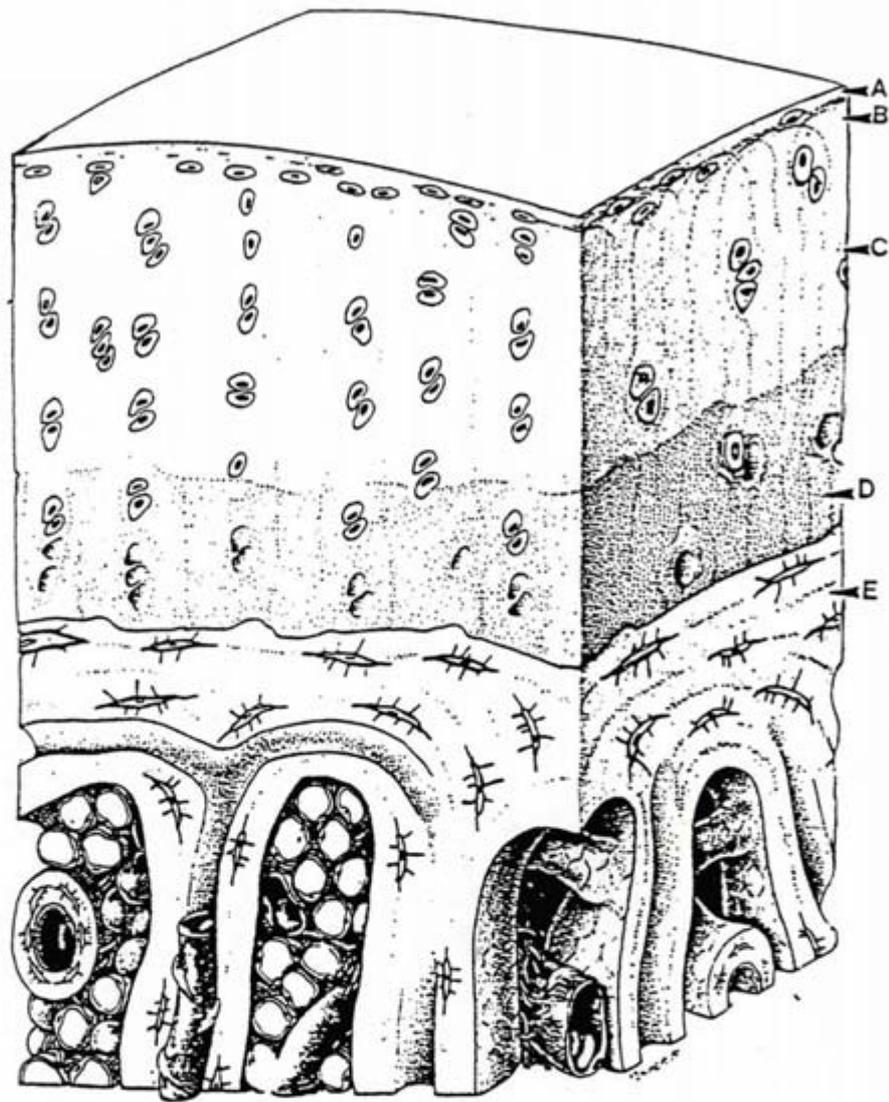


Fig.1.1.- Esquema de la disposición del cartílago hialino articular en el que se puede observar:

A: Zona superficial.

B: Zona de transición con acodamiento de las fibrillas en sentido radial.

C: Capa intermedia con fibrillas en disposición radial.

D: Zona de calcificación del cartílago.

E: Placa ósea subcondral.

La sustancia fundamental está constituida por mucopolisacáridos que unidos químicamente a las proteínas forman glicoproteínas de elevado peso molecular y gran viscosidad. Estas glicoproteínas tienden a asociarse mediante uniones químicas débiles, a las fibrillas colágenas y al colágeno soluble de la matriz. Las variaciones que puedan ocurrir en cuanto a la cantidad y tipo de las fibrillas son las causantes de las propiedades especiales que presenta el colágeno. El cartílago se caracteriza biomecánicamente por su elevada resistencia tanto a la tracción como a las fuerzas de compresión y cizallamiento a la vez que posee una cierta elasticidad. La resistencia a la compresión y la viscoelasticidad del cartílago están en relación directa con su contenido en glucosaminoglúcidos y su gran resistencia a la tensión está ligada a su riqueza en colágeno. Esto es así hasta tal punto que en aquellas zonas sujetas a grandes presiones o tracciones, la cantidad de fibrillas de colágeno es muy elevada por lo que el cartílago se hace prácticamente inextensible y muy resistente a la tracción. Por el contrario aquellas zonas que no están sometidas a grandes presiones o tracciones, presentan un menor número de fibras colágenas por lo que el cartílago se vuelve menos rígido pero más flexible y elástico.

El cartílago no posee vasos, por lo que ha de ser nutrido por los capilares del tejido conjuntivo que lo rodea o a través del líquido sinovial de las cavidades



articulares. Entre las redes de capilares pericondrales y las células cartilaginosas existen distancias considerables, a través de las cuales las sustancias nutritivas pasan por difusión, siguiendo un gradiente de concentración a lo largo de la matriz cartilaginosa.

Durante el desarrollo algunos cartílagos están recorridos por canales vasculares sumamente ramificados, como puede observarse en la Fig.1.3. Dichos canales, están en relación con las funciones tróficas del tejido condral y con el proceso de formación de los centros de osificación de las epífisis de los huesos largos.

A pesar de su pobre vascularización y su bajo nivel metabólico, el cartílago muestra una capacidad de crecimiento continuo y frecuentemente rápido, tanto intersticial como aposicional.



Fig.1.3.- Plexos capilares de la arborización terminal de los canales cartilaginosos procedentes de la epífisis condílea femoral de un embrión de pollo, de 15 días, que se ha perfundido con una solución de tinta china.(Cedida por Ballester).

1.1.2.- ESTRUCTURA DEL TEJIDO OSEO.

1.1.2.1.- COMPOSICION.

El tejido óseo es semejante al cartilaginoso porque sus células están incluidas también en el interior de unas lagunas existentes en la sustancia intercelular pero, al contrario de lo que ocurre en aquél, la calcificación de dicha matriz no supone la muerte de estas células ya que existe un sistema de canalículos que se extienden de una laguna a otra hasta la superficie ósea que es donde se localizan los capilares. Tal sistema, permite que se efectúen los mecanismos de transporte que proporcionan los nutrientes que precisan las células para mantenerse vivas.

Estas células, como todos conocemos, son de tres tipos, osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.

Los osteoblastos son células productoras de la parte orgánica de la matriz, que varían de forma según sea su grado de actividad, de tal modo que cuando esta es máxima adquieren una morfología cuboidea, pero cuando dicha actividad es escasa modifican su forma hasta llegar a ser aplanadas.

Los osteocitos son células aplanadas situadas en las lagunas o cavidades existentes en el interior de la matriz, que se consideran esenciales para que dicha matriz se mantenga perfectamente mineralizada.

Por último, los osteoclastos son células globosas,



gigantes y multinucleadas, que están relacionadas con la resorción del tejido óseo y que participan activamente en los procesos de remodelación de dicho tejido.

En cuanto a la sustancia intercelular, que se encuentra calcificada, recordamos que está constituida por dos partes bien diferenciadas.

La parte inorgánica representa el 50 % del peso total de la matriz. Contiene sobre todo calcio y fósforo y también, aunque en menores cantidades, bicarbonato, magnesio, potasio, sodio y citrato. El calcio y el fósforo aparecen en forma de cristales de hidroxiapatita semejantes a agujas o tabletas alargadas, que presentan una superficie hidratada. Estos cristales se disponen a lo largo de las fibras de colágeno, estando ambos incluidos en el interior de una sustancia fundamental amorfa.

La parte orgánica de la matriz se encuentra formada fundamentalmente por fibras de colágeno y pequeñas cantidades de sustancia fundamental amorfa que contiene glucoproteínas ácidas y neutras.

La asociación de la parte inorgánica, hidroxiapatita, con la parte orgánica, fibras colágenas, es la responsable de la dureza y resistencia características del tejido óseo. De tal modo, que después de quitar el calcio, los huesos mantienen su forma intacta pero se vuelven tan flexibles como los tendones. Por el contrario, cuando se destruye la parte orgánica, lo que ocurre por ejemplo en la incineración,

queda intacta también la forma del hueso aunque éste se vuelve tan quebradizo que es muy difícil manipularlo sin partirlo.

El hueso está formado por una membrana externa, periostio; una zona intermedia de hueso compacto, la cortical y una zona interna, que se continúa insensiblemente con la cortical, la esponjosa.

La membrana que recubre la superficie externa del hueso, el periostio, es tejido conjuntivo denso, muy fibroso en su porción externa aunque más celular y vascular en su porción interna que es la que está en contacto con el tejido óseo propiamente dicho. Las células que lo constituyen son morfológicamente fibroblastos con capacidad para transformarse en osteoblastos cuando lo requieren las circunstancias, por lo que desempeñan un papel de vital importancia en el crecimiento de los huesos y en la reparación de las fracturas. Algunas de las fibras de colágeno contenidas en esta capa se continúan de forma insensible con las del tejido óseo manteniendo así firmemente unidas ambas estructuras y recibiendo tales fibras el nombre de fibras de Sharpey. A nivel de las extremidades articulares estas fibras se continúan con la zona del cartílago articular. Cuanto mayor es su número, más íntima es la unión del periostio al hueso. Los ligamentos también entrelazan sus fibras con las del periostio o penetran directamente en la sustancia ósea como si fueran fibras perforantes. En tales puntos estas fibras se irradian por el interior del hueso, por



lo que éste adquiere características de hueso inmaduro. La unión de los huesos del cráneo a nivel de las suturas ocurre igualmente por la existencia de la fibras mencionadas.

En el periostio está contenida una red vascular muy desarrollada, y numerosos nervios con sus correspondientes terminaciones nerviosas. Los vasos sanguíneos contenidos en dicha red poseen un calibre variado; los mayores, utilizan los llamados agujeros nutricios que son perceptibles macroscópicamente, y van destinados a la médula ósea; los vasos pequeños, se introducen a través de los conductos de Volkman y continuándose con los conductos de Havers nutren el tejido óseo.

Existe así mismo, una membrana que reviste la superficie interna del hueso y recibe el nombre de endóstio, que es semejante a la descrita anteriormente aunque más delgada, siendo muy difícil distinguir con precisión las porciones equivalentes a las capas descritas en el periostio.

Como resumen de todo lo expuesto anteriormente, presentamos el esquema de la Fig.1.4 en el que podemos apreciar los detalles y estructuras comentadas.

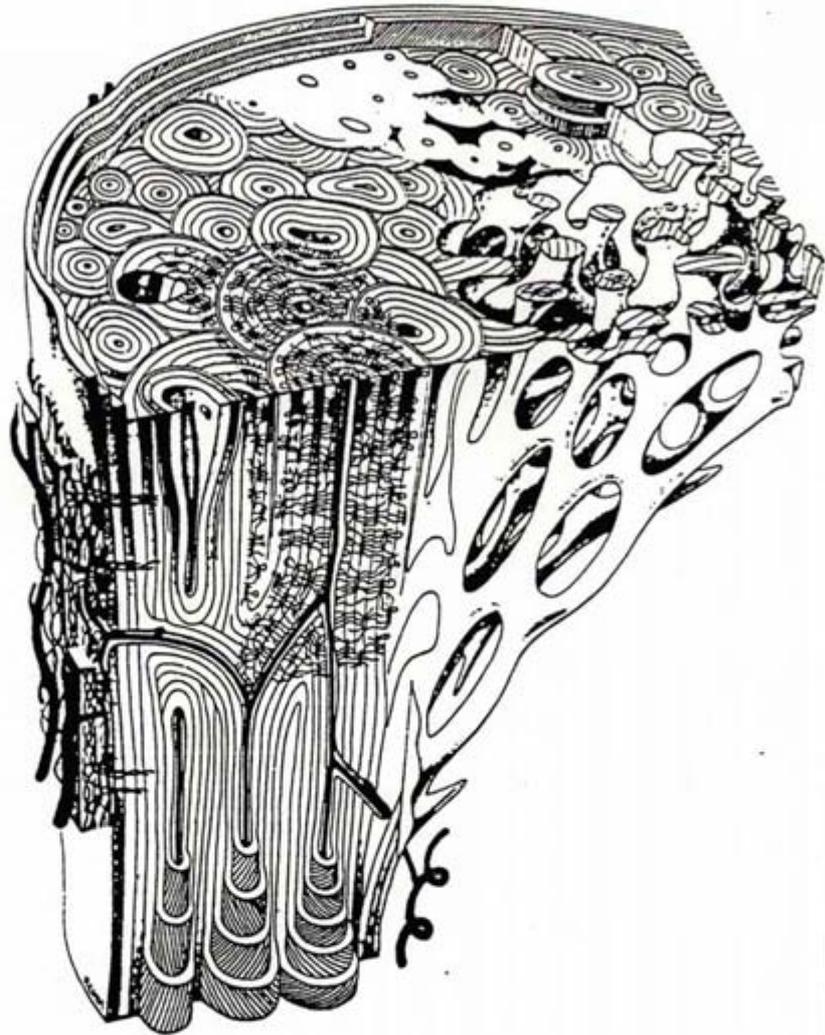


Fig.1.4.- Diagrama esquemático de algunas de las principales características de la microestructura del hueso humano maduro visto en corte transversal (arriba) y longitudinal. En él pueden apreciarse áreas de hueso compacto y esponjoso; la constitución general de las osteonas; la distribución de las lagunas osteocíticas; los canales de Havers y su contenido; los espacios de resorción y los distintos aspectos de las laminación ósea. (Tomado de Gray Anatomía).

1.1.2.2.- VARIEDADES.

Desde el punto de vista macroscópico existen dos variedades de tejido óseo, el hueso compacto y el esponjoso. El primer tipo, es hueso en el que no se aprecian cavidades visibles a simple vista; el otro tipo presenta, por el contrario, multitud de cavidades intercomunicadas.

Las variaciones en la forma de los huesos permiten clasificarlos en largos, cortos, planos e irregulares. Los huesos largos como por ejemplo el fémur o el húmero, se localizan principalmente en las extremidades y presentan una porción central, diáfisis, casi totalmente de grueso tejido compacto cuya superficie interna es lisa. Situada en el centro de la diáfisis y recorriendo toda su longitud, existe un espacio que recibe el nombre de canal medular. Sus extremos o epífisis, normalmente ensanchados, están formados por hueso esponjoso recubierto por una delgada capa de hueso compacto.

Los huesos cortos son por ejemplo, los del carpo y tarso; presentan un centro esponjoso recubierto de una capa de tejido compacto bastante fino. Otro ejemplo de hueso corto es el cuerpo de las vértebras.

Se consideran huesos planos la escápula y aquellos que integran la bóveda craneana. Estos huesos planos están formados por dos capas de hueso compacto que reciben los nombres de tablas interna y externa, entre las que se aloja una capa de hueso esponjoso que recibe



el nombre de diploe.

Aún existe otro tipo de hueso, el irregular, que comprende cualquier elemento óseo no fácilmente clasificable en los tipos anteriores.

Tanto las cavidades del hueso esponjoso como el canal medular de la diáfisis de los huesos largos están ocupados por la médula ósea, de la que podemos distinguir dos variedades; la médula ósea roja y la médula ósea amarilla.

La médula ósea roja es hematógena y debe su color a la gran cantidad de eritrocitos que contiene en diferentes estadios evolutivos. En el recién nacido, toda la médula ósea es roja, pero con el tiempo disminuye su cantidad, de tal modo que en el adulto la médula ósea roja se encuentra solamente en esternón, vértebras, costillas y diploe de los huesos del cráneo. Poco a poco, al avanzar la edad, dicha médula va transformándose en médula grasa amarilla.

La médula ósea amarilla es rica en células adiposas pero no tiene capacidad hematógena, si bien es cierto, que en casos especiales pueda volver a adquirirla.

En la senectud, la médula ósea, se torna, por todas partes, en una médula gelatinosa, mucoide y pobre en grasa.

Hasta ahora hemos comentado sólo las características macroscópicas del hueso, ya que tanto el tejido óseo compacto como los tabiques que separan las cavidades del tejido óseo esponjoso que constituyen

en conjunto el hueso, tienen la misma estructura histológica básica.

Pero desde el punto de vista histológico existen dos tipos de tejido óseo, el inmaduro o primario y el maduro, secundario o laminar. El tejido óseo primario, presenta sus fibras de colágeno formando haces dispuestos irregularmente, tiene menos cantidad de minerales y mayor proporción de osteocitos. Por el contrario, el tejido óseo secundario presenta sus fibras de colágeno organizadas en laminillas dispuestas paralelamente unas a otras en capas concéntricas alrededor de los vasos, recibiendo esta formación el nombre de Sistema de Havers.

El hueso está formado por una serie de tejidos metabólicamente activos, que constituye el principal reservorio de calcio del organismo, pues en ellos está contenido el 97 % de calcio total del mismo. Actúan también como reservorio de otros iones como fósforo, bicarbonato, magnesio, potasio, sodio y citrato aunque en menores cantidades.

El hueso, en conjunto, es sensible a factores nutricionales y hormonales en cualquier período de la vida, pero como es fácilmente comprensible, estas influencias son de mayor importancia durante la fase de crecimiento y desarrollo.

Las vitaminas A, C y D, las secreciones de glándulas como la hipófisis, tiroides, paratiroides, suprarrenales y hasta las glándulas sexuales ejercen efectos esenciales en el crecimiento del tejido óseo, y

por tanto en sus características macroscópicas y en las dimensiones del esqueleto.

1.1.2.3.- VASOS SANGUINEOS Y NERVIOS.

Tanto el hueso como la médula ósea, el pericondrio, el cartílago epifisario de huesos jóvenes y el cartílago articular poseen vasos sanguíneos destinados a su nutrición.

La vascularización de un hueso largo ocurre por la formación de una red vascular complicada y variable, según las regiones del hueso, que se forma a partir de varios puntos de aporte arterial. Las principales características de estos patrones vasculares pueden apreciarse con claridad en los esquemas de las Fig.1.5 y 1.6. En ellos se han representado las distintas irrigaciones de la diáfisis, metáfisis y epífisis, así como sus conexiones con los vasos periósticos, endósticos musculares y periarticulares.

En condiciones normales, existe una arteria diafisaria que atraviesa oblicuamente la diáfisis del hueso largo a través del agujero nutricio. Tanto su punto de entrada como su angulación, son bastante constantes y se caracterizan por alejarse del extremo de crecimiento dominante. Esta arteria nutricia no se ramifica en su canal cortical, pero una vez en la cavidad medular, se divide en una rama ascendente y otra descendente. Estas arterias dan unas ramas dirigidas centralmente y otras que lo hacen hacia la

cortical atravesando los canales endósticos para introducirse, posteriormente, en los canales de Havers. Cada una de estas ramas se divide a su vez, repetidamente, en otras más pequeñas que siguen un trayecto helicoidal. Cerca de los extremos del hueso suelen unirse a estas pequeñas ramas, las procedentes de los vasos terminales de las numerosas arterias metafisarias y epifisarias.

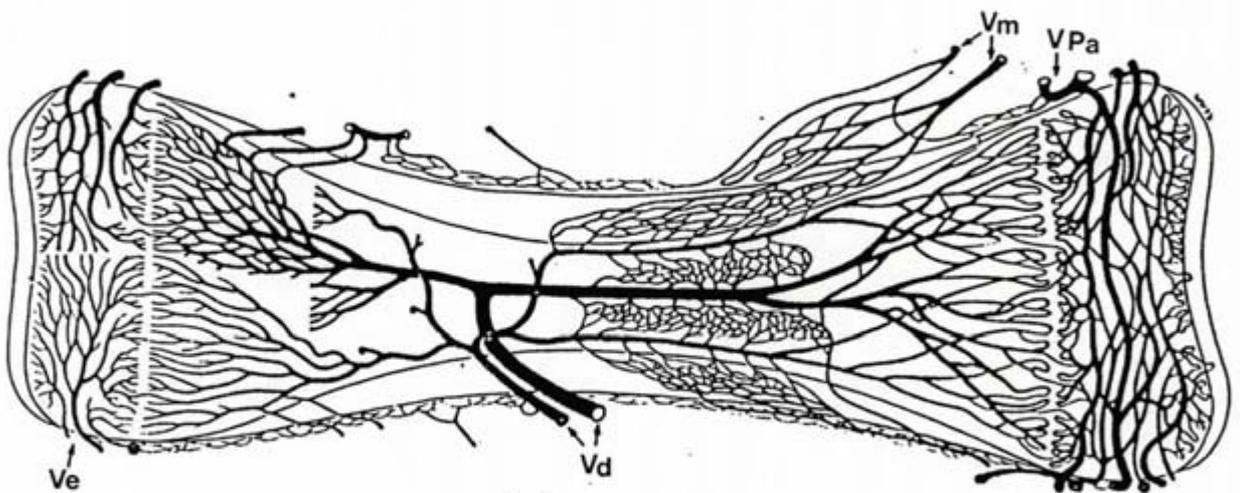


Fig.1.5.-Esquema de las características principales de la irrigación de un hueso largo. Debemos hacer notar las diferentes irrigaciones de la diáfisis, metáfisis y epífisis, así como las conexiones de las mismas con los vasos periósticos, endósticos, musculares y periarticulares. (Tomado de Gray Anatomía).

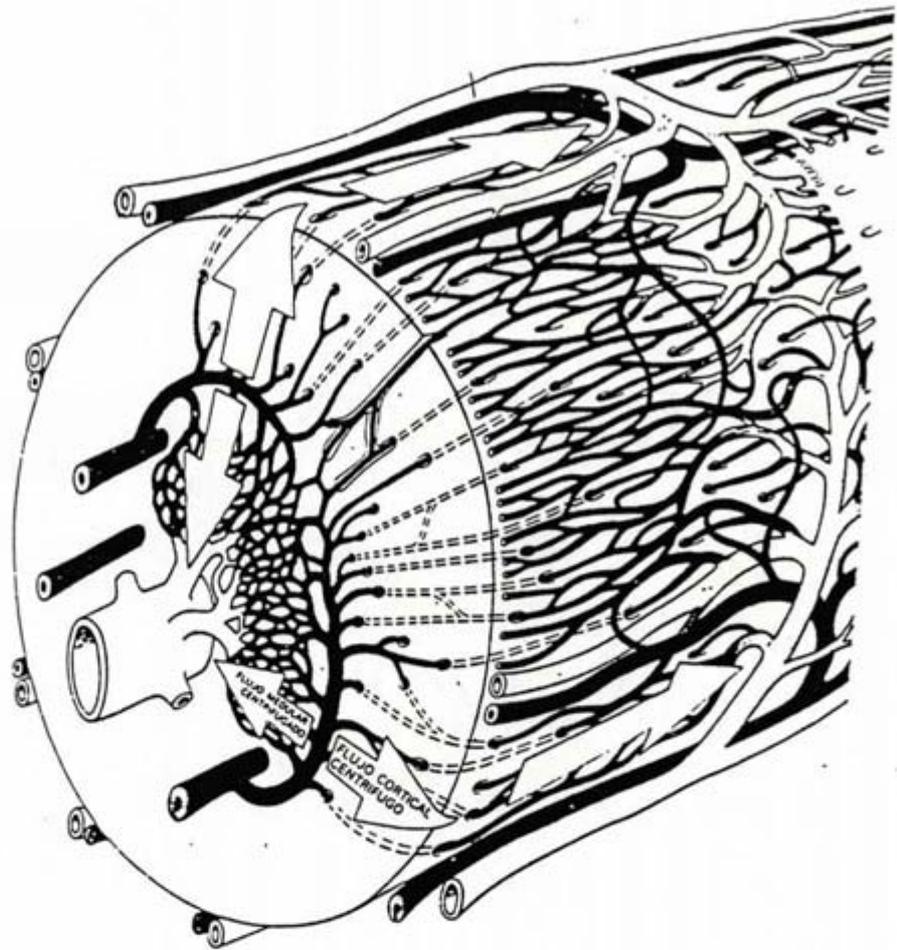


Fig.1.6.- Diagrama de la disposición circulatoria en parte de la diáfisis de un hueso largo típico. En él puede apreciarse el gran seno venoso central, la densa red de sinusoides medulares, las arterias medulares longitudinales y sus ramas circunferenciales. De estas últimas emergen, oblicuos longitudinalmente, capilares transcorticales a través de diminutos orificios con forma de "cometa", hasta hacerse confluentes con los capilares y vénulas del periostio. (Tomado de Gray Anatomía).

Las arterias nutricias de las epífisis, que derivan de los arcos vasculares periarticulares, forman una serie de anastómosis intraóseas, cuyas ramas se dirigen hacia la superficie articular. Cerca de ella ,

se forman una serie de arcos anastomóticos que dan origen a ramos terminales que suelen atravesar la delgada cubierta de hueso subcondral compacto, para entrar en la zona calcificada del cartílago antes de regresar a los sinusoides venosos de la epífisis.

Las arterias metafisarias penetran en el hueso desde los vasos sistémicos vecinos.

Tanto las arterias metafisarias como las epifisarias son, cuantitativamente más importantes que las diafisarias.

Debemos considerar también la situación que ocurre en los huesos largos inmaduros en los cuales, aunque existen fuentes de aporte similares, las epífisis forman una zona vascular separada, pudiendo apreciarse diferentes arterias epifisarias y metafisarias que penetran por cualquiera de los lados de la placa de crecimiento del cartilago; siendo poco frecuentes o inexistentes las anastómosis entre este tipo de vasos. Parece, según comentan Williams y Warwick (1985), que el cartílago de crecimiento recibe su aporte nutritivo tanto a partir de estos vasos de las epífisis como de la red anastomótica que se forma a partir del periostio adyacente. En estos huesos jóvenes, el periostio está intensamente vascularizado, pudiendo comunicarse sus vasos libremente con los de la diáfisis y dando origen igualmente a muchos vasos metafisarios.

Igual que en el resto del organismo, existen vasos linfáticos asociados a los plexos vasculares aunque, como refieren Williams y Warwick (1985), no se ha



demostrado de forma convincente su presencia en la sustancia ósea.

En cuanto a la inervación que en general reciben los huesos, debemos reseñar que es muy numerosa sobre todo en los extremos articulares de los huesos largos, en las vértebras y en los huesos planos más grandes. Las terminaciones nerviosas, que pueden ser tanto mielínicas como amielínicas, se distribuyen libremente entre las capas del periostio acompañando a los vasos nutricios.

En resumen, el hueso humano es un material biológico de naturaleza porosa cuya ultraestructura viene determinada por fibras de colágeno incluidas en una fase amorfa que contiene además, glicoproteínas y proteoglicanos. Intimamente unidos a estas fibras, existen cristales hexagonales de hidroxapatita alineados con el eje de la fibra. Esta asociación es la responsable de las características especiales que presenta el hueso.

A pesar de su dureza y resistencia a las presiones, el hueso es un tejido muy plástico, capaz de remodelar su estructura interna como respuesta a las fuerzas a que se ve sometido normalmente. De tal forma que ocurre una reabsorción ósea en el lado que actúa una presión; por el contrario, en el lado opuesto, que es el que está sujeto a la tracción, ocurre una deposición ósea. Bassett (1972). Hart et al(1984).

Se observan también cambios al seguir la evolución de una fractura o durante ciertas intervenciones



quirúrgicas, fundamentalmente como consecuencia de la existencia de las capas de periostio y endostio. Estas capas son de vital interés en el mantenimiento del tejido, ya que se ha demostrado que han aparecido áreas de reabsorción ósea en zonas que había sido desprovisto de la protección de dichas capas. Esto es bien conocido, por lo que se presta especial interés en conservarlas durante las intervenciones sobre los huesos.

1.1.3.- PROPIEDADES MECANICAS DEL HUESO.

Siguiendo el razonamiento de Currey (1970) hay dos razones que justifiquen el estudio de las propiedades mecánicas del hueso. En primer lugar, un conocimiento de estas propiedades nos permitirá decir como se comportará en el vivo, qué cargas musculares puede o no soportar en función de las diversas sollicitaciones a los que se someta, que energía de impacto será capaz de absorber, etc.

Este conocimiento nos es útil, igualmente, para predecir que efecto ocasiona el paso del tiempo y con ello el envejecimiento, el padecimiento de enfermedades, las posibles modificaciones durante y después de la gestación, el entrenamiento físico en los deportistas y en general cualquier otro factor que afecte al comportamiento del hueso.

Por otro lado es posible abordar su estudio considerando cada hueso como un todo, o partes de este



y en función de los resultados hallados extrapolar estos a otros huesos en condiciones particulares de estudio.

La segunda razón que justificaría este conocimiento surgiría del propio comportamiento mecánico del hueso, llegando a la comprensión de este como material, su construcción y las propiedades derivadas de ella.

En realidad el hueso es una sustancia extremadamente compleja y a la cual se le otorgan clásicamente dos funciones principales. Una, constituir el esqueleto el cual dota al organismo de un soporte mecánico y la protección necesaria de determinados órganos. El esqueleto que, por otro lado, está sometido a los continuos cambios que le permiten adoptar su forma y estructura a las distintas sollicitaciones que sobre el se generan. Desde los períodos más precoces del desarrollo en los que se evidencia la aparición del tejido óseo, el nacimiento, la maduración, la madurez, la senectud y finalmente la muerte de los organismos, se modifica su estructura mediante la aparición y reabsorción de nuevo tejido que sustituye al viejo.

Quizá sea mejor conocida a nivel general la otra función principal del tejido óseo. Su papel en el mantenimiento de la homeostasis mineral regulando las concentraciones de los electrolitos en sangre como ocurre con el Ca^{2+} , H^+ , HPO_4^- , etc.

Ya hemos señalado anteriormente que podemos abordar el estudio de las propiedades mecánicas del



hueso como un todo o atendiendo a los distintos niveles de complejidad que componen ese todo.

Partiendo del nivel más complejo de organización podríamos, por ejemplo, considerar fuerzas que actúan sobre el tejido óseo completo y observar el efecto o efectos que dichas fuerzas tienen en los huesos de un organismo. Así Kimura (1979) aplica fuerzas centrífugas de 2'1 ó 2'6 G a perros de entre 3 y 9 meses respectivamente; correlacionando, mediante una regresión lineal, la densidad y la fuerza aplicada en el fémur, la tibia y el húmero bajo los efectos de la hipergravidéz.

A un menor nivel de complejidad, se puede abordar el estudio de un hueso concreto y de esta forma analizar su comportamiento, como ejemplo el trabajo de Moreno et al.(1984), que aplica al húmero humano la técnica del análisis de impactos, obteniendo los amortiguamientos para el hueso libre y sometido a carga.

Un nivel más elemental sería la obtención de muestras a partir de un determinado hueso y finalmente el utilizar partes diferentes del propio tejido óseo, ya sea hueso cortical o hueso esponjoso. Estos últimos tipos de ensayos han sido los más realizados por los diferentes equipos de investigadores buscando, sin duda, simplificar al máximo el análisis de un material de por sí extremadamente complicado.

Como paso previo a la exposición de las diferentes propiedades mecánicas del hueso, consideramos de



interés el introducir los conceptos básicos que sustentan el análisis de estas propiedades para cualquier material.

Partamos, pues es nuestro caso, de un hueso que se halla sometido a una carga y consideremos una pequeña parte de ese hueso afectada por la carga aplicada, la longitud de esa "probeta" que nos sirve de ejemplo habrá sufrido una modificación.

Si consideramos L como la longitud original, y llamamos ΔL al cambio sufrido por esa longitud, el valor resultante de $\Delta L/L$ es lo que denominamos **deformación lineal** que señalaremos como ϵ . Cuando ΔL sea positivo, esto es ha aumentado la longitud, la deformación es denominada **tensión**; si por el contrario ΔL es negativo la denominaremos **compresión**.

En esta misma probeta que estamos considerando, podemos trazar dos líneas que se cruzan en ángulo recto. Si después de la carga este ángulo se ha modificado, su medida en radianes es lo que llamamos **cizalladura o deformación en cizalla**. La deformación será por tanto, una medida de cuanto se ha modificado el hueso.

Cuando la fuerza actúa sobre el hueso se transmite a través de este debido a su propia cohesión interna. Si consideramos ahora un pequeño plano en el interior del hueso, podemos decir que la **tensión** en ese plano son las fuerzas que este ejerce sobre el plano inmediato dividido por el área de aquel.

Tensión será por ello, la intensidad de la fuerza



que actúa a través de un plano. Su medida viene dada en términos de fuerza por unidad de superficie y se designa como σ .

Debe quedar claro que tensiones y deformaciones están íntimamente relacionadas y que ambas, además, son producidas por la aplicación de fuerzas. Pero, es importante tener en cuenta que una deformación en una dirección concreta no implica necesariamente que una fuerza actúe en tal dirección.

Si un hueso es cargado y obtenemos varias deformaciones como resultado de las correspondientes cargas, podemos trazar una curva que denominaremos **curva de carga-deformación**.

De igual manera, si el sistema estudiado no es muy complejo, podemos calcular las tensiones actuantes y las deformaciones trazando de esta forma la **curva tensión-deformación** (Fig. 1-7). Esta curva presenta diferentes regiones. En el tramo *oa* la deformación es directamente proporcional a la tensión. En esta región si se retira la carga tanto la tensión como la deformación desaparecerán. Ahora, si el hueso recupera la deformación cero de forma inmediata decimos que este tiene un comportamiento elástico y ha sufrido **deformación elástica**. Serán, por tanto, cuerpos elásticos aquellos que recuperen su forma primitiva después de cesar la acción deformante. Sin embargo, más allá del punto *a* la curva cambia de dirección y durante un corto periodo el hueso todavía puede ser elástico, pero la tensión no es proporcional a la deformación



sufrida.

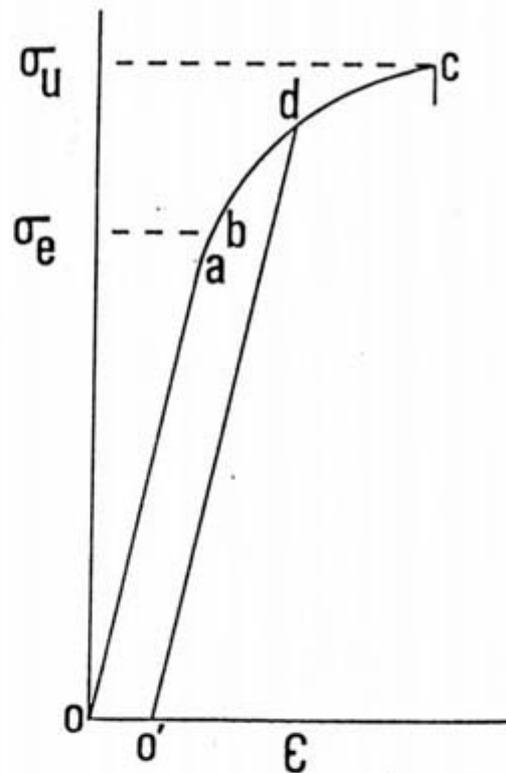


Fig.- 1-7. Curva tensión-deformación. σ , tensión.
 ϵ , deformación.

Cuando la curva supere el punto **b** y se halle en el tramo **bd** el hueso no podrá recuperarse totalmente de la deformación sufrida, presentando una deformación residual situada entre los puntos **0-0'**. Llamamos aquí la atención sobre el hecho de que esto no fue comprobado para el hueso durante mucho tiempo y fue Sedlin (1965) el primero que realizó un estimable estudio, al cual nos referimos con posterioridad.

La deformación permanente se denomina **deformación plástica**.

Aquella tensión a la cual el hueso deja de tener un comportamiento elástico para empezar a mostrar una

deformación plástica se le denomina **límite elástico** y está representado σ_e .

Como puede observarse en la curva por encima del límite elástico es necesario un menor incremento de carga para obtener las deformaciones, hasta llegar a un punto **c** en el cual el material rompe. Este punto se corresponde con una tensión señalada por σ_r y denominada **tensión de ruptura** que es una medida de la resistencia del material.

En realidad, para la mayor parte de los materiales, siempre hay una leve deformación residual por ello hablamos al referirnos al límite elástico de **límite elástico práctico**.

Volviendo a la figura 1-7, podemos calcular el trabajo por unidad de volumen que ha sido desarrollado sobre un hueso para provocar una deformación con la medida del área que queda bajo la curva de tensión-deformación. Si además llegamos a la ruptura, entonces, ese area representa la energía que puede absorber el hueso antes de ocasionarse aquella.

Módulo de elasticidad (E), es una medida que nos informa de la rigidez de un material. Se define como la relación entre la tensión y la deformación tomados en cualquier parte del tramo **oa** de la curva, es decir donde es todavía recta. Sobre el módulo de elasticidad, descrito por Thomas Young (1773-1829), del tejido óseo volveremos más adelante.

Ya estamos en condiciones de introducir otro concepto de interés para la comprensión del



comportamiento del hueso sometido a carga. **Histéresis elástica**, es el fenómeno por el cual un material no recupera inmediatamente su forma primitiva tras cesar una tensión que había ocasionado una deformación.

El hueso es un material viscoelástico. Cuando una carga actúa sobre él se deforma siguiendo dos componentes distintos.

¿Cuál es la causa que motiva este comportamiento en el tejido óseo?. Para intentar aclararlo recurriremos al modelo de cuerpo de Kelvin compuesto por un muelle y un pistón conectados ambos en paralelo (Fig. 1-8).

Por un lado el muelle se deforma inmediatamente, con un valor proporcional a la carga aplicada, pero por otro lado el pistón se deforma progresiva y más lentamente, también en proporción a esta misma carga. Si una fuerza es aplicada de forma constante, la deformación será proporcional a la fuerza multiplicada por el tiempo que esta esté actuando. Fischer et al. (1986) analizando la emisión acústica del hueso sometido a diferentes grados de deformación, han confirmado que el comportamiento del tejido óseo corresponde al de un material viscoelástico y multifásico.

Cabe suponer que este comportamiento del tejido óseo se halle determinado por ser este un material heterogéneo, es decir sus propiedades no aparecen determinadas idénticamente en todas sus partes, lo cual enlaza con otra de sus características, la de ser



anisótropo, esto es, sus propiedades varían según en la dirección en que se actúe sobre él. Un hueso adapta su estructura a las sollicitaciones a las que se ve sometido de forma cotidiana.

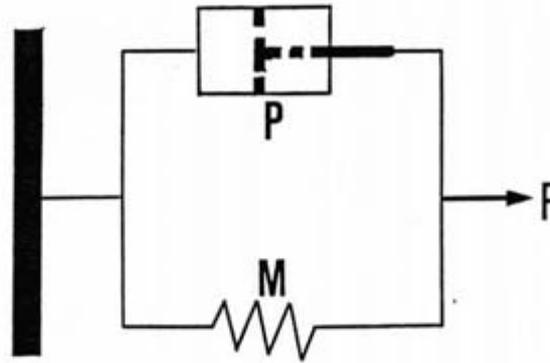


Fig. 1-8. Cuerpo de Kelvin. F, fuerza aplicada. P, pistón. M, muelle.

A pesar de lo afirmado anteriormente, según Reilly y Burstein (1975), el hueso tiene un comportamiento de tipo isotrópico en ensayos transversales. "Todas las direcciones que actúen en un ángulo fijo con el sentido axial se asumen equivalentes".

1.1.3.1. MODULO DE ELASTICIDAD.

Ya lo hemos definido previamente como el cociente entre la tensión y la deformación. Es la característica mecánica del hueso, de todas las posibles de calcular, que tiene una mayor importancia y por ello goza de una innumerable lista de trabajos que intentan su obtención.

Al estar considerando un material anisótropo,

también es normal que los valores dados por los diferentes autores oscilen en función del tipo de hueso, su procedencia, su estado, su medio de conservación y, por no extendernos más, si el ensayo se realiza sobre el eje principal de alineamiento del tejido, de forma normal o axial.

Además de ello, como cualquier otro material heterogeneo, el módulo de Young también varía según se consideren esfuerzos en tensión, en compresión o en flexión. (Fig. 1-9).

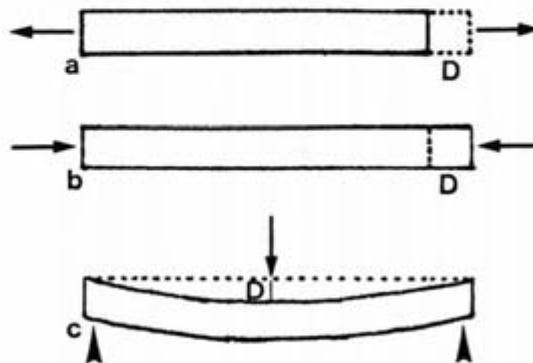


Fig. 1-9.- Material sometido a tensión a, compresión b y flexión c. Deformación, D.

En el caso del hueso, la resistencia a la tracción es debida a las fibras de colágeno, mientras que la resistencia a la compresión se le atribuye a las sales

de Hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6 \text{OH}_2$). Como ejemplo, el hueso cortical del fémur humano tiene un $E = 16 \times 10 \text{ N/m}^2$ en tensión y un $E = 9'4 \times 10 \text{ N/m}^2$ en compresión Cromer (1978).

Indice de la gran variabilidad de los resultados obtenidos por los distintos autores podría ser la revisión referida por Currey (1970), donde señala no solo las diferencias en el valor de E sino también, el tipo de hueso, la especie y el tipo de ensayo utilizado.

Abendschein y Hyatt (1970) utilizan los ultrasonidos para cuantificar el valor de E en dirección axial en 250 Kg./cm^2 aproximadamente. Tras realizar una correlación estadística de sus valores de 0'91 concluyen que los valores determinados ultrasónicamente son un veinte por ciento superiores.

Un reciente trabajo de Ashman y Rho (1988) establece medidas de E con ultrasonidos para el tejido óseo trabecular, en el fémur humano y bovino, con valores respectivamente de 13'0 GPa y 10'9 GPa.

Bird et al. (1968) muestran como la orientación de las probetas utilizadas en relación con la carga, o la orientación de las fibras de colágeno, son factores que afectan según se comprima longitudinal, radial o circunferencialmente.

Tal ambigüedad de los resultados queda claramente plasmada por Currey (1970) al hacer referencia a los resultados obtenidos por Ascenzi y Bonucci, quienes estudian las propiedades en tensión y compresión de



rebanadas de fémur humano mecánica e histológicamente relacionándolos con los sistemas Haverianos, y afirma que "las diferencias entre algunos tejidos óseos son normalmente perdidas en vaguedades estadísticas cuando, a menudo, son utilizadas pequeñas piezas de ensayo". En estos trabajos ya se comenta el efecto del grado de mineralización en las propiedades mecánicas del hueso. Currey (1988-b) más recientemente señala una correlación del 80 % entre el módulo de Young y el contenido en calcio y la fracción volumen. Moyle y Walker (1986) no observan en su estudio que un dieta pobre en calcio afecte de forma significativa al módulo de elasticidad ni a la resistencia tanto en compresión como en flexión.

1.1.2.5. RESISTENCIA A LA TENSION

A menudo se le atribuye al estudio de la resistencia a la tensión la mayor importancia dentro de las distintas propiedades mecánicas óseas. Su mayor resistencia a la compresión determina que ante sollicitaciones en flexión, el hueso suele fracturarse en aquella zona donde se generan tensiones. A pesar del importante esfuerzo realizado por unos y otros seguimos encontrando el problema de la falta de homogeneidad de los resultados, debido en parte a esa misma falta en la selección del material de estudio (hueso seco, fresco, embalsamado, etc).

Entre los distintos trabajos realizados goza de un



particular interés el de Pope y Outwater (1974) quienes afirman que la resistencia en sentido axial es máxima en el nivel medio de la diáfisis de los huesos largos, y decrece hacia los extremos. Por el contrario la resistencia en los sentidos radial y circunferencial se muestra de forma inversa.

La resistencia del hueso, está demostrado en general, disminuye conforme aumenta la edad del individuo. Y además varía con los distintos tipos de hueso; como ejemplo baste decir la alta correlación negativa, señalada por Cowin (1983), entre el número de sistemas haversianos y la resistencia a la tensión. Este tipo de hueso es un 30 % menos resistente a la tensión que el tipo lamelillar.

En el antes referido estudio de Reilly y Burstein (1975) anotábamos la señalada isotropía del hueso transversalmente. Para estos autores se concluye esto tras obtener las determinaciones de la resistencia a la tensión en ángulos de 0, 30, 60 y 90 grados con el sentido axial del hueso. Siendo 0 grados coincidente con dicho sentido y 90 grados cualquier dirección en un plano perpendicular al citado eje.

Dempster y Coleman (1961) comparando el hueso cortical transversal y longitudinalmente en muestras de tibia concluyen que la resistencia a la tensión es mucho menor (entre 1/6 y 1/12) en el primero de ambos casos.

1.1.2.3. RESISTENCIA A LA COMPRESION.



Su estudio, ya apuntábamos algunos motivos, ha sido menos abordado que el de los esfuerzos en tensión. Además de lo ya señalado, es más difícil la realización de estudios en compresión por razones meramente técnicas, que hacen complicado el otorgarles fiabilidad. Los dos extremos de la pieza deben ser planos y además paralelos el uno al otro.

Los ya comentados estudios de Bird et al. (1968) sobre pequeñas columnas obtenidas de diferentes zonas demuestran que la distribución de la tensión en el hueso primario tiene un comportamiento bimodal y que este hueso primario no remodelado es considerablemente más duro que el hueso de tipo haversiano completo.

También es válido para las compresiones que su resistencia varía con el mayor o menor grado de osificación y con la orientación de las fibras de colágeno.

1.1.2.4. RESISTENCIA A LA FLEXION.

Bajo criterios de investigación, el estudio de la resistencia del hueso a la flexión se justifica por dos razones principales. En primer lugar, es bastante fácil medir su módulo de ruptura y gracias a ello, sin equipos muy sofisticados, pueden realizarlo los distintos autores, que no estando realmente interesados en el valor de la resistencia, si lo están en los efectos sobre esta de algunos tratamientos o manipulaciones. En segundo lugar, si el experimento



está planteado con huesos completos, la carga en flexión representa la aproximación más ajustada al tipo de cargas que provocan las fracturas; aunque ya hemos dicho que de hecho el hueso fracasa normalmente en tensión.

Cuando un hueso es cargado en flexión (Fig. 1-9), se generan compresiones en su cara superior y tensiones en la superficie inferior. Las magnitudes de ambas tienden a disminuir conforme se aproximen al punto medio, que es por ello denominado plano o eje neutro. Esto es una simplificación del problema solo real para ejemplares muy finos puesto que en realidad hay también tensiones de cizalladura de tipo vertical y horizontal.

1.1.2.5. DUREZA.

La dureza de un material se obtiene presionándolo con un diamante o bola de acero duro, con una determinada carga y durante un tiempo específico. En función del tamaño de la marca así producida, se obtendrá el valor de la dureza, por confrontación con una escala.

Es difícil relacionarla con algunos otros parámetros mecánicos del hueso, pero si tiene relación con el módulo de elasticidad y la resistencia.

En líneas generales, se puede señalar que el mayor grado de calcificación del tejido va acompañado de un aumento de la dureza. De igual modo está demostrada una alta correlación entre resistencia a la tensión y



dureza.

1.1.2.6. FATIGA.

Los huesos en el individuo vivo están sometidos a cargas cíclicas. Esto, que es cierto en todos los individuos, es particularmente más exacto en el deportista. Tiene por lo tanto un interés preponderante desde el punto de vista práctico, conocer cuando puede sobrevenir la fatiga del material óseo y a que es debida esta.

Un material pierde su características mecánicas cuando se ve sometido a cargas repetidas que provocan tensiones, las cuales serían en principio soportables y que dejan de serlo si se disminuye el tiempo de aplicación entre una y otra.

Con un entrenamiento adecuado el hueso de actividad cotidiana alcanza un nivel de adaptación que previene la fatiga del mismo. Los trabajos de Rubin et al. (1987) si bién no descartan la disminución de la resistencia a la fatiga en corredores de largas distancias, parecen justificar una incidencia menor de la esperada en función de la reorientación de los proteoglicanos. Por su parte Whalen et al. (1988), llegan a proponer modificaciones parciales de las densidades óseas en función del programa de ejercicios aplicados, con la consiguiente prevención de la fatiga.

No quisieramos finalizar este breve comentario sobre el efecto de la resistencia a la fatiga, sin



aclarar que son bastante numerosos los estudios que sobre la fatiga se han realizado a lo largo del tiempo, pero ellos se nutren de una exclusiva aplicación a muestras "in vitro" que, es obvio, no gozan de los mecanismos compensadores que acertadamente se tienden actualmente a valorar.

Enlazando con lo arriba expuesto referimos aquí el resumen realizado por Sedlin (1965) sobre algunos factores que afectan a las propiedades físicas del hueso:

1. La congelación de piezas de hueso cortical no afecta a sus propiedades físicas en ensayos a ruptura.
2. La conservación de piezas en formaldehído provoca un incremento de E en ensayos en tensión.
3. La conservación en alcohol disminuye la deformación en flexión.
4. El secado al aire provoca:
 - a. Incremento de la tensión de ruptura tras una hora.
 - b. Incremento de E. tras cinco días.
 - c. E disminuye o no varía tras una hora.
 - d. Descenso de E tras la rehidratación.
5. El calentamiento de piezas en flexión hasta 100 grados centígrados provoca:
 - a. Descenso de la tensión de ruptura.
 - b. Incremento de E.
 - c. Descenso de la tensión de relajación, la hystéresis y la deformación residual tras



cargas cíclicas en hueso seco, y aumento de todos ellos tras secado con calor y rehidratación.

6. El secado produce importantes cambios en el tamaño de las piezas pequeñas.

7. Los efectos combinados de la elevación de la temperatura y el secado son mayores que por separado.

9. La deformación de piezas en flexión es mayor a 37 que a 21 grados.

Para finalizar su trabajo Sedlin propone, y en ello está de acuerdo Currey (1970), un modelo reológico de las características del hueso como material viscoelástico (Fig. 1-10).

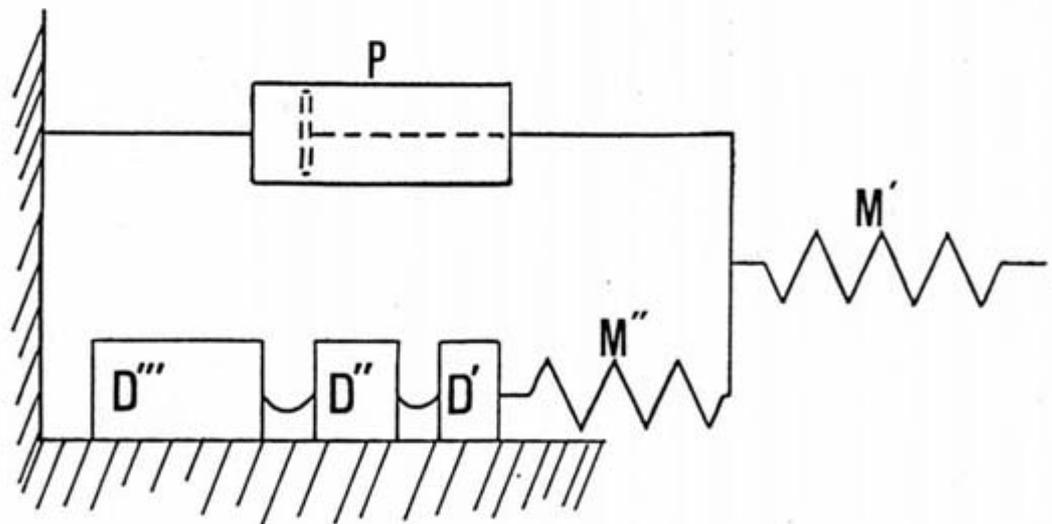


Fig. 1-10. Modelo viscoelástico de comportamiento del hueso. P, pistón. M, muelle. D, masas de arrastre.

Este modelo cumpliría:

1. La deformación en una pieza ósea es función del

grado de deformación y de la duración de la tensión.

2. La tensión en piezas óseas es función del grado de deformación y del grado de tensión.

1.1.2.7. HUESO TRABECULAR O ESPONJOSO.

Aparte de la propia heterogeneidad del tejido óseo, cabe distinguir dos tipos de hueso según la función que realice. Por un lado el hueso cortical o compacto, que da forma al hueso, define el aspecto de sus epífisis y conforma la mayor parte de las diáfisis de los huesos largos. El otro modelo óseo lo constituye el hueso trabecular, el cual se halla rodeado por el compacto, tiene su principal misión en la transmisión y distribución de las tensiones generadas en las articulaciones. Hasta tal punto esto es así, que un cambio de su configuración motivado por cualquier agente que lo altere (traumatismos, osteoporosis, etc.) puede acarrear importantes cambios en la estática y la dinámica de los sistemas de mantenimiento de la actividad física.

Los distintos ensayos sobre hueso trabecular se han realizado principalmente por medio de compresiones, debido a la gran dificultad de realizar otro tipo de ensayos.

Las principales conclusiones extraídas han sido en referencia al contenido en cenizas y a la variación con la edad. Esta última representa con su aumento una disminución de la resistencia. En el caso concreto de



las vértebras lumbares, señala Currey (1970), el hueso cortical contribuye entre el 45-75 % de la capacidad para soportar el peso, dejando al hueso trabecular cada vez un menor porcentaje que va disminuyendo con la edad. En cualquier caso, sigue diciendo Currey, no debe sorprendernos esa menor resistencia a la compresión, debido a la menor cantidad de tejido en el hueso trabecular cuya densidad oscila entre 0'25 y 0'28, mientras que el hueso compacto posee 2.

También el módulo de elasticidad está disminuído en el hueso esponjoso siendo aproximadamente de 2'5 Kg./cm² . Unas treinta veces menor que el del compacto.

Como resumen, se podría establecer una analogía entre el hueso trabecular y un panal de miel que con la aposición de sucesivas láminas brinda una estructura de mayor resistencia que la de cada componente aislado, con un ahorro importante de peso tal como se conciben las estructuras de aluminio de uso en aeronáutica, Ferré et al. (1982,b).

El hueso trabecular obedece a esta configuración puesto que sus localizaciones están determinadas en aquellos lugares donde las fuerzas han de aplicarse sobre areas extensas y no puntales.

En un reciente estudio de Rice, Cowin y Bowman (1988), se señala entre otras cosas que el módulo de elasticidad y la resistencia son proporcionales al cuadrado de la densidad aparente, de lo cual se infiere que el módulo de elasticidad es directamente proporcional a la resistencia. Además señalan que es



incorrecto mezclar datos procedentes de diferentes especies.

1.1.4. ESTRUCTURA CRANEAL.

El cráneo es aquel conjunto de huesos localizados en la cabeza y que forman un compartimento para alojar al encéfalo. El resto de la cabeza ósea da soporte a los órganos de los sentidos y constituye el apoyo de los elementos involucrados en la masticación, los cuales generan accidentes morfológicos característicos.

Prescindiendo del resto de la cabeza, los elementos óseos que constituyen el cráneo pueden ser divididos en dos agrupamientos que nos interesa señalar, la base y la bóveda craneales. A nivel de esta última los distintos huesos pertenecen, ya se señaló en el capítulo anterior, a los huesos planos. Su principal característica es la de estar formados por dos láminas, más o menos gruesas, de tejido compacto denominadas tablas, interna y externa, que dejan entre ellas una capa de tejido esponjoso, de espesor variable, denominada diploe. En cuanto a los grosores de estas tres capas Mai et al. (1977) establecen una serie de conclusiones que reunimos a continuación:

- Las tablas, externa e interna, son en proporción más gruesas en el varón.
- La tabla interna es en cualquier región del craneo más fina que la externa.
- En la región central del diploe el grado de



porosidad es mayor en el varón que en la mujer, mientras que en las regiones periféricas la porosidad mantiene una proporción inversa a la de las regiones internas del diploe.

- Finalmente, afirman que el grado de porosidad se incrementa con la edad.

Cubriendo el tejido óseo se localiza, al igual que en otro tipo de hueso, el perióstio. En la parte interna y tapizando dicha tabla se encuentra la duramadre, en la cual podemos distinguir dos capas íntimamente unidas. La más externa de ellas actuaría de perióstio interno, se le denomina endostial; a la más interna se le denomina menígea. Estas dos capas permanecen unidas y solo se separan en aquellos lugares que han de alojar los senos venosos.

La tabla externa es generalmente convexa y lisa, solo alterada por determinados elementos originados por inserciones musculares, como por ejemplo la línea temporal superior a nivel del parietal, u orificios para el paso de vasos y nervios. En la base del cráneo se adelgaza notablemente y se torna sumamente irregular.

La tabla interna, cóncava, pierde su lisura por su contacto, mediando las meninges, con la superficie externa del encéfalo. Ello contribuye en parte a su aspecto, jalonado por las impresiones digitales de las circunvoluciones, por las eminencias de los senos venosos o los claros canales, a veces tunelizados, de los importantes, y más por ello, vasos menígeos.

El diploe también se halla surcado por túneles de origen vascular en los cuales se localizan con disposición variable las venas diploicas.

Dada la rica variedad de elementos morfológicos presentes en el cráneo, Dempster (1967) los agrupó en siete variedades distintas, para luego atribuirles diferentes modelos mecánicos a cada uno de ellos.

Daremos a continuación dos breves pinceladas para completar este recuerdo de la constitución del cráneo adulto.

En primer lugar, enunciar simplemente la posible existencia entre los huesos del cráneo de pequeños elementos óseos llamados huesos wormianos o suturales, por estar localizados precisamente en las suturas. También es posible encontrar huesos supernumerarios originados por una falta de fusión a aquel cuyo area están ocupando.

En segundo lugar, comentar los dos diferentes tipos articulares que es posible encontrar. Las sincondrosis y las sindesmosis, que con el crecimiento finalizado pasan a formar **sinostosis**.

DESARROLLO DEL CRANEO

Los distintos elementos óseos que conforman el cráneo se desarrollan en el espesor del mesénquima que rodea las vesículas cerebrales. Hasta el momento en el cual se encuentre conformado por tejido óseo de forma definitiva, ha de pasar por una fase blastemática. A



partir de ella, la mayoría de la bóveda craneal y parte de la base no pasarán por la fase de cartílago para osificarse, sino que siguen una vía, simultánea en el tiempo, denominada osificación intramembranosa o desmal y constituyen por ello el **desmocráneo**. El resto sigue una osificación endondral al igual que realiza el resto del esqueleto, se le denomina **condrocráneo**.

No quisieramos acabar sin aludir al desarrollo filogenético del cráneo. Desde las teorías vertebrales de Goethe (1790) y Oken (1806) pasando por los estudios embriológicos de Huxley, hoy en día está clara la absorción de los primeros segmentos vertebrales para aumentar la capacidad craneal. En función del menor o mayor número de segmentos absorbidos, podríamos hablar de neocráneos protometaméricos o auximetaméricos respectivamente según se absorban tres segmentos o como mínimo seis.

1.1.4.1. ANATOMIA FUNCIONAL.

El cráneo está concebido no solo para resistir las fuerzas impuestas sobre él por la masticación, los movimientos de la cabeza, el mantenimiento erguido de esta y su peso, sino también para soportar los impactos y dar con ello protección a los órganos alojados en él.

No solo podemos ceñirnos a los factores arriba mencionados cuando queremos justificar unas determinadas características funcionales, la propia forma del cráneo depende de esos factores, pero esta es

tributaria del proceso evolutivo al que se halla sometida la especie. La relación entre el tamaño corporal y su correspondiente extremo cefálico, la adaptación y el volumen necesario para alojar los órganos sensoriales, y finalmente, la bipedestación y con ello la posición de la cabeza, serán factores decisivos de esta.

Indudablemente la consecuencia de que todos estos factores afecten al cráneo, será disponer de un elemento capaz de realizar mejor su función con el menor gasto energético posible y por ello que la relación entre la resistencia y la ligereza sea óptima.

REFUERZOS ESTRUCTURALES DEL CRANEO

En los últimos años ha surgido el interés por el estudio de la resistencia de las paredes craneales; así como por el papel desempeñado en este sentido por los distintos accidentes morfológicos y estructurales. El progreso de la técnica ha permitido abordar estudios utilizando nuevas metodologías que por un lado han servido para corroborar datos conocidos y por otro para aportar otros nuevos.

En el final de la pasada centuria fueron numerosos los autores que estudiaron la arquitectura funcional de los huesos del cráneo. Desde los primeros de Hunauld hasta los de Benninghoff (1949), se fueron realizando un rosario de investigaciones de entre los que cabe reseñar, por parecer ser los más aceptados, los ya



clásicos de Félizet (1873), los de Popa (1936), Tondury (1942) y finalmente Benninghoff (1949). Si bién las diferencias entre unos y otros autores no son muy grandes, actualmente este último modelo es el más compartido. Los estudios posteriores han matizado en algunos aspectos el esquema general por todos aceptado.

Los refuerzos estructurales craneales, denominados pilares, arcos o arbotantes, nombre asignado por Félizet, que nosotros seguiremos, se pueden separar en tres zonas:

- Base de cráneo.
- Bóveda craneal.
- Macizo facial.

A nivel de la base los refuerzos se organizan en torno al cuerpo del esfenoideas, donde convergen los arbotantes de la base. Se distinguen tres principales (Fig. 1-11):

- **Esfenofrontal**, el más anterior, va de una a otra apófisis cigomática del frontal pasando por las alas menores.
- **Petroso**, siguiendo el peñasco del temporal.
- **Occipital**, desde los bordes de la apófisis basilar dividiéndose en dos, una rama hacia la mastoides y la otra en torno al agujero magno.

Pasando a la bóveda craneal señalaremos tres arcos o arbotantes (Fig. 1-12):

- **Frontooccipital**, impar y medio, desde la espina nasal del frontal hacia la sutura sagital y por la cresta occipital interna hasta el agujero magno.

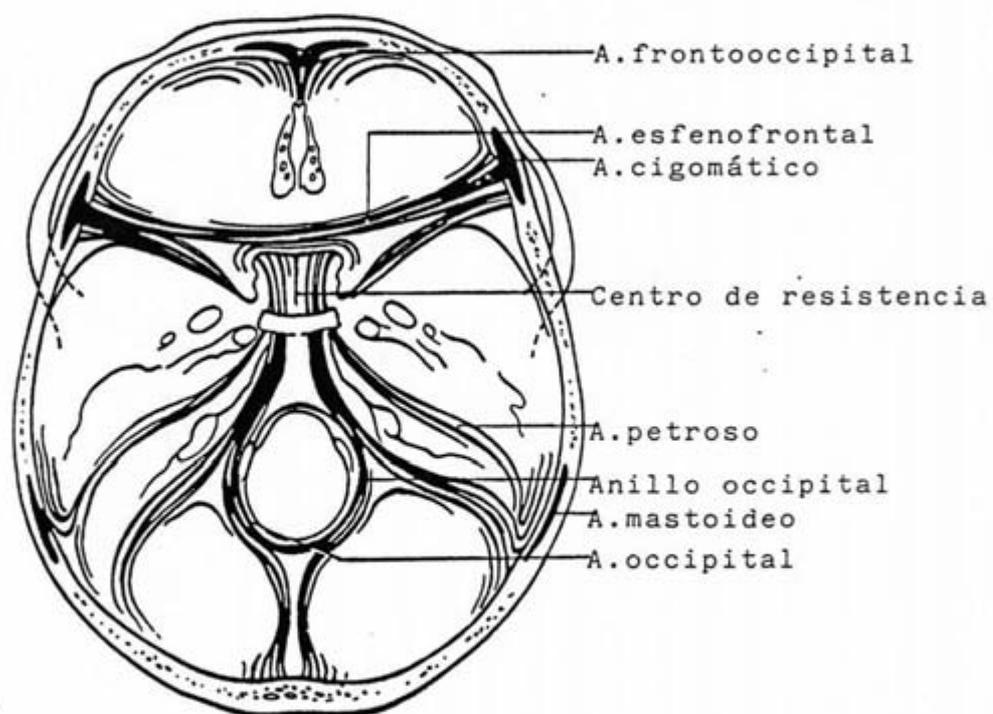
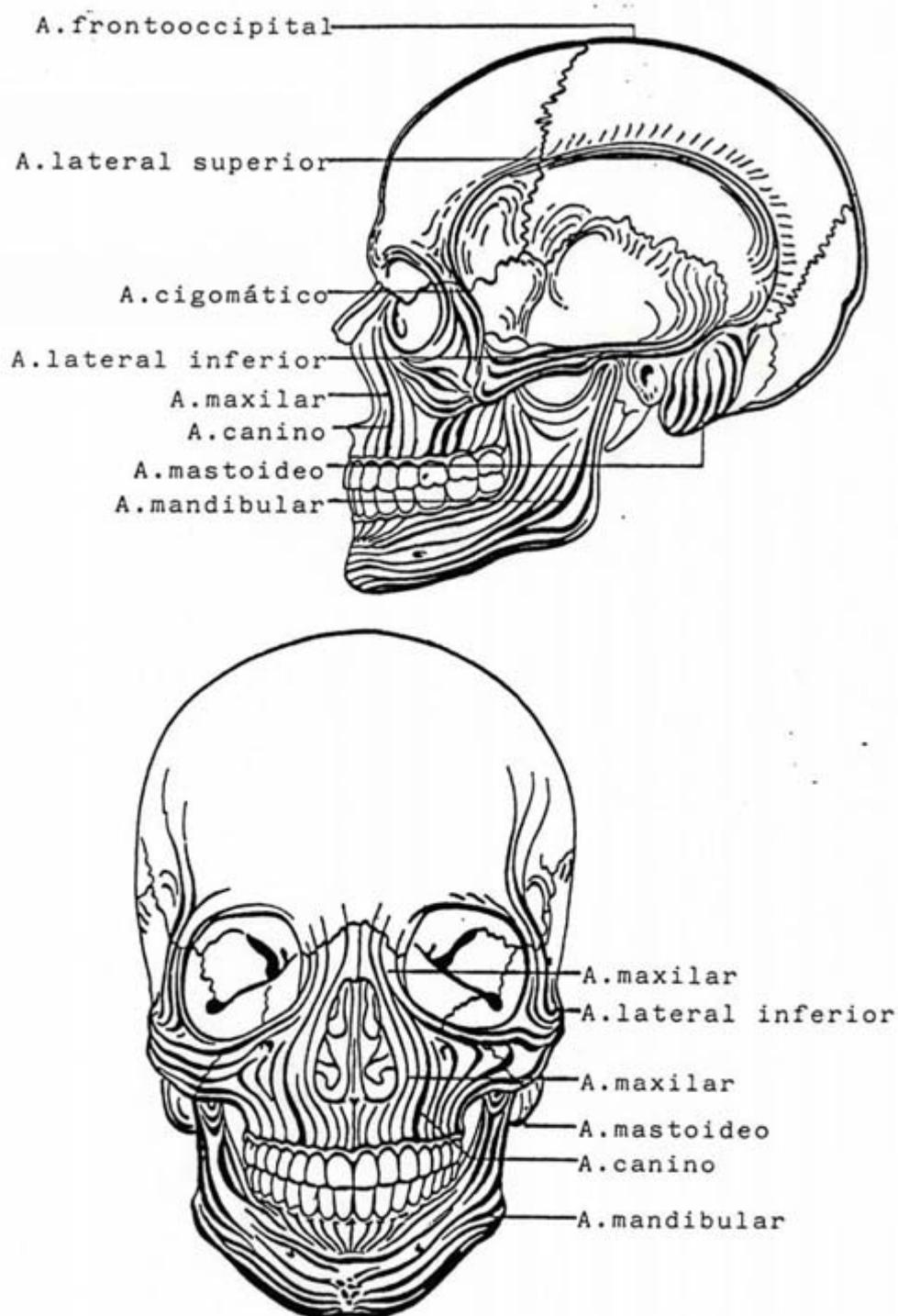


Fig. 1.11.- Arbotantes de la base del craneo.





Figs. 1.12 y 1.13.- Arbotantes craneales. Normas frontal y lateral.

- **Lateral superior**, desde la apófisis cigomática del frontal a la apófisis mastoides.

- **Lateral inferior**, a lo largo del asa de la calavera.

En el macizo facial (Figs. 1-12 y 1-13).

- **Maxilar**, por la apófisis orbitaria del maxilar.

- **Canino**, en torno al area dentaria del maxilar de la cual toma su nombre.

- **Cigomático**, sobre el hueso cigomático, desde la apófisis temporal a la maxilar.

Además de los arbotantes descritos solo nos queda citar otros dos arbotantes, el mandibular y el mastoideo; el primero se extiende a lo largo del cuerpo de la mandíbula uniendo ambas ramas entre si; el segundo recorre la apófisis mastoides entre el vértice y su base.

La misión específica de los arbotantes, según señalaban Gomar et al. (1969), consiste en evitar la abertura de la bóveda al rectificarse sus diámetros como consecuencia del efecto deformante originado por una colisión.

OTROS ELEMENTOS MORFOLOGICOS DE RELEVANCIA MECANICA

La comprensión de los refuerzos de la bóveda craneal no quedaría completa sin hacer referencia a la aponeurosis epicraneal, o galea externa, que la refuerza exteriormente y al papel jugado por la duramadre, que queda tan íntimamente unida al endostio,



que este llega a formar parte de ella misma.

Ya comentamos en líneas precedentes la clasificación de los distintos elementos morfológicos que se podían hallar en el cráneo, realizada por Dempster (1967); utilizando la técnica de las líneas de hendidura, (la misma utilizada por Bennighoff en sus estudios), clasificaba en siete tipos diferentes de accidentes geográficos:

- Tipo caja craneal, con una superficie cóncava y otra convexa.
- Superficie plana.
- Crestas y aristas.
- Canales.
- Cavidades.
- Bordes libres de apoyo.
- Espinas.

Un último tipo lo formarían los elementos discontinuos, englobando una miscelanea de formas diversas, de las que señala hasta cincuenta.

Todos estos tipos descritos suponen una fuente de resistencia variable a la deformación. Los últimos estarían más presentes en la base del cráneo y por ello, en esto coinciden todos los autores consultados, esta sería la zona más frágil de toda la arquitectura craneal.

Hay en particular dos tipos de estructuras que desde ahora queremos remarcar, se trata de las suturas y de los surcos vasculares de los vasos meningeos. De estos últimos solo señalar la gran importancia que



tiene la arteria meningeo media, la cual se ramifica desde el ángulo ántero-inferior del hueso parietal originando la clásica "imagen en hoja de parra".

Por otro lado las suturas craneales, según señalan Gomar et al. (1969), no transportan las fuerzas de flexión ósea con la misma facilidad que el hueso. Se comportan como goznes, que evitan la deformación del conjunto del ovoide craneal y la limitan al segmento afectado. Ello explicaría las dehiscencias de suturas que acompañan a algunos traumatismos craneales.

Las suturas craneales a nivel de la bóveda son sindesmosis de distintos tipos, que presentan entre los segmentos articulares tejido fibroso (sinfibrosis); según su forma hablaremos de dentadas, escamosas o en bisel, armónicas y esquindélesis. Muchas de ellas, con la edad, tenderán a osificarse dando origen a auténticas sinostosis.

1.1.4.2. ESTUDIO BIOMECANICO.

En comparación con los huesos largos del resto del organismo, el número de trabajos sobre las propiedades mecánicas de los huesos craneales no es muy numeroso. La mayor parte de los trabajos se orientaron durante mucho tiempo al conocimiento de los traumatismos craneoencefálicos y las consecuencias derivadas de ellos. Este tipo de trabajos consiguió generalizarse gracias a la importante eclosión que significó la aparición del automovil utilitario y los accidentes que

del tránsito de estos se derivó. Inicial y principalmente en los Estados Unidos, mediante el Highway Safety Research Institute y más tarde en el resto del mundo, se sufragaron programas para prevenir las lesiones residuales ocasionadas por traumatismos generados por dichos accidentes. En cualquier caso, a partir del final de la década de los sesenta, distintos grupos de investigadores comienzan a centrarse en el estudio del comportamiento mecánico del cráneo óseo.

Comenzaremos a describir los trabajos cuyo objetivo es conocer las propiedades mecánicas de probetas óseas tomadas de diferentes localizaciones de la bóveda; a continuación aquellos estudios sobre cráneo o cabeza completa y finalmente expondremos otras técnicas empleadas cuya concepción es básicamente diferente de las meramente mecánicas y, dentro de este grupo, aquellos trabajos que crean modelos de respuesta de la cabeza y el cráneo.

Siguiendo un desarrollo cronológico comenzaremos por los trabajos de Evans y Lissner (1957), los cuales parten de piezas obtenidas de hueso parietal de cadáver humano adulto embalsamado. Tras la realización de compresiones longitudinales y transversales de las piezas obtenidas concluyen que la resistencia a la tensión de las piezas procedentes de hueso parietal derecho es un doce por ciento superior a la de las procedentes del hueso parietal contralateral. Por otra parte la resistencia a la compresión, con cargas longitudinales, en ambos huesos es prácticamente



idéntica, sin embargo cuando la carga es aplicada perpendicularmente al eje mayor de la pieza resulta ser un dieciseis por ciento superior en el lado izquierdo.

En cuanto al hueso compacto del parietal, resultó tener una resistencia a la tensión menor que el tejido óseo compacto de los huesos largos, pero si medían la resistencia a la compresión, tanto longitudinal como transversalmente, era similar en ambos tipos de huesos. Sin embargo, la resistencia a la compresión de la compacta parietal sobrepasa su resistencia a la tensión en un porcentaje realmente superior que esta misma relación para las compactas en los huesos largos. Finalmente comparando el hueso trabecular diploico y el de la esponjosa femoral se encontraron valores de resistencia a la compresión de tipo similar.

Robbins y Wood (1969) utilizan igualmente piezas de cráneo, procedente de cadáver embalsamado, con una metodología de ensayo similar; la diferencia más importante viene dada por el almacenaje que se realiza por congelación a diez grados centígrados bajo cero. Sus resultados quedan cuantificados en un módulo de elasticidad estática, para todo el cráneo, en tensión y compresión, de media $2'1 \times 10$ pound square inch (p.s.i.) Del cálculo de la tensión de ruptura para esfuerzos en tensión obtienen un valor aproximado de 9500 p.s.i.

Afirman que el hueso craneal es un material altamente viscoelástico, en función de las curvas de histeresis y la gran cantidad de deformación recuperada a largo plazo.



Respecto a la capa de esponjosa, afirman que al someter el diploe a esfuerzos de cizalladura la resistencia a la rotura es menor que al desarrollar esfuerzos de tensión o compresión. Finalmente, asemejan el cráneo a un "sandwich" esférico dotado de ortotropismo transversal, en el que la capa media actuaría como un elemento capaz de absorber energía. Quizá ese tropismo señalado por Robbins y Wood pueda encontrar justificación en las observaciones de Sukekawa (1979,1980), el cual, con microscopía electrónica de barrido, encuentra una orientación paralela a las suturas de los paquetes de fibras de la matriz ósea calcificada.

Examinando las secciones transversales de la calota procedentes de diferentes localizaciones, Barber et al. (1970) observan que el espesor del cráneo depende sobre todo del grosor del diploe. Para ellos las tablas interna y externa mantienen espesores uniformes en todas las localizaciones. Por lo tanto otorgan al diploe la facultad de determinar el grosor de la pared craneal.

Para estos mismos autores el hueso frontal es el más grueso, por encima del parietal y el occipital. Los valores medios de espesor encontrados son 0'673 cm para el primero de ellos, 0'548 cm para el parietal y 0'563 para el occipital.

Encuentran que el mayor espesor del diploe del hueso frontal se manifiesta en un menor módulo de compresión para esta región. Dado que los valores de



dicho módulo son $7'32 \times 10 \text{ kg/m}^2$ en el parietal, $7'52 \times 10 \text{ kg/m}^2$ a nivel occipital y finalmente $5'56 \times 10 \text{ kg/m}^2$ en el frontal.

Los valores medidos en la sutura coronal oscilan entre $5'54 \times 10 \text{ kg/m}^2$ y $9'88 \times 10 \text{ kg/m}^2$ mientras que para la sutura lambdoidea se encuentran entre $9'32 \times 10 \text{ kg/m}^2$ y $8'73 \times 10 \text{ kg/m}^2$.

Posteriormente realizan una comparación estadística entre el módulo de compresión y los valores de la tensión por medio de la *t* de Student para una *p* menor 0'1. Los resultados de este análisis se resumen en la tabla 1-I.

LOCALIZACIONES COMPARADAS	MODULO COMPRESION	TENSION
H. Parietal - H. Frontal	-	+
H. Parietal - H. Occipital	-	-
H. Frontal - H. Occipital	+	+
S. Lambdoidea -S. Coronal	+	+
S. Lambdoidea -S. Parietal	+	-
S. Lambdoidea -S. Frontal	+	+
S. Lambdoidea -S. Occipital	+	-
S. Coronal - H. Parietal	-	+
S. Coronal - H. Frontal	-	-
S. Coronal - H. Occipital	+	+

+ = Diferencia significativa S = Sutura
 - = No diferencia significativa H = Hueso

Tabla 1-I.- Comparación estadística del módulo de

compresión y el valor de la tensión.

A la luz de todo lo expuesto sugieren que el hueso craneal se adelgaza progresivamente desde la región anterior a la región posterior.

Wood (1971) utiliza piezas extraídas en autopsias y conservadas en congelación a veinte grados bajo cero; las piezas son obtenidas de los huesos parietal, temporal y frontal, pero solo de las capas compactas.

Tras realizar el análisis estadístico de los datos obtenidos midiendo las deformaciones con galgas extensométricas situadas sobre las piezas ensayadas, concluye que, en general, no se observan diferencias importantes en el módulo de elasticidad, las tensiones de ruptura, deformaciones de ruptura o de la energía absorbida hasta la ruptura, en función del tipo de hueso, lugar de obtención de la pieza, o la edad del individuo. Por lo tanto no podemos hablar de variaciones regionales de las propiedades medidas. Tampoco hay variaciones direccionales y por lo tanto el hueso craneal se comportaría transversalmente de forma isotrópica, al contrario, afirma, de la anisotropía direccional de los huesos largos. Finalmente afirma que el hueso craneal tiene unas propiedades mecánicas cuyos valores son intermedios entre los de las propiedades longitudinal y transversalmente ensayadas, de los huesos largos.

Lippert y Hageman (1974) estudian piezas de espesor completo, obtenidas del cráneo, por medio de



test de flexión tras impactos. Encuentran que la resistencia a la flexión decrece con la edad de forma significativa para las mujeres, pero no decrece en los varones. Comparando los valores de hombres y mujeres, hay solo una pequeña diferencia en la resistencia a la flexión, pero no la hay en función de las diferentes localizaciones.

El área de mayor resistencia resultó ser el hueso frontal, por encima de parietal y occipital.

Posteriormente Lippert y Kafer (1974), determinan el espesor total medio del cráneo (5'8 mm) y los de las tablas interna (0'4 mm) y externa (0'4 mm) y del diploe (5 mm). Entre el cráneo de varones y hembras, encuentran que, con el incremento de la edad, el grosor del cráneo femenino disminuye, mientras el del masculino aumenta. Observan una alta correlación entre el espesor del cráneo y la resistencia a los impactos ($r=0'80$).

También atribuyen al diploe una alta influencia en la resistencia del cráneo a los impactos, mayor que el papel jugado por ambas capas corticales de hueso compacto.

Para Schroeder et al. (1977), los valores de la tensión de rotura en esfuerzos de tensión (50 MPa) y el módulo de elasticidad (600 MPa) del hueso compacto craneal son significativamente superiores a los del diploe, 15 y 300 MPa respectivamente. También observan diferencias significativas de estos valores comparándolos en función de la edad, el sexo y de la diferente localización.



Estos mismos autores, midiendo la resistencia a la compresión, concluyen que la tensión de ruptura en compresión y el módulo elástico son superiores (40 y 380 MPa) para las tablas interna y externa, a los obtenidos para el diploe (28 y 230 MPa respectivamente). Encuentran también diferencias significativas en función de la edad y el sexo.

Con otra técnica diferente Mai et al. (1977), observan la porosidad de las distintas capas del hueso craneal. Para ellos ambas tablas, en los varones, son más gruesas que en las mujeres. La tabla interna en cualquier lugar del craneo es más fina que la externa. Dividiendo el diploe en tres zonas, una media y dos más periféricas, en la parte media la porosidad es mayor en los varones que en las hembras. El incremento de la porosidad con la edad ocurre principalmente en la zona de transición entre las tablas y el diploe, manifestándose más acusadamente este incremento de la porosidad en las áreas más laterales del hueso parietal, además, el ya citado aumento de la porosidad ocurre más acusada y tempranamente en las mujeres.

Las cuestiones concernientes a la resistencia del craneo en relación con las fuerzas de su entorno ambiental dependen de diferentes factores. Acabamos de comentar los distintos trabajos que pretenden clarificar las características físicas del hueso craneal (grosor, comportamiento en tensión, compresión y cizallamiento, resistencia, etc); comentamos en su momento la sumisión de la forma del cráneo a distintos



factores ambientales como fuerzas musculares, pesos, presiones internas, etc. También hemos hablado de ciertas características arquitectónicas del cráneo humano. A continuación, vamos a exponer brevemente como se conjugan, a juicio de los distintos autores, los factores arriba expuestos, dejando claro que sus resultados, el tipo de respuesta, dependerá enteramente de la influencia de dichos factores.

Los tipos de técnicas empleadas en los análisis de cráneo completo son muy variados, partiendo de los ya comentados anteriormente de las líneas de hendidura utilizadas por Benninghoff, entre otros, hasta los estudios por medio de análisis de vibraciones, Moreno (1985).

Además de Benninghoff, otros autores han recurrido a las líneas de hendidura para intentar asignarles una representación de las trayectorias de las tensiones, entre ellos Henkel, Siepel, Tappen, etc. Por otro lado, otro grupo de autores Pauwels, Evans y Goff, Isotupa, etc, no han aceptado este postulado y atribuyen a las líneas de hendidura la representación de la dirección del crecimiento óseo.

Esta discrepancia en la interpretación del significado de los mencionados patrones de respuesta supone el punto de partida de los trabajos de Buckland-Wright (1976,1977,1978), el cual a lo largo de varias publicaciones desglosa los resultados de la aplicación al cráneo de gato de, en primer lugar, resina de colofonio, y galgas extensométricas "in



vivo", combinándolo con estudios radiológicos de las piezas ensayadas.

Su primera conclusión es el rechazo de la Teoría Trayectorial basada en las líneas de hendidura. Afirma que estas se forman de igual manera que lo hacen las líneas durante la producción de una fractura.

En trabajos posteriores centra su atención en el análisis de las tensiones y deformaciones generadas durante la mordedura, también en el cráneo del gato. Termina afirmando que la Teoría Trayectorial debe quedar modificada señalando que hay reforzamientos, a modo de barras óseas, alineadas en las direcciones óptimas para transmitir las fuerzas de unas regiones o huesos a otras.

El uso de los recubrimientos frágiles fue ya realizado por Gurdjian y Lissner (1947) sobre cráneos humanos y sobre cráneos de monos y perros bajo anestesia. Concluyen que los patrones de deformación obtenidos en cráneo seco son menores en magnitud que con el animal muerto o anestesiado, pero las direcciones son exactamente iguales. Además, en el último grupo, la existencia de contenido craneal no ejerce prácticamente efecto alguno. Señalan, además, el papel que parecen jugar las suturas en la transmisión de las deformaciones, en el caso concreto del cráneo humano.

Todo lo anteriormente expuesto les permite afirmar que hay algunas diferencias en el comportamiento de los diferentes cráneos, pero que las direcciones son las



mismas. Finalmente, los patrones del hueso seco son esencialmente iguales al hueso vivo.

Posteriormente Gurdjian et al. (1947) realizan la aplicación de los barnices frágiles a cráneos humanos frescos tras retirar las partes de tejidos blandos, dejarlos secar y ser lavados con éter. Los ejemplares así preparados son sometidos a impactos, concluyendo, en función de los resultados, que muchas de las líneas de fractura se originan en el punto de impacto y en ocasiones lo hacen en la tabla externa por deformaciones en tensión. Además la posición del área del impacto puede permitir predecir la dirección de las fracturas resultantes.

Ensayos posteriores (1950) sobre cráneo seco tras dividir su superficie en doce regiones, les permite establecer tres niveles de tensión (primario, secundario y terciario) que serían progresivamente afectados conforme la intensidad del golpe se fuese incrementando. Sobre el papel jugado por los refuerzos estructurales del cráneo, señalan que no vedan la propagación de las líneas de fractura, siempre que el refuerzo sea paralelo al esfuerzo de tensión en el hueso. Tras los diferentes ensayos terminan afirmando que la base del cráneo resultó ser sumamente frágil.

Por otro lado Demes (1982), parte del análisis de las distintas fuerzas que actúan sobre el cráneo; comenta especialmente las fuerzas y reacciones de los distintos componentes que participan en la masticación y las que tienen lugar entre los cóndilos del occipital



y la columna vertebral para el mantenimiento erecto de la cabeza. Afirma que las tensiones en flexión no constituyen un factor decisivo en la determinación de la forma del cráneo.

Tras aplicar técnicas de interferencia con luz polarizada a la base del cráneo afirma que las tensiones en esta no se concentran en áreas limitadas, sino que se distribuyen por toda la base. Además la forma de oval de la base del cráneo tiene el efecto de transferir más adecuadamente las tensiones generadas desde esta, hacia las paredes laterales de la bóveda craneal. (Demes, 1985).

Recientemente, diversos autores han iniciado la aplicación de la interferometría holográfica al estudio de las tensiones y deformaciones del cráneo bajo diferentes tipos de estímulos.

Para Kragt et al. (1979) es perfectamente válida su aplicación en el cráneo aislado y su posterior extrapolación al vivo. Afirman que las distintas partes del cráneo se mueven separada pero dependientemente y que los posibles desplazamientos estarían influidos por la morfología de las superficies suturales.

Todos los autores coinciden en que el método permite medir tensiones y deformaciones en cualquier dirección sin que nada, aparte del estímulo, haya de estar en contacto con el cráneo. Spetzler (1980), Hoyer (1983), Kragt (1983).

Cada uno de ellos parte de diferentes estímulos, así, Hoyer y Dorheide (1983) aplican vibraciones; Kragt



y Duterloo (1983) compresiones y Dorheide y Hoyer (1984), en otro estudio, lo hacen con impactos en distintas zonas; en este último trabajo queda claro el papel jugado en la transmisión de la tensión por la línea temporal superior y las suturas.

Cuando hemos de enfrentarnos a la comprensión de un sistema complejo, y el cráneo lo es, la primera idea que surge es la asimilación de este a algún modelo más simple que nos facilite su análisis y posteriormente, hallado ese modelo, el desarrollo sobre él de estudios simulados. Algunos autores han planteado, en función de sus experiencias, analogías a diversos cuerpos geométricos.

Dempster (1967) comparó secciones del cráneo bajo un sistema de fuerzas compresivas con un anillo. Demes (1982) tras pretender comparar el cráneo con una barra descarta esta hipótesis y concluye que la esfera es el modelo más adecuado. Por otro lado Kabo et al. (1983), midiendo con transductores la aceleración provocada en el occipital tras impactos, afirman que se pueden obtener resultados similares con modelos artificiales.

Para Engin y King Liu (1970), el modelo más adecuado sería el de una esfera rellena por un fluido.

Otros autores han intentado dotar modelos matemáticos que cumplan los requerimientos físicos y estructurales del cráneo (Lockett 1985, Misra y Chakravarty 1982). Khalil y Hubbard (1977) analizan por modelización con elementos finitos distintos tipos de semejanza con esferas de diferentes capas y terminan



afirmando que la distribución espacial de la carga tiene una gran influencia en la deformación originada.

El estudio de las vibraciones al atravesar el cráneo también ha sido aplicado por distintos autores, entre ellos Franke (1956) calcula el módulo de elasticidad obteniendo un valor de $1'4 \times 10^4 \text{ d/cm}^2$. En nuestro grupo de trabajo Moreno et al.(1985) estudia las resonancias tras impactos de martillo instrumentado.



1.2. SOPORTE FISICO TEORICO.

Pretendemos enunciar en este apartado aquellos, conceptos sobre extensometría óhmica que, expuestos de forma genérica, sirvan para comprender en que consiste la técnica, sus fundamentos y los mecanismos que nos permiten acotar los posibles errores de medida.

1.2.1. RESISTENCIA ELECTRICA.

Según la ley de Ohm, la resistencia eléctrica de un conductor es tanto mayor cuanto mayor es su longitud y menor es su sección. Además, para distintos materiales, a iguales dimensiones también depende de una constante del material denominada **resistividad** (ρ).

Esto quedaría expresado por:

$$R = \rho \frac{L}{S} \text{ Ohmios } (\Omega) \quad (1)$$

Donde:

R = Resistencia eléctrica.....ohmios (Ω).

ρ = Resistividad.....ohmios mm²/m.

L = Longitud.....m.

S = Sección.....mm².

1.2.1.1. INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA.

La temperatura del conductor también ejerce su influencia sobre la resistencia de este. Para los

metales puros la resistencia aumenta con la temperatura. En algunos sólidos, como el carbón y en los líquidos ocurre a la inversa.

Las variaciones más usuales de temperatura son inferiores a 150 grados centígrados, que producen cambios de deformación que pueden considerarse lineales. A temperaturas superiores no es aplicable una ley de proporcionalidad.

Denominamos factor de temperatura (α), al valor en que varía una resistencia de 1 de un determinado material, cuando su temperatura aumenta o disminuye un grado centígrado.

La variación de la resistencia viene dada por:

$$R_t = R_o + R_o \alpha t = R_o(1 + \alpha t) \quad (2)$$

Donde:

R_o = Resistencia inicial..... Ω .
 α = Factor de temperatura..... $^{\circ}\text{C}^{-1}$.
 t = Incremento de temperatura..... $^{\circ}\text{C}$.
 R_t = Resistencia final..... Ω .

1.2.1.2. OTRAS CAUSAS QUE INFLUYEN EN LA RESISTENCIA.

Además de la temperatura diversas causas pueden afectar a la resistencia de los conductores, como ejemplo citaremos:

- Variaciones de la estructura cristalina debido a tratamientos, deformaciones mecánicas, etc. V.gr.:

+ Cobre recocido: $\epsilon = 0'0172 \text{ mm}^2/\text{m}$.

+ Cobre estirado: $\epsilon = 0'0177 \text{ mm}^2/\text{m}$.



- Campos magnéticos. Los cuales por ejemplo afectan la resistencia del bismuto.

- Iluminación, por ejemplo, afecta al selenio.

1.2.2. BANDAS EXTENSOMETRICAS.

La banda extensométrica es el elemento sensible o transductor para la determinación de las deformaciones unitarias de los materiales.

1.2.2.1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO.

Consideramos un conductor de longitud L y sección S íntimamente unido a una estructura en la que pretendemos determinar las sollicitaciones a las que está sometida.

Bajo la acción de una fuerza exterior el conductor sufre las mismas modificaciones longitudinales que tal estructura.

De acuerdo con la ley de Hooke tendremos:

$$\sigma = \epsilon \frac{\Delta L}{L} = E \epsilon. \quad (3)$$

Donde:

σ = Tensión.....Kg/cm²

E = Módulo de elasticidad..Kg/cm

ϵ = Deformación unitaria = $\Delta L/L$

Tras sustituir 1 en 3, aplicar la Ley de Brigman y despejar, obtendremos:



$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta L}{L} = K \epsilon$$

Donde:

K = Factor de galga. Constante que depende del material del conductor.

Esto nos indica que la variación total de resistencia depende únicamente de la deformación unitaria longitudinal.

1.2.3. PUENTE DE WHEASTONE.

El puente es el circuito clásico para la determinación rápida y fiable del valor de resistencias eléctricas.

Si pretendemos determinar el valor de la resistencia R_x en la figura 1-14, donde R_1 , R_2 y R_3 son conocidas y entre AC se aplica una fuente de alimentación exterior cuya tensión será V_a . Modificando el valor de R_1 , R_2 y R_3 se elimina el paso de corriente por el galvanómetro situado entre BD , estando B y D al mismo potencial y resultando:

$$\frac{R_x}{R_2} = \frac{R_4}{R_3}$$

Diremos que el puente está equilibrado.

Si R_x es una galga extensométrica que modifica su



resistencia al ser sometida a ensayo, se modificará la tensión de salida V_s y se podrá cuantificar la deformación sufrida.

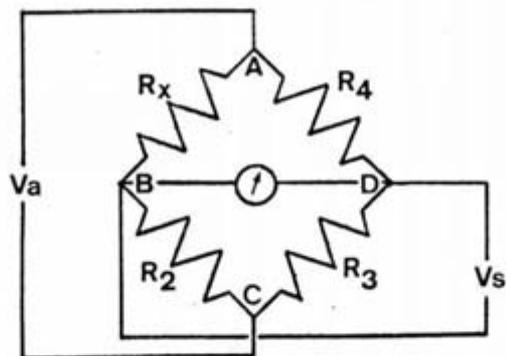


Fig. 1-14.- Puente de Wheastone.

1.3. PLANTEAMIENTO Y JUSTIFICACION.

Como hemos ido viendo, los estudios experimentales sobre el tejido óseo, hasta el momento y por las propias características del mismo, han brindado una información bastante dispersa. Si particularizamos en el caso concreto del cráneo, los diversos trabajos han clarificado algo más el panorama tanto en los estudios de probetas óseas como en los que abordan el cráneo como concepción arquitectónica. No obstante, se han generado lagunas, algunas de las cuales ya eran compartidas por nosotros a tenor de la realidad brindada día a día por la clínica de los traumatismos craneoencefálicos.

Diversos autores, Gurdjian (1949), Dempster (1967), Gomar (1969), ya dejaron claro que la base era la parte más débil del cráneo.

Buckland-Wright (1978), ya avanza, en sus conclusiones, su discrepancia en la Teoría Trayectorial propuesta por Benninghoff, cuyos resultados, por otro lado, discrepan en parte de los de Popa y Tondury.

Tras concluir la revisión de la literatura, echamos en falta trabajos encaminados a conocer el comportamiento del cráneo completo sometido a deformaciones progresivas, puesto que la mayor parte plantean el conocimiento de la respuesta tras impactos o golpes.

Finalmente, es generalizado concebir el hueso en general y el cráneo en particular, como una estructura



que posee una deformación residual práctica, aunque en algunos determinados ejes pueda ser histerético.

Estos aspectos no aclarados nos motivaron la realización de un estudio del comportamiento del cráneo en conjunto sometido a compresiones progresivas.

Para ello disponíamos de varios métodos, unos denominados de campo completo, entre los que se encuentran los barnices frágiles, la interferencia mecánica de retículas (Moiré) y la interferencia óptica (Fotoelásticidad). Este último, ya anticipó Demes (1985), no es el más adecuado, según su experiencia, para este tipo de trabajos. El método de Moiré, resultaba difícil de aplicar, además de ser costosa la elaboración de las retículas. Finalmente, los barnices frágiles han gozado de gran predicamento por su comodidad de aplicación, los buenos resultados obtenidos y la facilidad de su análisis. Su problema es el alto umbral de sensibilidad que poseen, por lo cual estimamos conveniente completar el estudio con un método más sensible, en una fase posterior.

Para esta segunda fase podíamos optar por métodos directos como es la extensometría mecánica, la cual descartamos desde el principio por ser sensible a la temperatura, pero sin posibilidad de compensar dicha sensibilidad y por tener el aparataje una masa excesiva que modifica las condiciones del ensayo, etc. Los métodos indirectos tienen un valioso representante en la extensometría óhmica, de notables ventajas demostradas con su uso generalizado en investigación,



aeronáutica, etc. Al igual que la extensometría mecánica, es un método puntual y por tanto es el método complementario ideal para, tras localizar con los barnices frágiles las zonas de refuerzo, posteriormente situar allí las bandas extensométricas y cuantificar las deformaciones en puntos concretos.

En resumen, pretendemos estudiar el comportamiento del cráneo humano bajo compresiones progresivas, localizar los refuerzos estructurales a nivel de la bóveda, comprobar si es más frágil la base del cráneo, y clarificar si hay o no fenómeno de histeresis elástica en el hueso craneal. Para ello primero aplicaremos barnices frágiles y en función de los resultados así obtenidos colocaremos galgas extensométricas para completar el estudio.



2 MATERIAL Y METODO



2. MATERIAL Y METODO

2.1.	Material óseo.....	75
2.2.	Barnices frágiles.....	78
2.2.1.	Introducción. Definición. Fundamentos.....	78
2.2.2.	Material.....	81
2.2.2.1.	Complejo base-barniz.....	81
2.2.2.2.	Banco de pruebas.....	84
2.2.2.3.	Medios de asistencia.....	85
2.2.3.	Método.....	85
2.2.3.1.	Preparación de la superficie.....	85
2.2.3.2.	Aplicación de la capa base.....	86
2.2.3.3.	Aplicación del barniz frágil.....	87
2.2.3.4.	Secado.....	89
2.2.3.5.	Calibración.....	92
2.2.3.6.	Técnica de ensayo.....	95
2.3.	Extensometría óhmica.....	99
2.3.1.	Introducción.....	99
2.3.2.	Material.....	99
2.3.2.1.	Bandas extensométricas.....	99
2.3.2.2.	Bases.....	101
2.3.2.3.	Caja de conmutación.....	102
2.3.2.4.	Monitor digital.....	102
2.3.2.5.	Banco de pruebas.....	103
2.3.2.6.	Material informático.....	103
2.3.2.7.	Otros materiales.....	104
2.3.3.	Método.....	104
2.3.3.1.	Pegado de las bandas.....	105
2.3.3.2.	Técnica de ensayo.....	108
2.4.	Método estadístico.....	110



2 - MATERIAL Y METODO

2.1. MATERIAL OSEO

Como material óseo, se utilizaron 32 craneos completos secos y 28 bóvedas aisladas de individuos adultos, no distinguiéndose en función de sexo ni de raza para su selección.

Este material debió ser convenientemente tratado por el método clásico de limpieza, retirada de restos y desengrasado con el fin de adecuarlo a la aplicación de los barnices frágiles o de las bandas extensométricas.

A continuación se localizaron los puntos antropométricos de interés para nuestro estudio, que serán los lugares de aplicación donde se determinen los ejes de compresión. Estos puntos son los siguientes:

- METOPION. Punto sagital entre las dos protuberancias frontales.
- BREGMA. Cruce de las suturas sagital y coronal.
- OPISTOCRANEO. Punto medio más alejado del craneo partiendo de la glabella.
- EURION. Punto lateral más prominente de la boveda craneal.

De igual manera se localizaron los puntos necesarios para realizar medidas de índices craneales, de tal modo se hizo con:

- GLABELLA. Punto nasal medio más culminante, encima de la sutura naso-frontal.

- **PORION.** Punto medio del borde superior del orificio auditivo externo.

Con estos puntos localizados se tomaron las medidas:

- **Longitud antero-posterior máxima.** Distancia entre la glabella y opistocraneo.

- **Anchura transversal máxima.** Distancia entre ambos eurion.

- **Altura aurículo-bregmática.** Altura en proyección del bregma por encima de ambos póriones.

En base a estas medidas se calcularon los índices craneales:

- **Índice craneal horizontal.** Dado por la relación,

$$\text{I.C.H.} = \frac{\text{Anchura transversal} \times 100}{\text{Longitud antero-posterior}}$$

- **Índice craneal de altura.** Dado por la relación,

$$\text{I.C.A.} = \frac{\text{Altura aurículo-Bregmática}}{\frac{\text{Long. A.P.} + \text{Anchura Transv.}}{2}}$$

2

En los craneos destinados a la fase de extensometría óhmica y en función de los resultados obtenidos con los barnices frágiles, se procedió a determinar tres líneas curvas en el hueso parietal; la



línea temporal superior, identificada como el arbotante de la bóveda y dos líneas paralelas, situadas craneal y caudalmente de forma que sus localizaciones fueran definidas por el sistema de "rejilla" desarrollado por Mc Elhaney y Haynes(1968).



2.2. BARNICES FRAGILES

2.2.1. INTRODUCCION. DEFINICION. FUNDAMENTOS.

El método de barnices frágiles (B.F.) es uno de los más empleados en el análisis experimental de fuerzas, pues nos ofrece una visión real y cualitativa de la distribución de la deformación en la pieza estudiada.

En la industria es habitualmente utilizado para el análisis de las tensiones de superficie, con el fin de realizar una aproximación a los niveles de resistencia del objeto estudiado y como paso previo a la aplicación de galgas de extensometría óhmica.

Podríamos definir un barniz frágil como un recubrimiento que aplicado sobre un objeto, del cual se espera sufra una deformación, se fragmenta en aquellas zonas en las que dicha deformación excede un determinado valor umbral.

Estos barnices suelen ser resinas que aplicadas por diferentes metodologías recubren uniformemente la pieza a estudiar.

Tras el secado el objeto es sometido a la prueba de carga, la cual, si es aplicada de forma progresiva permite obtener gran cantidad de información del revestimiento. Procediendo a incrementar la carga progresivamente el barniz se fractura en primer lugar en aquella región donde la deformación es mayor que el valor umbral de aquel.



Las fracturas, que son observables a simple vista como estriaciones del recubrimiento paralelas entre si a muy corta distancia unas de otras, están siempre orientadas a lo largo de direcciones perpendiculares a la de la máxima tensión. En aquellas áreas donde el valor umbral no haya sido superado, la laca no se fragmentará.

Con cada incremento de carga adicional, el número de fracturas se multiplica en sentido distal desde el punto de aplicación de la carga, para terminar en aquel lugar donde la tensión sobre la superficie del objeto estudiado no se traduce en una deformación que supere el umbral de sensibilidad del recubrimiento.

Una vez han terminado de avanzar las líneas de fractura su límite, es generalmente fácil de determinar y rodear con un trazo de lápiz graso o rotulador. Si esto se realiza tras cada incremento de carga obtendremos una de estas líneas para cada magnitud y podremos asignarles las siglas adecuadas.

Cada una de estas líneas pintadas rodeando al área por la que se han extendido las fracturas del barniz se denomina **ISOENTÁTICA**, término proveniente del griego y compuesto de iso, igual y entasis, extensión; por tanto, una isoentática, será aquella línea que encierra, entre ella y el punto de aplicación, un área donde la tensión equivale o excede al umbral de ruptura del barniz. Con los sucesivos incrementos de carga se irán trazando las distintas isoentáticas que se originen.



Los barnices frágiles son utilizados principalmente para la localización de áreas de deformación en compresión pero es igualmente posible localizar áreas de deformación en descompresión. En el primero de los casos se realiza una pauta en la que inicialmente se rociará el objeto de estudio con el barniz y tras el correspondiente secado, se procede a la realización de la prueba cargando este objeto. Ahora bien, en el caso de querer estudiar la deformación a la descompresión, se lleva a cabo en primer lugar la carga del objeto y alcanzando su nivel deseado, se realiza el rociado con el barniz para que, una vez transcurrido el período de secado podamos descargar de acuerdo con el protocolo previsto y obtener así las áreas de deformación tras la descompresión.

En nuestro caso particular optamos por el primero de ambos métodos por el particular interés de nuestro estudio en la compresión progresiva de las paredes craneales, dado que los posibles fenómenos de deformación a los que se ven sometidas estas, generalmente provienen de agentes externos.



2.2.2. MATERIAL.

2.2.2.1. COMPLEJO BASE-BARNIZ.

Para la realización del estudio se utilizó el producto TENS-LAC de Measurements Group. Consta de dos recubrimientos aplicables sucesivamente, una capa base que prepara la superficie y el barniz en si.

En la composición de estos barnices entran una serie de resinas especiales disueltas en cloruro de metileno. La laca resultante es rociada sobre la estructura que debe ser estudiada y posteriormente dejada secar entre dos y seis grados por encima de la temperatura de ensayo.

SENSIBILIDAD

Como ya se ha ido mencionando hasta ahora, los barnices frágiles poseen un determinado valor umbral, el cual podemos cifrar normalmente en 500 microdeformaciones. Sin embargo, un incremento en la temperatura o el grado de humedad ambientales elevará el umbral del barniz frágil y conllevará una reducción en la sensibilidad. A umbrales superiores a las 1200 microdeformaciones, las fracturas no siempre permanecerán abiertas y por ello visibles después de retirar la carga, debido a lo cual puede ser necesario observar los patrones de fractura en la parte sometida a prueba, mientras está bajo la acción de la carga.



Ahora bien, el umbral del barniz frágil puede ser rebajado mediante el descenso de la temperatura hasta un nivel de unas 300 microdeformaciones.

De cualquier modo si nos esmeramos en la preparación, aplicación y metodología de la prueba, el barniz frágil, convenientemente calibrado, puede rendirnos unos resultados cuantitativos cuya precisión ronda los ± 100 microdeformaciones. Bajo condiciones óptimas, es posible encontrar precisiones del orden de ± 50 microdeformaciones. En cuanto al factor tiempo, se sabe que influye sobre la sensibilidad de la laca. Como se muestra en la gráfica de umbral de sensibilidad frente al tiempo de secado (Fig.-2.2), **la máxima sensibilidad (el más bajo umbral) se obtiene entre las 18 y las 24 horas** tras la aplicación del barniz. Por ello, lo ideal sería realizar la prueba durante este intervalo. Después de las 24 horas la sensibilidad decrece (aumenta el umbral).

SELECCION DE LA LACA

Ya hemos comentado que las propiedades de la laca se ven afectadas por la temperatura y humedad ambientales, y van a ser variables del recubrimiento dadas por unas condiciones de prueba específicas.

Por ello el diseño de las lacas varia con las distintas condiciones en las cuales van a actuar para poder obtener unos resultados óptimos en cada prueba.



Con el fin de seleccionar el barniz más adecuado se ha recurrido a la carta de selección (Fig.-2.1.) en la cual conociendo la humedad y temperatura ambientales se conoce el tipo de barniz que mejores resultados nos brindará. En nuestro caso se optó por el tipo TL-500-75.

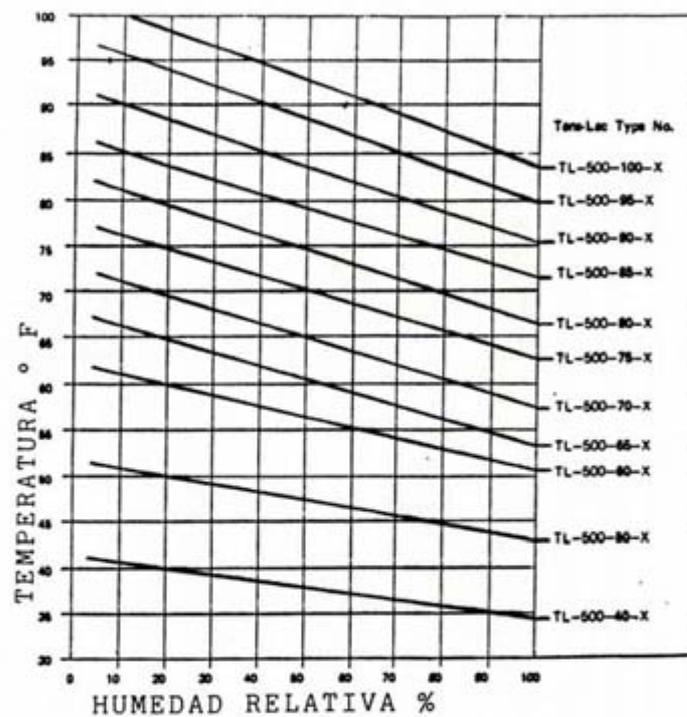


Fig.-2.1. Carta de selección.

Es importante la selección del barniz más adecuado posible puesto que a niveles de tensión inferiores a 300 microdeformaciones el barniz no adecuado entra en un estado de gran tensión interna que produce fracturas cuya distribución es en mayor o menor grado fortuita, que se denominan "crazing" es decir fracturas "alocadas". Lógicamente estas fracturas hacen la interpretación de la prueba muy difícil.

CAPA BASE

La denominada capa base consiste en una mezcla de polvo de aluminio y un disolvente transportador. Es rociada en la superficie de la parte a estudiar antes de la aplicación del barniz frágil. Con ello se consigue realzar la visibilidad de los patrones de fractura. El agente que contiene brinda un recubrimiento de aspecto aluminico-metalizado, lo cual nos provee de una superficie **uniformemente reflectante** y con ello se consigue la mejor visibilidad posible de la capa suprayacente. Aún si la superficie es clara o brillante, se recomienda el uso de la capa base ya que esta produce una reflectividad uniforme; también hace más fácil el juzgar el espesor de la capa de barniz durante la aplicación de este.

2.2.2.2. BANCO DE PRUEBAS.

Se diseñó un banco de pruebas capaz de ir realizando compresiones progresivas mediante la adición de pesos conocidos cuya magnitud era de diez kilogramos.

El banco consta de un armazón metálico solidario con la mesa en la que apoya, que se halla lastrada con el fin de evitar vibraciones y desplazamientos.



Las cargas se colocan sobre una plataforma de cuya cara inferior desciende verticalmente un eje metálico cuyo extremo, como, se apoya directamente en la pared craneal.

El craneo en ensayo se sujeta gracias a la mera presión ejercida por la carga entre el eje y el apoyo, constituido por planchas de bakelita.

2.2.2.3. MEDIOS DE ASISTENCIA.

Incluimos en este apartado una serie de aparatos de climatización y humidificación que debieron ser utilizados cuando, debido a las variaciones estacionales, se producían grandes oscilaciones ambientales para mantener el laboratorio en el margen de sensibilidad de la laca seleccionada.

2.2.3. METODO.

2.2.3.1. PREPARACION DE LA SUPERFICIE.

Es esencial que los barnices frágiles sean aplicados en un ambiente libre de grasas y humedad. La parte a estudiar debe estar completamente libre de suciedad, polvo y agua. Las piezas extremadamente rugosas, y las superficies altamente porosas, con gran número de indentaciones, pueden ser rellenados con una resina tipo epoxy.

2.2.3.2. APLICACION DE LA CAPA BASE.

Para la aplicación de la capa base se utilizan rociadores cuyo rendimiento es aproximadamente de 0'75 a 1 metro cuadrado, se debe agitar vigorosamente el envase durante varios minutos hasta conseguir que el polvo de aluminio quede en suspensión. La agitación periódica del aerosol durante el rociado contribuye a la mejor distribución del producto.

Se comienza a rociar apuntando sobre la pieza mientras se desplaza paralelamente a la superficie a una distancia de 7'5 a 15 cm. No se debe dejar de apretar la cabeza del aerosol mientras nos encontremos sobre la parte a estudiar. El espesor y uniformidad de la capa se producirá y controlará por la velocidad de cada pasada y la distancia entre la parte rociada y la cabeza del aerosol.

El recubrimiento, que mostrará un aspecto húmedo inmediatamente después del rociado, pasará, con el secado, a quedar finalmente mate en unos 15-30 minutos.

Tras el secado se recomienda que la superficie sea cepillada suavemente con una toalla o paño limpio para quitar toda la suciedad que pueda estar adherida. La acumulación de polvo en la capa base contribuye a la excesiva formación de burbujas al aplicar el barniz frágil, así mismo el polvo puede acumularse más fácilmente si se realiza el rociado con el spray demasiado lejos de la pieza. También pueden formarse burbujas en número excesivo si las capas aplicadas son



excesivamente gruesas, debido a que se producirá un atrapamiento de los solventes volátiles presentes en el producto.

2.2.3.3. APLICACION DEL BARNIZ FRAGIL.

El barniz frágil es la segunda y definitiva capa que se aplica para la realización de esta técnica propuesta; es en ella donde se producirán las fracturas que nos permitirán el estudio detallado de la evolución de la deformación por la superficie experimentada.

Este barniz consta de dos componentes básicos, por un lado, un vehículo volátil que actúa de solvente y que, en el producto utilizado por nosotros, es el cloruro de metileno y un segundo componente, precisamente el destinado a permanecer sobre la superficie a estudiar, formado por una combinación de resinas especiales, cuyas proporciones varían, en función del tipo de laca seleccionada para las posibles opciones, de acuerdo con las condiciones particulares de prueba (humedad y temperatura).

Tras el estricto cumplimiento de las normas de rociado y secado de la capa base, procedemos a la aplicación definitiva del barniz frágil. Como regla general de rociado se seguirán las mismas normas descritas para la capa base; dando pasada sobre la pieza a unos 8-15 cm de distancia sin detenerse, en pasadas rápidas, para dejar poco a poco una capa uniforme. Entre una y otra pasada se deberá esperar un



par de minutos; con ello se pretende evitar la formación de un excesivo número de burbujas. Si las capas aplicadas son muy gruesas no dejan que los solventes volátiles presentes en la laca se puedan liberar y estamos favoreciendo un atrapamiento de estos.

El hecho de disminuir la distancia del rociador al craneo trae consigo la formación de una "capa húmeda" denominada así, debido a que el excesivo acúmulo del producto no permite el secado de la parte más profunda de este; lo cual ocasiona una no deseable pérdida de sensibilidad, eficacia y utilidad del método.

Con una correcta aplicación sería óptimo un número de capas entre 8 y 12, con las que obtendríamos un espesor ideal entre 0'08 y 0'15 mm.

A simple vista es posible la comprobación de la uniformidad de la capa aplicada por la variación en la intensidad del color verde propio del barniz. De esta forma, si se observa una zona de menor coloración, se puede aplicar una capa selectiva para dejar una superficie totalmente uniforme. De cualquier modo es factible el uso de un micrómetro con el fin de correlacionar el espesor de una capa aplicada y el grado de color verde del barniz y con ello obtener una mejor calidad de la prueba a realizar.



La mejor superficie lacada no es aquella que es plana, si no aquella que es brillante y con una apariencia en "cascara de naranja". Las superficies de este último tipo rompen de una manera más predecible y repetible que los recubrimientos planos.

2.2.3.4. SECADO.

Las piezas a estudiar deben ser rociadas en condiciones ambientales adecuadas y sufrir un proceso de secado entre 18 y 24 horas a una temperatura de 2'8 a 5'6 grados centígrados sobre la temperatura a la que ha de realizarse el ensayo del material. Esta mayor temperatura para el secado se consigue introduciéndolo en una estufa corriente de laboratorio.

Tras el secado, la pieza se deja enfriar lentamente hasta alcanzar las condiciones de ambiente del ensayo. De un enfriado rápido podría resultar un fenómeno de fracturas "alocadas" en la capa de barniz.

Para piezas que deban ser estudiadas por debajo de 21'1 grados centígrados o por encima durante 20-24 horas, y posteriormente ir reduciendo la temperatura lentamente hasta alcanzar las condiciones de la prueba. En cualquier caso, la temperatura de equilibrio debería ser alcanzada antes de proceder a la realización de la prueba.



Método alternativo

Cuando los ensayos deban de hacerse el mismo día en que ha sido aplicado el barniz frágil, se puede forzar el secado del recubrimiento por la acción de una temperatura elevada. Inicialmente se deja de media a una hora de secado normal a temperatura ambiente y posteriormente se coloca la pieza rociada en un horno a 37'8 grados centígrados y durante un tiempo de entre 3 y 5 horas.

Enfriado el recubrimiento de la pieza a la temperatura del ensayo se procederá a la realización de este.

El seguir este método de secado, si bien nos permite realizar el ensayo en breve tiempo, presenta el problema de que los umbrales de fragilidad del barniz se ven ligeramente alterados y aumentan, con la consiguiente disminución de la sensibilidad del método.

Si bién en el párrafo anterior hacemos referencia a la pérdida de sensibilidad que lleva consigo un proceso de secado forzado, en caso de realizar el secado por el proceso normal hay un efecto variable del tiempo de secado sobre el umbral de sensibilidad del barniz, el cual podemos aprovechar para obtener la más alta sensibilidad.

Como mostramos en la figura adjunta (Fig.-2.2), tabla de doble entrada del umbral de sensibilidad frente al tiempo de secado, la máxima sensibilidad (más bajo umbral), se obtiene entre las 18 y 24 horas



posteriores al rociado de la pieza a ensayar con el barniz . Por ello lo ideal, será la realización del ensayo justo en este intervalo.

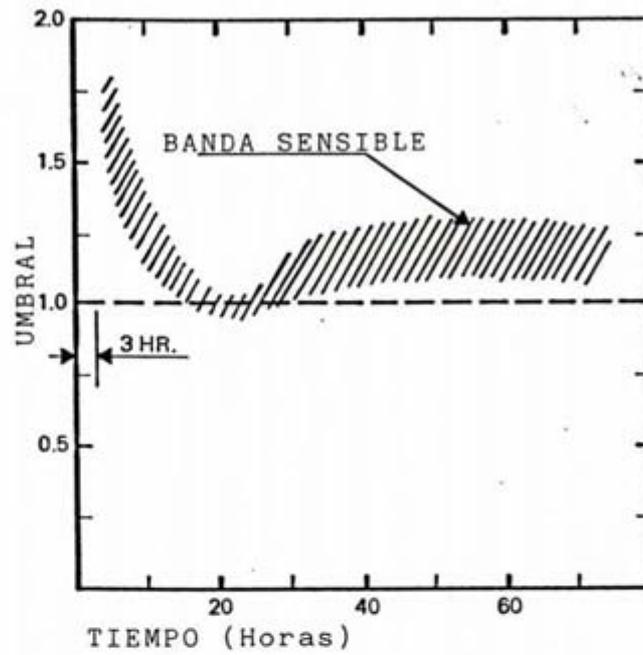


Fig.-2.2. Evolución de la sensibilidad frente al tiempo de secado.

Una vez rebasadas las 24 horas de secado, el umbral se incrementa y con ello disminuye de nuevo la sensibilidad del método. Como ejemplo, a las 48 horas el umbral se halla localizado en el área de la banda dispersa en la que oscila su medida entre un 10 y un 30% más del punto óptimo obtenido de las 18 a las 24 horas.

2.2.3.5. CALIBRACION.

La calibración consiste en una prueba por medio de la cual podemos conocer exáctamente que sensibilidad posee un determinado recubrimiento de barniz frágil en un momento dado.

Ya hemos señalado con anterioridad que en condiciones normales la sensibilidad umbral del barniz oscila en torno a las 500 microdeformaciones con una variabilidad de \pm 100 microdeformaciones. Cuando, además del estudio cualitativo de la deformación, interese cifrar esa deformación de forma cuantitativa, o bién debido a la variación del umbral de sensibilidad con respecto al tiempo sea preciso conocer en que magnitud se ha modificado este, se puede recurrir a la calibración del ensayo.

Para la realización de dicho calibrado se disponen de dos alternativas. Por un lado, utilizar el calibrador diseñado al efecto por la empresa suministradora de las lacas que en una escala graduada nos permite conocer directamente el mencionado valor umbral. La otra posibilidad consiste en considerar el caso típico de una viga empotrada en voladizo y sometida a flexión pura (Fig.-2.3). Este método resulta notablemente más económico y es susceptible de ser aplicado a otros tipos de revestimientos.

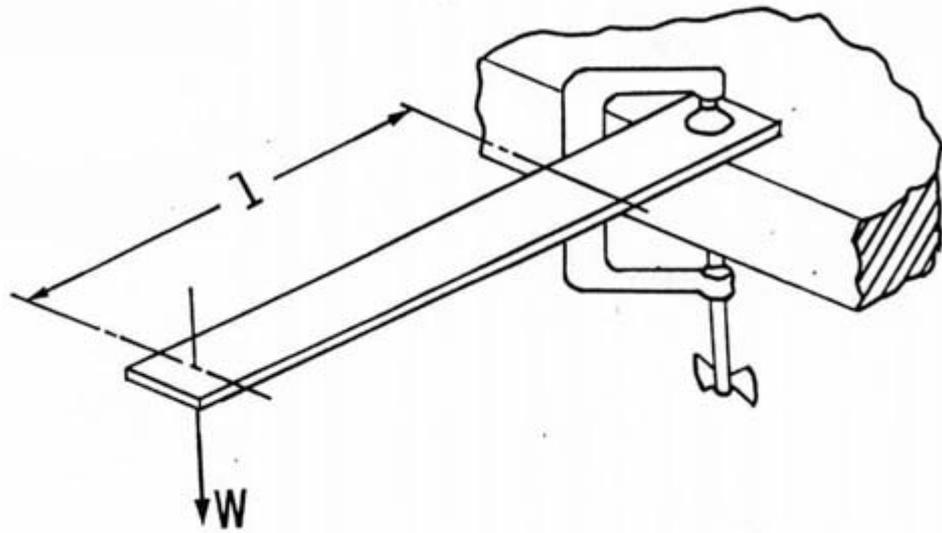


Fig.-2.3. Esquema de viga empotrada en voladizo.

Dado que:

$$\sigma = E \epsilon = \frac{Mc}{I}$$

$$\epsilon = \frac{Mc}{EI} = \frac{Wlh/2}{Eb^3h^3/12} = \frac{6Wl}{Eb^3h^2} = \frac{3hl^2}{2L^3}$$



Entonces:

$$\xi = \frac{3hlf}{2L^3}$$

Donde:

σ = Tensión.

ξ = Deformación.

E = Módulo de Young.

M = Momento aplicado.

c = Distancia de la superficie superior al eje neutro = $h/2$.

I = Momento de inercia de una barra rectangular
= $bh^3/12$.

W = Peso.

l = Longitud ocupada por las fracturas del barniz.

h = Espesor de la probeta.

b = Anchura de la probeta.

L = Longitud hasta el empotramiento.

f = Flecha.

Se deben preparar un número suficiente de testigos de calibración, generalmente tres o cuatro para cada ensayo. Estos deben ser rociados con la capa base y el barniz frágil en las mismas condiciones de temperatura

y humedad relativa y al mismo tiempo que la pieza a estudiar. Deben igualmente recibir el mismo número de capas tanto de base como de barniz frágil.

Así mismo es completamente necesario el mantener esa equidad durante el proceso de secado y proceder a la realización del ensayo y el test de calibración de forma simultánea.

Cuando el ensayo se realice durante un periodo de tiempo que supere las 24 horas, con disponer uno de estos testigos, conocemos como el umbral de sensibilidad del barniz ha sido modificado por un mayor tiempo de secado.

2.2.3.6. TECNICA DE ENSAYO.

Se han realizado un total de cincuenta ensayos, repartidos en cuatro grupos:

- Grupo I.- Craneo completo. Compresión eje Metopion-Opistocraneo. 8 casos.

- Grupo II.- Bóveda aislada. Compresión eje Metopion-Opistocraneo. 8 casos

- Grupo III.- Craneo completo. Compresión eje Eurion-Eurion. 14 casos.

- Grupo IV.- Bóveda aislada. Compresión eje Eurion-Eurion. 20 casos.

Previamente a su disposición en el banco de carga se debe liberar de laca el punto de compresión del vástago, con el fin de evitar un efecto de presión directa sobre la laca y su consiguiente fractura.



A continuación se localizan los puntos antropométricos escogidos en cada caso para determinar el eje a lo largo del cual se efectuará la compresión.

Posteriormente se sitúa el craneo en el banco de pruebas tomando nota de la temperatura y humedad ambientales.

Se realizan las cargas, con un inicial de diez kilogramos, incrementándola posteriormente de diez en diez kilogramos, hasta alcanzar los setenta.

Se inicia la carga de forma progresiva y no en un golpe brusco pues la gran energía cinética de este fractura desde el primer momento el hueso. Con la carga progresiva obtenemos una visión real del proceso de deformación de las paredes craneales llegando con facilidad a los setenta kilogramos sin que se produzcan roturas de la pieza.

Las líneas de rotura del barniz son observadas más fácilmente cuando la pieza ensayada está sometida a carga y usamos para su visualización una fuente de luz cómoda de orientar, del tipo de las usadas comunmente en fotografía. La luz emitida por este foco se debe dirigir con un ángulo de unos treinta grados aproximadamente hacia la superficie recubierta por el barniz frágil.

Con el fin de examinar los patrones de fractura del barniz durante cargas sucesivas o incrementos progresivos de carga, se debe reducir la carga a cero entre cada incremento de esta. La carga cero debe ser mantenida por un periodo de tiempo, que deberá durar el



doble del que haya durado el incremento previo de carga antes de reiniciar de nuevo la carga para alcanzar el siguiente nivel.

Con cada adición de carga se realiza un estudio de la evolución de la deformación, señalando por una línea **isoentática** el límite al cual haya llegado dicha deformación.

Por otro lado y con la finalidad de estudiar los resultados en una región de menor resistencia que la ofrecida por el craneo completo, decidimos aplicar la experiencia a la bóveda craneal aisladamente.

Para cada ensayo se rellena una ficha en la que señalamos los datos que tienen interés, desde la selección del material fijando por inspección los detalles óseos que puedan influir en la prueba, hasta los resultados finales del ensayo y la calibración, en un intento de homogeneización para su posterior tabulación.

Los parámetros que se anotan son:

- Longitudes máximas tanto antero-posterior como transversal del craneo.
- Robustez ósea (aspecto general y particular de los detalles de interés).
- Aspectos de las suturas (amplitud, profundidad, etc.)
- Presencia de huesos wornianos (número, tamaño, situación etc.)
- Aspecto en conjunto de los arbotantes.



- También y posterior a cada ensayo la incidencia de fracturas (localización, longitud, tipo, etc.)



2.3. EXTENSOMETRIA OHMICA.

2.3.1. INTRODUCCION.

El enunciamiento en 1678 por Robert Hooke de la ley que relaciona las tensiones y deformaciones en materiales sometidos a sollicitaciones mecánicas y el descubrimiento en 1856 por Lord Kelvin de las variaciones que sufre un conductor eléctrico en su resistencia al modificarse su geometría, establecen los dos pilares fundamentales en que se basa la extensometría óhmica. A pesar del tiempo transcurrido desde entonces, no ha sido hasta después de la II Guerra Mundial cuando su uso se ha generalizado.

2.3.2. MATERIAL.

2.3.2.1. BANDAS EXTENSOMETRICAS.

Las bandas o galgas extensométricas son los elementos sensibles o transductores que se utilizan para la determinación de las deformaciones unitarias que sufrirá el material a ensayar.

La banda más elemental constaría de un hilo conductor firmemente unido a la estructura en ensayo a través de una lámina intermedia, que le permite transmitir las deformaciones de aquella al mismo tiempo que la aísla eléctricamente.

Los elementos que la componen son:



- Rejilla activa.

Conductor, generalmente un hilo metálico dispuesto en forma de parrilla y con la mayor parte de su longitud paralela a una determinada dirección, cuyo eje es el de la máxima sensibilidad.

Aunque generalmente se emplean conductores a base de hilos metálicos, también se pueden emplear rejillas obtenidas con técnicas de circuitos impresos lo que las dota de gran variabilidad en sus formas y capacidad de utilización.

También es posible utilizar bandas donde la parte activa está formada por un bastoncito de monocristal de silicio de muy alta sensibilidad sometido a fatigas. Incluso algunos autores (Meglan et al, 1988) han desarrollado galgas a base de metales líquidos como el mercurio, que son susceptibles de ser utilizados en la medida de las deformaciones en el interior de los tejidos blandos.

Una galga sometida a ensayo puede sufrir, o bien un alargamiento, o bien un acortamiento. En el primer caso estará experimentando una tracción, que se nos evidenciará por un signo negativo precediendo a la deformación registrada. En el segundo caso estará experimentando una compresión longitudinal y se nos mostrará una deformación de signo positivo.

- Soporte.

Constituido por una lámina plástica de unas 20μ . de espesor que debe cumplir las siguientes condiciones:

- Módulo de cizalladura alto.
- No debe ser fluente.
- Muy sensible al alargamiento.
- Resistente a la temperatura.
- Ser dieléctrica al paso de la corriente.
- Cubierta.

Lámina similar al soporte, que la protege aislando al conductor de las manipulaciones y el ambiente.

Las galgas utilizadas en nuestro estudio fueron del modelo FLE-1-11 de la casa TOKYO SOKKI KENKYUJO CO. LTD. Su longitud es de 1 m.m.; la resistencia unitaria es de $120 \pm 0,3$ microdeformaciones y su factor de galga K es de 1,99.

2.3.2.2. BASES.

Constituidas por una lámina del mismo tipo que el soporte de la galga, se sitúa sobre ella una placa metálica para cada borne del captador donde se sueldan los hilos provenientes de este y los cables que conectarán con la caja de conmutación. Gracias a su uso, estas bases permiten al sistema ser solidario con el objeto ensayado y no obtener fluctuaciones de los valores registrados por la movilidad accidental de los cables de conexión.

Las bases utilizadas fueron del modelo FG-5T, de 5 m.m. fabricadas por SHOWA MEASURING INSTRUMENTS CO. LTD.



2.3.2.3. CAJA DE CONMUTACION.

Permite la posibilidad de conectar hasta diez canales por caja y además conectar hasta cinco cajas en serie. Dispone de cinco bornes y un mando de equilibrado individual por canal; con la posibilidad de emplear una sola compensación para los diez canales y su utilización en diversas configuraciones, 1/4, 1/2 ó 1/1.

Se utilizó el modelo 7102-CC-10/V de IEE.

2.3.2.4. MONITOR DIGITAL.

Equipado con un indicador digital de cristal líquido graduado en microdeformaciones,

$$1 \text{ microdeformación } (\mu\varepsilon) = \frac{\Delta L}{L} \times 10^{-6}$$

que es una medida adimensional resultante de la relación $\frac{\Delta L}{L}$ es decir $\mu\text{m.m./m.m.}$

Donde L es la longitud inicial y ΔL es el incremento de longitud.

La práctica totalidad de los autores recomiendan hablar solo de $\mu\varepsilon$.

Dispone de control de ajuste del factor de galga (K), el número de ramas activas, conexión exterior de 2 ó 4 galgas, equilibrado del puente, calibración y conexión a cajas de conmutación.



Va graduado en dos escalas de ± 1.999 y ± 19.990 respectivamente, su precisión es de 0'5 %. Posee el amplificador incorporado y un conversor ratiométrico.

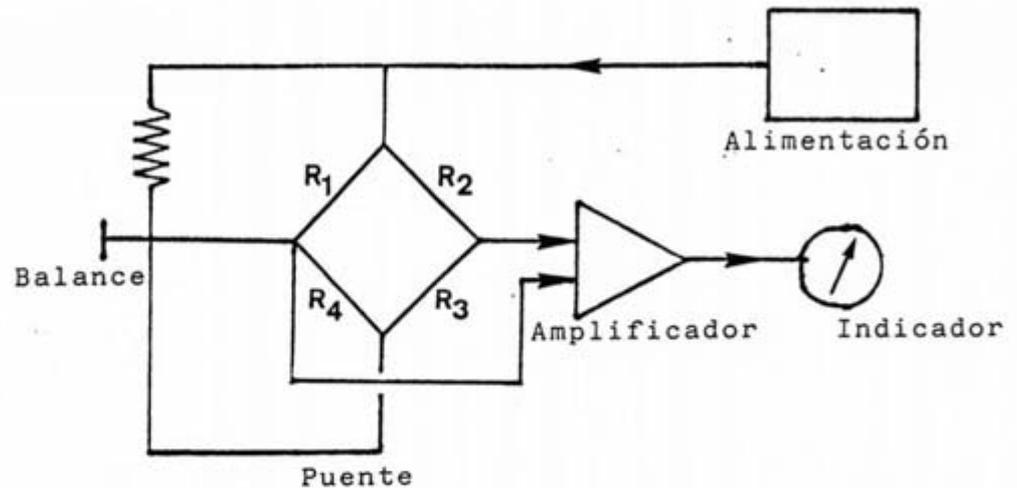


Fig.-2.4. Esquema de la estructura interna del monitor de deformaciones.

2.3.2.5. BANCO DE PRUEBAS.

Para esta fase del trabajo se utilizó el mismo banco descrito en la instrumentación de los barnices frágiles.

2.3.2.6. MATERIAL INFORMÁTICO.

En este grupo se incluye elementos necesarios para disponer la instrumentación tales como: Conectores, cableado, material de soldadura, pegamento de cianocrilato (debido su uso a que solidifican por

polimerización), material para preparar la superficie (alcohol, cuchillas), selladores de silicona, equipos de medida para antropometría, etc.

2.3.2.7. OTROS MATERIALES.

- Ordenador Hp - 9816.
- Plotter trazador de dos plumas.
- Software, necesario para la realización de gráficos, y la metodología estadística.

2.3.3. METODO.

Sobre el material óseo, una vez localizada la **línea temporal superior** y los dos arcos de circunferencia superior e inferior; se dispuso la colocación de tres galgas a lo largo de cada uno de estos tres niveles. De esta forma disponemos de nueve galgas, con lo que podemos registrar la deformación que experimenta la pared de la bóveda craneal conforme se incrementa la carga a la que se ve sometida. La situación de estas galgas fue también definida por medio del sistema de rejilla de Mc Elhaney y Haynes.

2.3.3.1. PEGADO DE LAS BANDAS.

El primer paso es la limpieza y preparación de la superficie que debe alojar la galga. Debemos conseguir que esta quede lo más plana posible y libre de restos de grasa, polvo, etc.

Nosotros utilizamos cuchillas con las que fue puliéndose la superficie hasta disponer de un área suficiente para la banda. Posteriormente se limpió, con alcohol, para liberarla de grasa y polvo. La superficie ideal es aquella ligeramente estriada en sentido longitudinal, con una profundidad de estriación de unos 5μ .

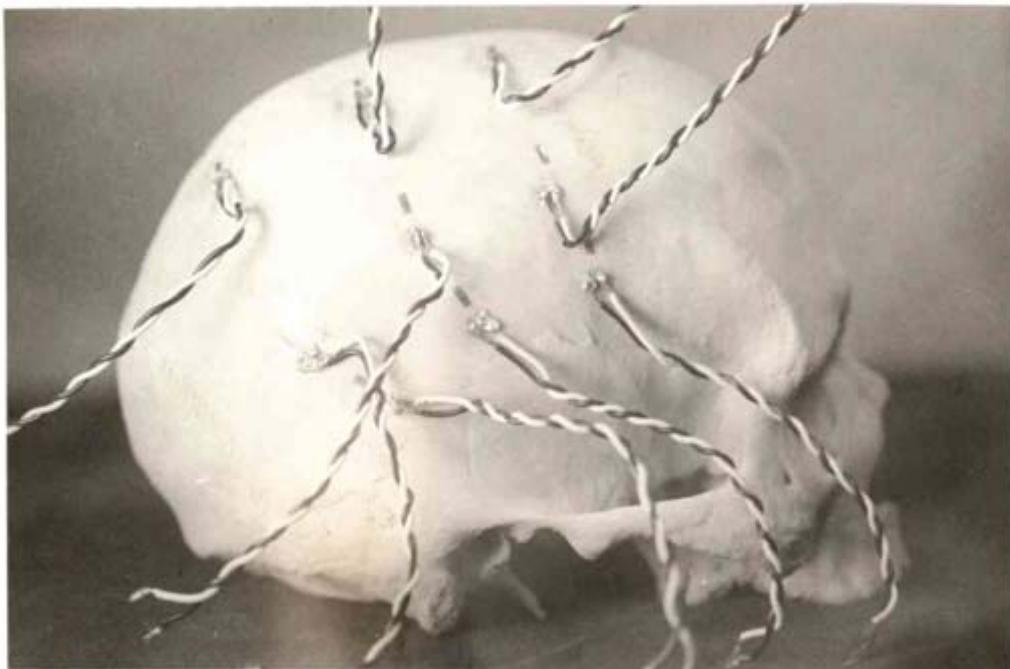
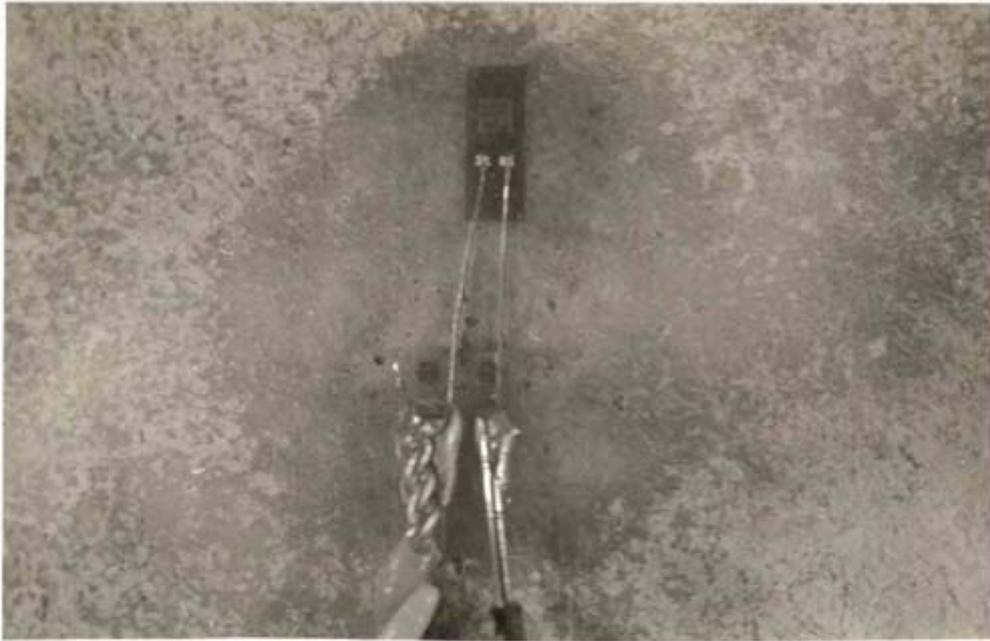
A continuación se procede al pegado de la galga y la base, procurando manejarlas con pinzas a fin de evitar que se manchen.

Tras el secado del pegamento, casi instantáneo, se procede al cableado por medio de soldadura de aleación plomo-estaño (Fig.-2.5) y su posterior conexión al aparataje.

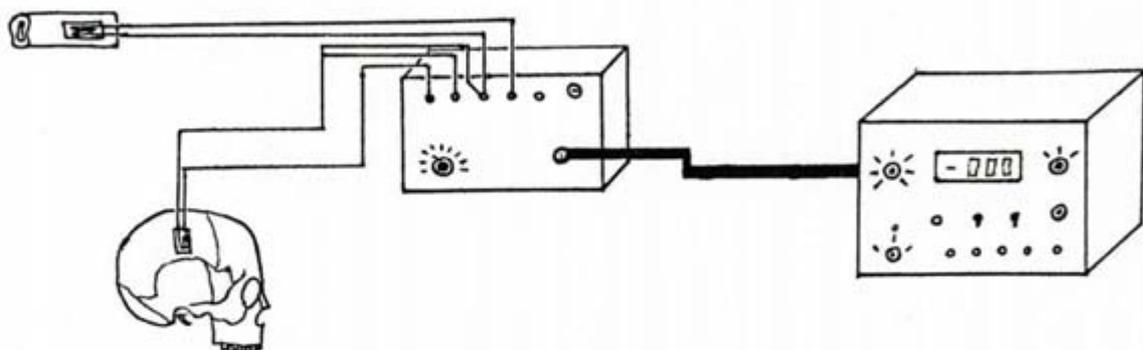
Las galgas fueron numeradas del uno al nueve comenzando por la más anterior de la línea superior (número uno) hasta la más posterior de esta misma línea (número tres); a continuación la línea temporal superior, para terminar con la línea inferior, de tal manera que la galga más posterior de esta tendría asignado el número nueve (Fig.-2.6).

Fig.-2.5.- Detalle de una galga soldada a tres hilos.

Fig.-2.6.- Disposición de las galgas sobre la pared craneal.



Con el fin de posibilitar el equilibrado del puente si la resistencia del sistema de cables supera 1 óhmio, se utilizó la conexión de una galga a tres hilos de acuerdo con el siguiente esquema:



De esta forma la galga de compensación, cuya misión es la de actuar de patrón no sometida a deformación, pero si a la misma temperatura que la muestra estudiada, será común a todos los canales de la caja.

Como la resistencia de los hilos está en dos ramas adyacentes del puente, esta no afectará al equilibrado del mismo.

Se deben realizar comprobaciones, ya oculares de la disposición de los elementos, ya medida del valor óhmico de la banda para detectar cortocircuitos, etc.

2.3.3.2. TECNICA DE ENSAYO.

Una vez dispuestas las conexiones entre equipamiento y pieza a estudiar, se coloca el craneo en el banco de pruebas para proceder a su carga. Se realiza el equilibrado del puente, canal por canal, gracias al potenciómetro individual de cada uno de ellos en la caja de conmutación.

El ensayo de cada craneo consta en líneas generales de tres fases. Una primera hasta alcanzar la carga máxima, una segunda fase con un periodo de adaptación a esta máxima carga y finalmente, la descarga progresiva hasta los cero kilogramos.

Con el craneo ya dispuesto en su lugar se procede a cargarlo de forma progresiva comenzando por diez kilogramos e incrementado la carga de diez en diez hasta un total de cincuenta kilogramos, con un periodo de 2-3 minutos entre cada nueva adición de carga. Se anotan los valores en microdeformaciones de cada una de las nueve galgas.

Posteriormente se permite al craneo un periodo de adaptación de veinticuatro horas a esta carga máxima, para obtener el valor diferido, y una vez anotadas la deformaciones sufridas proceder a descargarlo de forma progresiva en forma similar a la de la fase de carga.

Esta metódica de trabajo se realiza para cada uno de los ochenta ensayos, en dos fases de cuarenta ensayos cada una, a los que se someten los diez craneos utilizados. De tal manera que cada uno de ellos ha sido comprimido y descomprimido a lo largo de tres ejes:

- Transversal.- **Eurion-Eurion**
- Sagital.- **Opisthocranion-Metopion**
- Vertical - **Bregma-Intercondileo**
Bregma-Intermastoideo

El último eje está comprendido en un plano frontal cuyo punto más craneal es bregma y caudalmente viene determinado por el punto medio de una línea que une ambos cóndilos occipitales en una serie de experiencias, o ambos vértices de las apófisis mastoides del temporal en la otra serie.

Para cada una de las fases (carga y descarga) de los ensayos se rellena una ficha, recogiendo en ella los parámetros de interés, tales como: Eje de carga, tipo de montaje, número de craneo, esquema de disposición de galgas y valores de registro de estas en una tabla que enfrenta las distintas cargas con las tres líneas y las galgas numeradas.

Finalmente para su análisis inicial los datos tabulados se pasarán al ordenador con el fin de obtener las gráficas de deformación.

2.4. METODO ESTADISTICO.

Una vez se ordenaron los datos para la realización del análisis estadístico, se introdujeron estos en el ordenador del Departamento de Bioestadística de la Facultad de Medicina.

El tratamiento estadístico de los datos ha consistido en contrastes de igualdad de medias mediante Análisis de Varianza correspondiente a un diseño factorial de tres factores ortogonales (EJES, GARGAS Y GALGAS) con diez réplicas. De este análisis se han contrastado la igualdad de medias en los tres factores mencionados, así como las correspondientes interacciones.

Este análisis se completó con contrastes de igualdad entre cada dos medias, en los niveles de los factores cuya influencia fue significativa, con un estadístico distribuido como una t-Student. También se ha estudiado la evolución, de la deformación en relación con la carga mediante un análisis de regresión exponencial.



3 RESULTADOS



3. RESULTADOS

3.1.	Barnices frágiles.....	111
3.2.	Extensometría óhmica. Cargas.....	125
3.2.1.	Gráficas de deformación. Curvas carga-deformación.....	125
3.2.2.	Tratamiento estadístico.....	216
3.2.2.1.	Análisis de varianza.....	216
3.2.2.2.	Contraste de igualdad de medias.....	218
3.2.2.3.	Análisis de regresión.....	223
3.3.	Extensometría óhmica. Descargas.....	237
3.3.1.	Gráficas de deformación. Curvas carga-deformación.....	237
3.3.2.	Tratamiento estadístico.....	326
3.3.2.1.	Análisis de varianza.....	326
3.3.2.2.	Contraste de igualdad de medias.....	327
3.3.2.3.	Análisis de regresión.....	328
3.4.	Curvas (carga-descarga) Deformación.....	341



3 - RESULTADOS

3.1. BARNICES FRAGILES

Los resultados obtenidos tras la aplicación de este método se relacionan en los cuadros adjuntos, tal como se detalla:

- Grupo I.- Craneo completo . Eje opistocraneo-metopion. Tabla 3-I.
- Grupo II.- Bóveda aislada . Eje opistocraneo-metopion. Tabla 3-II.
- Grupo III.- Craneo completo - Eje eurion-eurion. Tablas 3-III y 3-IV.
- Grupo IV.- Bóveda aislada. Eje eurion-eurion. Tablas 3-V a 3-VIII.

En cada uno de los ensayos se anotó el grosor de las paredes craneales cuantificándolos de uno a tres puntos. De igual modo se hizo con el aspecto de robustez de los arbotantes.

Como ejemplo se presentan dos fichas de recogida de datos , una de los ensayos sobre craneo completo, figura 3-1, y otra de los realizados sobre bóveda aislada, figura 3-2.

Los dos primeros grupos, I y II, fueron cargados con magnitudes de 10, 20, y 40 kilogramos y así fueron reseñados en las tablas de resultados. Estos dos grupos, que se ensayaron en el eje ántero-posterior, no condujeron a resultados positivos en ninguno de los casos. Tras haber sido sometidos todos ellos a los

mismos tipos de cargas no pudimos observar ninguna línea de fractura en el barniz que nos indicase una deformación valorable.

Tanto el grupo I como el II están constituidos por ocho casos cada uno.

En el tercer y cuarto grupo de experiencias, los más numerosos, se aplicaron compresiones transversales a lo largo del eje interaural. El número total de casos fue catorce en el primero de ellos, sobre craneo completo, y veinte en el segundo sobre bóveda aislada.

Al igual que en los dos primeros grupos se tabularon los resultados anotando: Con que cargas aparecían las isoentáticas - P1, P2 y P3 en aquellas ocasiones que se evidenció la presencia de esta última-, también se reseñaban el grosor del hueso y el aspecto de los arbotantes, la incidencia de fracturas, diastasis articulares, etc. Y, finalmente, la extensión de la deformación, anotando si cruzaba o no las suturas más próximas al punto de carga.

Podemos situar una isoentática inicial, P1, en torno al punto de compresión, en la cual la tensión se distribuye de forma radial. Esta isoentática aparece con una carga media de 34'17 kilogramos en los craneos completos y 11'67 kilogramos en las bóvedas aisladas. El radio del área por la que se extiende la deformación no excede el centímetro o centímetro y medio.

La segunda isoentática, P2, oscila en su área de influencia en torno a la **Linea Temporal Superior**, no es constante y aparece con cargas medias de 55 kilogramos para los craneos completos y 24'37 kilogramos para las bóvedas aisladas.

La presencia de una tercera isoentática - P3 - es más excepcional y de existir se distribuye longitudinalmente de forma paralela a la sutura interparietal. Aparece sobre los 65 kilogramos en los craneos completos, con una incidencia del 14'29 % de los casos y sobre los 36'67 kilogramos en las bóvedas aisladas con una incidencia para estas del 30 %.

En lo referente a la circunscripción o no de la deformación al hueso parietal en el 50 % de los casos la deformación está localizada en el parietal, es decir, no rebasa las líneas suturales del cráneo. Cuando cruza alguna sutura lo hace con más facilidad en aquellas que presentan un grado mayor de evolución hacia la sinostosis. En otros casos hemos observado que la deformación del hueso se detiene justo a nivel de una sutura craneal y esto sucede fundamentalmente cuando existe un amplio intersticio óseo entre los bordes adyacentes de los huesos que se articulan.

En cuanto a la modificación arquitectónica de las paredes óseas, sobresalen dos hechos importantes, las diastasis y las fracturas. En las experiencias realizadas en cráneos completos son muy frecuentes (42 %) las diastasis ténporoparietales. Al efectuar la compresión intereural ambos parietales se aproximan al

plano sagital utilizando como charnela la sutura interparietal y basculan de tal forma que el borde escamoso del hueso se separa de la escama del temporal. En los ejemplares donde la estructura de la sutura escamosa ha resistido la deformación parietal, las fuerzas han progresado hacia la base del cráneo, produciendo en unos casos (29 %) una fractura de la misma y resistiendo, en los otros, la deformación transmitida. En estos últimos casos, que representan otro 29 % de total, se observa que existen arbotantes robustos en ambos lados y que el grosor de las paredes craneales es muy manifiesto.

En los ensayos realizados en las bóvedas aisladas se necesitan cargas menores para ir obteniendo las sucesivas líneas de fractura del barniz. Todas las fracturas que se han producido (40 %) afectan a los surcos arteriales y de estas, ocho casos se corresponden con la rama posterior y cuatro con la anterior. En dos de los 20 casos que componen este grupo no hemos obtenido ninguna respuesta a las distintas compresiones y se observa que, en ambos ejemplares, la robustez de las paredes es apreciable, más por su grosor que por el aspecto de los arbotantes.

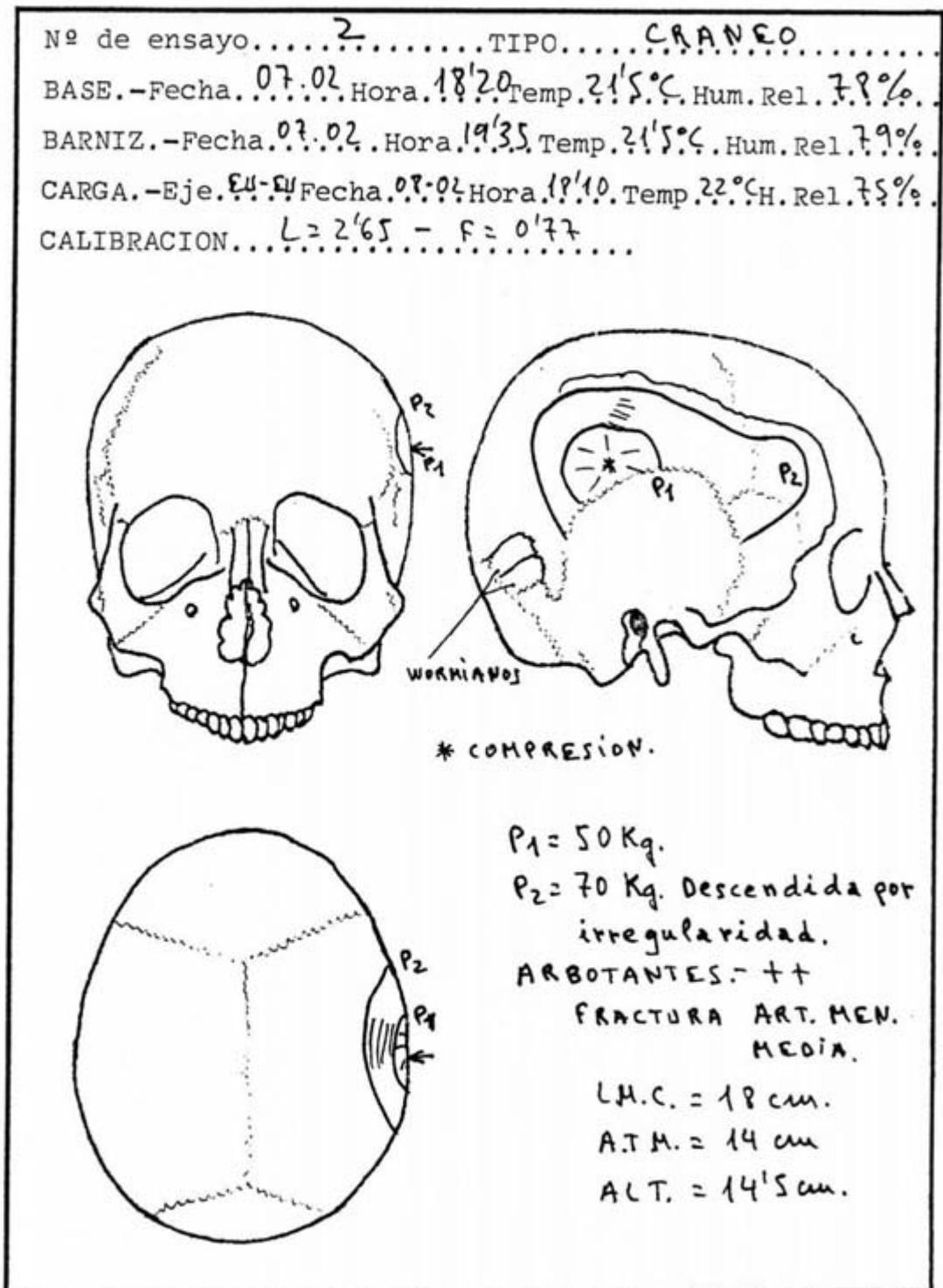


Fig 3. 1.

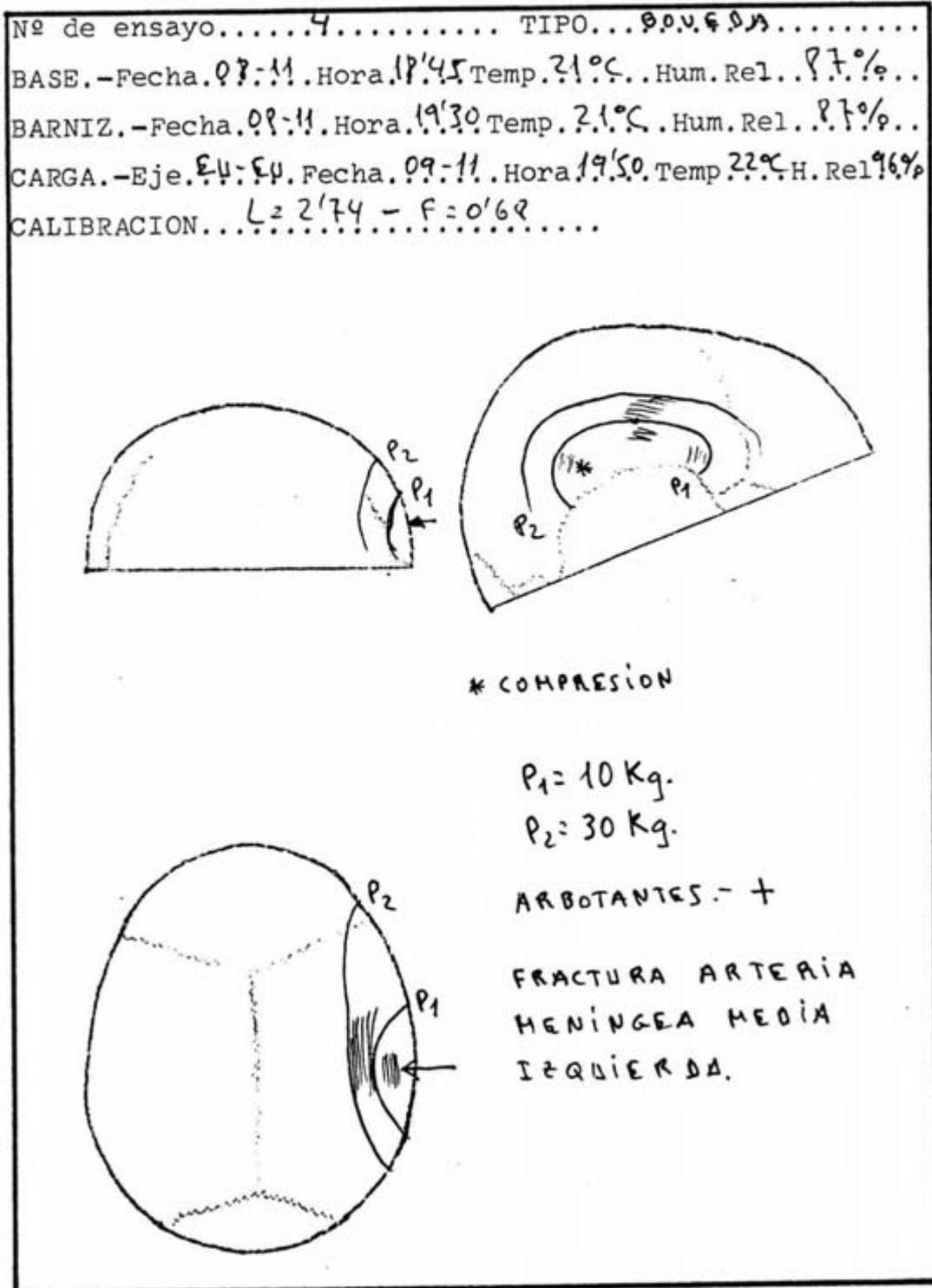


Fig. 3. 2.

= GRUPO I =

CRANES COMPLETOS = COMPRESION EJE METOPION-OPIST.

	1	2	3	4	5	6	7	8
Grosor	++	++	+	++	+++	+	+	++
Arbolantes	+	++	++	+	+++	+	+	+
10 Kgf.	-	-	-	-	-	-	-	-
20 Kgf.	-	-	-	-	-	-	-	-
40 Kgf.	-	-	-	-	-	-	-	-

TABLA 3. I.



= GRUPO II =

BOVEDAS AISLADAS = COMPRESION EJE METOPION - OPIST.

	1	2	3	4	5	6	7	8
Grosor	++	++	+	++	+++	+	+	++
Arbolantes	+	++	++	+	+++	+	+	+
10 Kgr:	-	-	-	-	-	-	-	-
20 Kgr:	-	-	-	-	-	-	-	-
40 Kgr:	-	-	-	-	-	-	-	-

TABLA 3. II.



GRUPO III							
CRANEOS COMPLETOS		COMPRESION		EJE EURION - EURION		EURION - EURION	
ENSAYO	1	2	3	4	5	6	7
P ₁	30	50	10	30	50	50	—
P ₂	50	70	50	—	—	—	—
P ₃	70	—	—	—	—	—	—
Grosor hueso	+	++	+	++	+	++	+++
Aspecto Arborescentes	+	++	Der: + Izg: ++	Der: + Izg: ++	+	++	++
Fracturas	De base	Diastasis Temporo-Pariet. Fract: AMM.	Diastasis Temporo-Pariet. bols.	Diastasis Temporo-Pariet. bols.	De base	—	—
Cruce Sutures	Paso a los huesos perifericos	Frontal de	Localizado	Frontal.	Localizado	Localizado	—

TABLA 3. III.



= GRUPO III =											
CRANEOS COMPLETOS		COMPRESION			EJE EURION			EURION			EURION
ENSAYO	8	9	10	11	12	13	14				
P ₁	40	-	50	30	30	30	40				
P ₂	70	-	-	40	-	50	-				
P ₃	-	-	-	60	-	-	-				
Grosor hueso	++	+++	+	+	++	+	++				
Aspecto Arbolantes	+++	+++	+	+	Der. ++ Izq. +	+	++				
Fracturas	Diasis Temporo-Parietales	-	Base	Base	Diasis Temporo-Parietales	Diasis Temporo-Parietales	-				
Cruce Suburas	Localizada	-	Localizado	Frontal	Frontal	Frontal y Occipital	Localizado				Localizado.

TABLA 3. IV.

GRUPO IV					
BOVEDAS AISLADAS	COMPRESION EJE EURION-EURION.				
ENSAYO	1	2	3	4	5
P ₁	20	10	10	10	10
P ₂	—	30	30	20	20
P ₃	—	—	—	40	40
Grosor hueso	+	++	+	+++	+
Aspecto Arbotantes	+	+	—	Der: ++ Izg: —	++
Fracturas	Ambas Art. Men. Med.	Art. Men. Med. Izg:	Art. Men. Med. Izg:	—	Art. Men. Med. Der:
Cruce suturas	Localizado	Localizado. stop en fract.	Frontal	Localizada.	Frontal.

TABLA 3. V.

⇒ GRUPO IV ⇒

BOVEDAS AISLADAS	= COMPRESION EJE EURION - EURION				
ENSAYO	6	7	8	9	10
P ₁	10	10	-	20	10
P ₂	20	20	-	30	20
P ₃	-	-	-	-	30
Grosor hueso	++	+	++	+	+
Aspecto Arbolantes	++	-	+	Der: ++ Izg: -	++
Fracturas	-	Diestosis Fronto-Parietal Bilateral	-	-	-
Uuce. suburas	leve a Frontal Izg.	Frontal der.	-	Frontal der.	Frontal.

TABLA 3. VI.

GRUPO IV						
BOVEDAS AISLADAS	COMPRESION	EJE	EURION - EURION			
ENSAYO	11	12	13	14	15	
P ₁	10	10	-	10	10	
P ₂	20	30	-	30	20	
P ₃	30	-	-	40	-	
Grosor hueso	++	++	+++	++	+	
Aspecto Arbotantes	++	++	++	Der. + Izg. ++	++	
Tracturas	-	Art. Men. Med. Izg.	-	-	-	
Cruce suturas	Frontal	Frontal der.	-	Localizado	Frontal Izq.	

TABLA 3. VII.

= GRUPO IV =

BOVEDAS AISLADAS = COMPRESION EJE EURION - EURION.

ENSAYO	16	17	18	19	20
P ₁	20	10	10	10	10
P ₂	30	—	30	30	30
P ₃	—	—	—	—	40
Grosor hueso	+	+	+	+	+
Aspecto Artobones	++	+	+	+	++
Fracturas	—	Art. Men. Med. Der: e Izq:	Diastasis	Art. Men. Mal Izq	Art. Men. Med. Der
Cruce suturas	Localizacio	Localizacio	Frontal. der.	Paso a los huesos periferic	Localizado.

TABLA 3. VIII.

Tras haber realizado la primera fase del proyecto se inició el desarrollo de la segunda etapa de este por medio de la utilización de galgas extensométricas. Esta segunda fase constaba de dos partes una de carga progresiva y otra posterior de descarga. Ambas se realizaron sobre los grupos que se detallan a continuación.

- Grupo I (10 ensayos). Eje de compresión Eurion-Eurion.
- Grupo II (10 ensayos). Eje de compresión Bregma-Plano intercondíleo.
- Grupo III (10 ensayos). Eje de compresión Bregma-Plano intermastoideo.
- Grupo IV. (10 ensayos). Eje de compresión Metopion-Opistocraneo.

3.2. EXTENSOMETRIA OHMICA. CARGAS.

3.2.1. GRAFICAS DE DEFORMACION.CURVAS CARGA-DEFORMACION

Con independencia de las variaciones particulares de cada craneo, hemos podido observar un patrón general en el desarrollo de las deformaciones parietales en relación con los ensayos aplicados.

Los resultados obtenidos en cada uno de estos ensayos, se ofrecen en una ficha de recogida de datos (Tablas 3-IX a 3-XLVIII), y en una gráfica de deformación de forma que se favorece así su análisis (Figuras 3-3 a 3-42).

Después de la descripción de los resultados de cada grupo se presentan las tablas de valores medios de deformación por ejes (Tablas 3-XLIX a 3-LII) y sus correspondientes gráficas de deformación (Figuras 3-43 a 3-46).

Como consecuencia de la aplicación de cargas progresivamente mayores se registra una deformación que, siendo progresiva, no guarda relación lineal con el incremento, este si lineal, de la carga.

El incremento de deformación registrado tras la primera carga es muy aparente, lo que contrasta con el escaso aumento experimentado tras cargas sucesivas. **Entre el 60 y el 70 % del valor máximo de deformación se obtiene como consecuencia de la primera carga.**

En todos los ejes se observa una deformación progresiva, que en la mayoría de los registros tiene signo negativo es decir conforme se produce la carga, la pared craneal tiende a abombarse. Por el contrario, cuando el cráneo cargado permanece en **compresión mantenida** de 24 horas se observa una inflexión de tendencia positiva en todos los ejes y galgas, que solo en las compresiones opistocraneo-metopion no llega a superar el valor cero, permaneciendo por debajo de este valor las galgas cinco a nueve.

Observando la deformabilidad y comparando los ejes I (transversal) y IV (ántero-posterior) se constata que esta es mayor en el primer caso, oponiendo la bóveda craneal una menor resistencia a las cargas en el eje eurion-aurion que a las cargas opistocraneo-metopion.

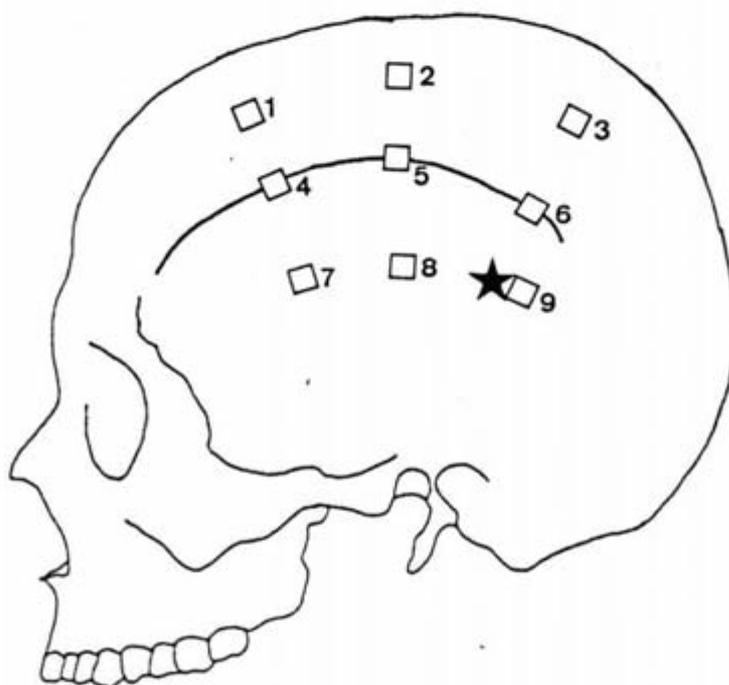
Los ejes II y III son en general bastante similares, si bién, se pueden evidenciar diferencias, como son:

- Valores de deformación positivos en las galgas seis y nueve con la carga de diez kilogramos en el eje III. Apoyo intermastoideo.
- Valores de deformación positivos en ambos casos pero de mayor magnitud también en el eje III tras el periodo de veinticuatro horas. Apoyo intermastoideo.

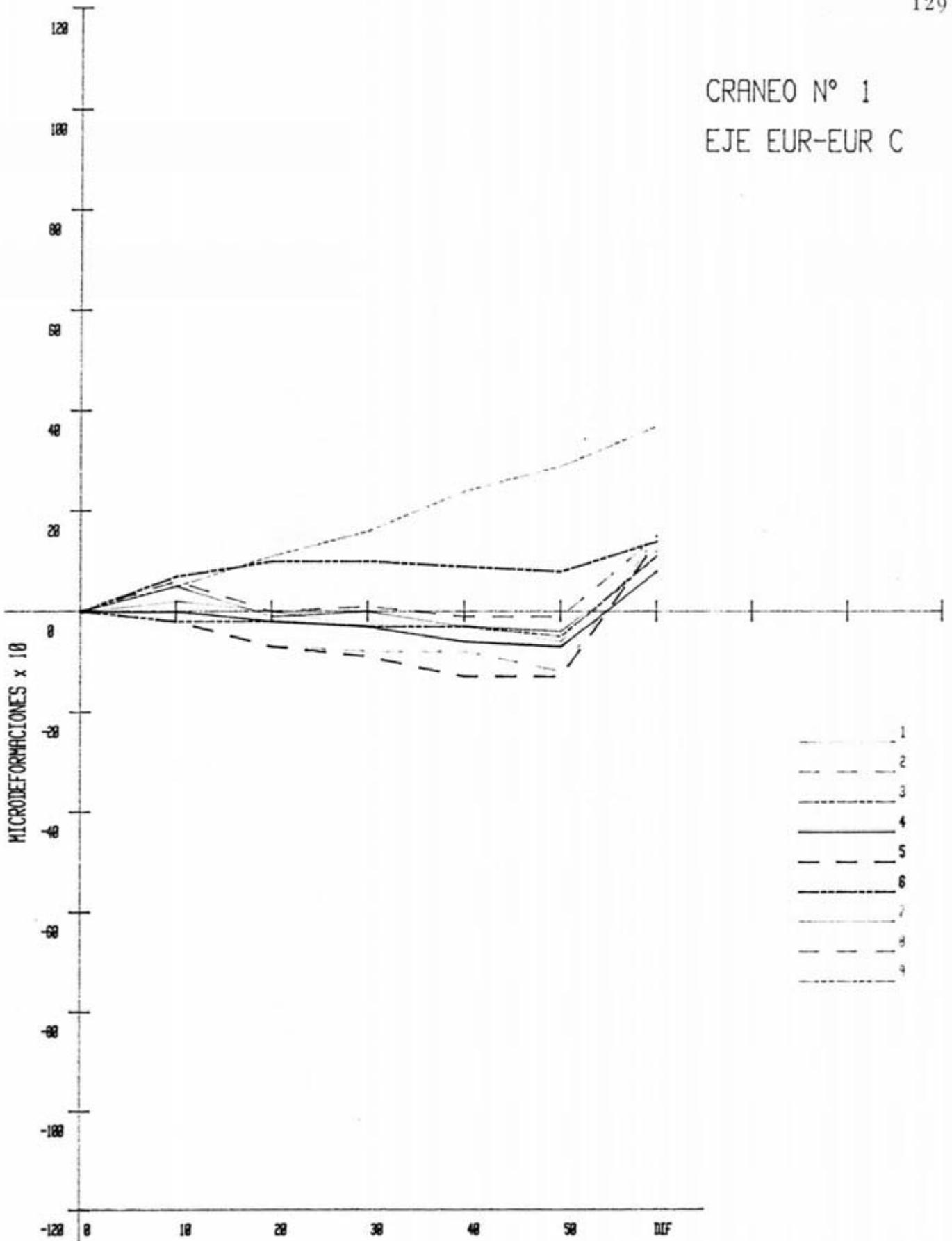


MONTAJE		TIPO		EJE					
1-10-C		CRANEO-1		EUR-EUR					128
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	5	-1	0	-3	-4	11	
	2	-	6	0	1	-1	-1	15	
	3	-	-2	-2	-3	-3	-5	11	
LTS.	4	-	0	-2	-3	-6	-7	8	
	5	-	-2	-7	-9	-13	-13	14	
	6	-	7	10	10	9	7	14	
INF.	7	-	2	0	-3	-3	-6	12	
	8	-	-2	-7	-9	-8	-12	15	
	9	-	5	11	16	24	29	37	

Tabla 3. IX



CRANEO N° 1
EJE EUR-EUR C



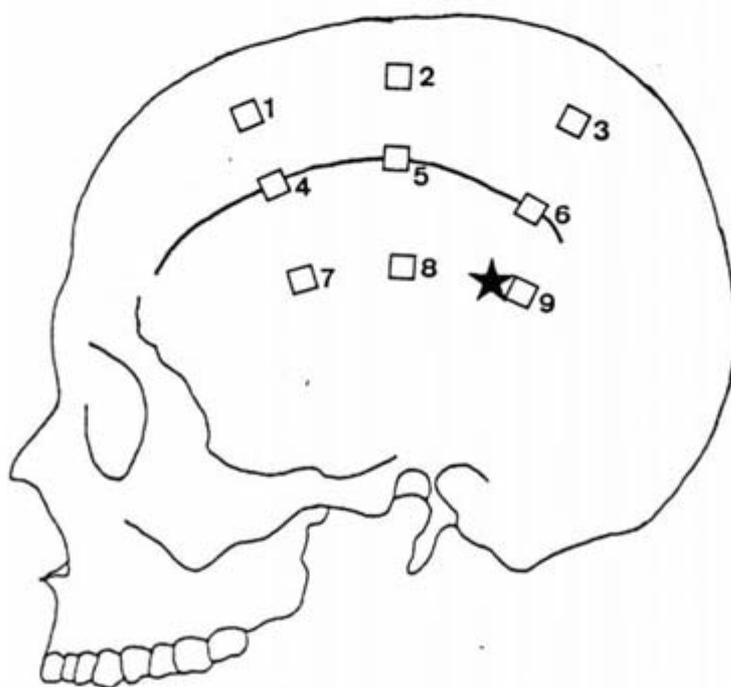
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 3.

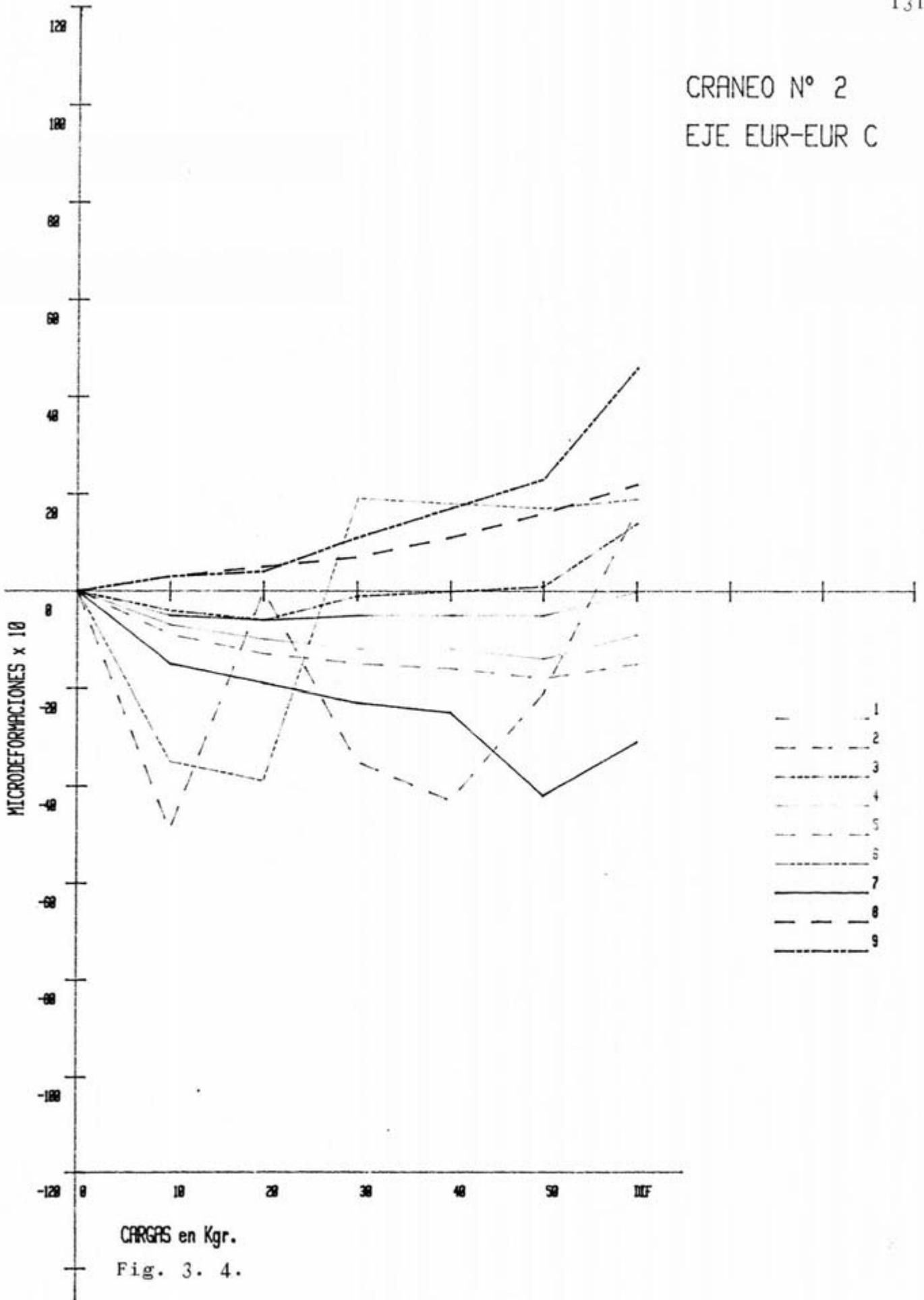


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-C		CRANEO-2		EUR-EUR			130	
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-5	-6	-5	-5	-5	0
	2	-	-49	0	-35	-43	-21	17
	3	-	-4	-6	-1	0	1	14
LTS.	4	-	-7	10	-12	-12	-14	-9
	5	-	-9	-13	15	-16	-18	-15
	6	-	-35	-39	19	18	17	19
INF.	7	-	-15	-19	-23	-25	-42	-31
	8	-	3	5	7	11	16	22
	9	-	3	4	11	17	23	46

Tabla 3. X.



CRANEO N° 2
EJE EUR-EUR C

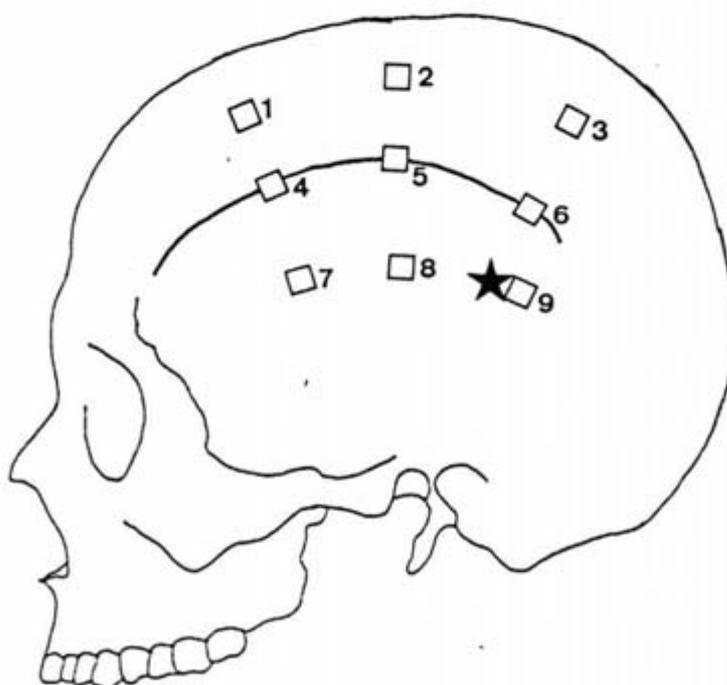


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 4.

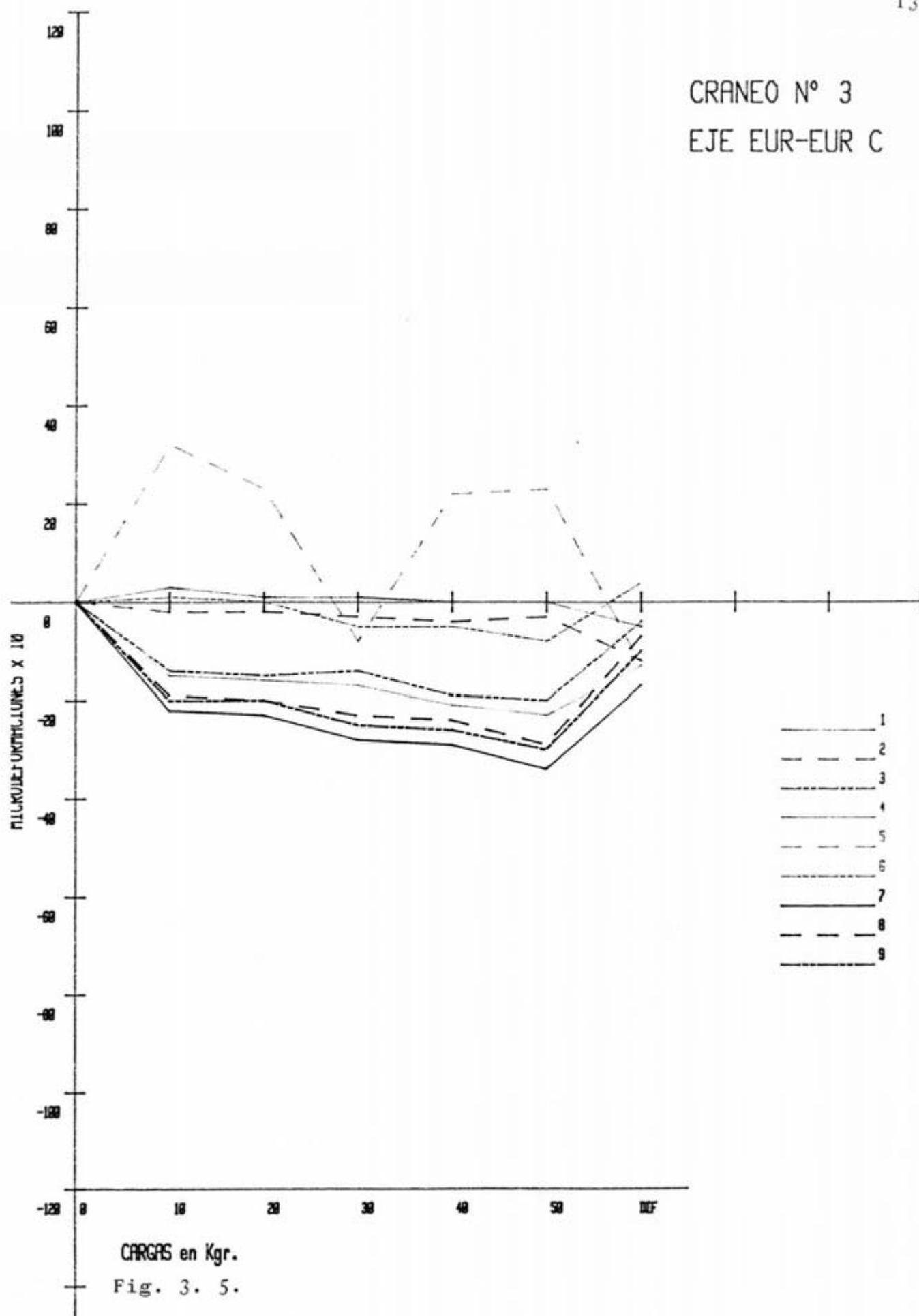


MONTAJE		TIPO		EJE					
Z-10-C		CRANEO-3		EUR-EUR					
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	3	1	1	0	0	-5	
	2	-	-2	-2	-3	-4	-3	-12	
	3	-	-14	-15	-14	-19	-20	-4	
LTS.	4	-	-15	-16	-17	-21	-23	-13	
	5	-	32	23	-8	22	23	14	
	6	-	1	0	-5	-5	-8	4	
INF.	7	-	-22	-23	-28	-29	-34	-17	
	8	-	-19	-20	-23	-24	-29	-7	
	9	-	-20	-20	-25	-26	-30	-10	

Tabla 3. XI.

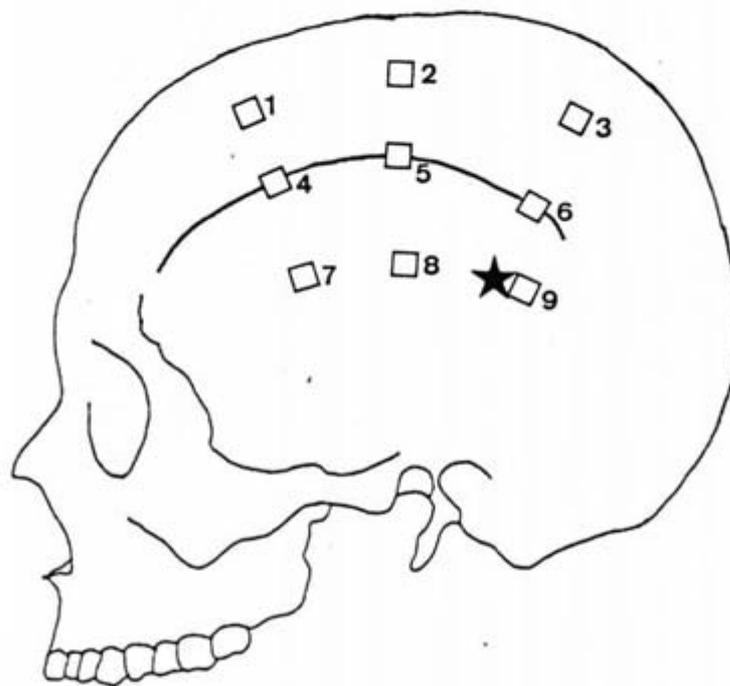


CRANEO N° 3
EJE EUR-EUR C

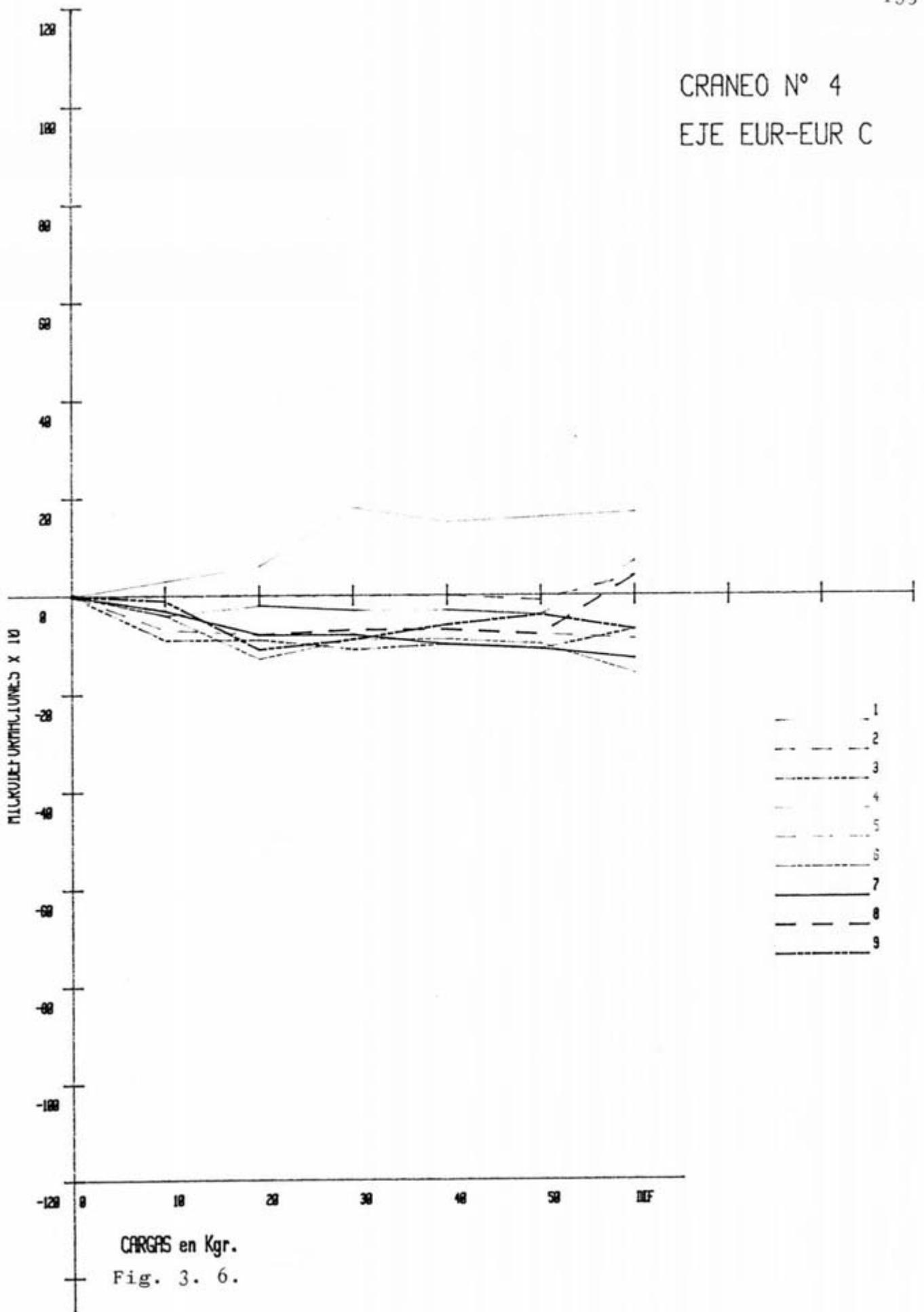


MONTAJE		TIPO		EJE					134
Z-10-C		CRANEO-4		EUR-EUR.					
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	-4	-2	-3	-3	-4	7	
	2	-	0	0	0	0	-1	4	
	3	-	-9	-9	-11	-10	-11	-7	
LTS.	4	-	3	6	18	15	16	17	
	5	-	-7	-8	-7	-7	-8	-9	
	6	-	-4	-13	-9	-9	-10	-16	
INF.	7	-	-3	-8	-8	-10	-11	-13	
	8	-	-3	-8	-7	-7	-8	4	
	9	-	-1	-11	-9	-6	-4	-7	

Tabla 3. XII.

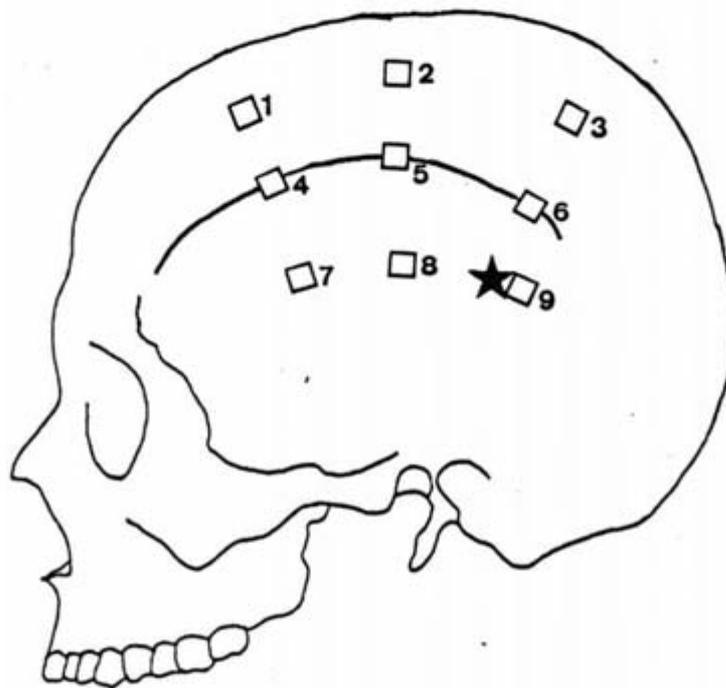


CRANEO N° 4
EJE EUR-EUR C

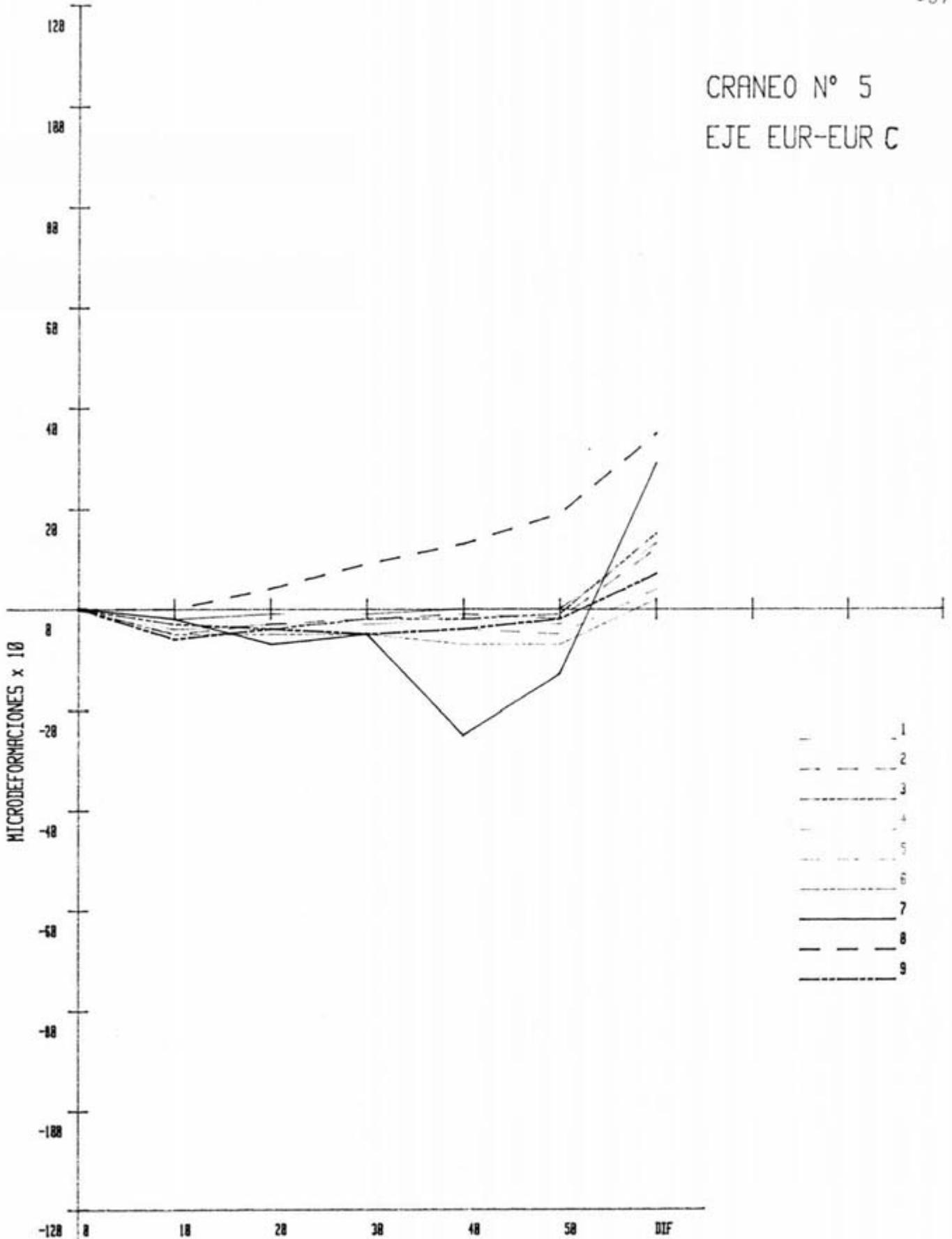


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-5	EUR-EUR					
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-2	-1	-1	0	0	13
	2	-	-5	-3	-2	-1	-2	12
	3	-	-3	-4	-2	-2	-1	15
LTS.	4	-	-4	-3	-3	-2	-3	7
	5	-	-3	-4	-5	-4	-5	4
	6	-	-5	-5	-5	-7	-7	2
INF.	7	-	-2	-7	-5	-25	-13	29
	8	-	0	4	9	13	19	35
	9	-	-6	-4	-5	-4	-2	7

Tabla 3. XIII.



CRANEO N° 5
EJE EUR-EUR C

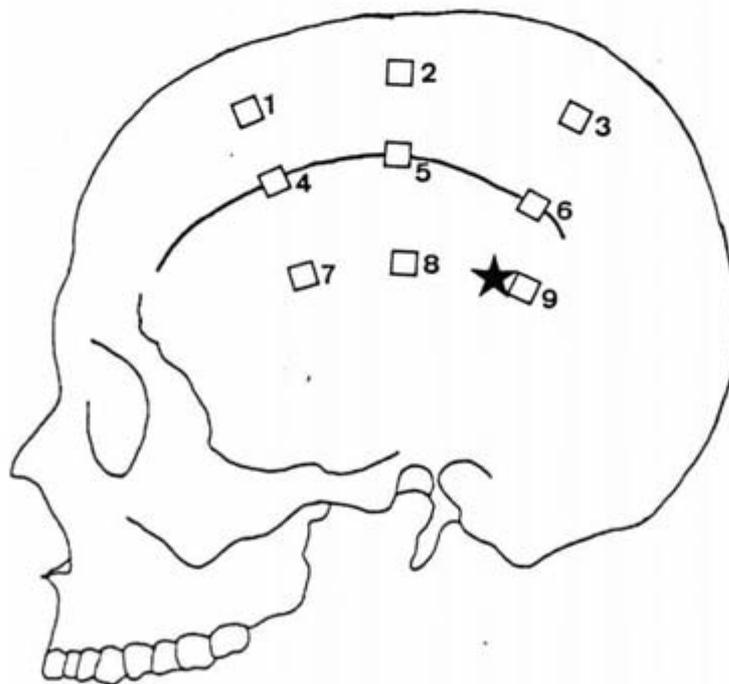


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 7.

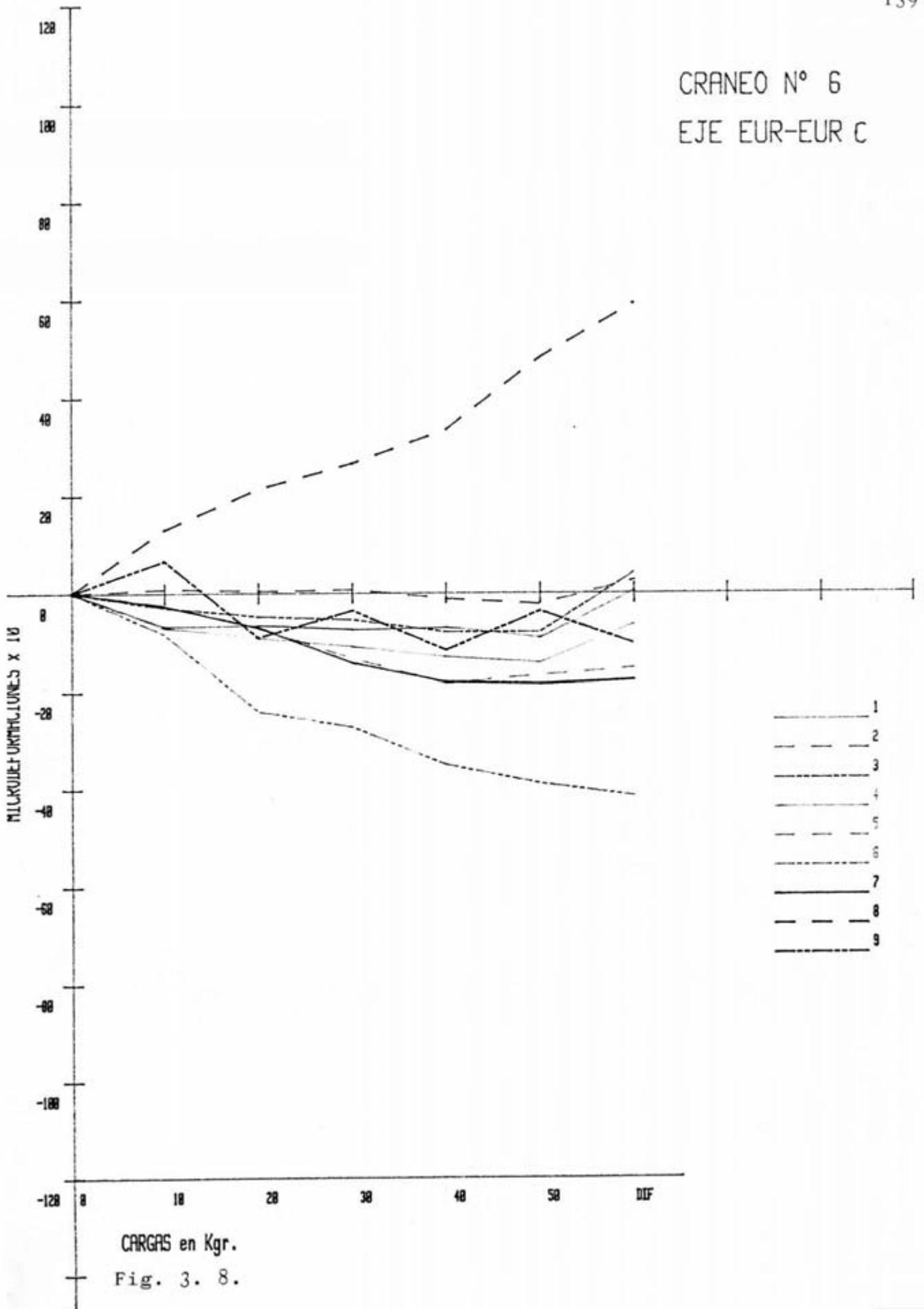


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-6	EUR-EUR					138
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-6'8	-6'6	-7'5	-7'1	-9'2	0'5
	2	-	0'8	0'4	0'7	-1'2	-2'3	2'6
	3	-	-3	-4'8	-5'4	-8	-8	4'2
LTS.	4	-	-7'1	-9'2	-11	-13'1	-14'3	-6'4
	5	-	-2'5	-7	-13'4	-18'4	-16'8	-15'3
	6	-	-8'4	-24'1	-27'3	-35'1	-38'9	-41'5
INF.	7	-	-2'7	-7'1	-14'3	-18'2	-18'6	-17'8
	8	-	13	21'3	26'6	33'4	48'2	59'3
	9	-	6'6	-9'1	-3'6	-11'7	-3'7	-10'4

Tabla 3. XIV.

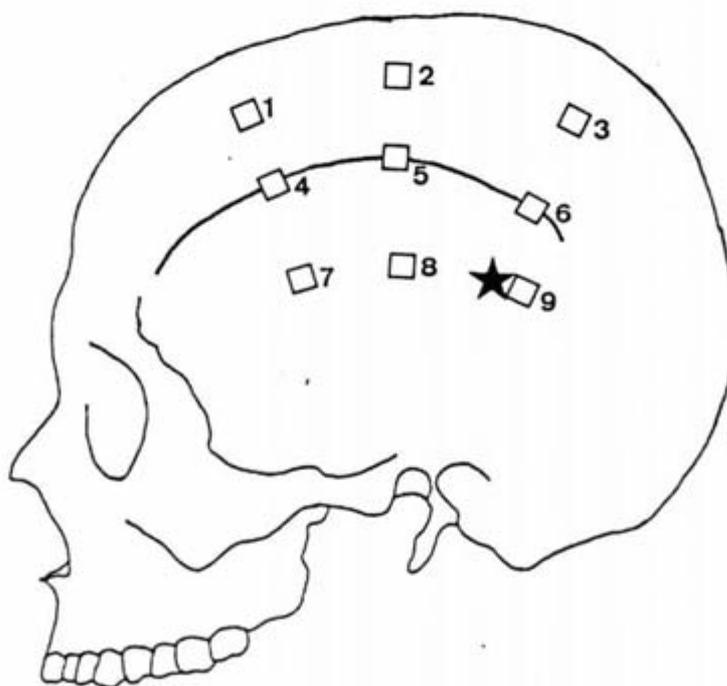


CRANEO N° 6
EJE EUR-EUR C

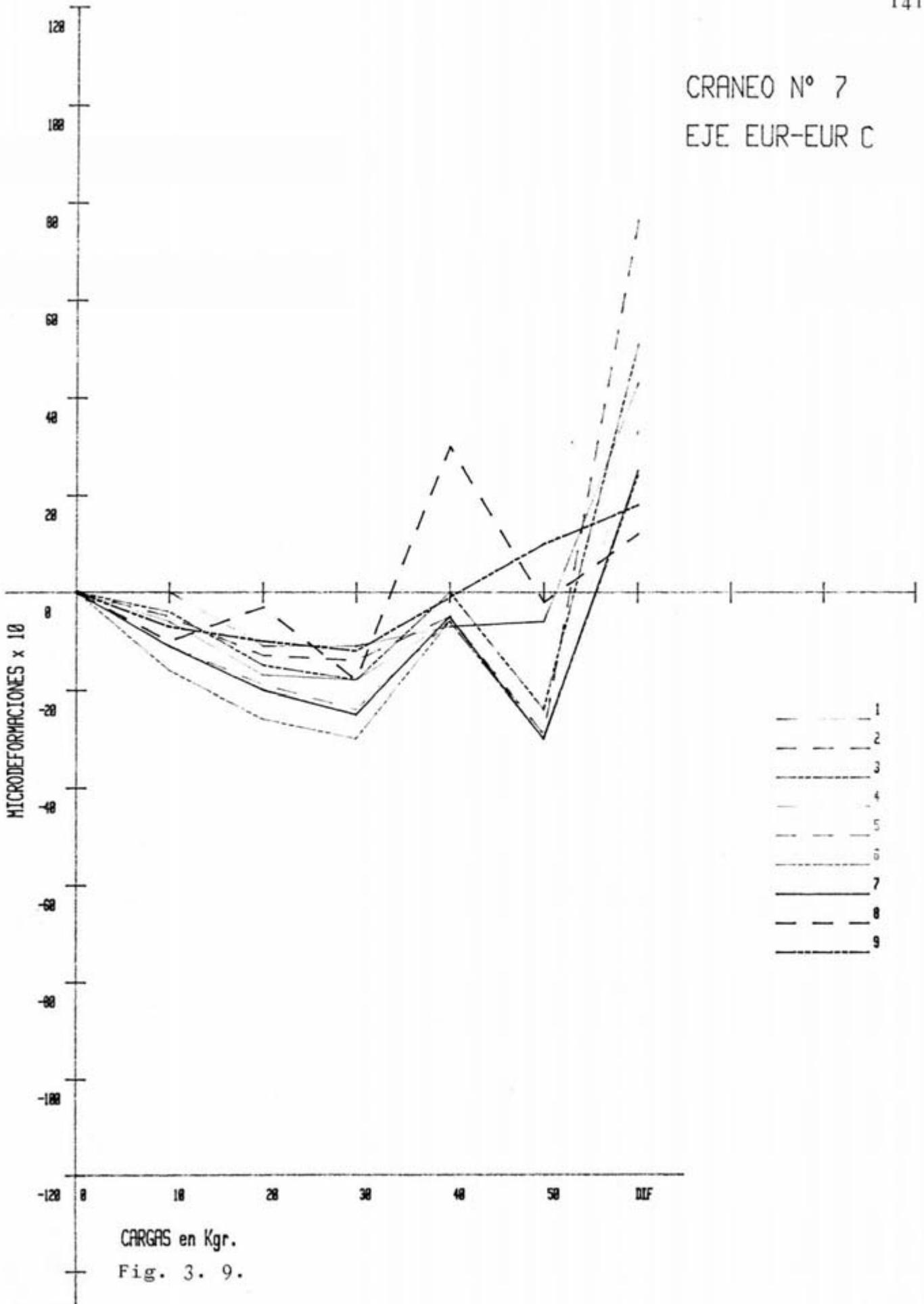


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-7	EUR-EUR.					140
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	0	-11	-11	-7	-6	43
	2	-	-5	-13	-14	-5	-29	77
	3	-	-4	-15	-17	0	-24	51
LTS.	4	-	-6	-17	-17	-6	-30	33
	5	-	-11	-19	-24	-6	-30	24
	6	-	-16	-26	-30	-6	-30	24
INF.	7	-	-11	-20	-25	-5	-30	25
	8	-	-10	-3	-17	30	-2	12
	9	-	-7	-10	-12	-1	10	17

Tabla 3. XV.

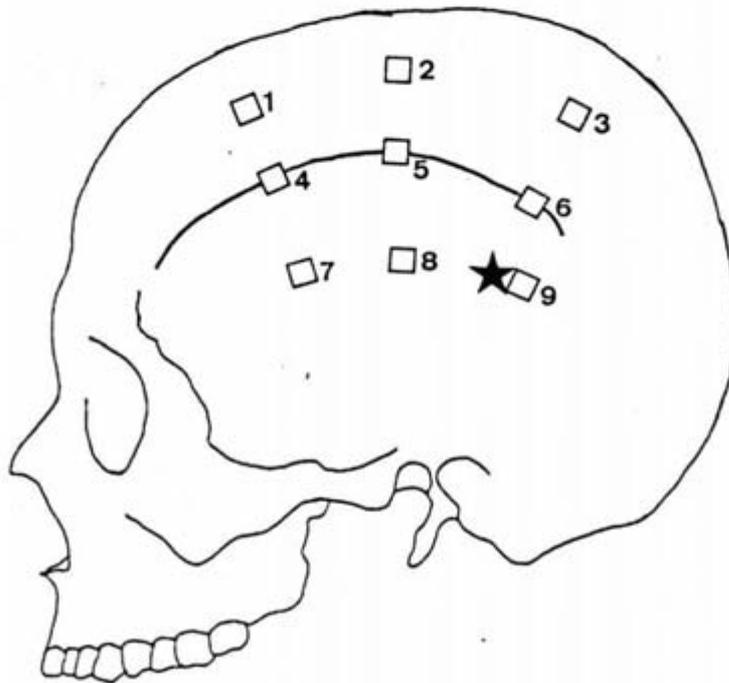


CRANEO N° 7
EJE EUR-EUR C

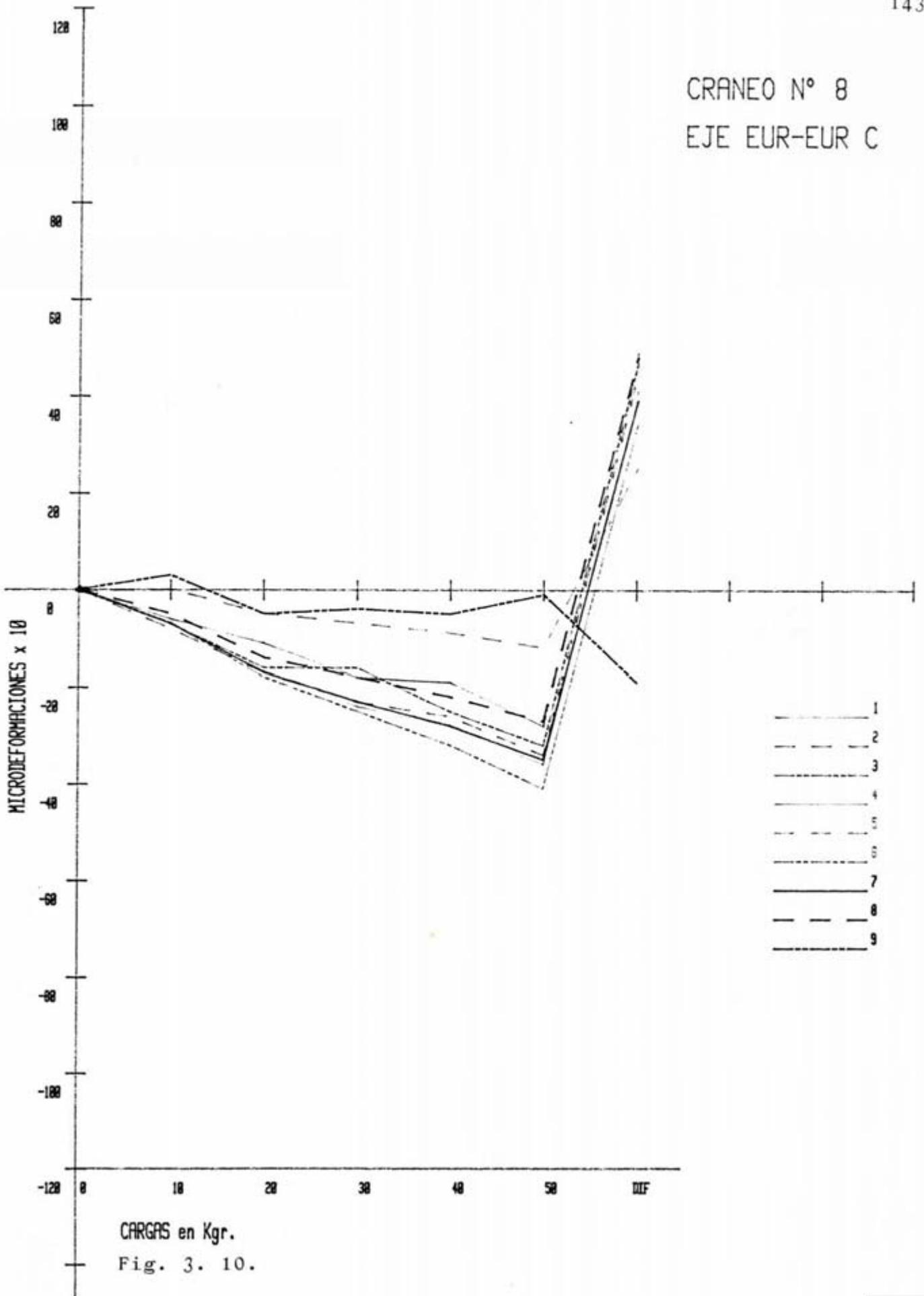


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-9	EUR-EUR					142
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	—	-6	-11	-17	-19	-27	49
	2	—	-8	-17	-23	-26	-34	45
	3	—	-7	-16	-21	-25	-32	47
LTS.	4	—	-7	-17	-24	-27	-36	41
	5	—	0	-5	-7	-9	-12	25
	6	—	-7	-18	-25	-32	-41	34
INF.	7	—	-7	-17	-23	-27	-35	39
	8	—	-5	-14	-18	-22	-27	47
	9	—	3	-5	-4	-5	-1	-19

Tabla 3. XVI.



CRANEO N° 8
EJE EUR-EUR C

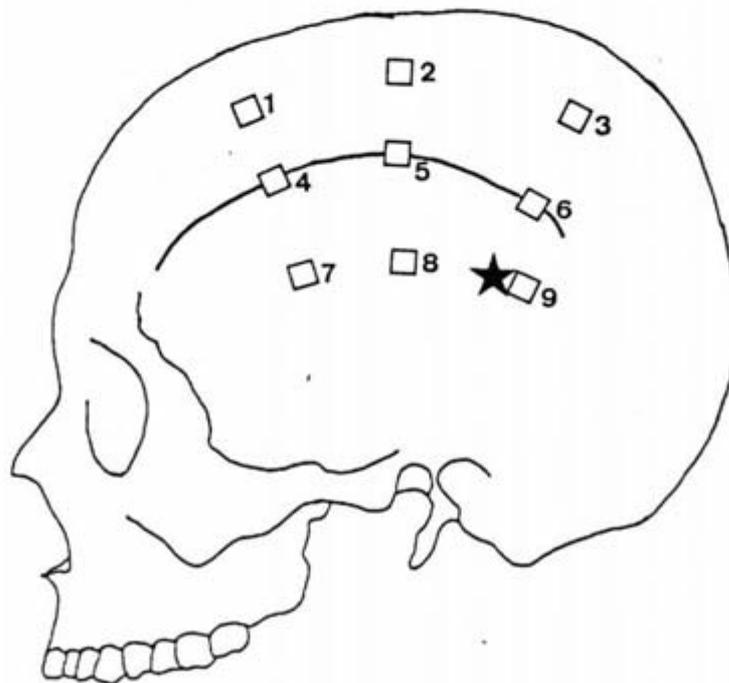


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 10.

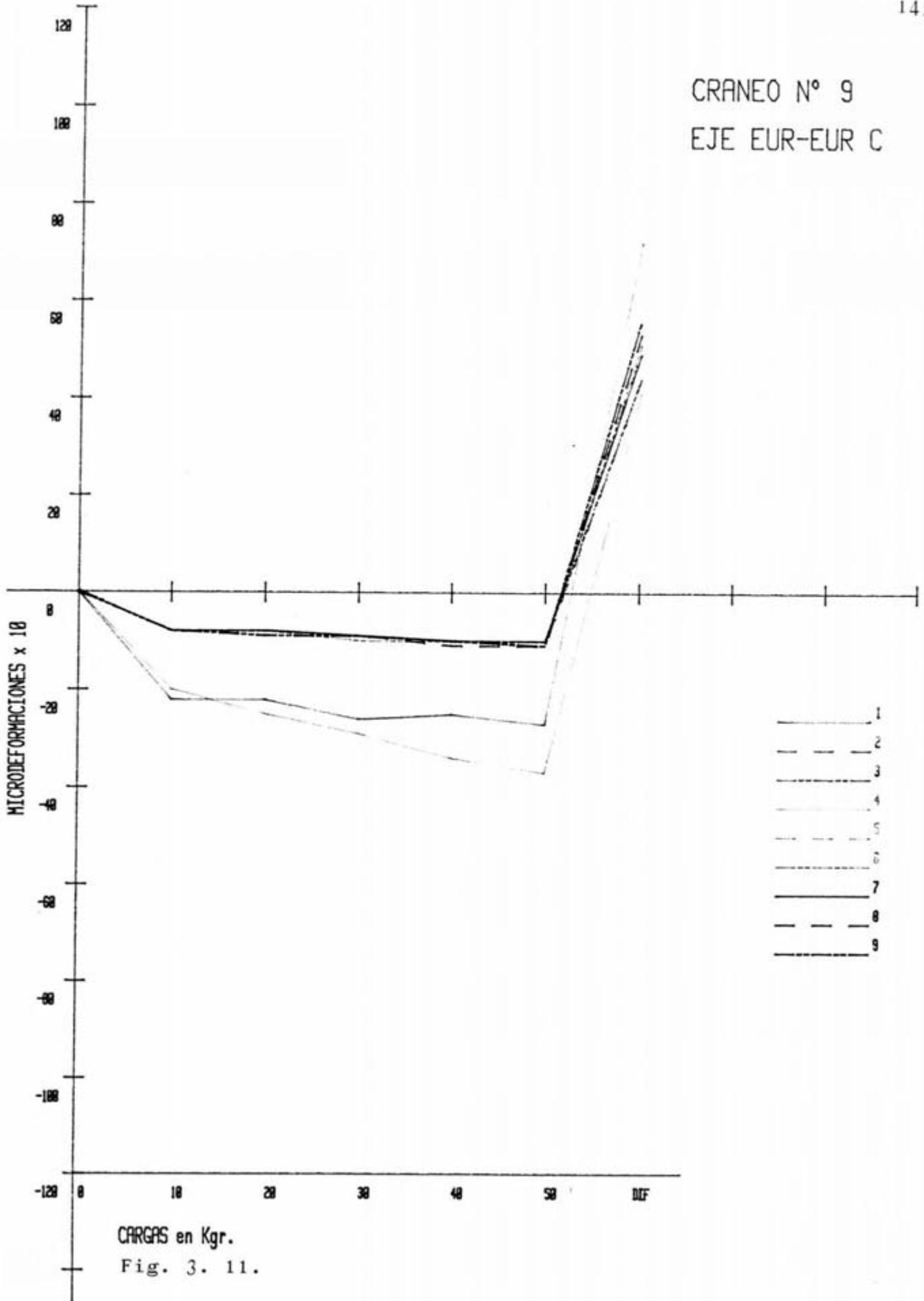


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-9	EUR-EUR.					144
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-	-22	-22	-26	-25	-27	72
	2	-	-8	-9	-9	-10	-11	44
	3	-	-8	-8	-9	-10	-10	44
LTS.	4	-	-20	-25	-29	-34	-37	41
	5	-	-8	-9	-9	-10	-11	50
	6	-	-8	-8	-10	-10	-11	51
INF.	7	-	-8	-8	-9	-10	-10	49
	8	-	-8	-9	-9	-11	-11	53
	9	-	-8	-9	-9	-10	-11	56

Tabla 3. XVII.



CRANEO N° 9
EJE EUR-EUR C

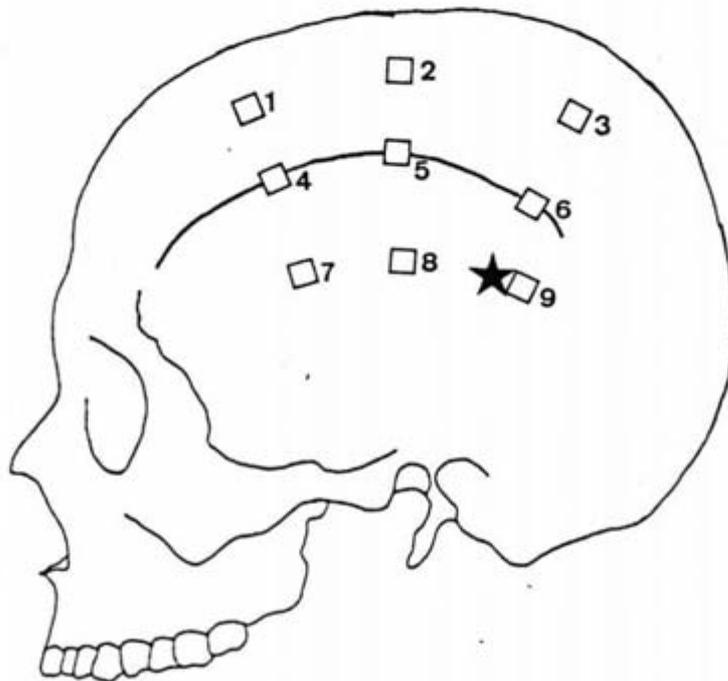


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 11.

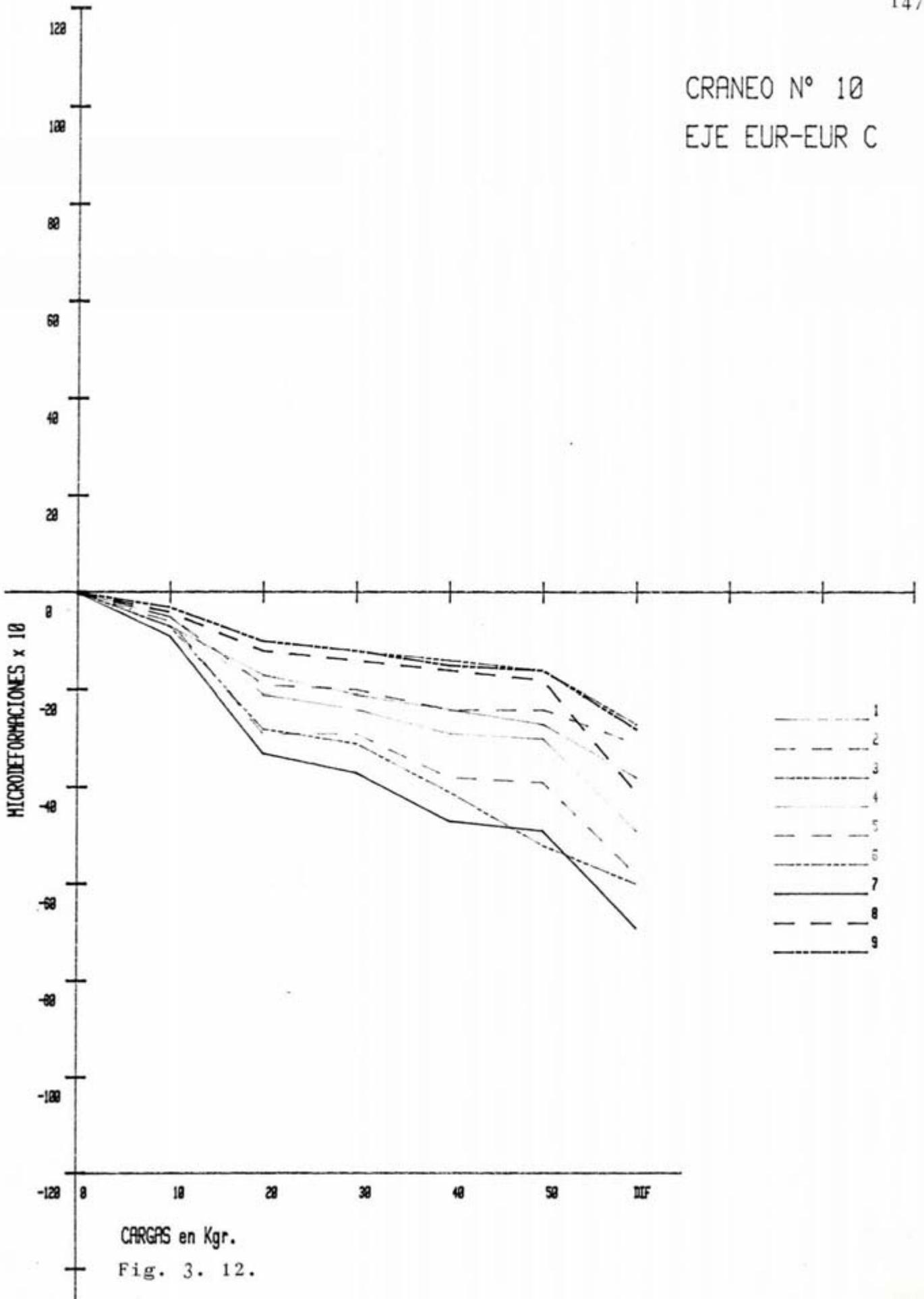


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-10	EUR-EUR					146
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-7	-17	-21	-24	-27	-38
	2	-	-5	-19	-20	-24	-24	-31
	3	-	-3	-10	-12	-14	-16	-27
LTS.	4	-	-5	-21	-24	-29	-30	-49
	5	-	-6	-29	-29	-38	-39	-58
	6	-	-7	-28	-31	-39	-41	-52
INF.	7	-	-9	-33	-37	-47	-49	-69
	8	-	-4	-12	-14	-16	-18	-41
	9	-	-3	-10	-12	-15	-16	-28

Tabla 3. XVIII.



CRANEO N° 10
EJE EUR-EUR C

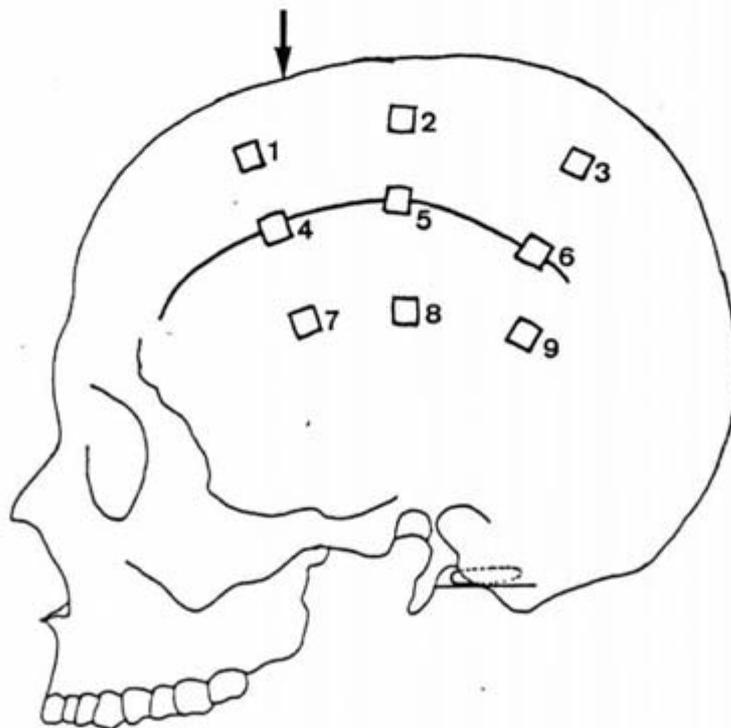


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 12.

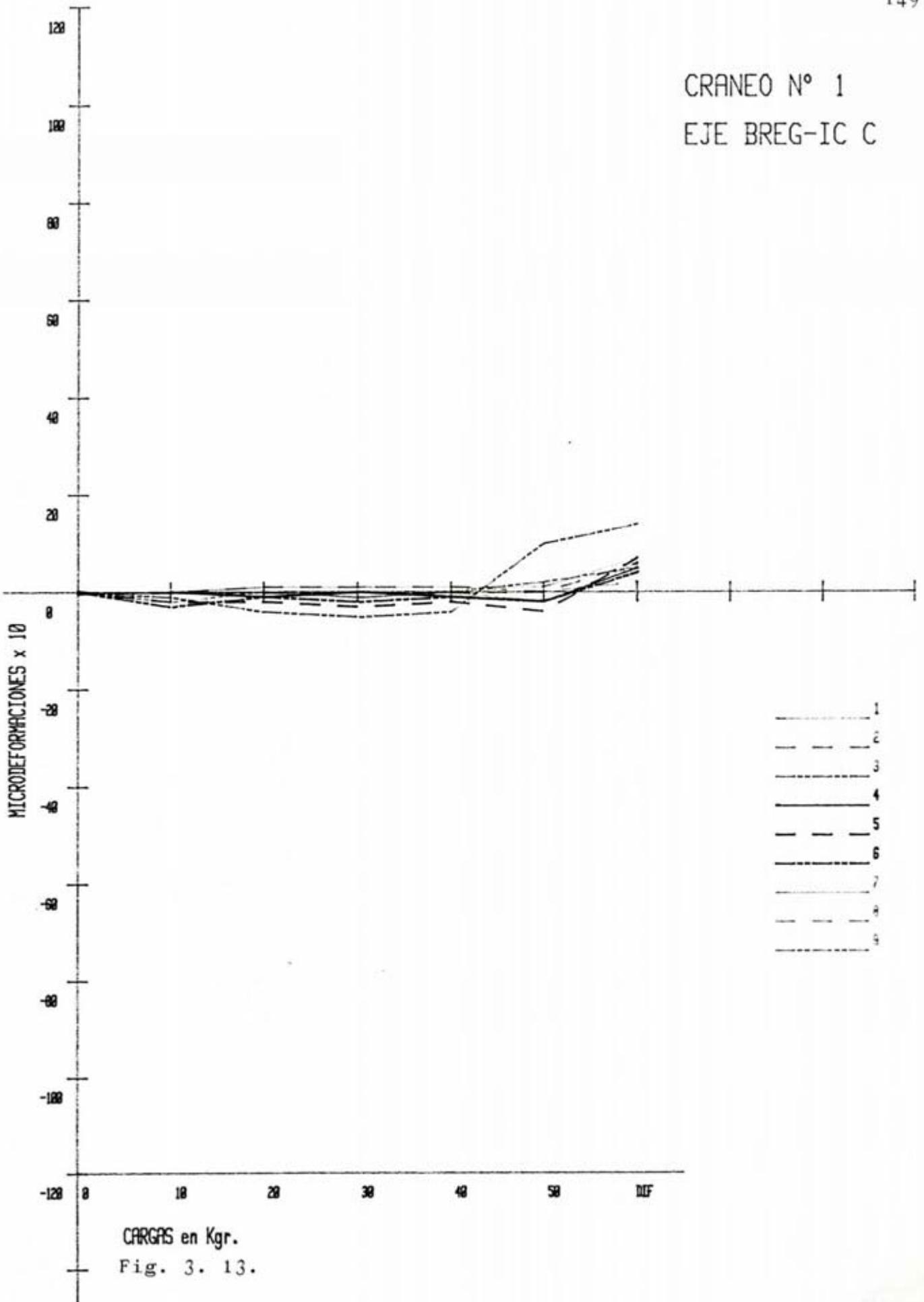


MONTAJE		TIPO	EJE					
1-10-C		CRANEO-1	BREG-I.C.					
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	0	0	-1	0	-2	6
	2	-	0	0	0	0	0	6
	3	-	-1	-4	-5	-4	10	14
LTS.	4	-	0	-1	0	-1	-2	5
	5	-	-2	-2	-3	-2	-4	7
	6	-	-3	-1	-2	-1	-2	4
INF.	7	-	0	1	1	1	1	7
	8	-	0	1	1	1	0	2
	9	-	-2	0	0	0	2	5

Tabla 3. XIX.

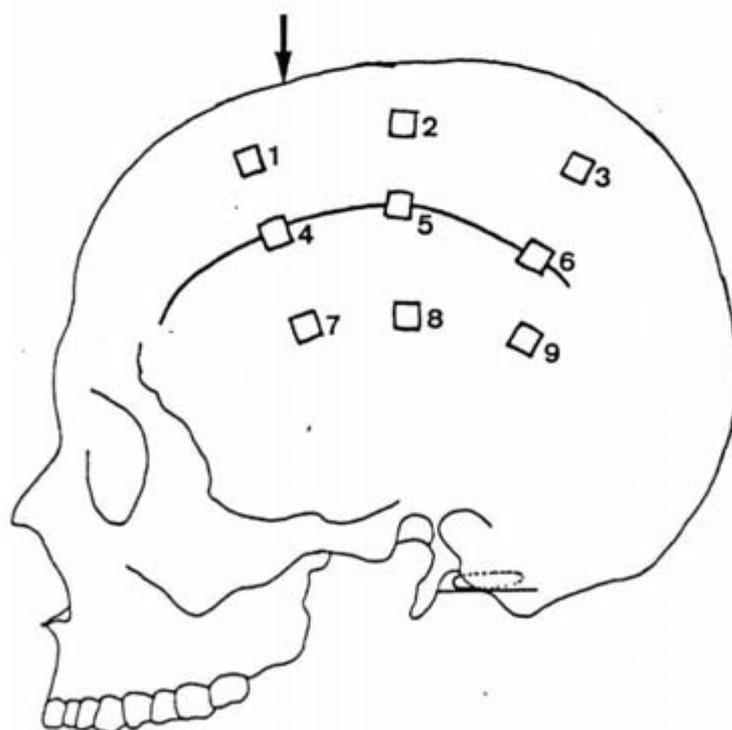


CRANEO N° 1
EJE BREG-IC C

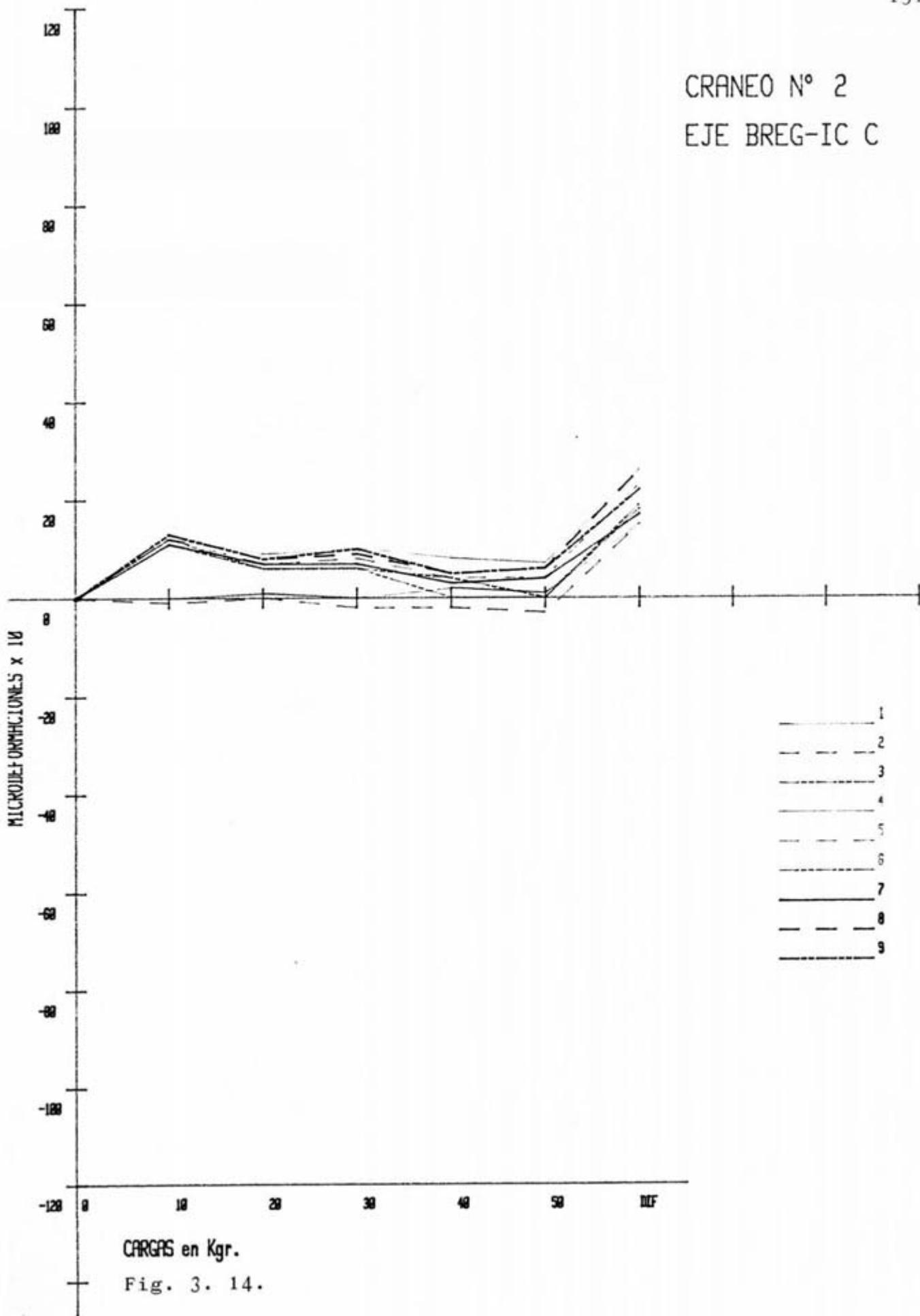


MONTAJE		TIPO		EJE					
Z-10-C		CRANEO-2		BREG-I.C.				150	
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	0	1	0	2	1	15	
	2	-	-1	0	-2	-2	-3	15	
	3	-	11	6	6	4	0	19	
LTS.	4	-	12	9	10	8	7	26	
	5	-	12	7	8	4	4	23	
	6	-	12	6	6	0	0	18	
INF.	7	-	11	7	7	3	4	17	
	8	-	13	8	9	5	6	26	
	9	-	13	8	10	5	6	22	

Tabla 3. XX.



CRANEO N° 2
EJE BREG-IC C



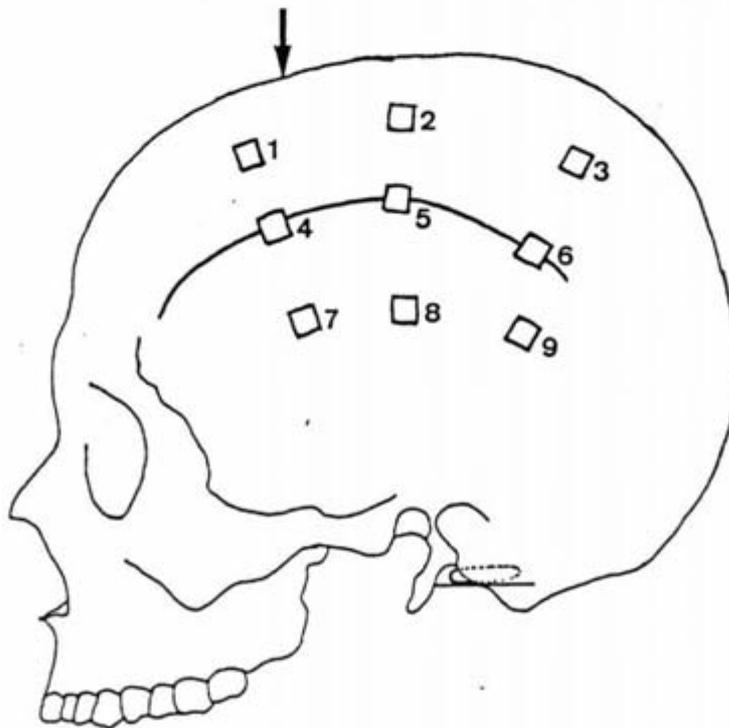
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 14.

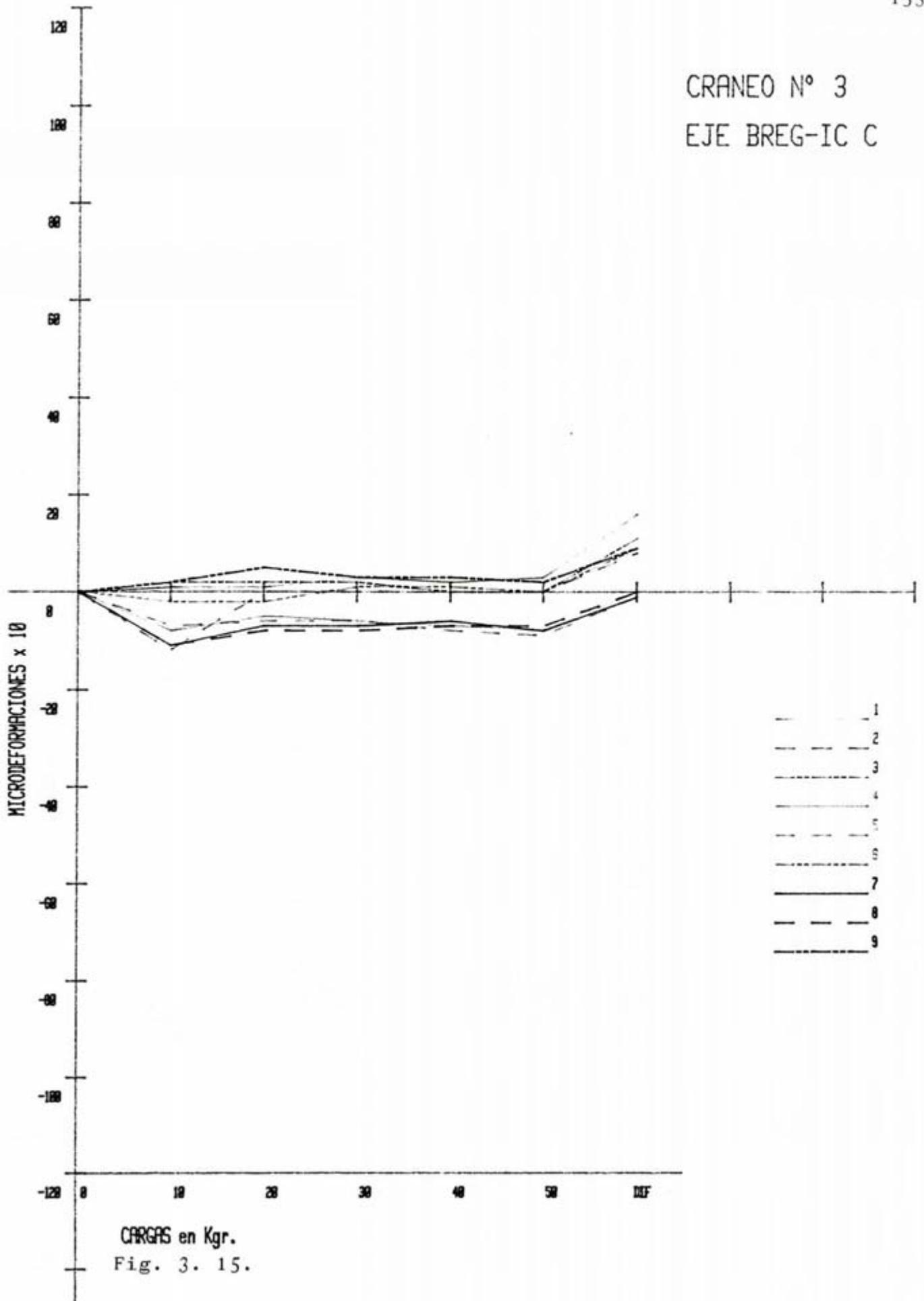


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-C		CRANEO-3		BREG-I.C.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	—	1	1	3	2	3	16
	2	—	-12	0	0	0	0	8
	3	—	2	2	2	0	0	11
LTS.	4	—	-8	-5	-6	-7	-8	0
	5	—	-7	-6	-6	-8	-9	-1
	6	—	-2	-2	1	1	0	9
INF.	7	—	-11	-7	-7	-6	-8	-1
	8	—	-11	-8	-8	-7	-7	0
	9	—	2	5	3	3	2	9

Tabla 3. XXI.

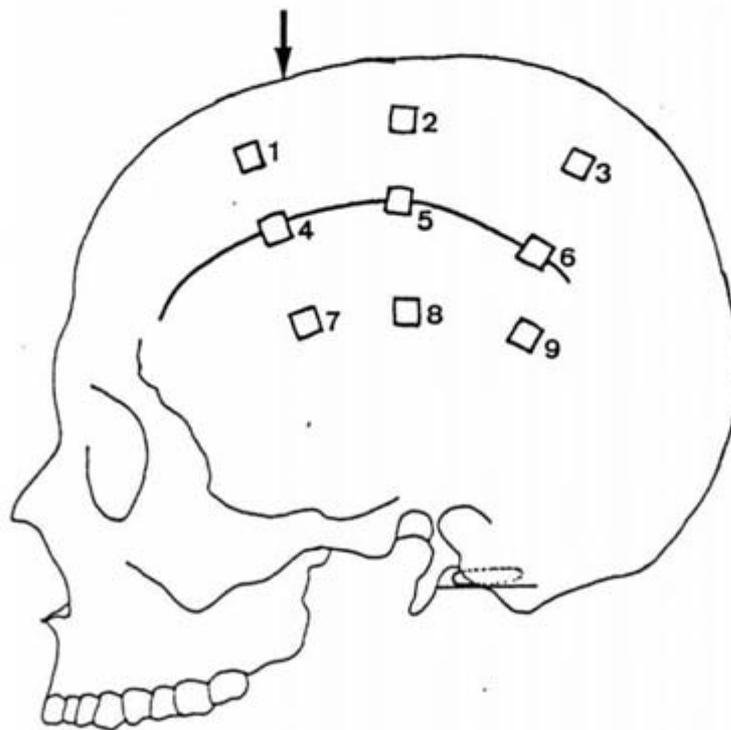


CRANEO N° 3
EJE BREG-IC C

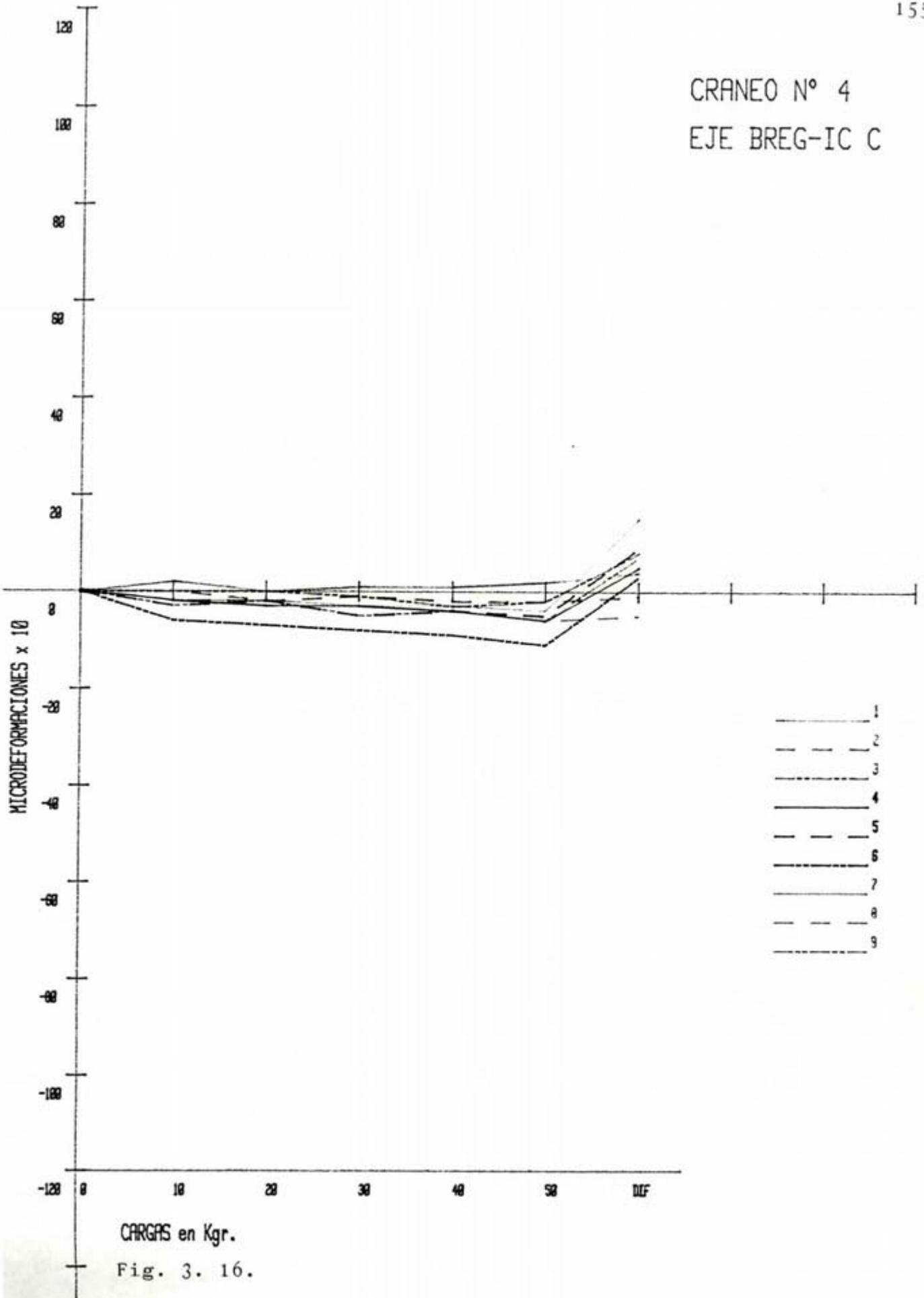


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-4	BREG-I.C.					154
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	2	0	1	1	2	4
	2	-	0	-2	-1	-2	-2	-1
	3	-	0	0	-1	-3	-2	8
LTS.	4	-	-2	-3	-3	-4	-6	5
	5	-	-3	-2	-5	-4	-5	9
	6	-	-6	-7	-8	-9	-11	3
INF.	7	-	-2	-2	-3	-3	-4	15
	8	-	-2	-2	-5	-4	-6	-5
	9	-	-3	-2	-5	-4	-6	7

Tabla 3. XXII.

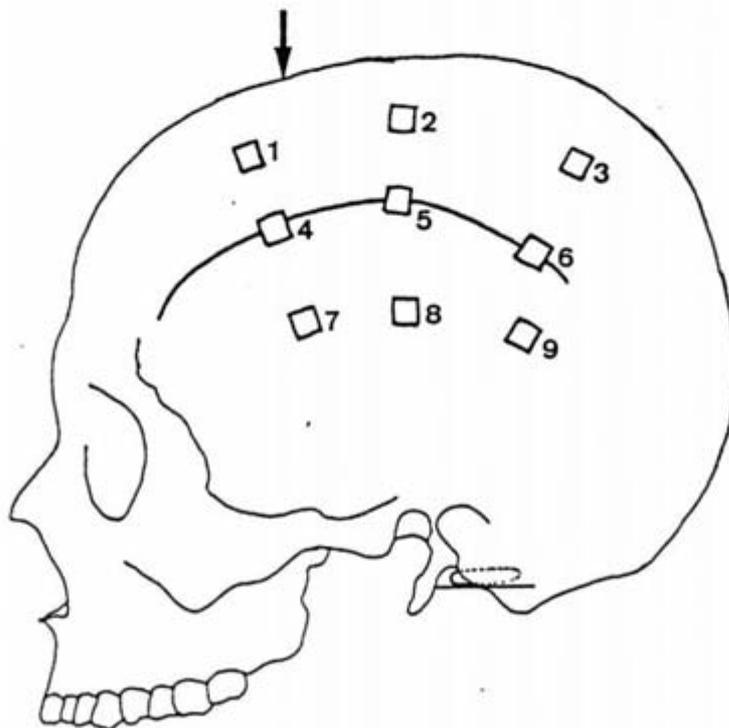


CRANEO N° 4
EJE BREG-IC C

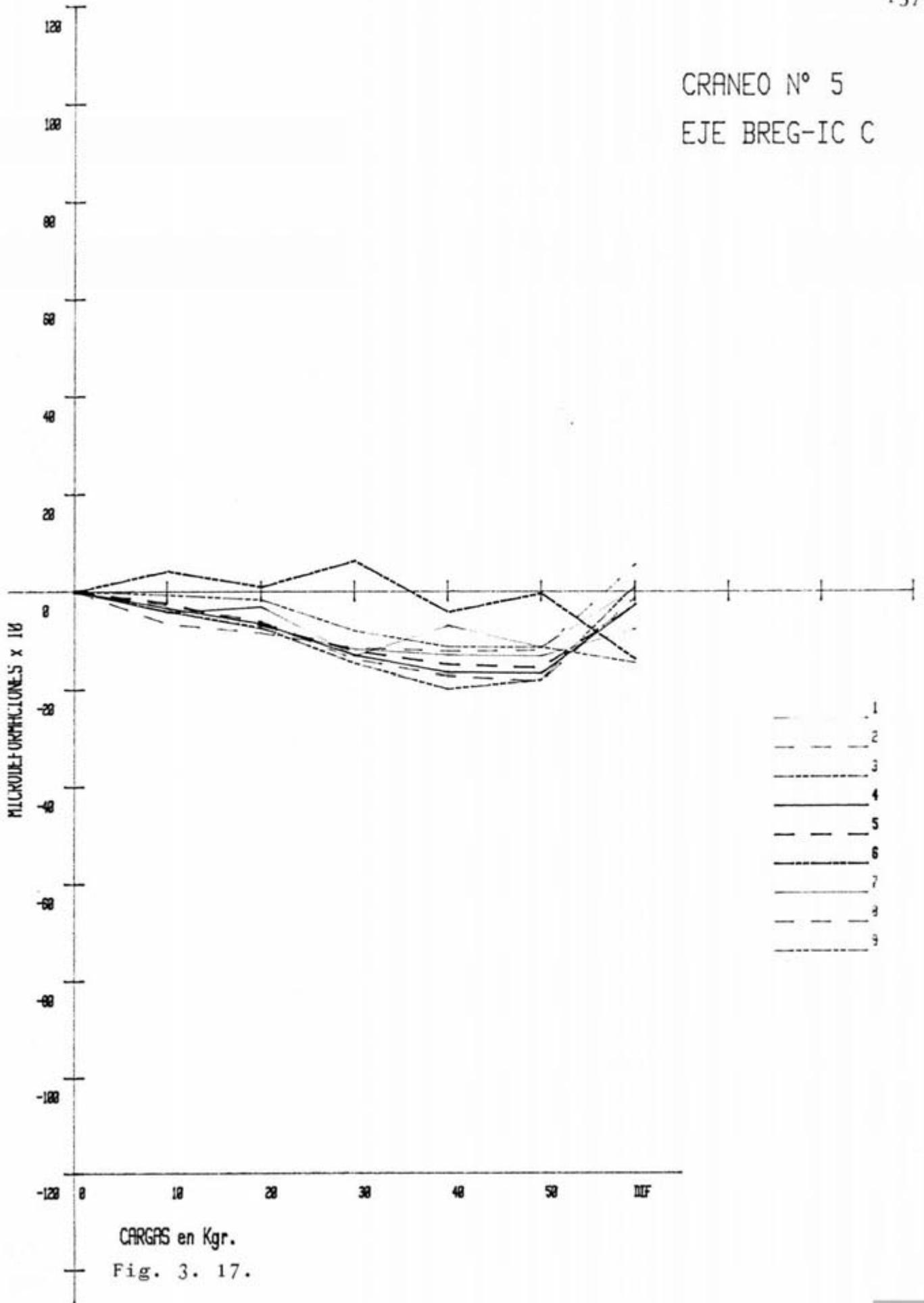


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-5	BREG-I.C.					156
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-	-4'3	-3'1	-13'2	-7	-11'5	0'7
	2	-	-2'8	-6'1	-13'9	-17'3	-17'4	-1'3
	3	-	-4	-7'4	-14'7	-19'9	-18'1	1'2
LTS.	4	-	-3'4	-6'6	-13'1	-16'6	-16'8	-2'7
	5	-	-2'5	-6'9	-12'2	-15	-15'7	-2'8
	6	-	4'2	1	6'3	-4'2	-0'4	-13'9
INF.	7	-	-4'2	-7'7	-11'9	-13'1	-13'3	-7'7
	8	-	-6'7	-8'6	-11'6	-12'3	-12'1	5'5
	9	-	-0'7	-1'7	-8'1	-11'4	-11'5	-14'7

Tabla 3. XXIII.



CRANEO N° 5
EJE BREG-IC C

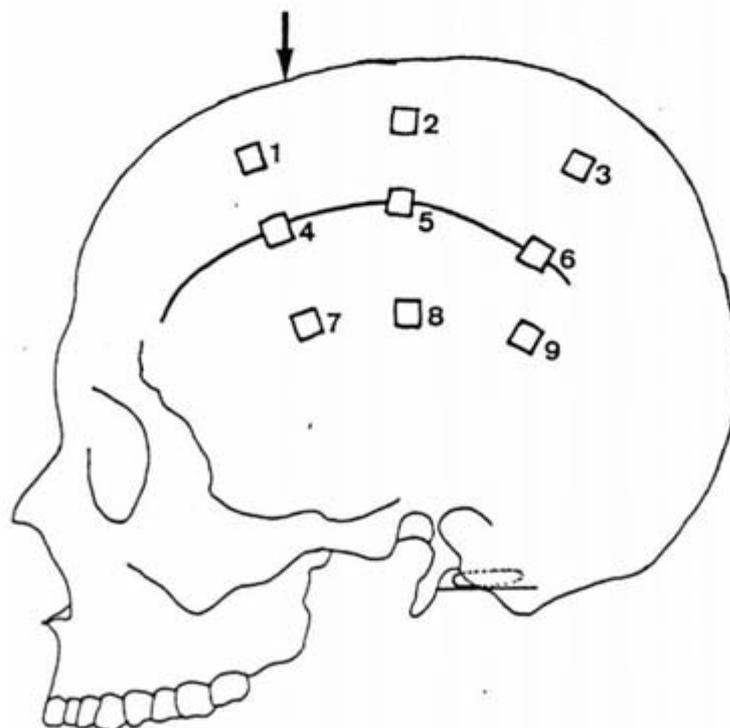


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 17.

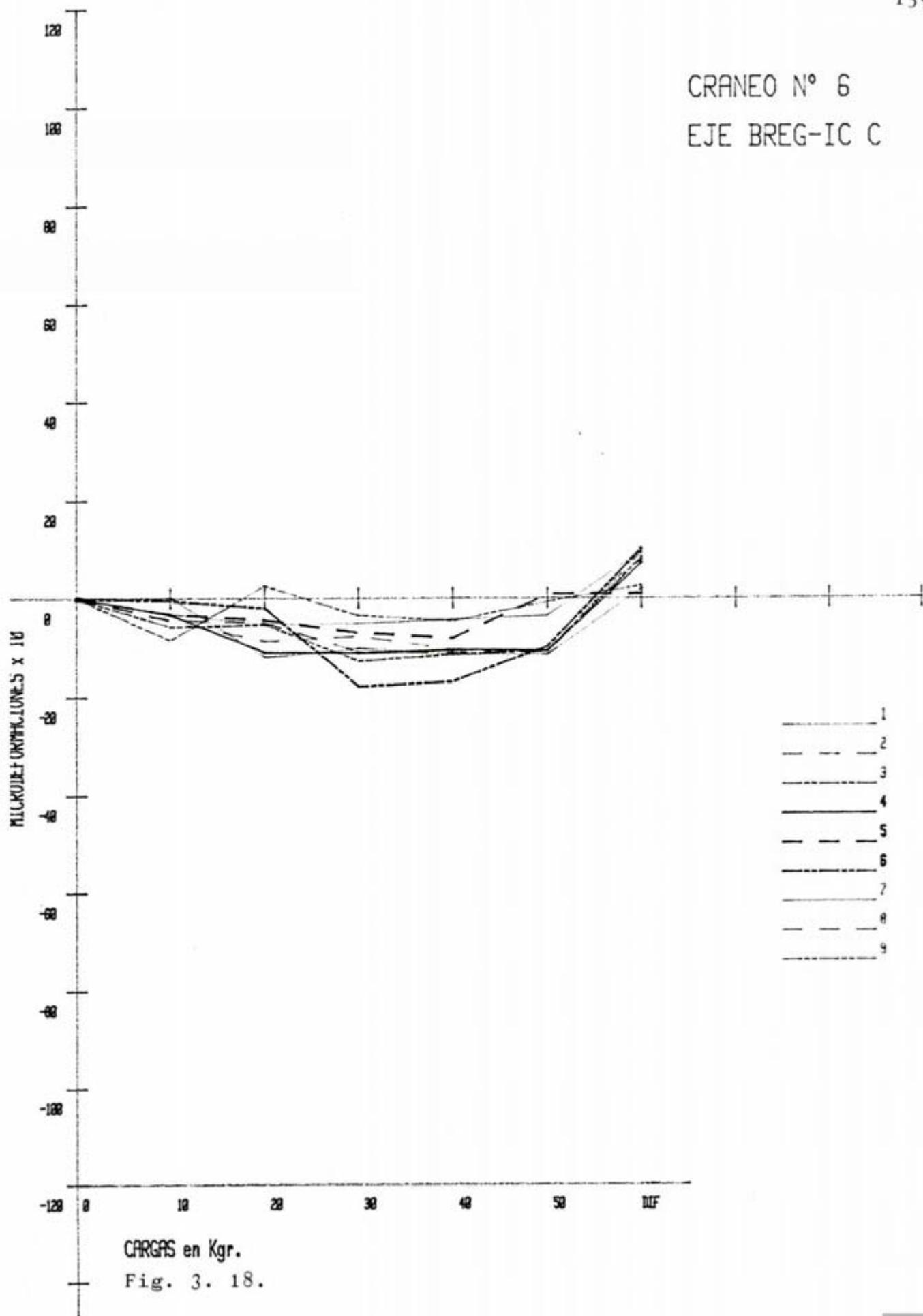


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-6	BREG-I. C.					158
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	0'1	-12	-10'2	-11'5	-11'4	2
	2	—	-4'4	-5'1	-10'9	-11'1	-10'9	7'9
	3	—	-5'8	-5'4	-12'8	-11'5	-10'7	8'3
LTS.	4	—	-3'4	-11'1	-11'2	-10'6	-10'8	7'1
	5	—	-3'3	-4'5	-7'1	-7'8	-7'2	0'7
	6	—	-0'5	-2'1	-17'9	-17	-9'9	10
INF.	7	—	-3'3	-5'4	-5'2	-4'4	-3'6	9'5
	8	—	-4'7	-8'8	-7'8	-10'5	-11	9'2
	9	—	-7'6	2'5	-3'6	-4'7	-0'8	2'5

Tabla 3. XXIV.



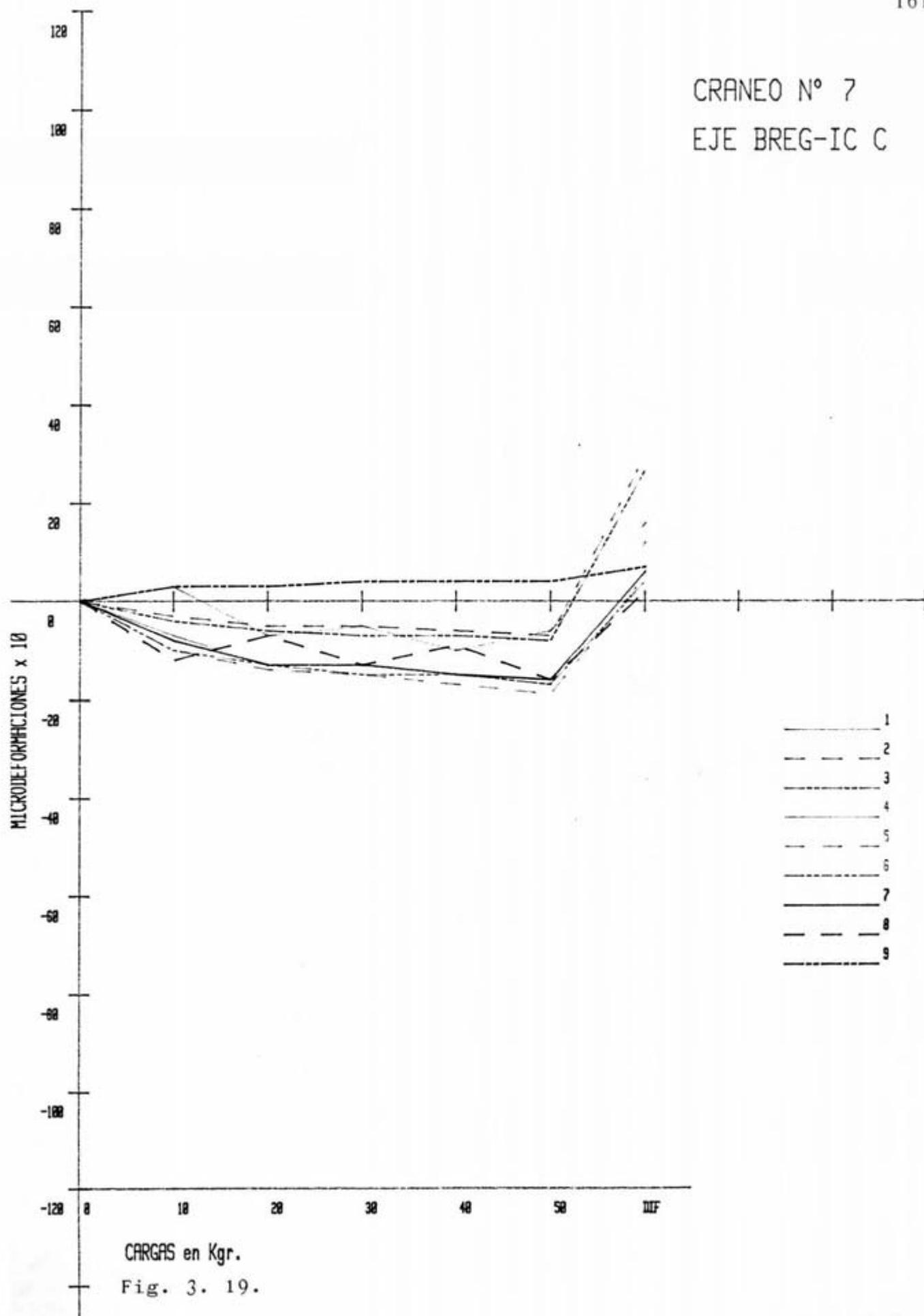
CRANEO N° 6
EJE BREG-IC C



CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 18.

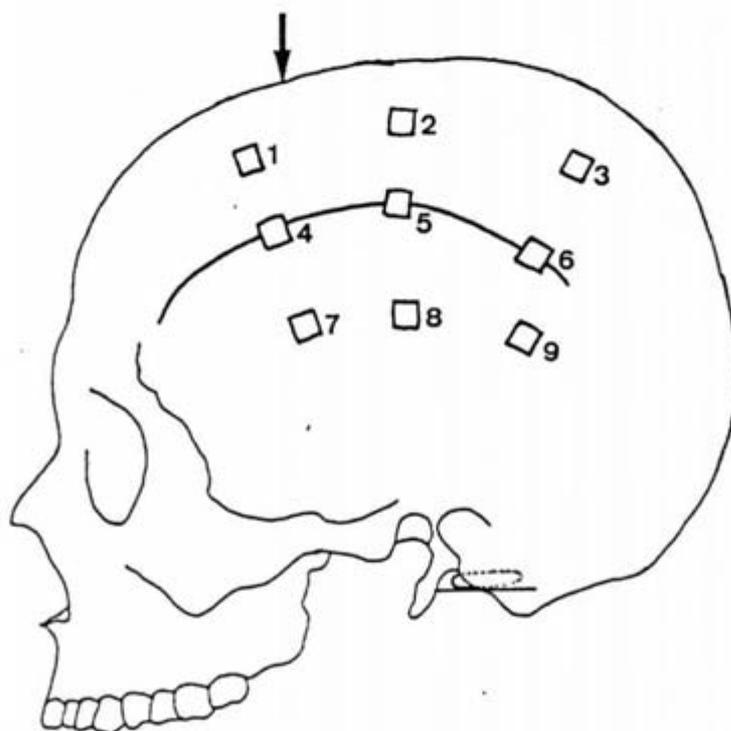


CRANEO N° 7
EJE BREG-IC C

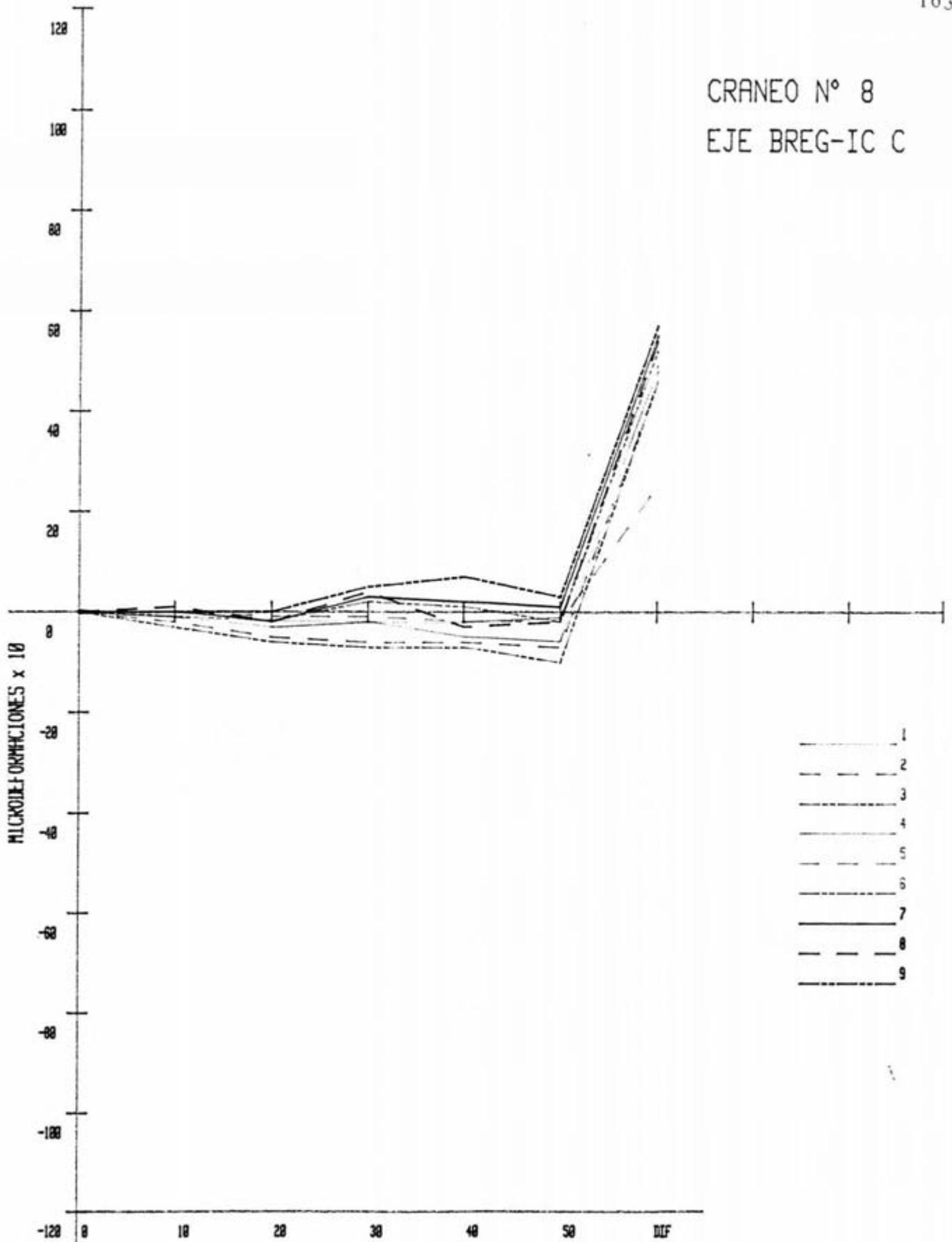


MONTAJE		TIPO		EJE					
Z-10-C		CRANEO-P		BREG-I.C					162
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	-1	-3	-2	-2	-1	48	
	2	-	-2	-5	-6	-6	-7	46	
	3	-	-3	-6	-7	-7	-10	46	
LTS.	4	-	0	-2	-2	-5	-6	49	
	5	-	0	-1	-1	-2	-2	25	
	6	-	-1	-2	2	1	-2	52	
INF.	7	-	0	-2	3	2	1	55	
	8	-	1	-2	4	-3	-2	54	
	9	-	0	0	5	7	3	57	

Tabla 3. XXVI.



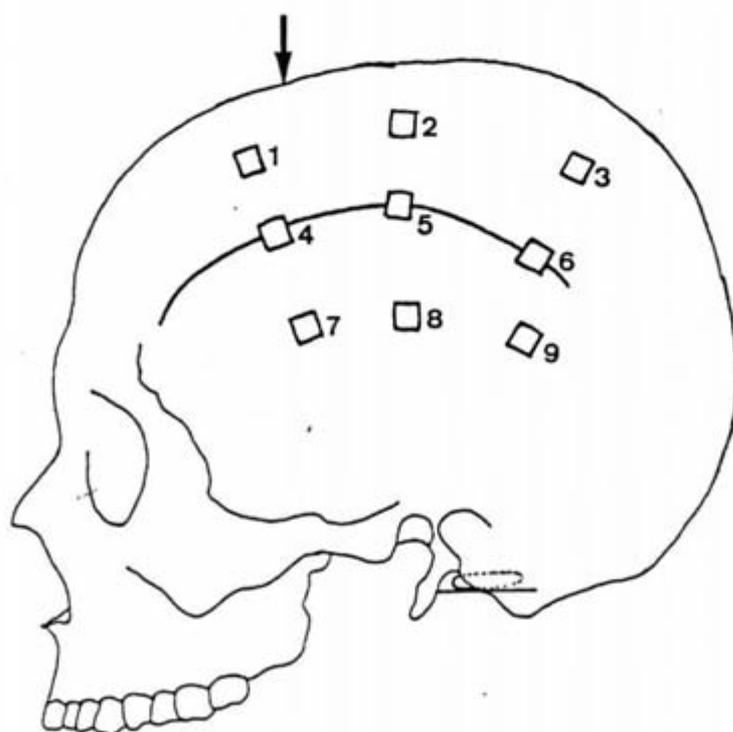
CRANEO N° 8
EJE BREG-IC C



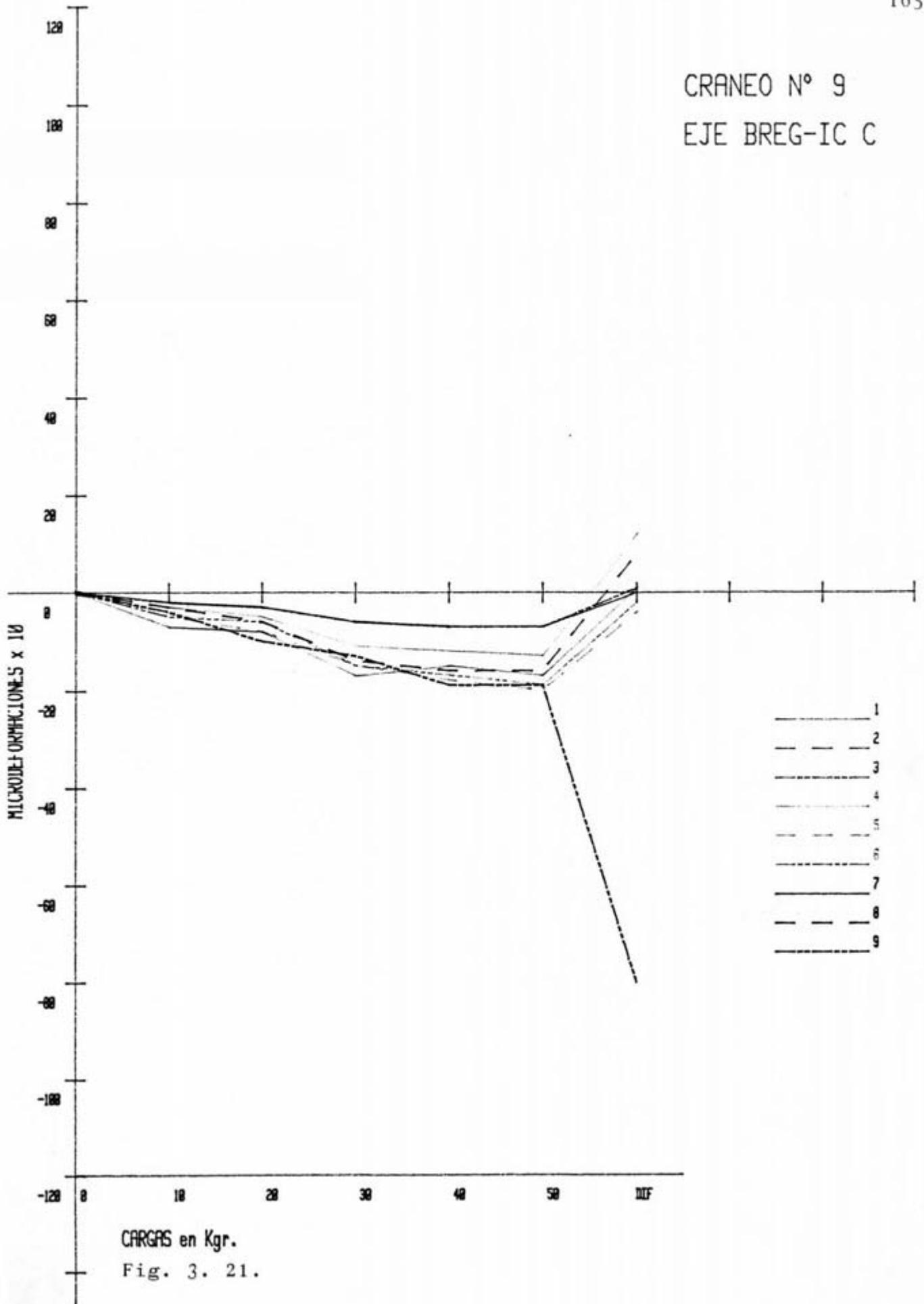
CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 20.

MONTAJE		TIPO		EJE					
Z-10-C		CRANEO-9		BREG-I.C.					164
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	-7	-8	-17	-15	-17	1	
	2	-	-2	-3	-6	-7	-7	1	
	3	-	-2	-3	-6	-7	-7	1	
LTS.	4	-	-3	-5	-11	-12	-13	12	
	5	-	-5	-8	-15	-18	-20	-4	
	6	-	-5	-6	-15	-17	-19	-2	
INF.	7	-	-2	-3	-6	-7	-7	0	
	8	-	-3	-6	-14	-16	-16	8	
	9	-	-4	-10	-13	-19	-19	-80	

Tabla 3. XXVII.



CRANEO N° 9
EJE BREG-IC C

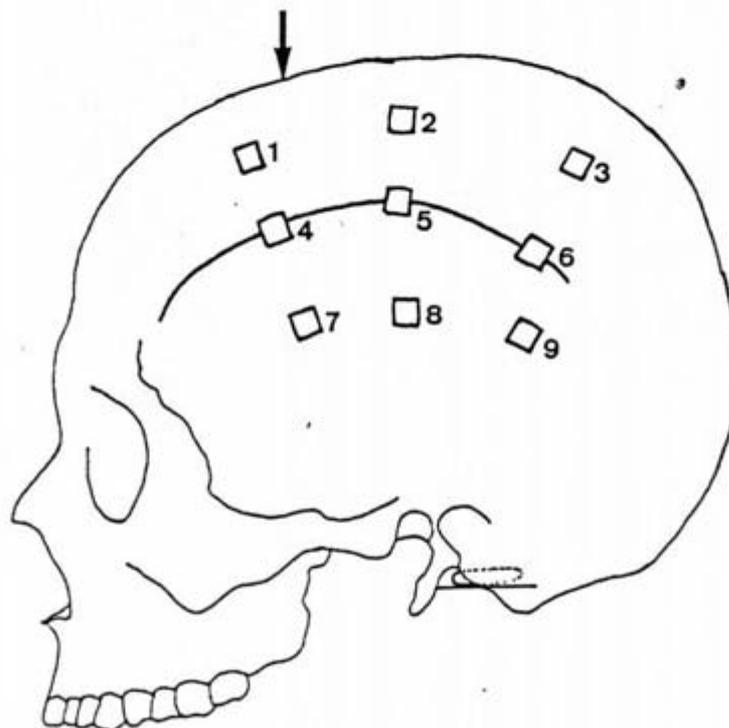


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 21.

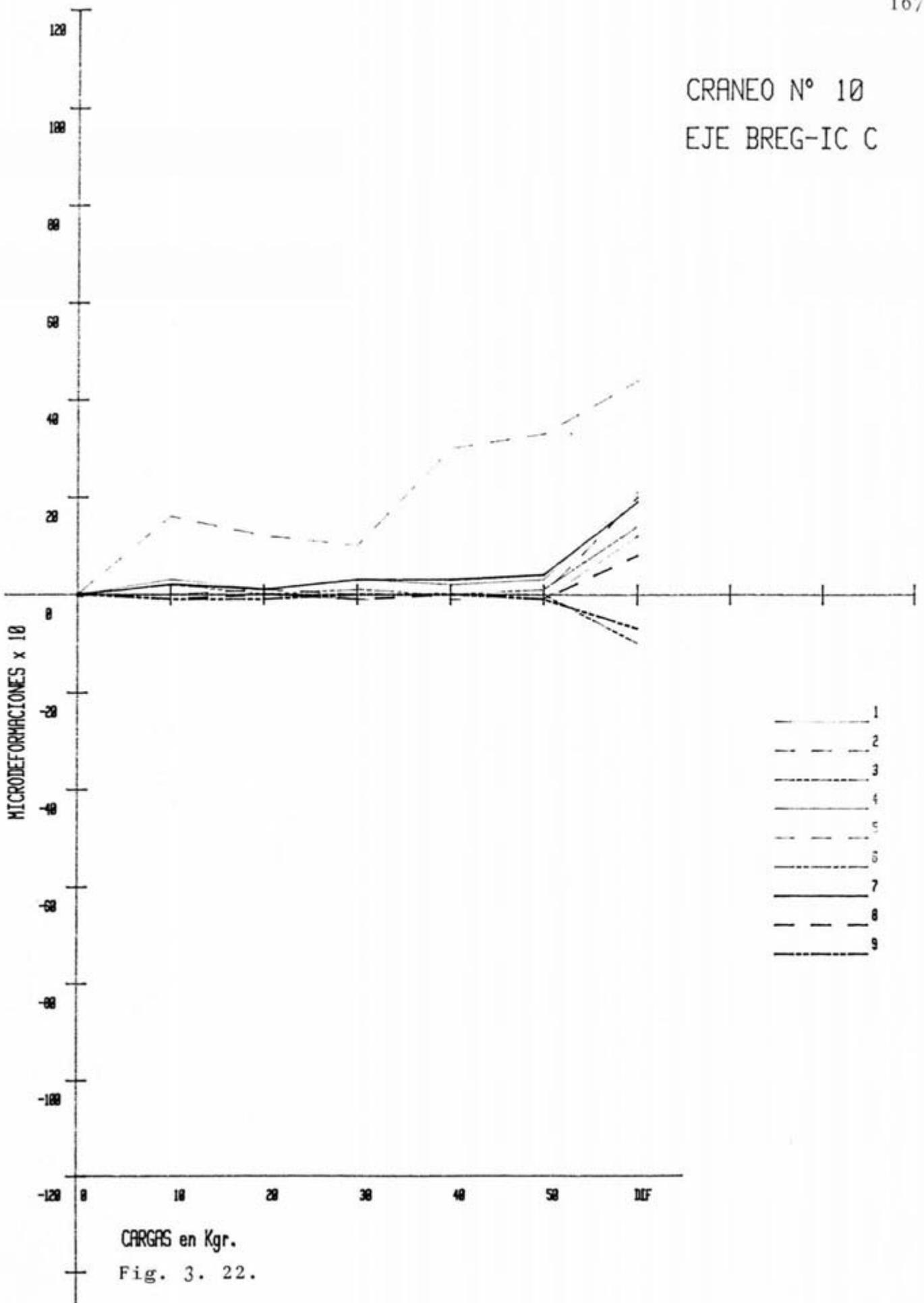


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-C		CRANEO-10		BREG-I.C.				
LOCALIZACION	Nº GALGA	0	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	0	0	-1	-1	-1	12
	2	-	0	1	0	0	0	20
	3	-	0	0	0	0	0	-10
LTS.	4	-	3	1	3	2	3	21
	5	-	16	12	10	30	33	44
	6	-	2	0	1	0	1	14
INF.	7	-	2	1	3	3	4	19
	8	-	-1	0	-1	0	-1	8
	9	-	-1	-1	0	0	-1	-7

Tabla 3. XXVIII.

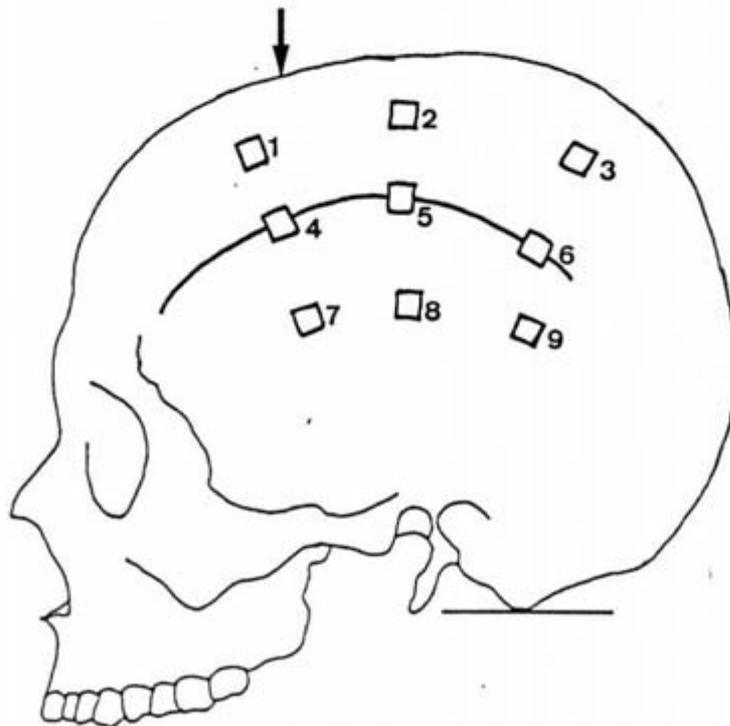


CRANEO N° 10
EJE BREG-IC C

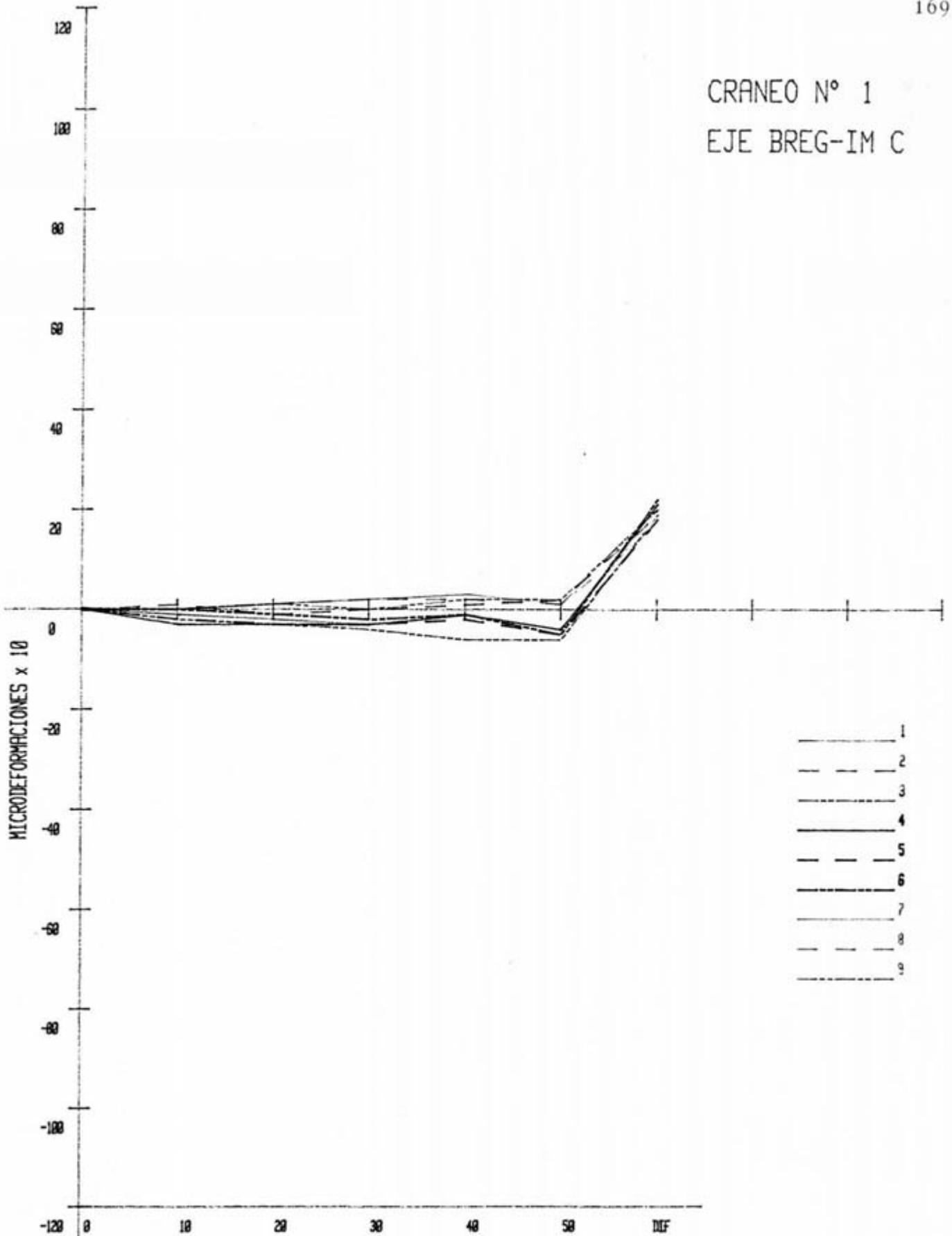


MONTAJE		TIPO	EJE					
1-10-C		CRANEO-1	BREG-I.M.					168
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-1	-2	-3	-1	-4	20
	2	-	1	-1	0	1	2	19
	3	-	-2	-3	-4	-6	-6	19
LTS.	4	-	-3	-3	-3	-1	-4	21
	5	-	-2	-3	-3	-2	-5	18
	6	-	0	-1	-2	-1	-5	22
INF.	7	-	0	1	2	3	1	21
	8	-	0	1	2	2	1	17
	9	-	0	1	0	2	2	20

Tabla 3. XXIX.



CRANEO N° 1
EJE BREG-IM C

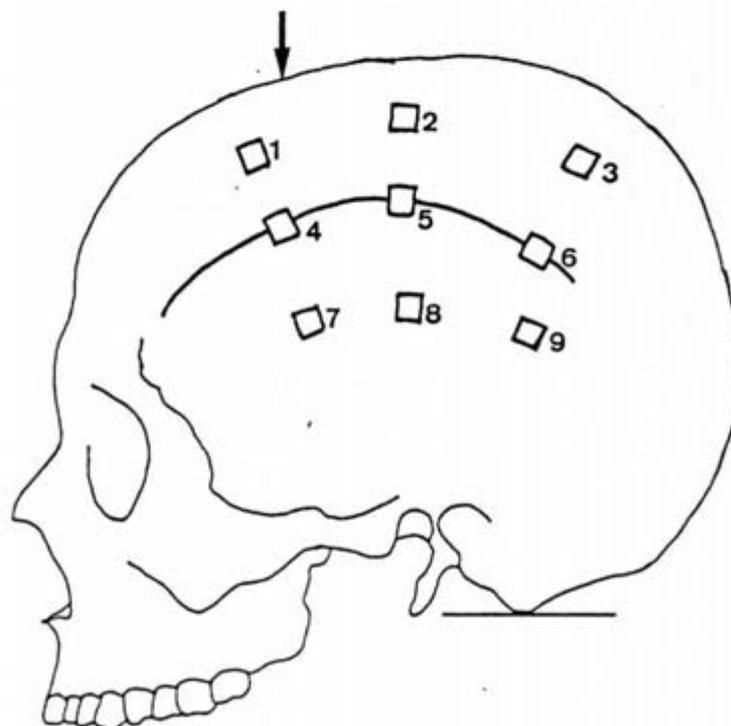


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 23.

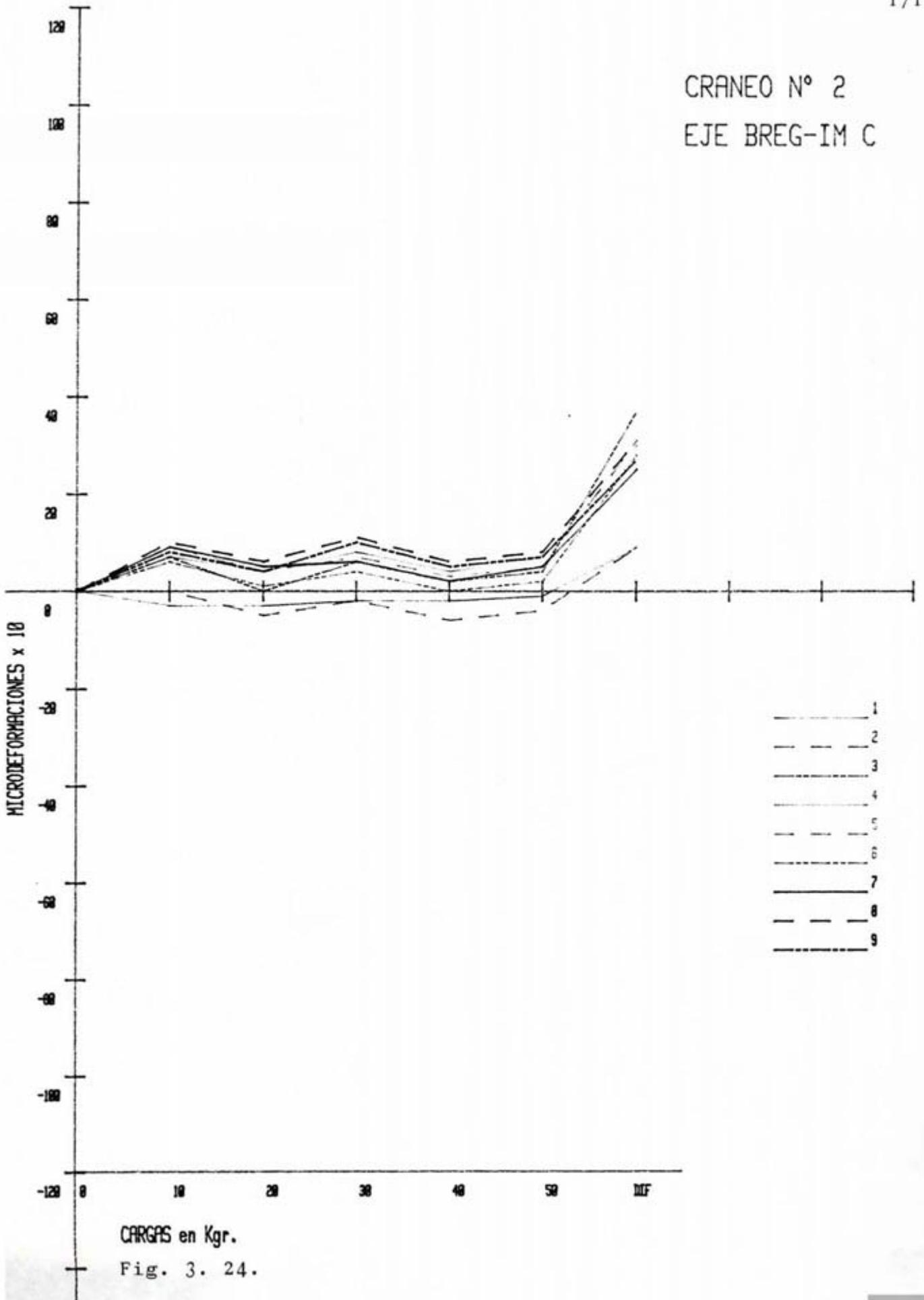


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANE0-2	BREG-I.H.					170
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-3	-3	-2	-2	-1	9
	2	-	0	-5	-2	-6	-4	9
	3	-	7	0	6	2	4	37
LTS.	4	-	7	4	8	4	7	30
	5	-	9	4	7	3	5	31
	6	-	6	1	4	0	2	28
INF.	7	-	9	5	6	2	5	25
	8	-	10	6	11	6	8	31
	9	-	8	4	10	5	7	27

Tabla 3. XXX.



CRANEO N° 2
EJE BREG-IM C



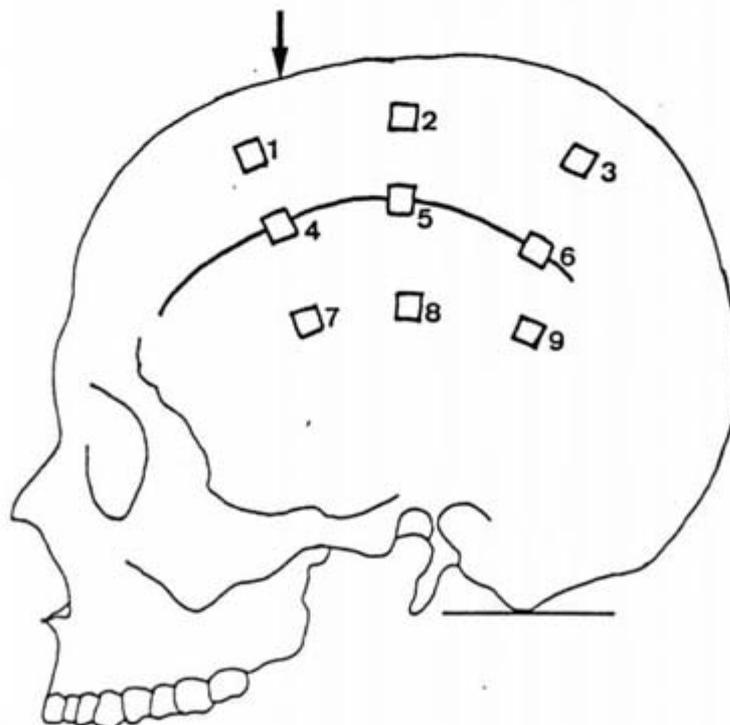
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 24.

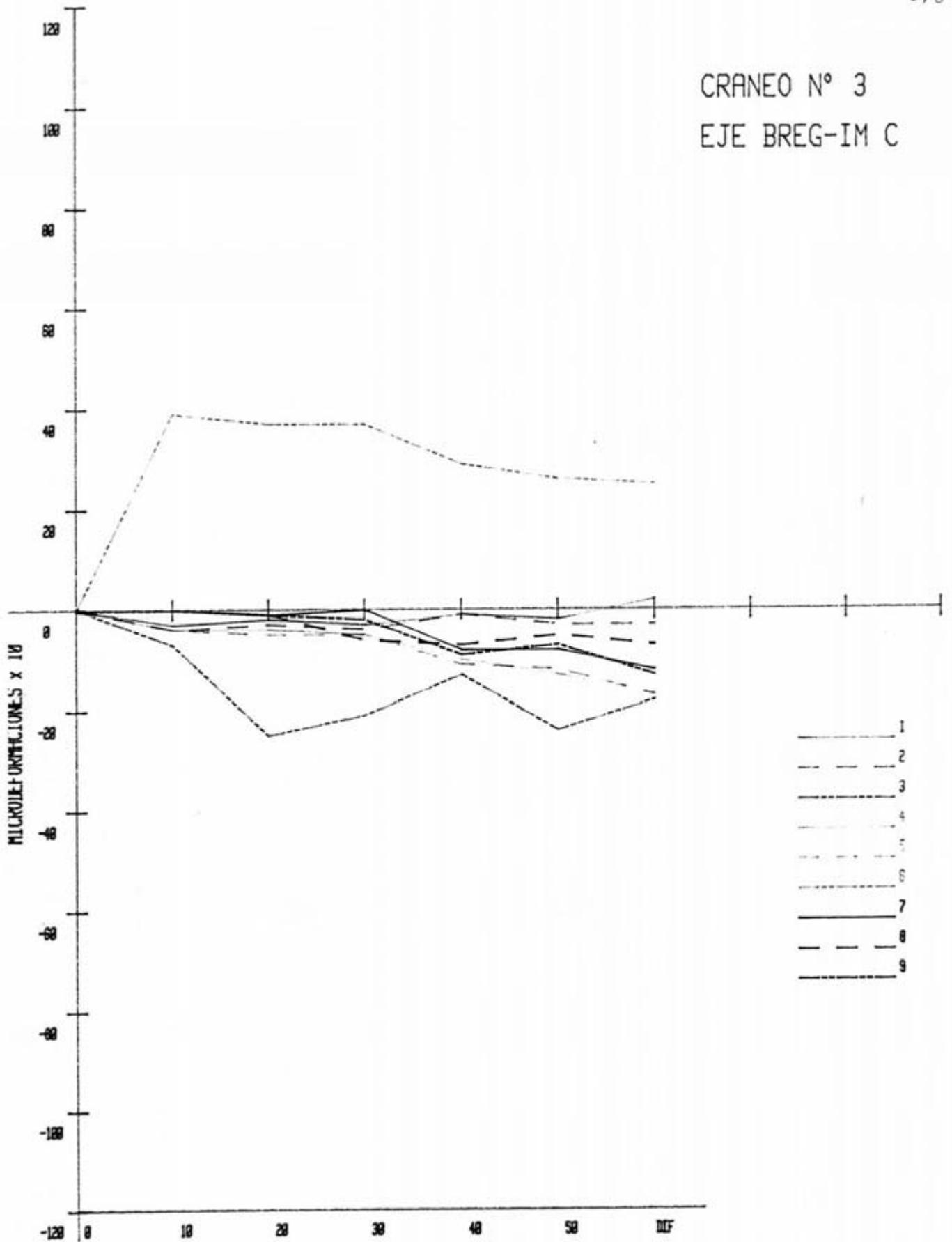


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-C		CRANEO-3		BREG-I.M.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-3	-2	-3	-1	-2	2
	2	-	-4	-3	-4	-1	-3	-3
	3	-	-7	-25	-21	-13	-24	-18
LTS.	4	-	-4	-4	-5	-10	-13	-17
	5	-	-4	-5	-5	-11	-12	-17
	6	-	39	37	37	29	26	25
INF.	7	-	0	-1	0	-8	-8	-12
	8	-	0	-1	-6	-7	-5	-7
	9	-	0	-1	-2	-9	-7	-13

Tabla 3. XXXI.



CRANEO N° 3
EJE BREG-IM C

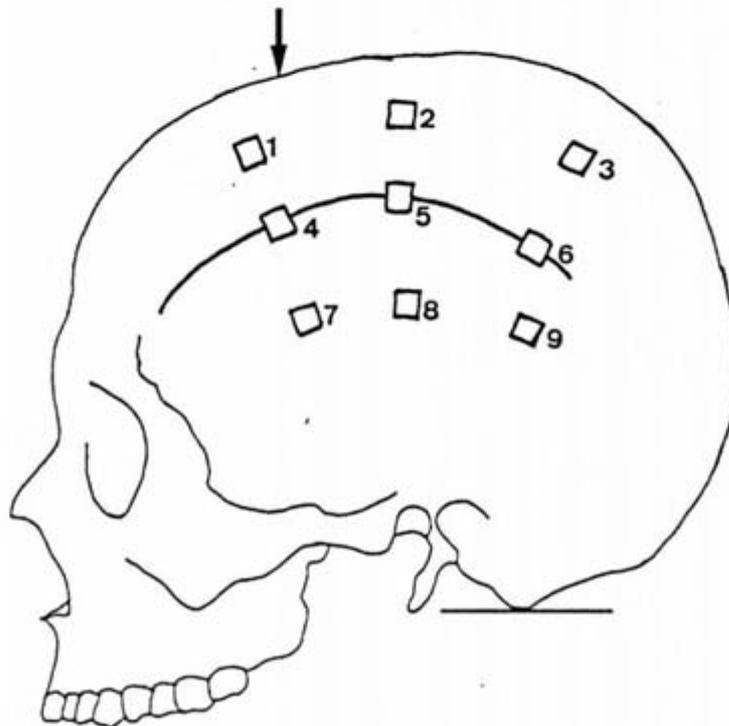


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 25.

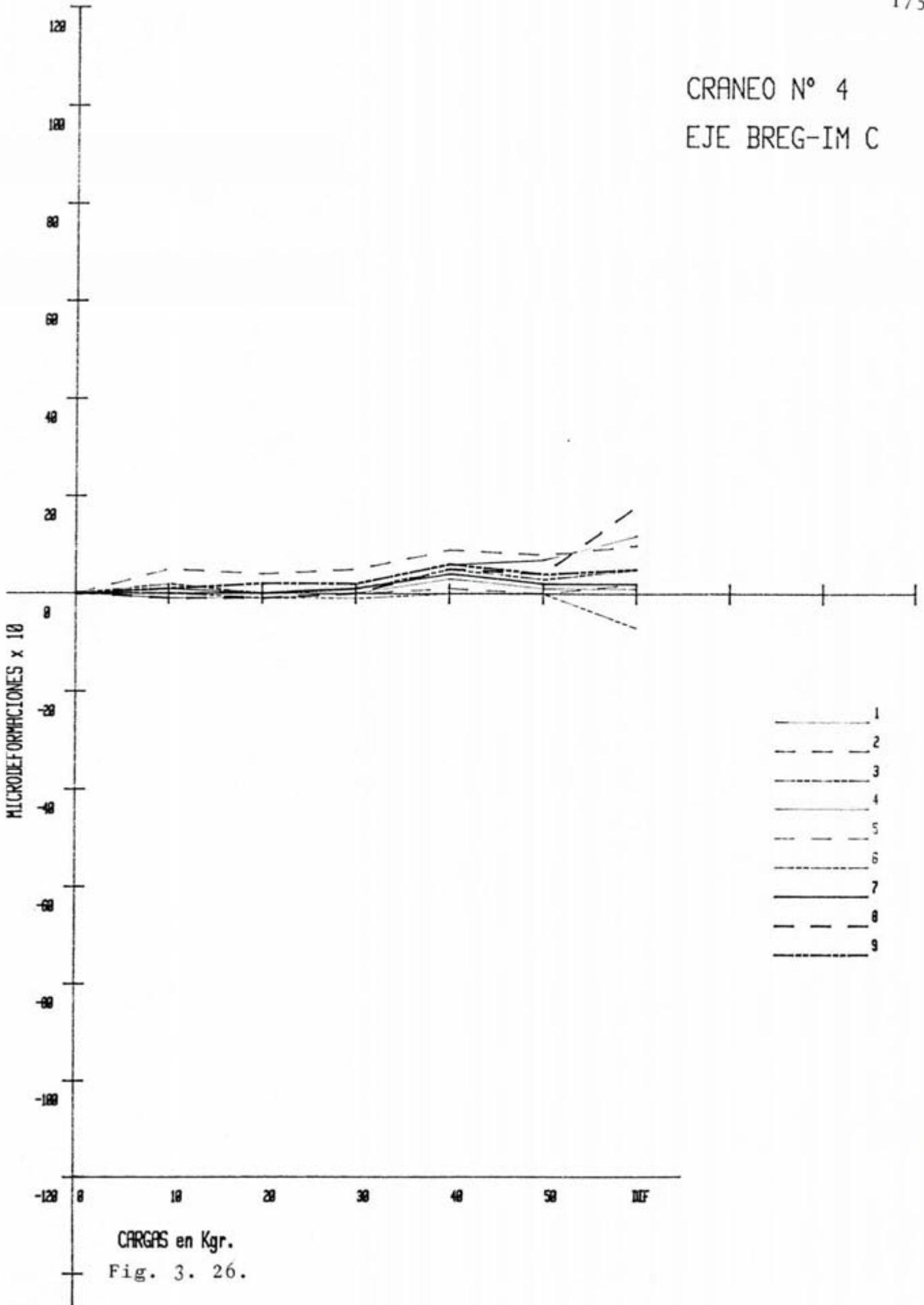


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-C		CRANEO-4		BREG-I.H.				
						174		
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	1	0	2	6	7	12
	2	-	5	4	5	9	8	10
	3	-	2	0	1	5	3	5
LTS.	4	-	-1	-1	0	3	1	1
	5	-	0	-1	0	1	0	2
	6	-	0	-1	-1	0	0	-7
INF.	7	-	0	0	1	4	2	2
	8	-	-1	-1	0	5	4	18
	9	-	1	2	2	6	4	5

Tabla 3. XXXII.

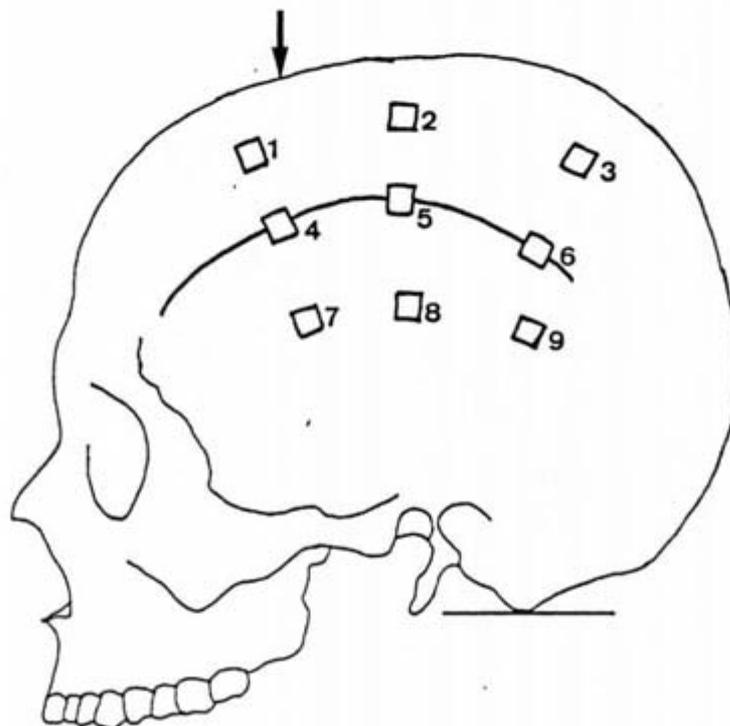


CRANEO N° 4
EJE BREG-IM C

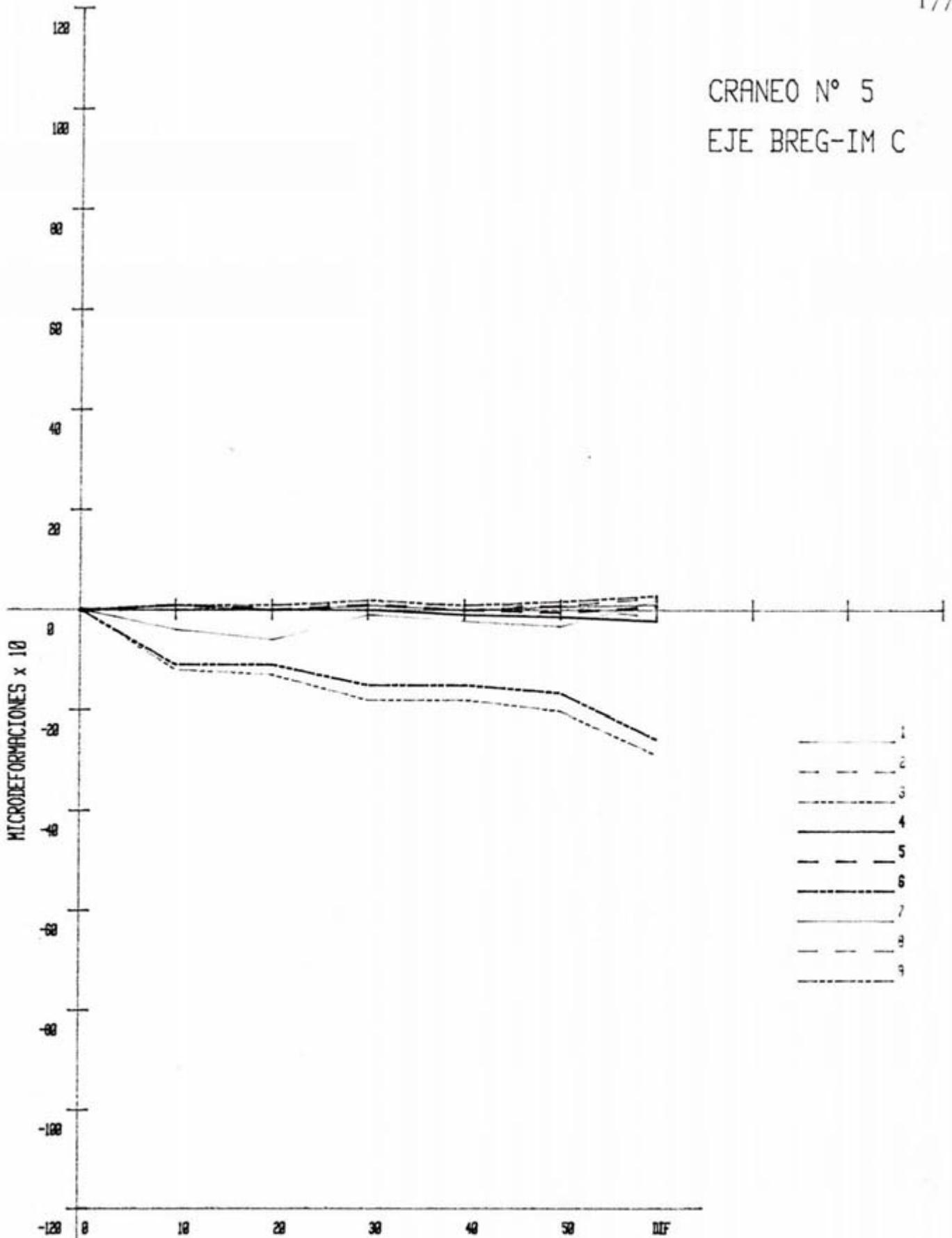


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-5	BREG-I.M.					176
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	1	0	1	0	0'8	1'2
	2	—	1	0	1	0	1	2'6
	3	—	1	1	2	1	1'8	3
LTS.	4	—	0	0	0	-1	-1'4	-2'2
	5	—	1	0	1	0	-0'5	0'7
	6	—	-11	-11	-15	-15	-16'6	-25'7
INF.	7	—	-4	-6	-1	-2'3	-3'3	2
	8	—	0	1	1	1	0'7	-1'5
	9	—	-12	-13	-18	-18	-20'2	-28'8

Tabla 3. XXXIII.



CRANEO N° 5
EJE BREG-IM C



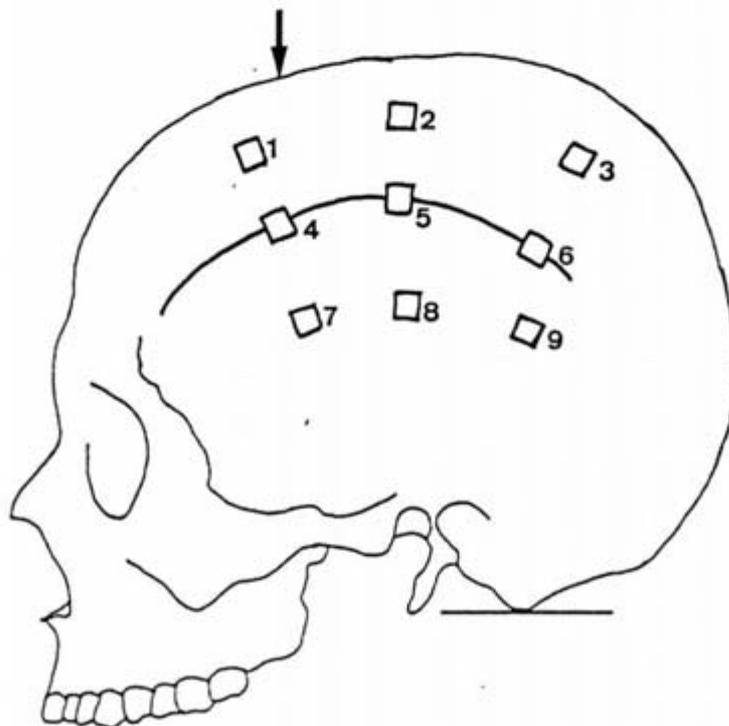
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 27.

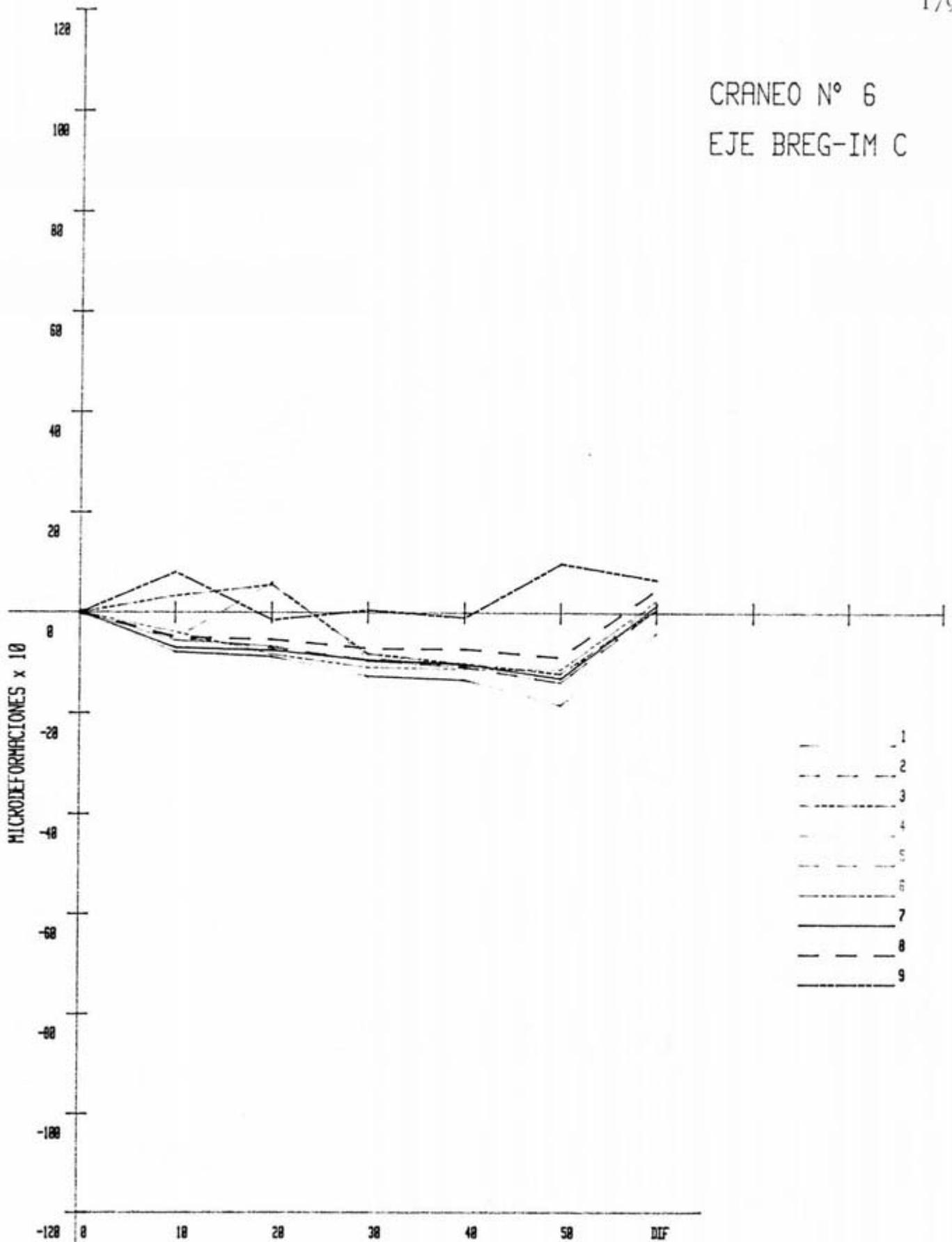


MONTAJE		TIPO	EJE						178
Z-10-C		CRANEO-6	BREG-I.H.						
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.	
SUP.	1	-	-7'9	-8'8	-12'7	-13'4	-18'4	-4'1	
	2	-	-5	-7'1	-9'4	-10'8	-13'9	0'8	
	3	-	-3'3	-5'5	-8'2	-10'2	-12'1	0'7	
LTS.	4	-	-5'6	-6'7	-9'7	-10'9	-13'9	0'6	
	5	-	-5'2	-6'6	-8'9	-10'4	-13	2'3	
	6	-	-3'9	-8'3	-10'9	-11'2	-11'3	2'5	
INF.	7	-	-7'1	-7'6	-9'5	-10'3	-13'1	1'5	
	8	-	-4'9	-5'4	-7'2	-7'3	-8'9	4'7	
	9	-	8	-1'5	0'5	-1	9'8	6'6	

Tabla 3. XXXIV.



CRANEO N° 6
EJE BREG-IM C

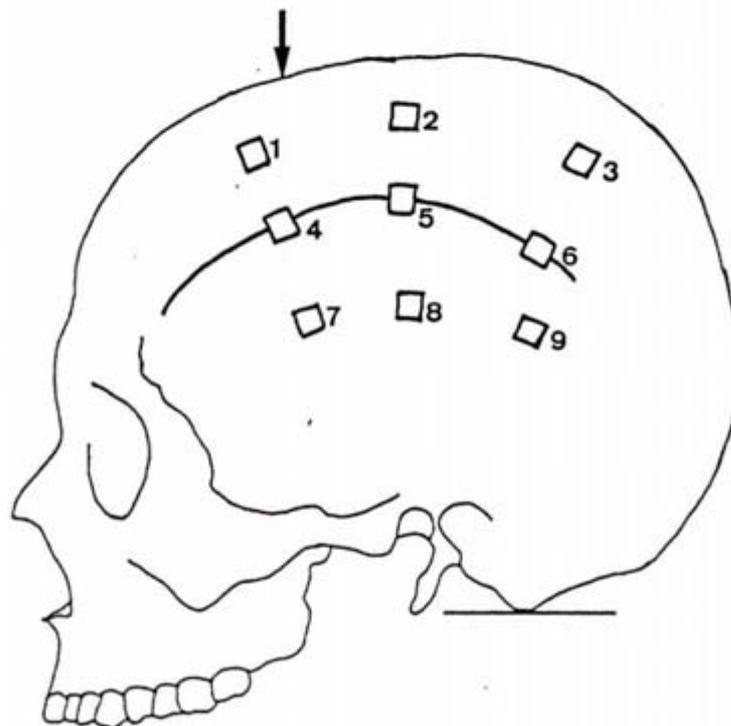


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 28.

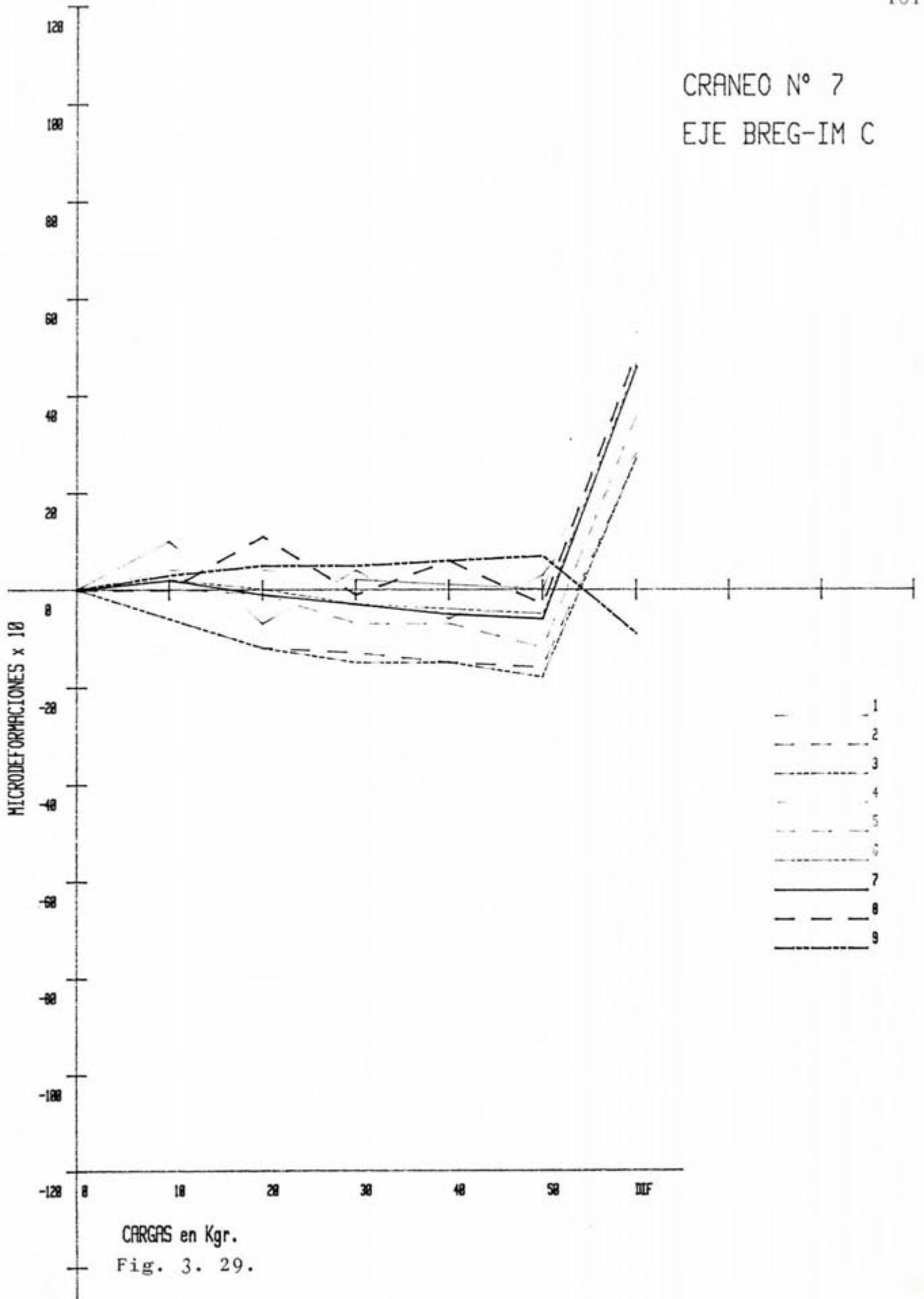


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-7	BREG-I.H.					180
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-	10	-7	4	-6	3	29
	2	-	-6	-12	-13	-15	-16	27
	3	-	-6	-12	-15	-15	-18	27
LTS.	4	-	4	4	2	1	0	53
	5	-	0	-1	-7	-7	-12	36
	6	-	2	0	-3	-4	-5	47
INF.	7	-	2	-1	-3	-5	-6	46
	8	-	0	11	-1	6	-3	49
	9	-	3	5	5	6	7	-9

Tabla 3. XXXV.



CRANEO N° 7
EJE BREG-IM C

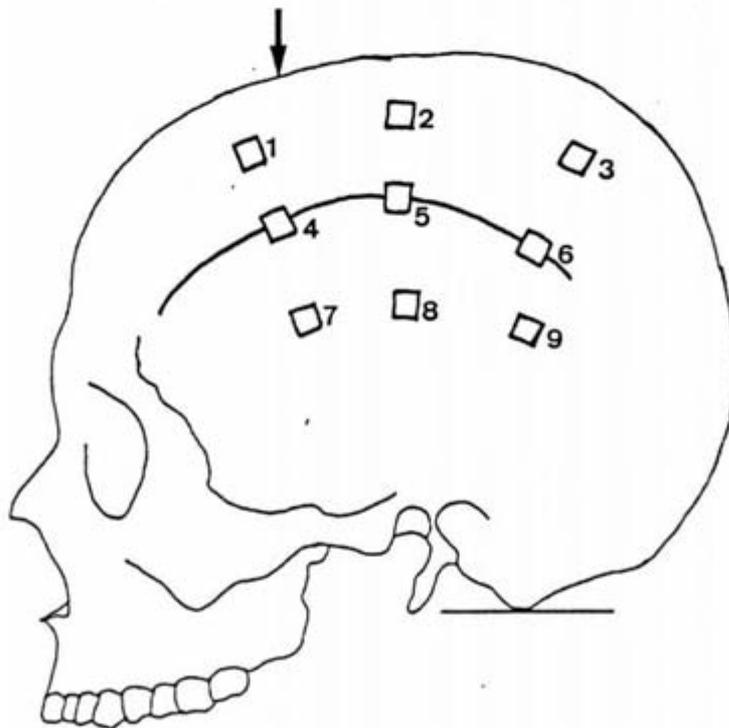


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 29.

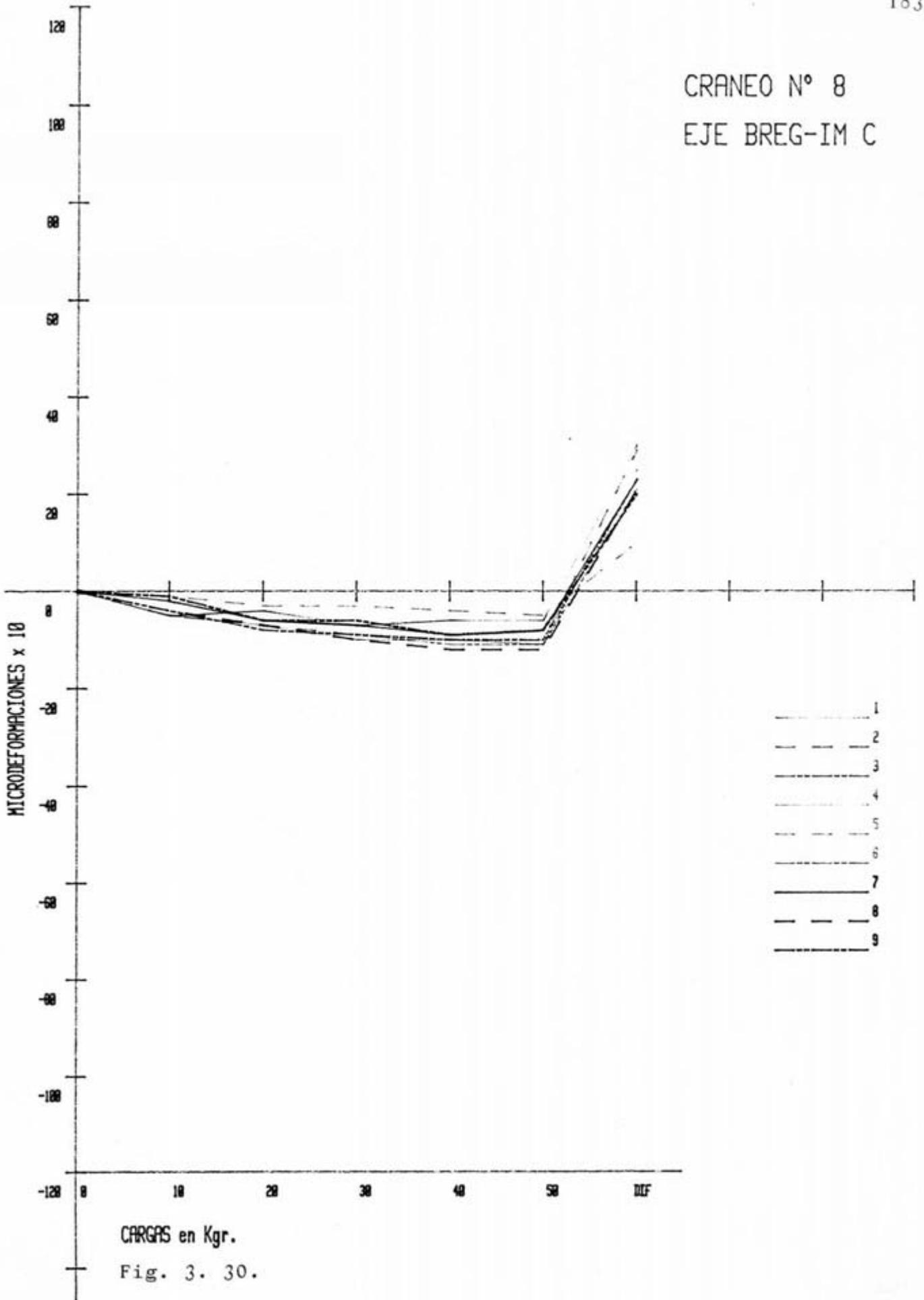


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-9	BREG-I.M.					182
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-5	-4	-7	-6	-6	30
	2	-	-5	-7	-9	-10	-10	29
	3	-	-4	-7	-9	-10	-10	23
LTS.	4	-	-5	-7	-10	-10	-11	25
	5	-	-1	-3	-3	-4	-5	10
	6	-	-4	-8	-9	-11	-11	21
INF.	7	-	-2	-6	-7	-9	-7	23
	8	-	-4	-7	-10	-12	-12	21
	9	-	-1	-6	-6	-9	-7	20

Tabla 3. XXXVI.



CRANEO N° 8
EJE BREG-IM C



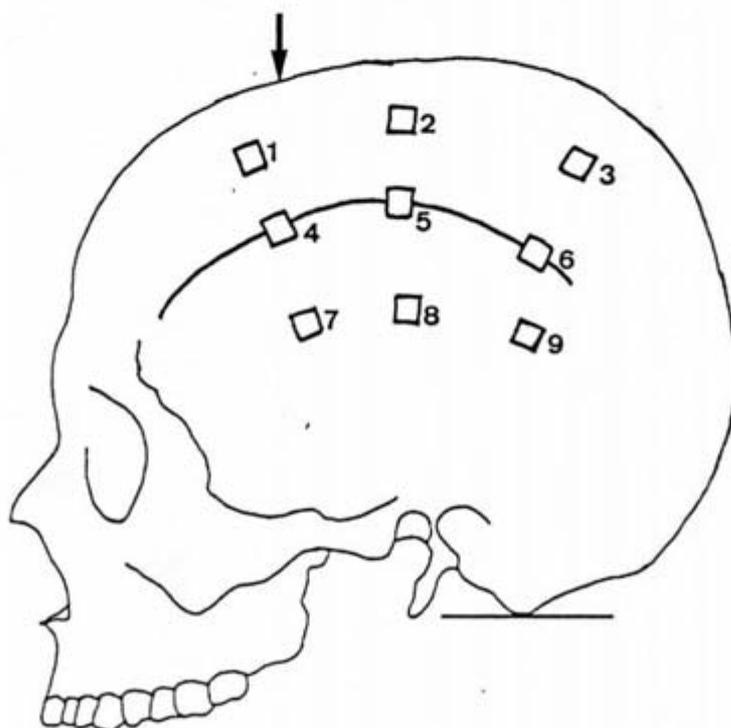
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 30.

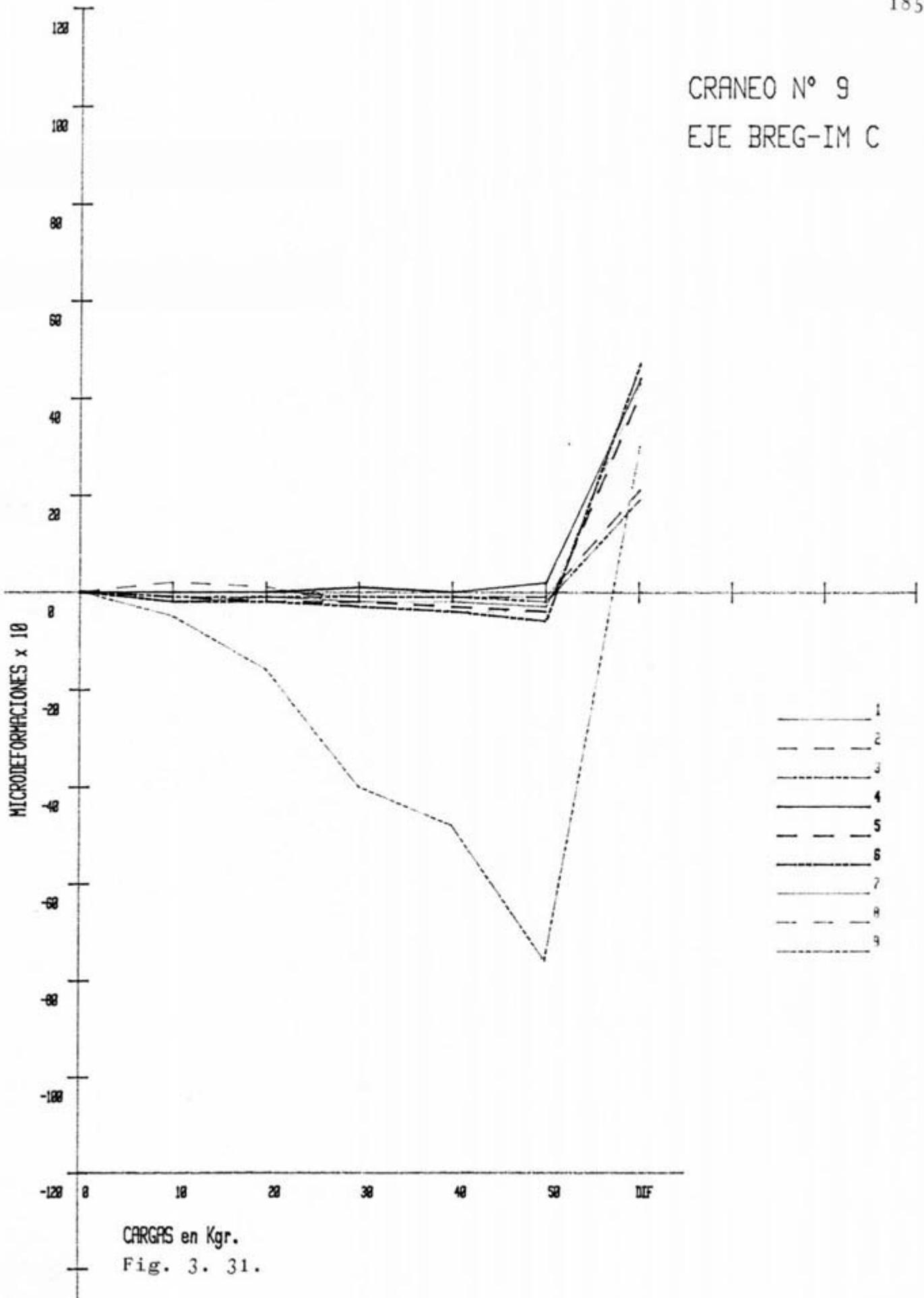


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-9	BREG-I.H.					184
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-2	-1	-2	-2	-3	43
	2	-	0	0	-1	-1	-1	21
	3	-	-1	-1	-1	-1	-2	19
LTS.	4	-	0	0	1	0	2	44
	5	-	-1	-2	-2	-3	-4	41
	6	-	-2	-2	-3	-4	-6	47
INF.	7	-	0	0	-1	-1	-1	21
	8	-	2	1	-3	-4	-4	41
	9	-	-5	-16	-40	-48	-76	30

Tabla 3. XXXVII.

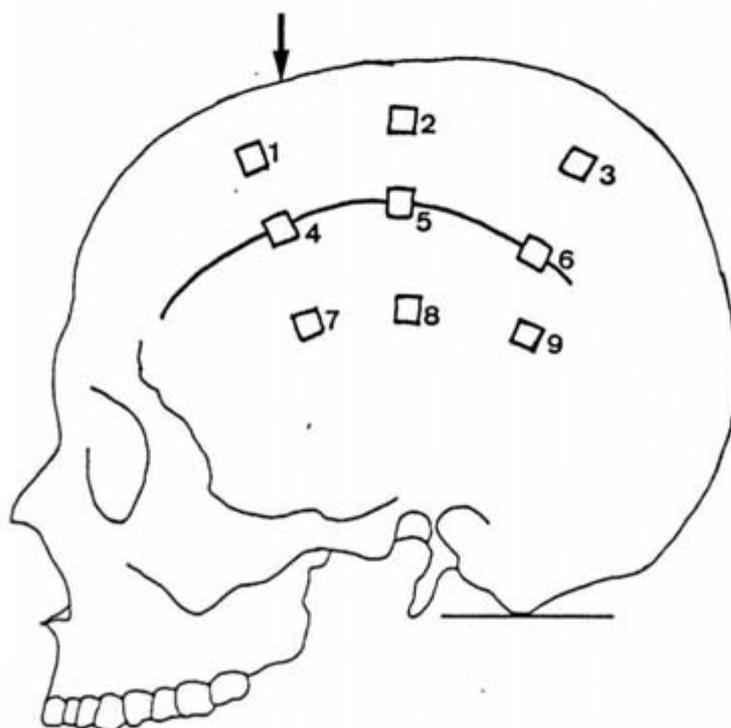


CRANEO N° 9
EJE BREG-IM C

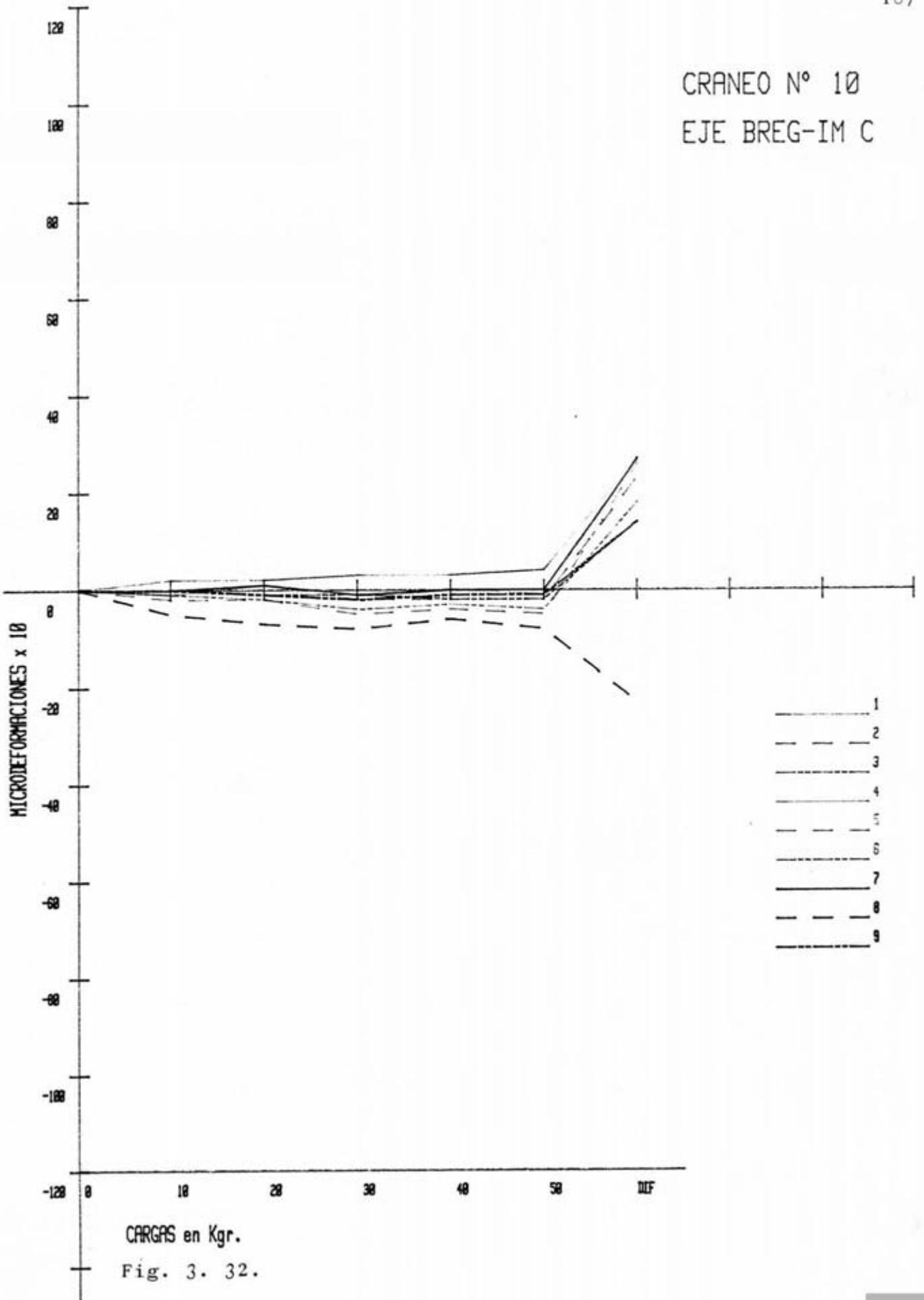


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-10	BREG-I.H.					186
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	2	2	3	3	4	27
	2	-	0	-1	-2	-2	-2	23
	3	-	0	-1	-1	-2	-2	14
LTS.	4	-	-1	1	-2	0	-1	27
	5	-	-2	-2	-5	-4	-5	26
	6	-	-1	-2	-4	-3	-4	18
INF.	7	-	0	1	-1	0	0	27
	8	-	-5	-7	-8	-6	-8	-23
	9	-	0	-1	-2	-1	-1	14

Tabla 3. XXXVIII.

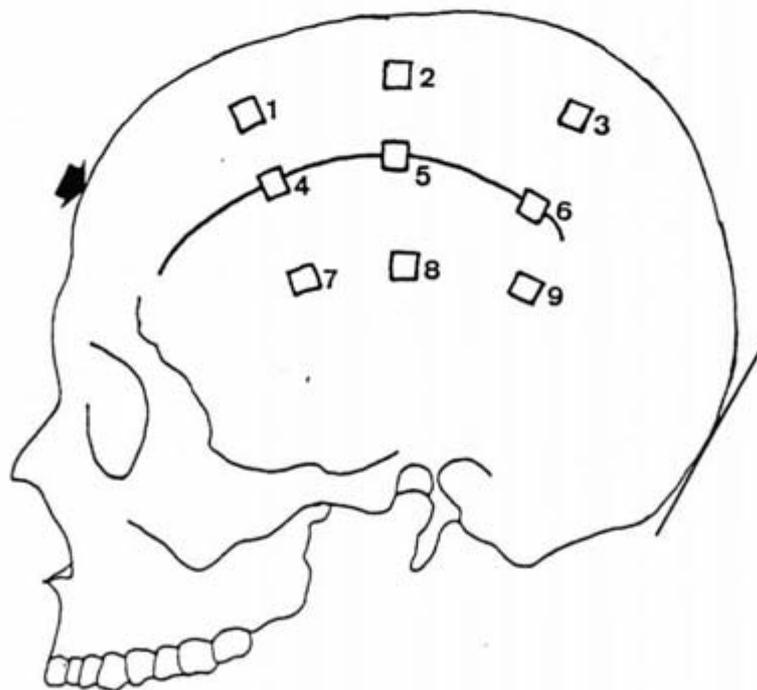


CRANEO N° 10
EJE BREG-IM C

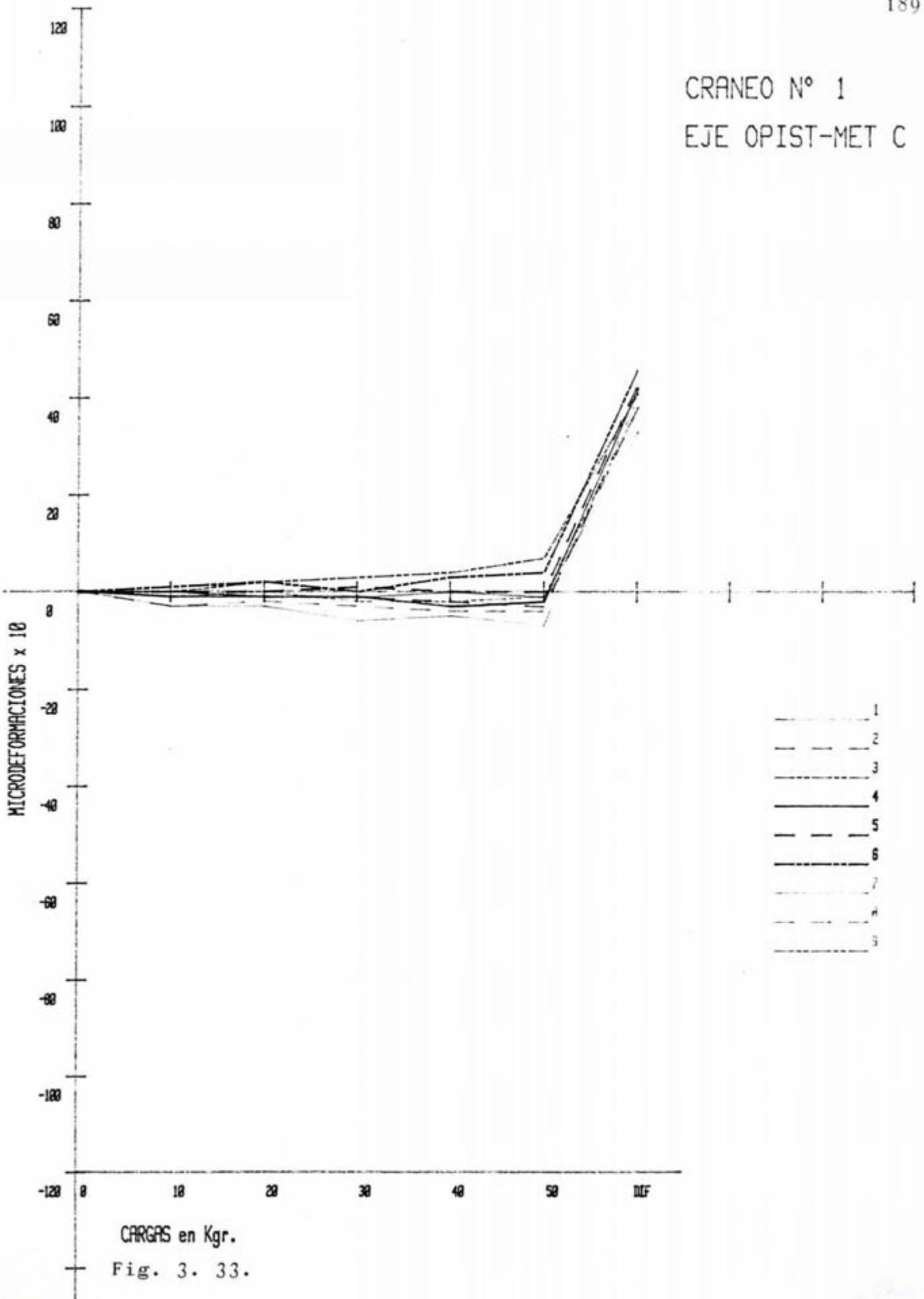


MONTAJE		TIPO	EJE					
1-10-C		CRANEO-1	OPIST-MET.					
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	—	0	-1	-1	0	-1	33
	2	—	0	-1	-1	-2	-3	39
	3	—	0	2	3	4	7	41
LTS.	4	—	-1	-1	-1	-3	-2	42
	5	—	0	0	1	0	0	43
	6	—	1	2	0	3	4	46
INF.	7	—	-3	-3	-6	-5	-7	43
	8	—	-3	-2	-3	-4	-4	40
	9	—	-1	0	-2	-2	-1	39

Tabla 3. XXXIX.

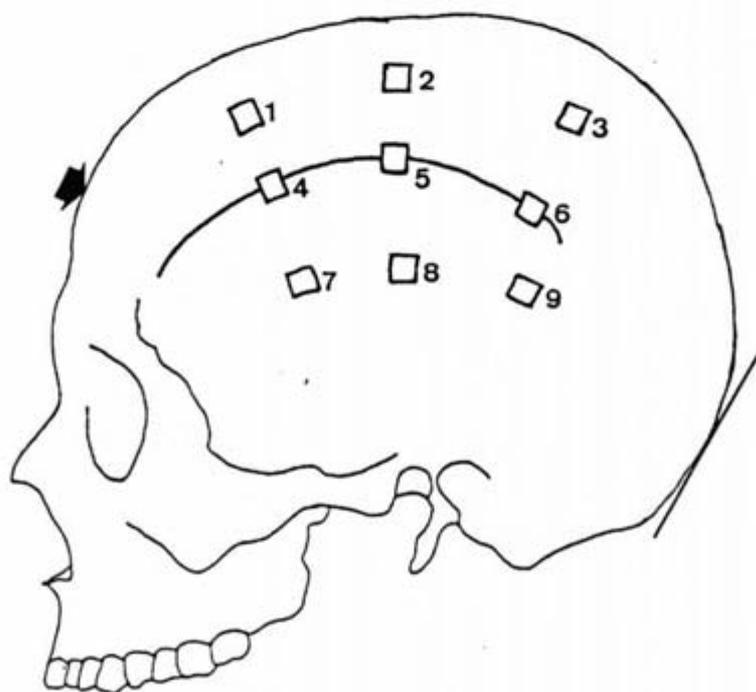


CRANEO N° 1
EJE OPIST-MET C

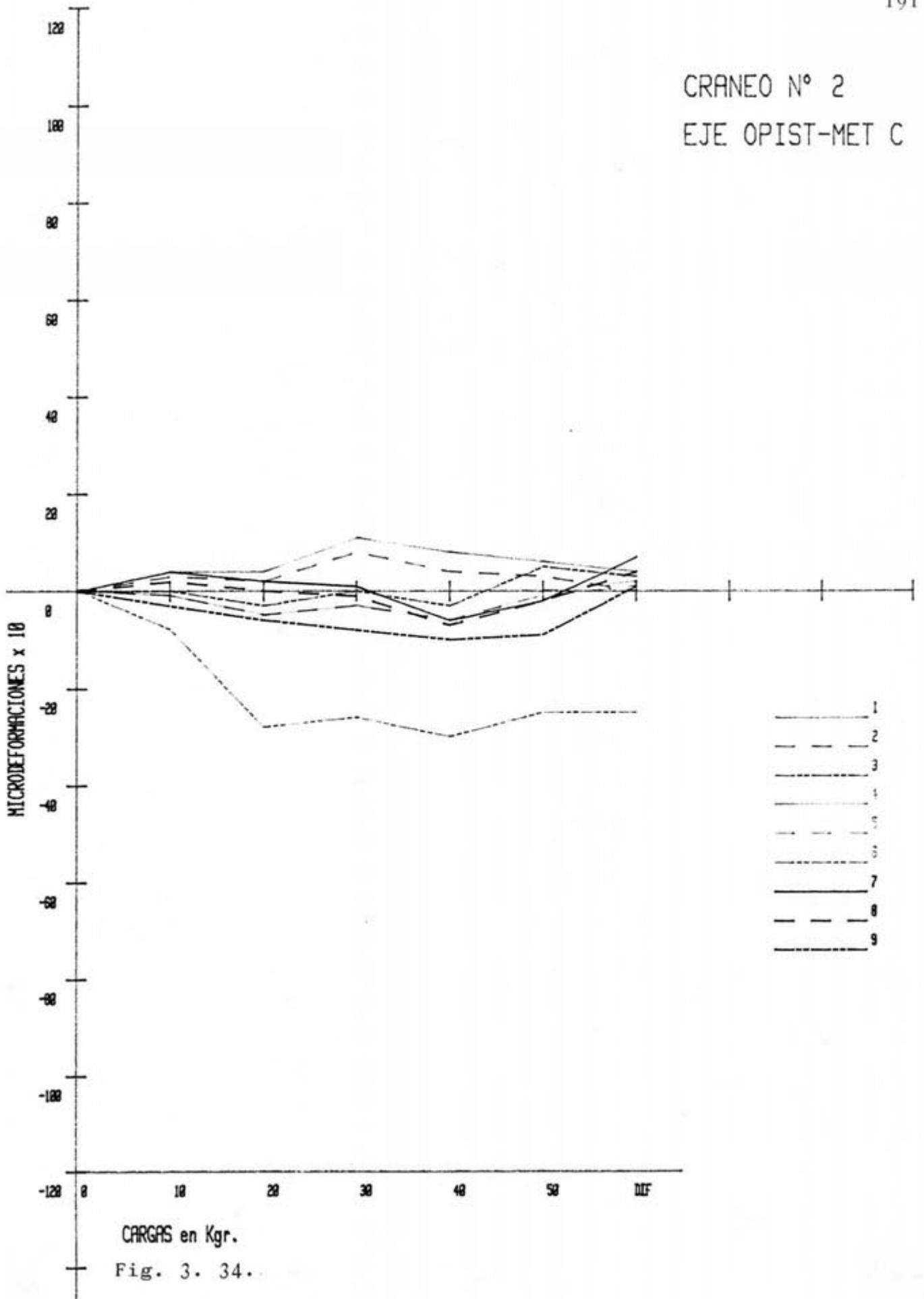


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-2	OPIST-MET.					190
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-	4	4	11	7	6	4
	2	-	3	2	7	4	3	0
	3	-	0	-3	0	-3	5	3
LTS.	4	-	-1	-5	-3	-7	0	2
	5	-	-1	-5	-3	-6	-1	1
	6	-	-8	-27	-26	-30	-25	-25
INF.	7	-	4	2	1	-6	-2	7
	8	-	2	0	-1	-7	-2	4
	9	-	-3	-6	-7	-10	-9	1

Tabla 3. XL.

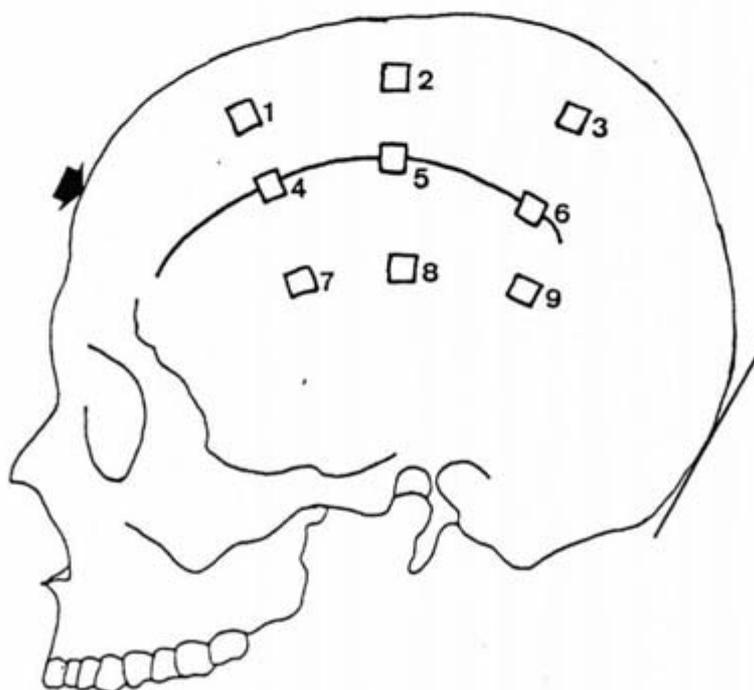


CRANEO N° 2
EJE OPIST-MET C

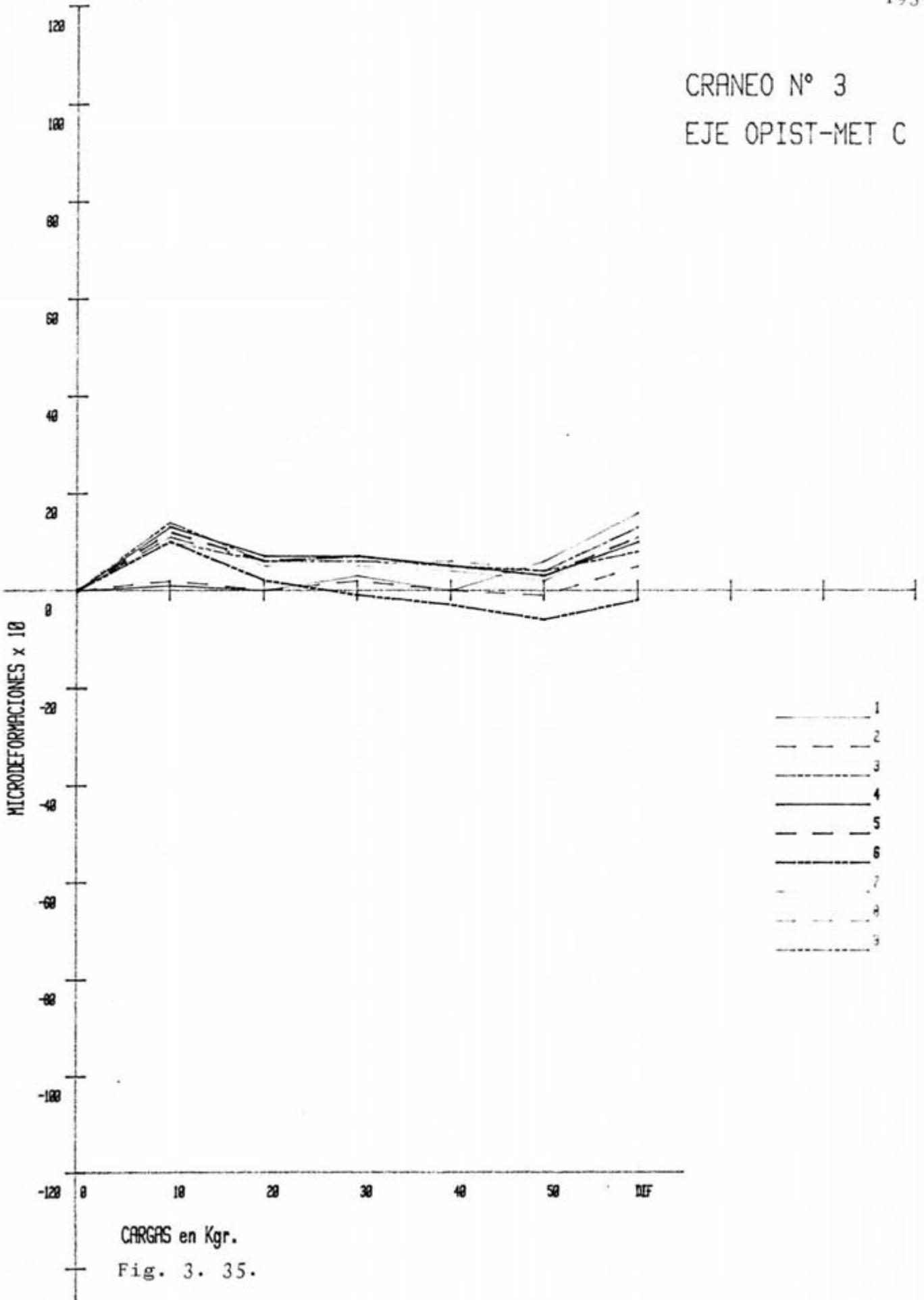


MONTAJE	TIPO	EJE						
Z-10-C	CRANEO-3	OPIST-MET.						
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	1	0	3	0	6	16
	2	—	2	0	2	0	-1	5
	3	—	14	6	7	5	4	8
LTS.	4	—	13	7	7	5	3	10
	5	—	12	6	7	5	3	11
	6	—	10	2	-1	-3	-6	-2
INF.	7	—	11	5	5	4	2	11
	8	—	11	6	6	6	4	13
	9	—	10	6	6	5	4	13

Tabla 3. XLI.



CRANEO N° 3
EJE OPIST-MET C

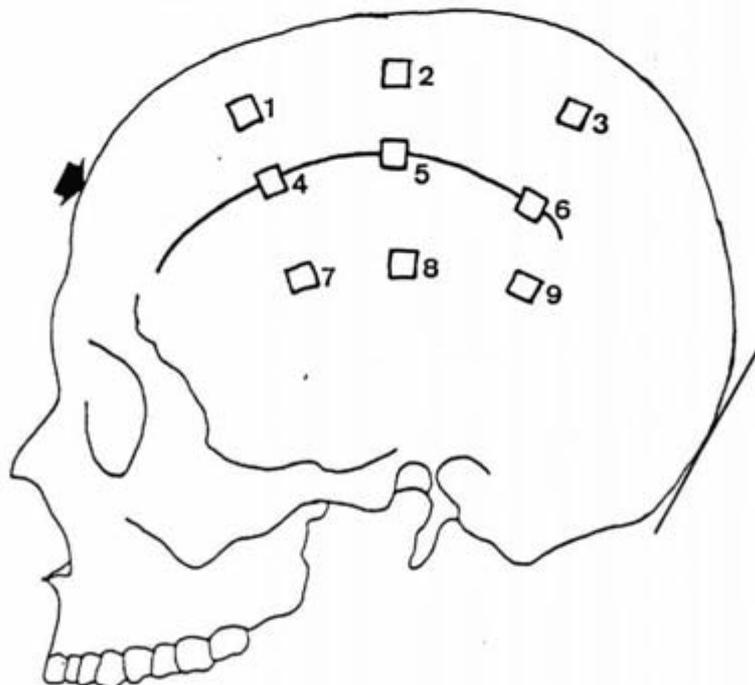


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 35.

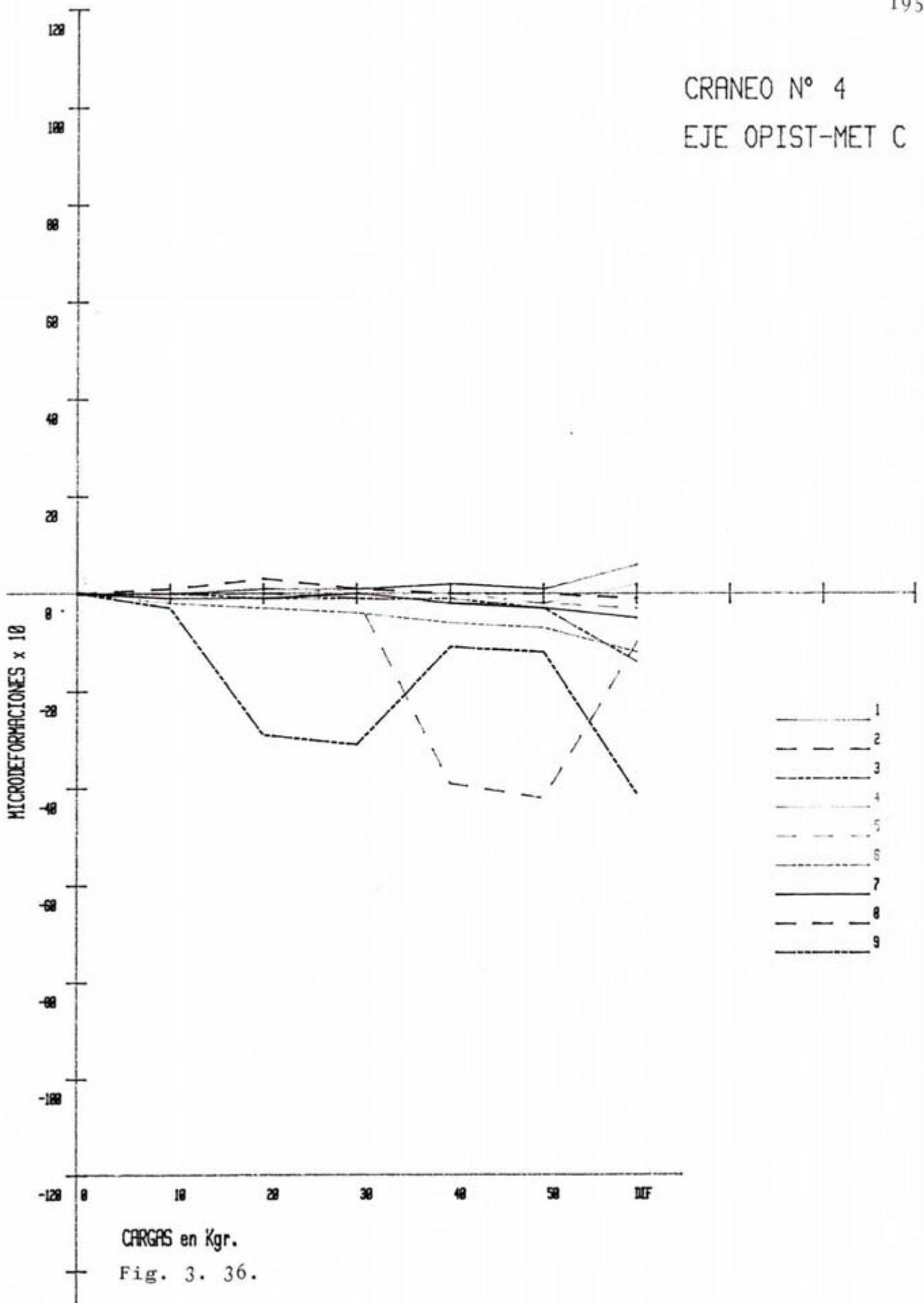


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-C		CRABEO-4		OPIST-MET.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	0	1	1	2	1	6
	2	-	0	0	-1	-39	-42	-10
	3	-	0	-1	-1	-1	-3	-14
LTS.	4	-	0	0	0	-1	-2	2
	5	-	0	0	1	0	-2	-3
	6	-	-2	-3	-4	-6	-7	-12
INF.	7	-	-1	-1	0	-2	-3	-5
	8	-	1	3	1	0	0	-1
	9	-	-3	-29	-31	-11	-12	-41

Tabla 3. XLII.

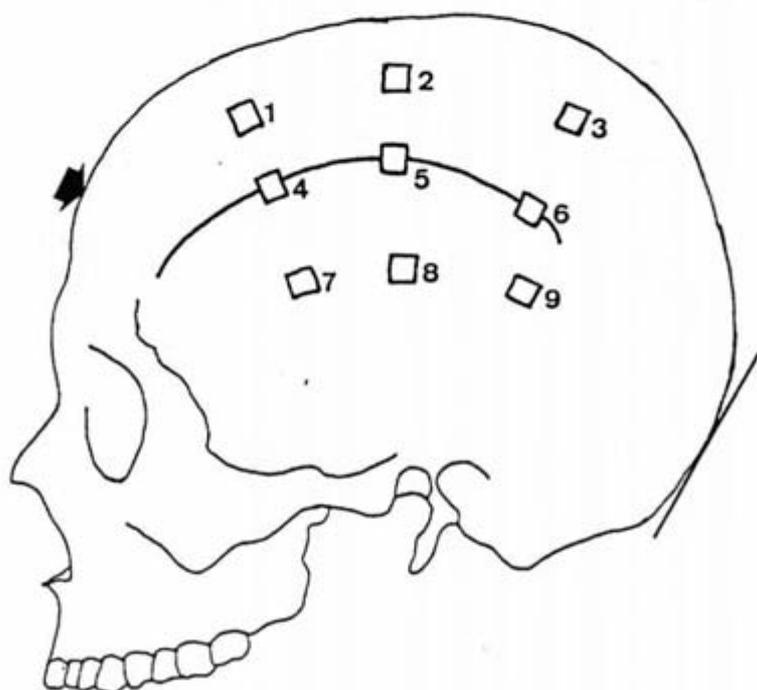


CRANEO N° 4
EJE OPIST-MET C

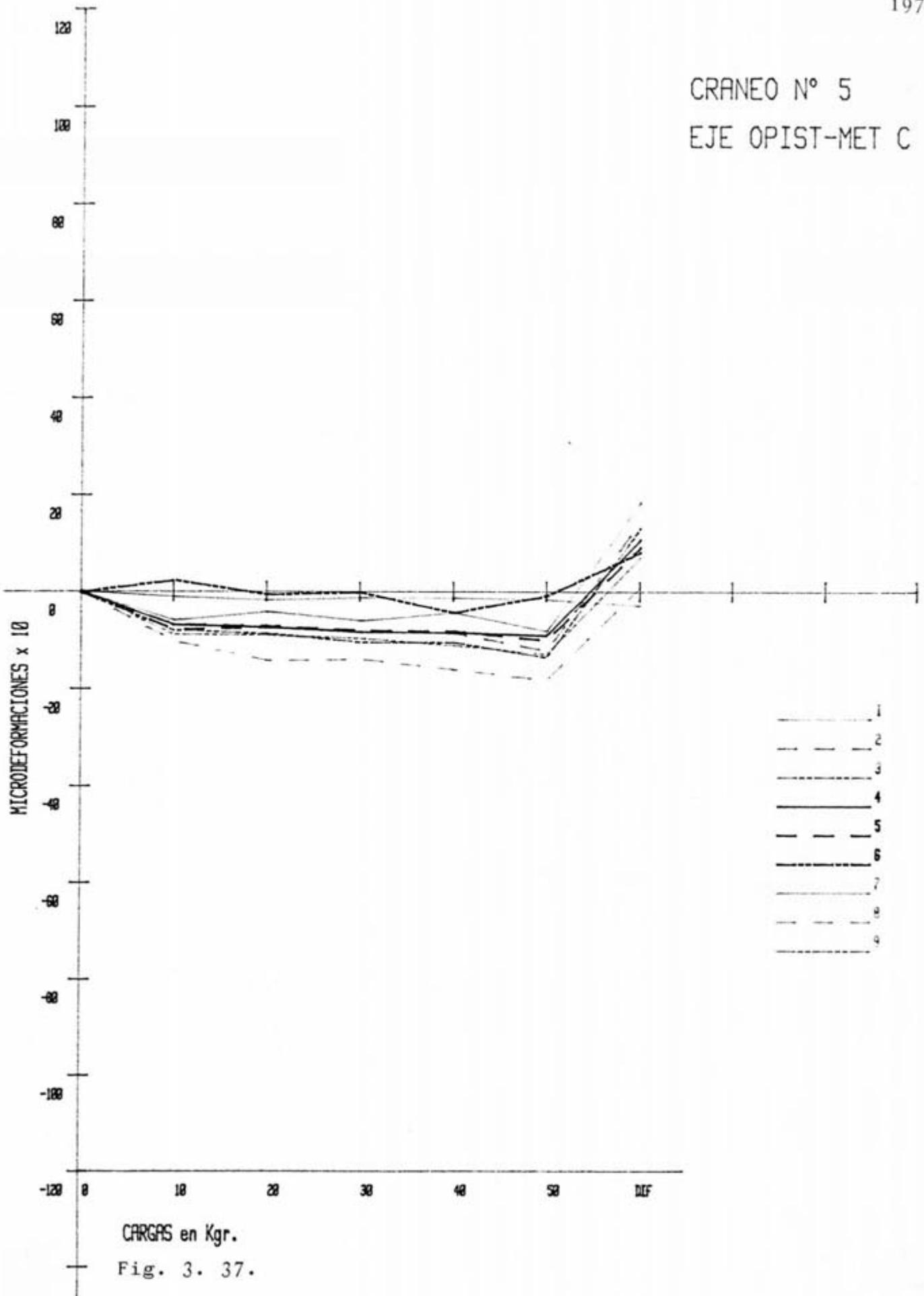


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-5	O PIST - MET.					196
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	-5'8	-4'1	-6	-4'3	-8'1	18'5
	2	-	-6'6	-6'9	-7'9	-8'5	-12'1	14'6
	3	-	-7'9	-8'6	-10'4	-10'4	-13'5	13'2
LTS.	4	-	-6'8	-7'3	-8'3	-8'4	-9	10'8
	5	-	-7'7	-7'3	-8	-8'1	-10	9'2
	6	-	2'4	-0'5	-0'1	-4'3	-0'8	8'2
INF.	7	-	-1'1	-1'8	-1'3	-1'4	-1'7	-2'9
	8	-	-10'2	-14'2	-14	-16'1	-18'3	0'8
	9	-	-8'8	-9	-9'7	-11'1	-13	7

Tabla 3. XLIII.

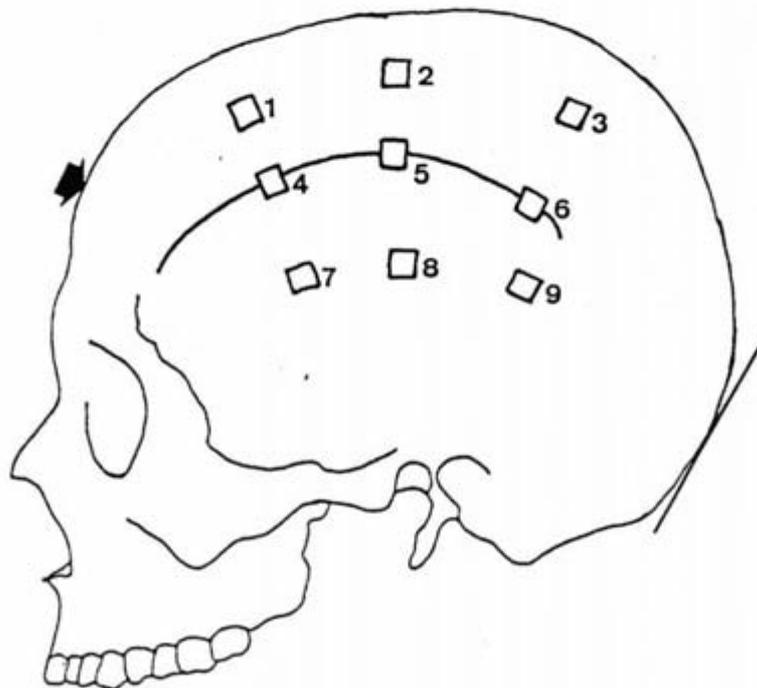


CRANEO N° 5
EJE OPIST-MET C

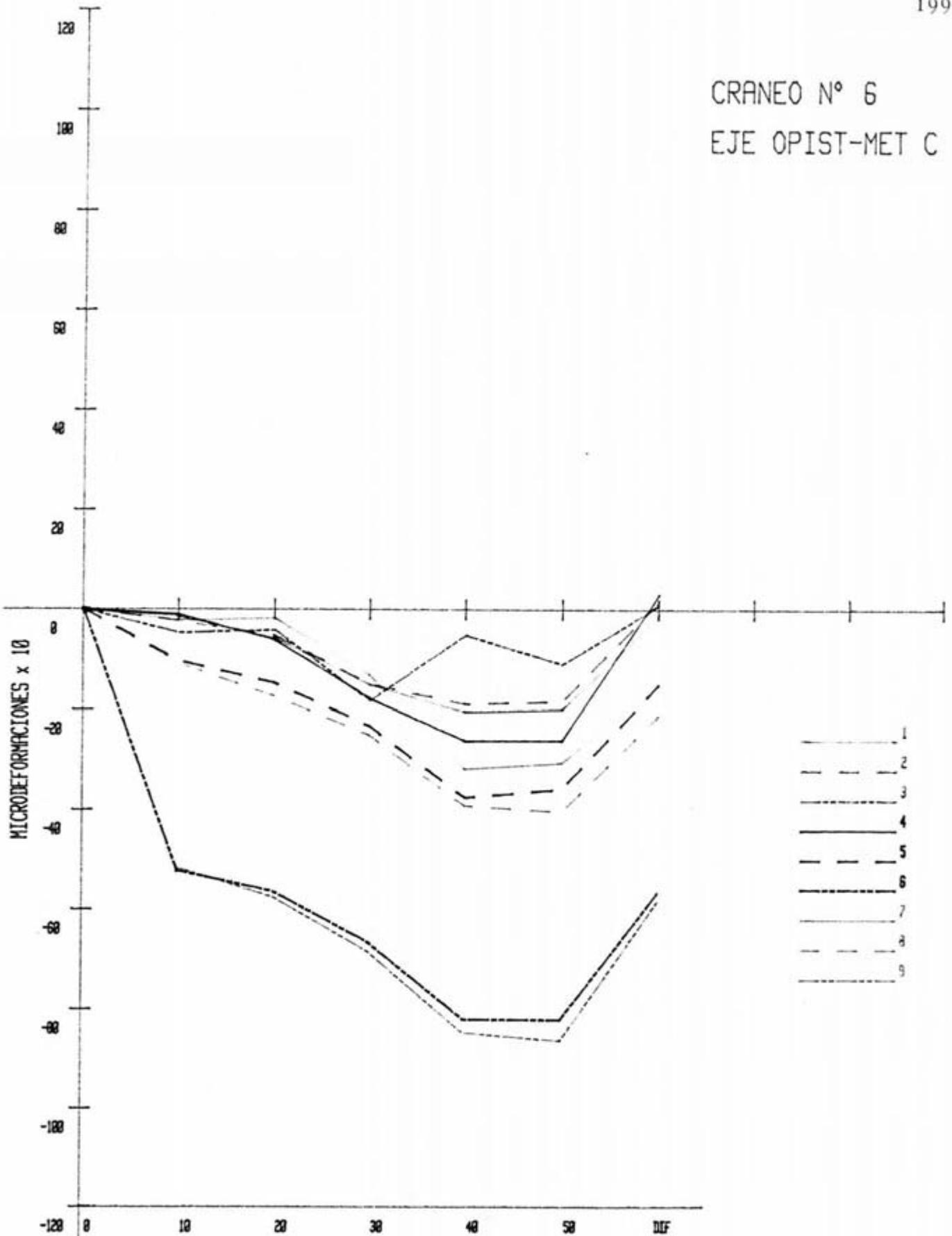


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-6	OPIST-MET.					198
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	—	-1'5	-5'7	-15	-20'4	-19'9	-1'1
	2	—	-2'3	-5'2	-14'9	-18'8	-18'3	1'6
	3	—	-4'6	-4'1	-18'2	-5'1	-10'9	0'9
LTS.	4	—	-1'1	-6'1	-17'8	-26'2	-26'1	3
	5	—	-10'3	-14'7	-23'2	-37'5	-35'8	-15'1
	6	—	-52'2	-56'4	-66'6	-82	-82'1	-56'7
INF.	7	—	-2'3	-1'8	-13'2	-31'8	-30'6	-15'1
	8	—	-10'8	-17'4	-25'1	-39'2	-40'4	-21'3
	9	—	-51'7	-57'6	-68'5	-84'8	-86'4	-58'5

Tabla 3. XLIV.



CRANEO N° 6
EJE OPIST-MET C



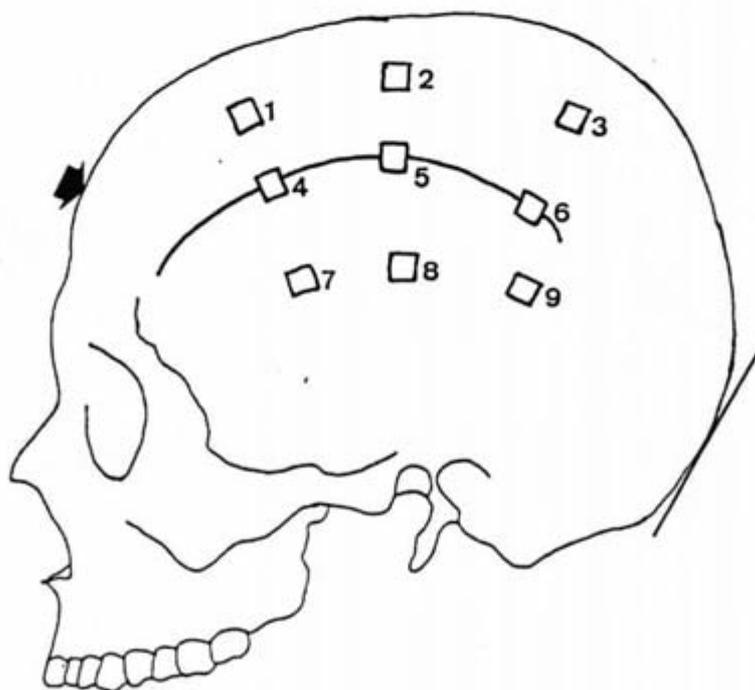
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 38.

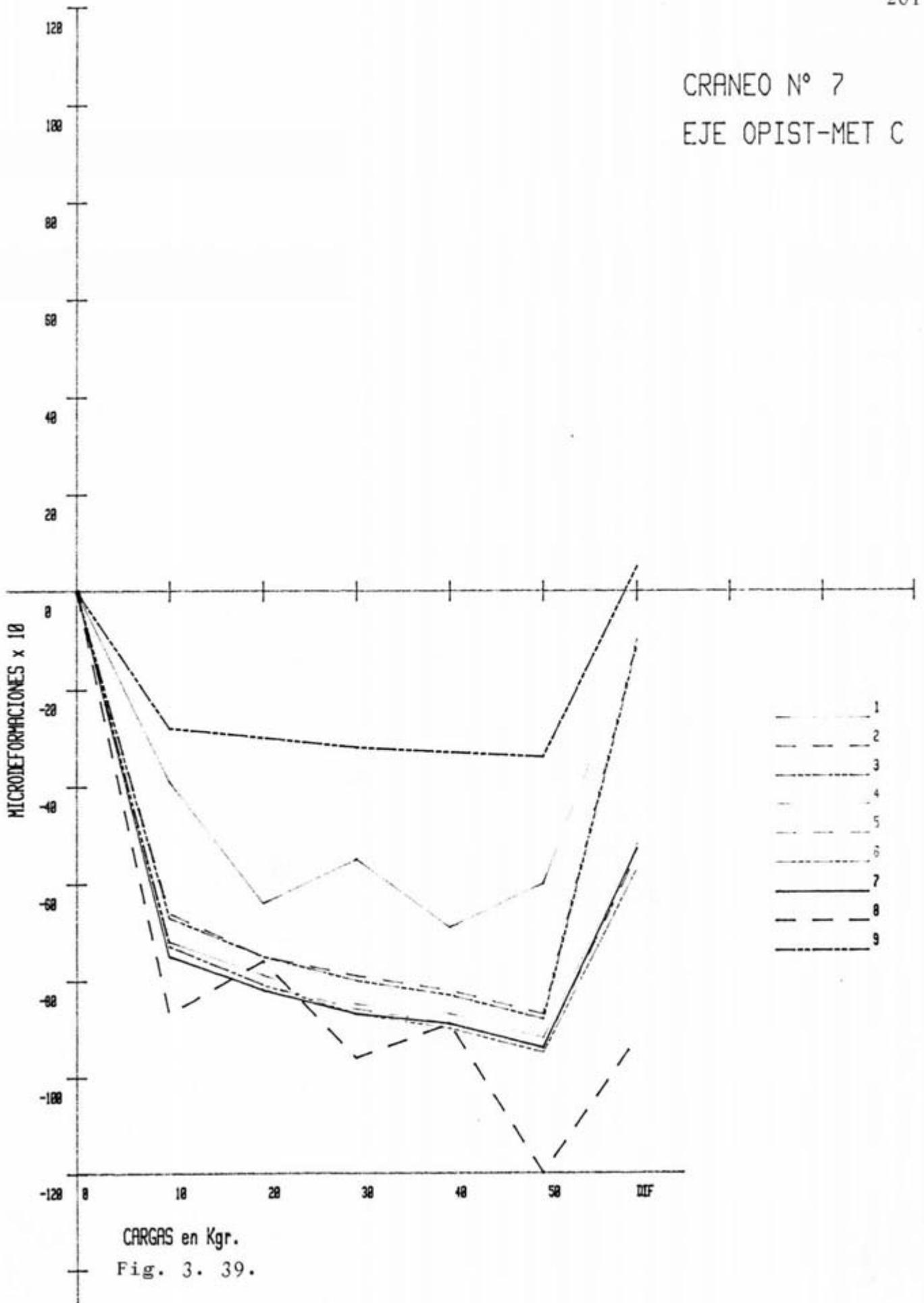


MONTAJE		TIPO		EJE					
2-10-C		CRANEO-7		OPIST-MET.				200	
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	-	-39	-64	-55	-69	-60	-10	
	2	-	-66	-75	-79	-82	-87	-10	
	3	-	-67	-75	-80	-83	-88	-11	
LTS.	4	-	-72	-79	-85	-87	-92	-52	
	5	-	-73	-81	-86	-89	-94	-54	
	6	-	-73	-81	-87	-90	-95	-57	
INF.	7	-	-75	-82	-87	-89	-94	-53	
	8	-	-87	-76	-96	-89	-120	-92	
	9	-	-28	-30	-32	-33	-34	5	

Tabla 3. XLV.



CRANEO N° 7
EJE OPIST-MET C

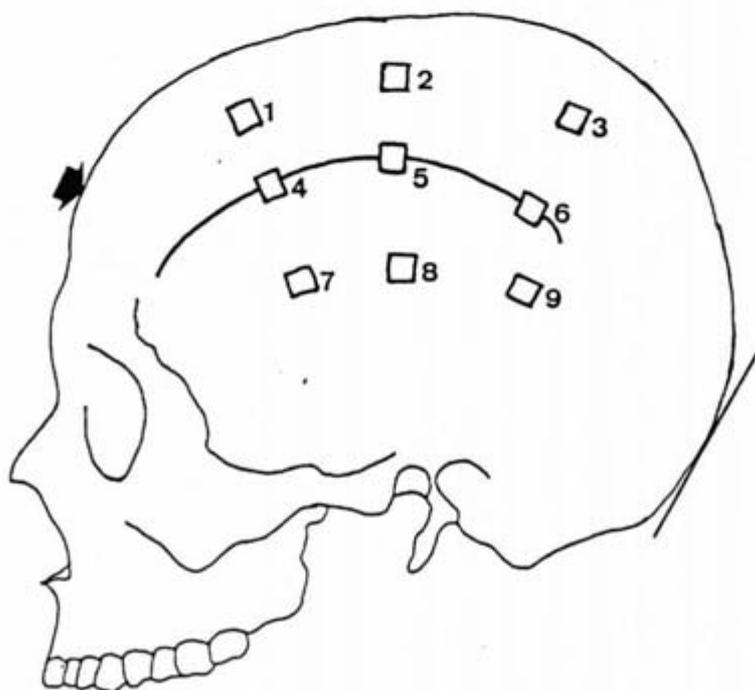


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 39.

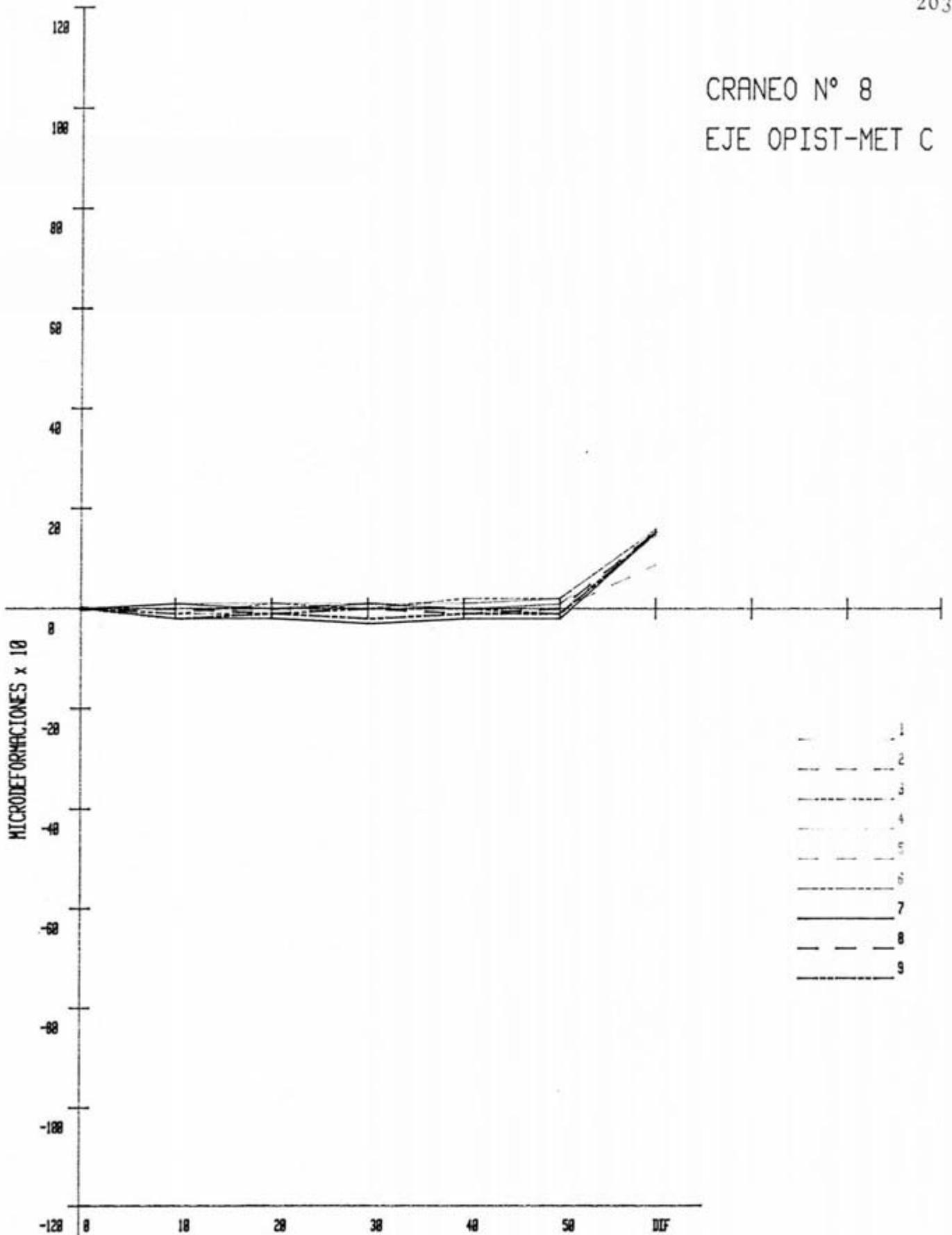


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-C		CRANEO- ∇		OPIST-MET.			202	
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-	1	0	1	0	1	14'6
	2	-	0	0	0	-1	-1	15'3
	3	-	-1	-1	0	0	-1	15'4
LTS.	4	-	1	1	1	1	2	15'7
	5	-	0	0	1	0	0	17'7
	6	-	-1	1	0	2	2	15'9
INF.	7	-	-2	-2	-3	-2	-2	15'3
	8	-	0	-1	0	-1	0	15'6
	9	-	-2	-1	-2	-1	-1	15'2

Tabla 3. XLVI.



CRANEO N° 8
EJE OPIST-MET C



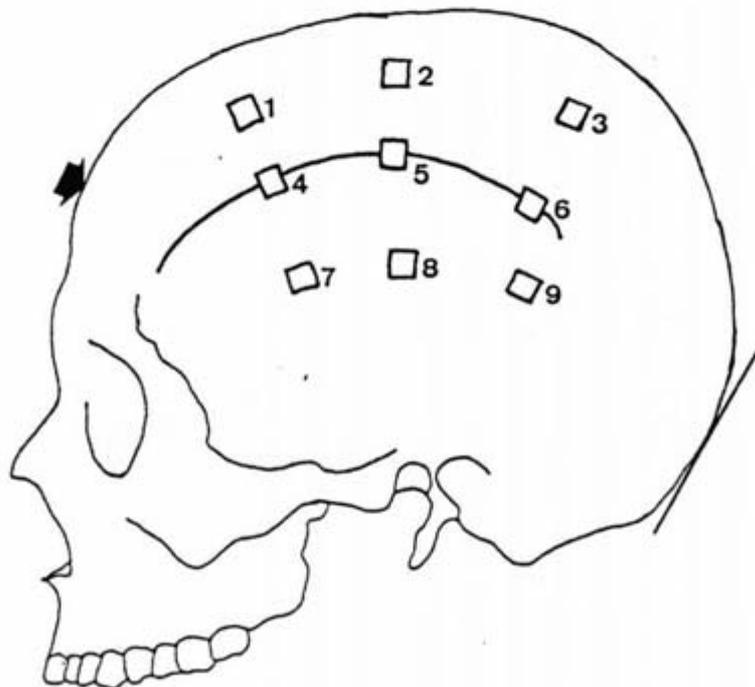
CARGAS en Kgr.

Fig. 3. 40.

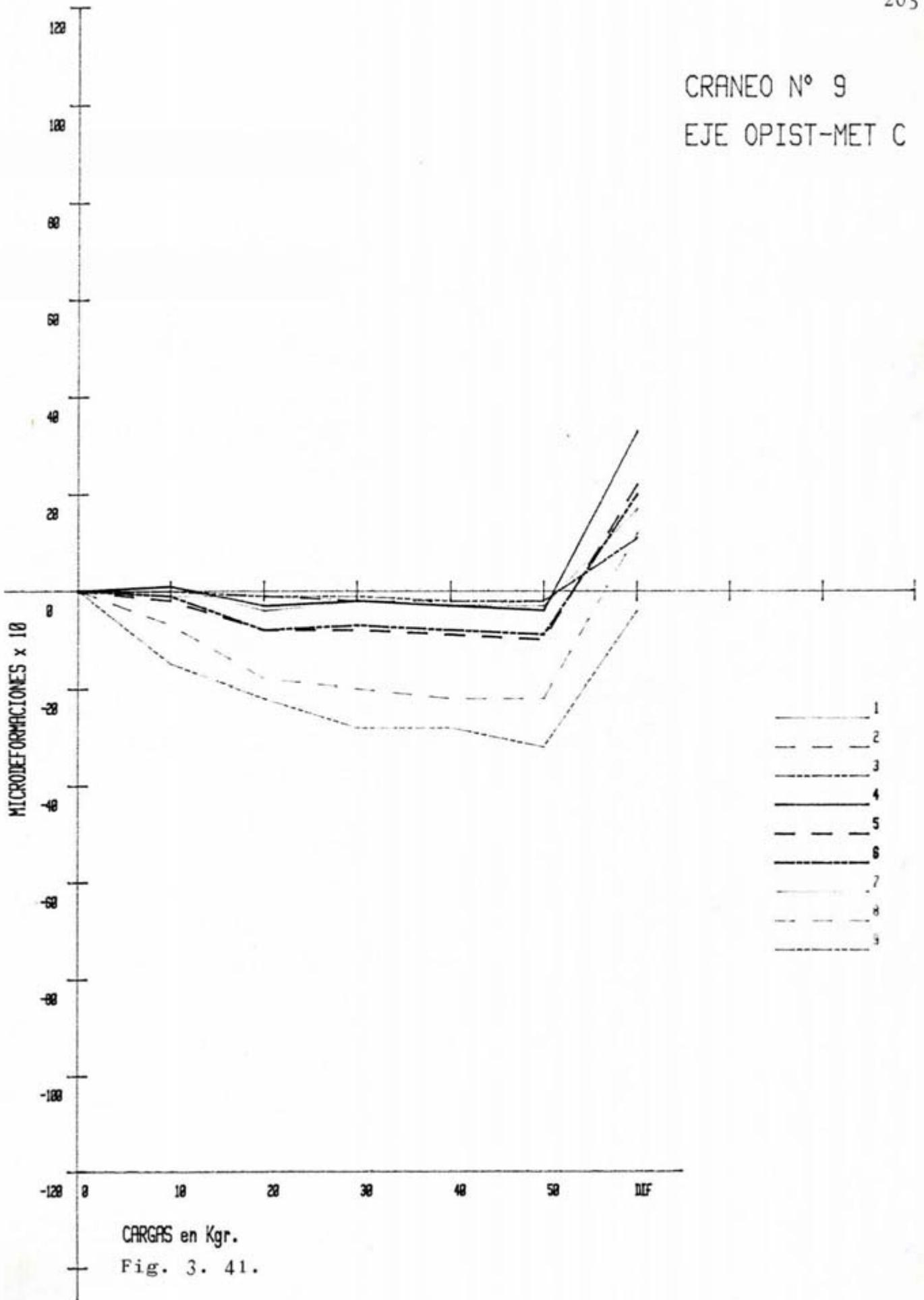


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		CRANEO-9	OPIST-MET.					204
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	-	1	-4	-2	-3	-3	17
	2	-	0	-1	-2	-2	-2	11
	3	-	0	-1	-1	-2	-2	11
LTS.	4	-	1	-3	-2	-3	-4	33
	5	-	-2	-8	-8	-9	-10	22
	6	-	-1	-8	-7	-8	-9	20
INF.	7	-	-1	-1	-2	-3	-2	11
	8	-	-7	-18	-20	-22	-22	12
	9	-	-15	-22	-28	-28	-32	-4

Tabla 3. XLVII.

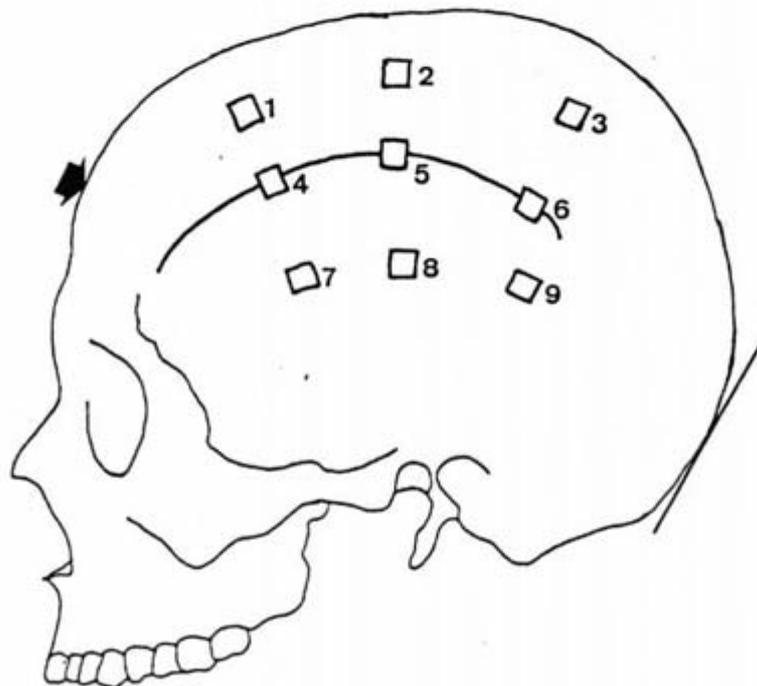


CRANEO N° 9
EJE OPIST-MET C

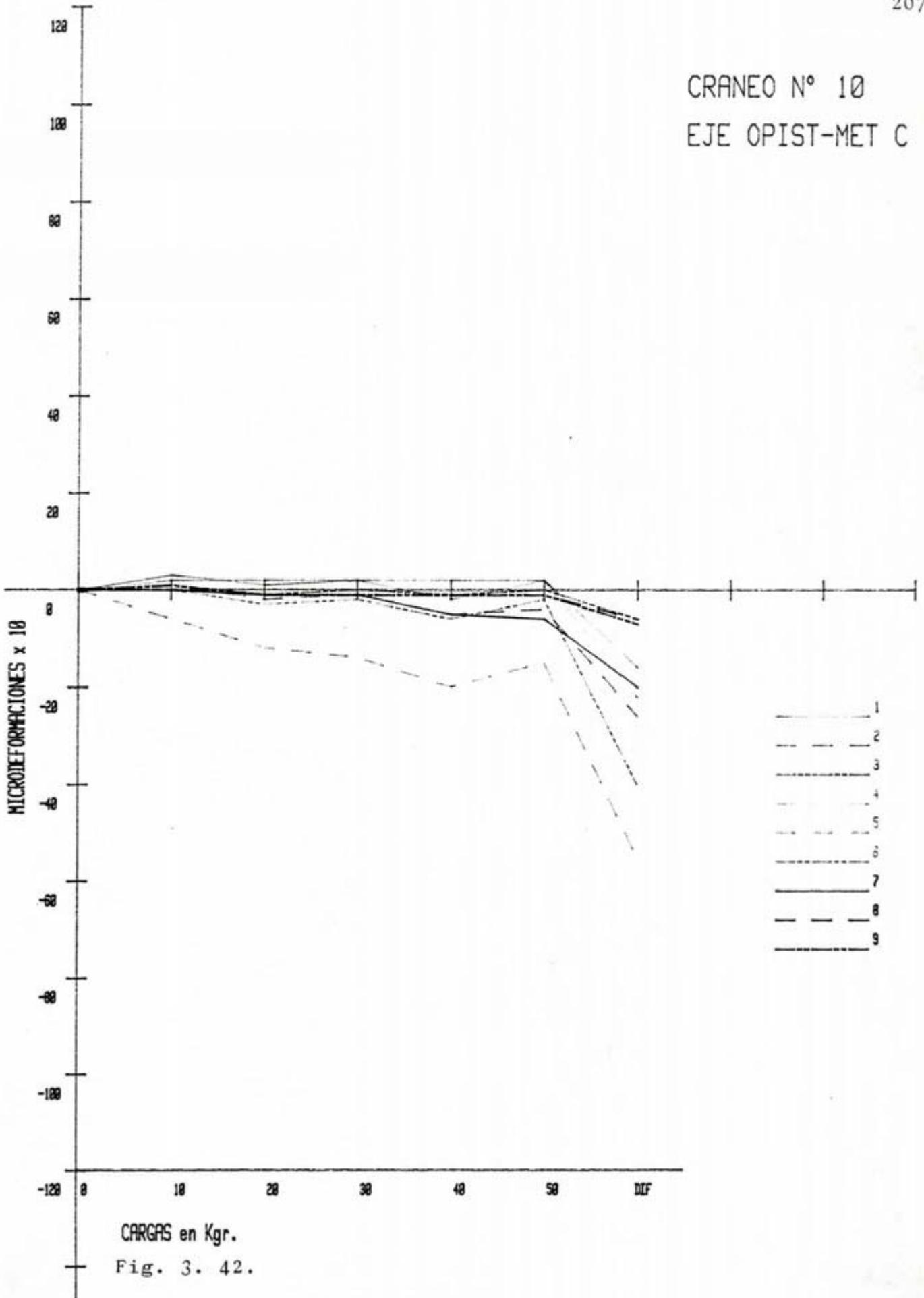


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		CRANEO-10	OPIST-MET.					206
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-	2	2	2	2	1	-16
	2	-	1	-2	-1	-5	-4	-26
	3	-	0	-1	0	-1	0	-6
LTS.	4	-	3	1	2	-2	2	-22
	5	-	-6	-12	-14	-20	-15	-55
	6	-	0	-3	-2	-6	-2	-40
INF.	7	-	0	-1	-1	-5	-6	-20
	8	-	1	-1	-1	-1	-1	-6
	9	-	1	-1	-1	-1	-1	-7

Tabla 3. XLVIII.

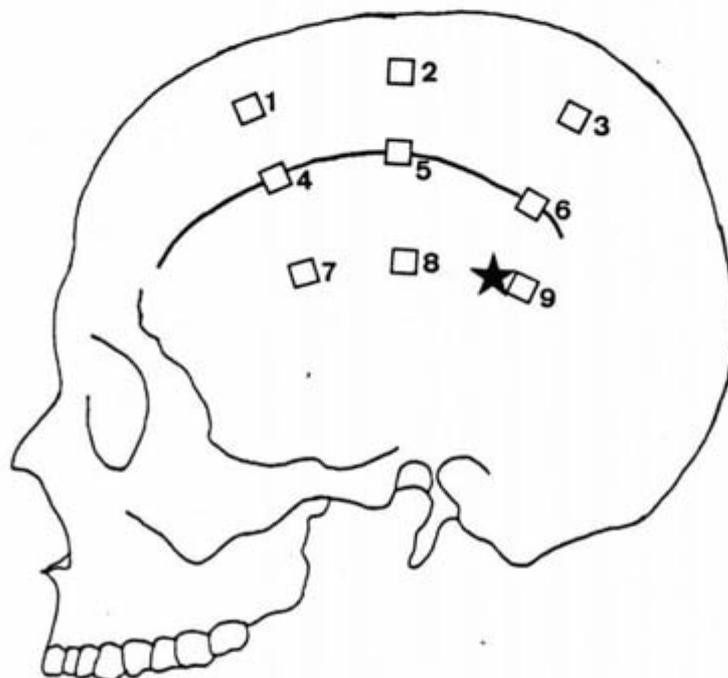


CRANEO N° 10
EJE OPIST-MET C

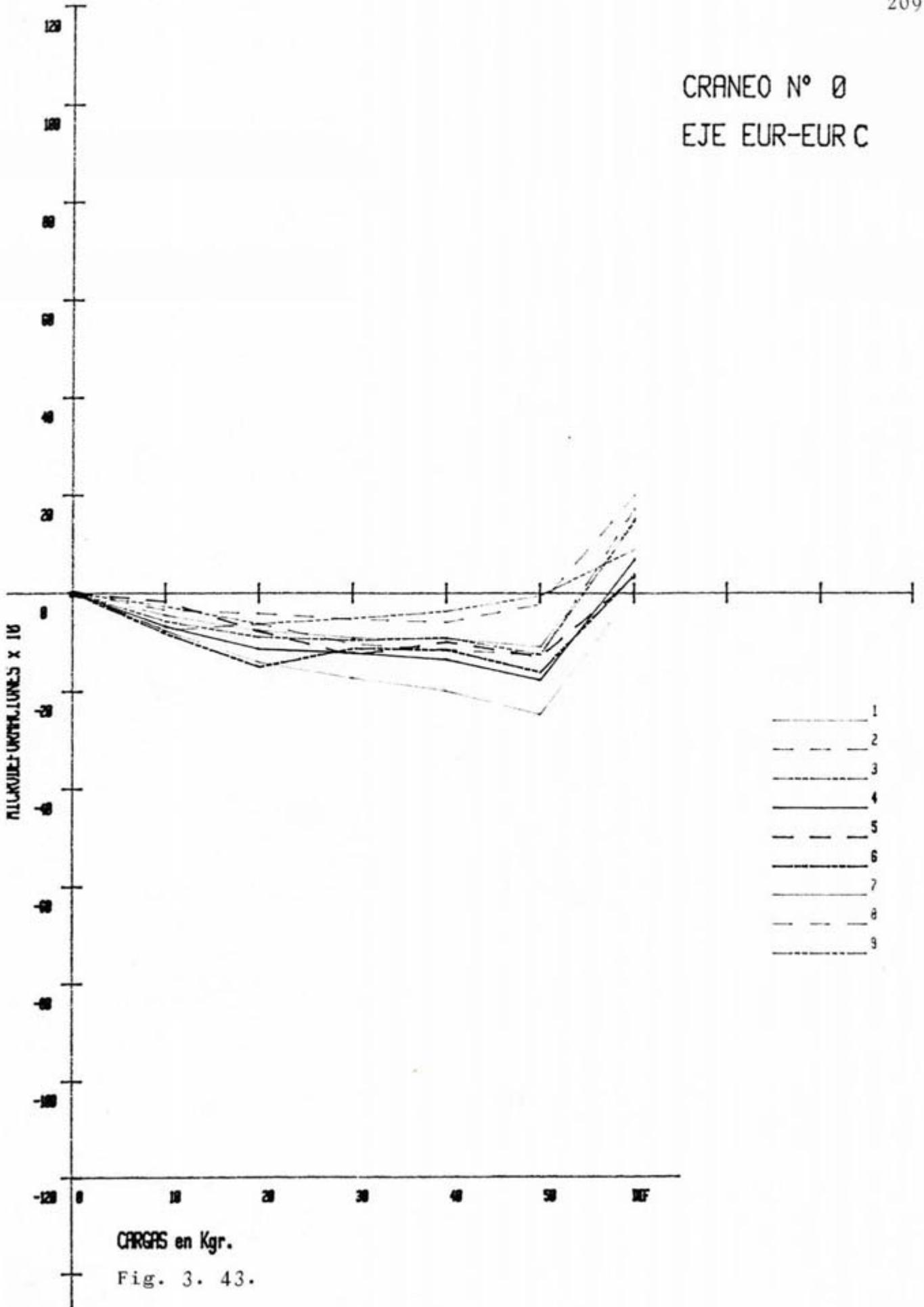


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		\bar{X}	EUR-EUR					208
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	-4'49	-7'66	-9'15	-9'31	-11'02	15'25
	2	—	-7'52	-6'26	-10'43	-11'52	-12'83	17'36
	3	—	-5'7	-8'98	-9'64	-9'10	-12'6	14'82
LTS.	4	—	-6'81	-11'42	-12'3	-13'61	-17'83	6'96
	5	—	-1'65	-7'8	-12'64	-9'94	-12'98	3'37
	6	—	-8'24	-15'11	-11'33	-11'61	-16'19	3'85
INF.	7	—	-7'77	-14'21	-17'53	-20'02	-24'86	0'62
	8	—	-3'5	-4'27	-5'44	-5'99	-2'38	20'03
	9	—	-2'74	-6'31	-5'26	-3'77	-0'57	8'96

Tabla 3. XLIX.



CRANEO N° 0
EJE EUR-EUR C

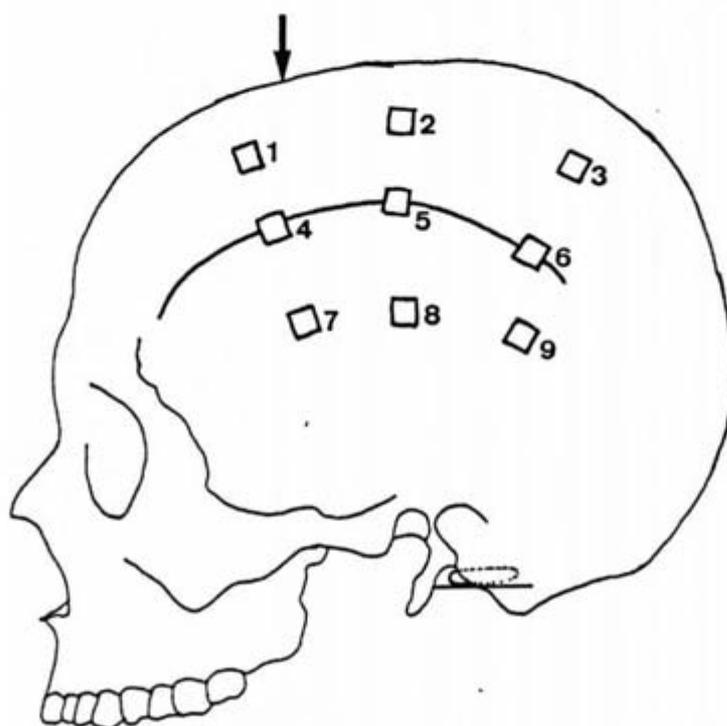


CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 43.

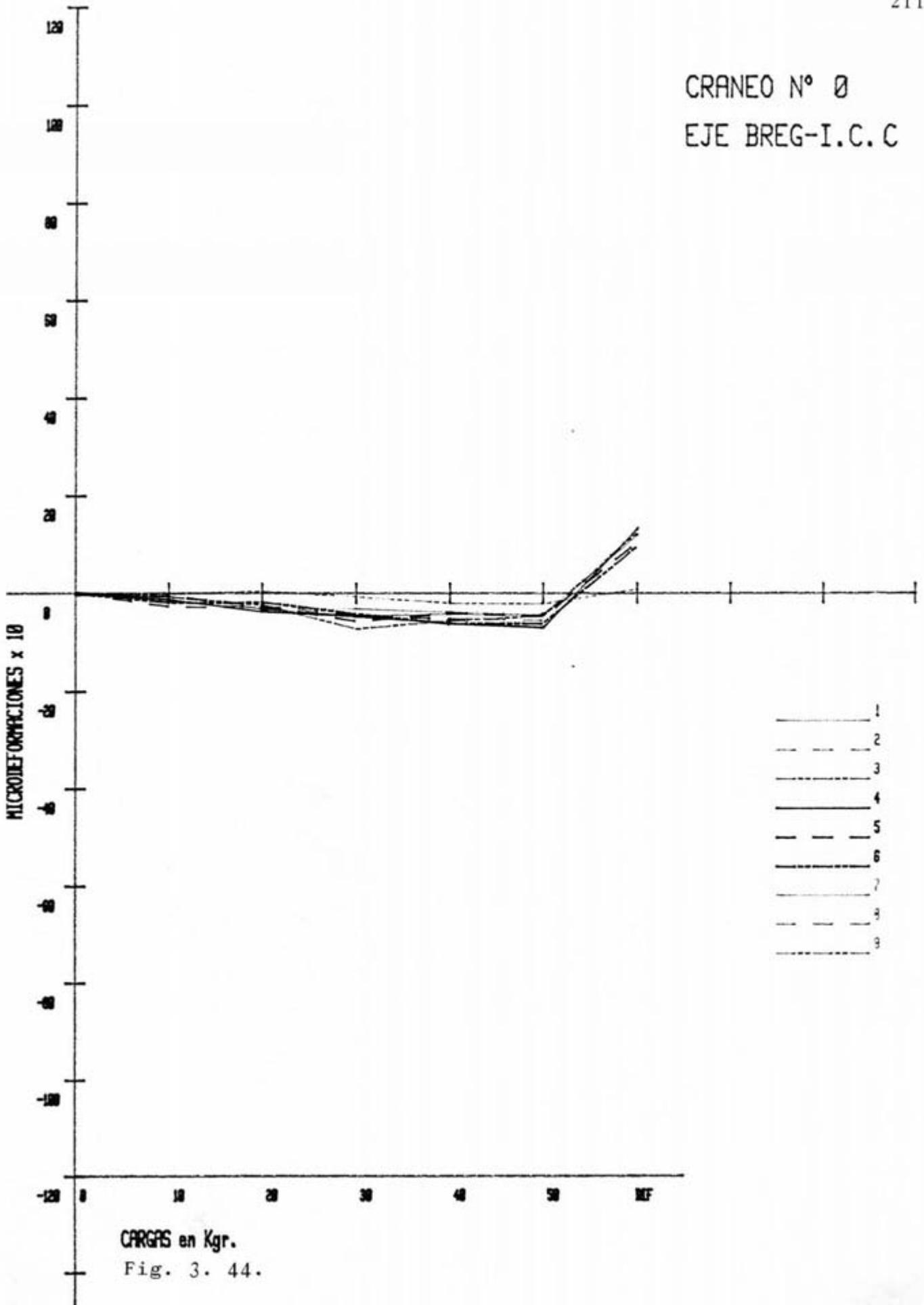


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-C		\bar{X}	BREG-I.C.					210
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	-0'62	-3'11	-4'54	-4'15	-4'39	12'07
	2	—	-2'72	-2'52	-4'48	-5'14	-5'53	13'16
	3	—	-0'68	-2'38	-7'25	-5'54	-4'58	12'55
LTS.	4	—	-1'18	-3'67	-4'63	-6'12	-6'96	13'44
	5	—	-0'48	-2'54	-5'63	-3'98	-4'59	10'59
	6	—	-1'77	-1'71	-4'16	-6'12	-6'03	9'81
INF.	7	—	-1'75	-3'11	-3'21	-3'95	-4'19	11'98
	8	—	-2'64	-3'34	-4'64	-5'58	-6'51	10'97
	9	—	-0'13	0'38	-0'77	-2'01	-2'13	0'78

Tabla 3. L.



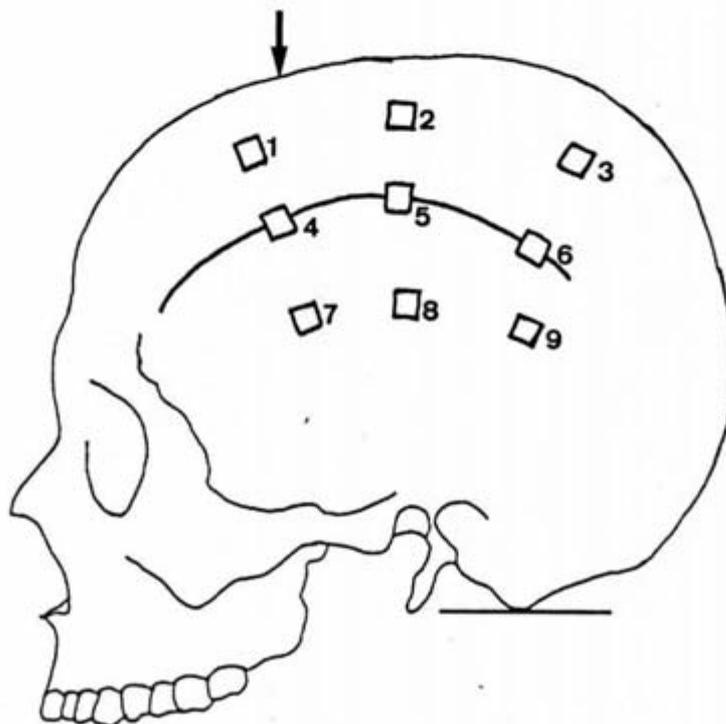
CRANEO N° 0
EJE BREG-I.C.C



CARGAS en Kgr.
Fig. 3. 44.

MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		\bar{x}	BREG-I.M.					212
LOCALIZACION	N° GALGA	\emptyset	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	-0'79	-2'58	-1'97	-2'24	-1'96	16'81
	2	—	-1'3	-3'21	-4'44	-3'58	-3'89	13'84
	3	—	-1'33	-5'45	-5'02	-4'92	-6'53	12'97
LTS.	4	—	-1'66	-1'27	-1'87	-2'49	-3'43	18'24
	5	—	-0'52	-1'96	-2'59	-3'74	-5'15	15
	6	—	2'51	0'47	-0'69	-2'02	-3'09	17'78
INF.	7	—	-0'21	-1'46	-1'35	-2'66	-3'14	15'65
	8	—	-0'29	-0'34	-2'15	-1'63	-2'72	15'02
	9	—	0'2	-2'65	-5'05	-7'6	-8'24	7'18

Tabla 3. LI.



CRANEO N° 2
EJE BREG-I.M.C

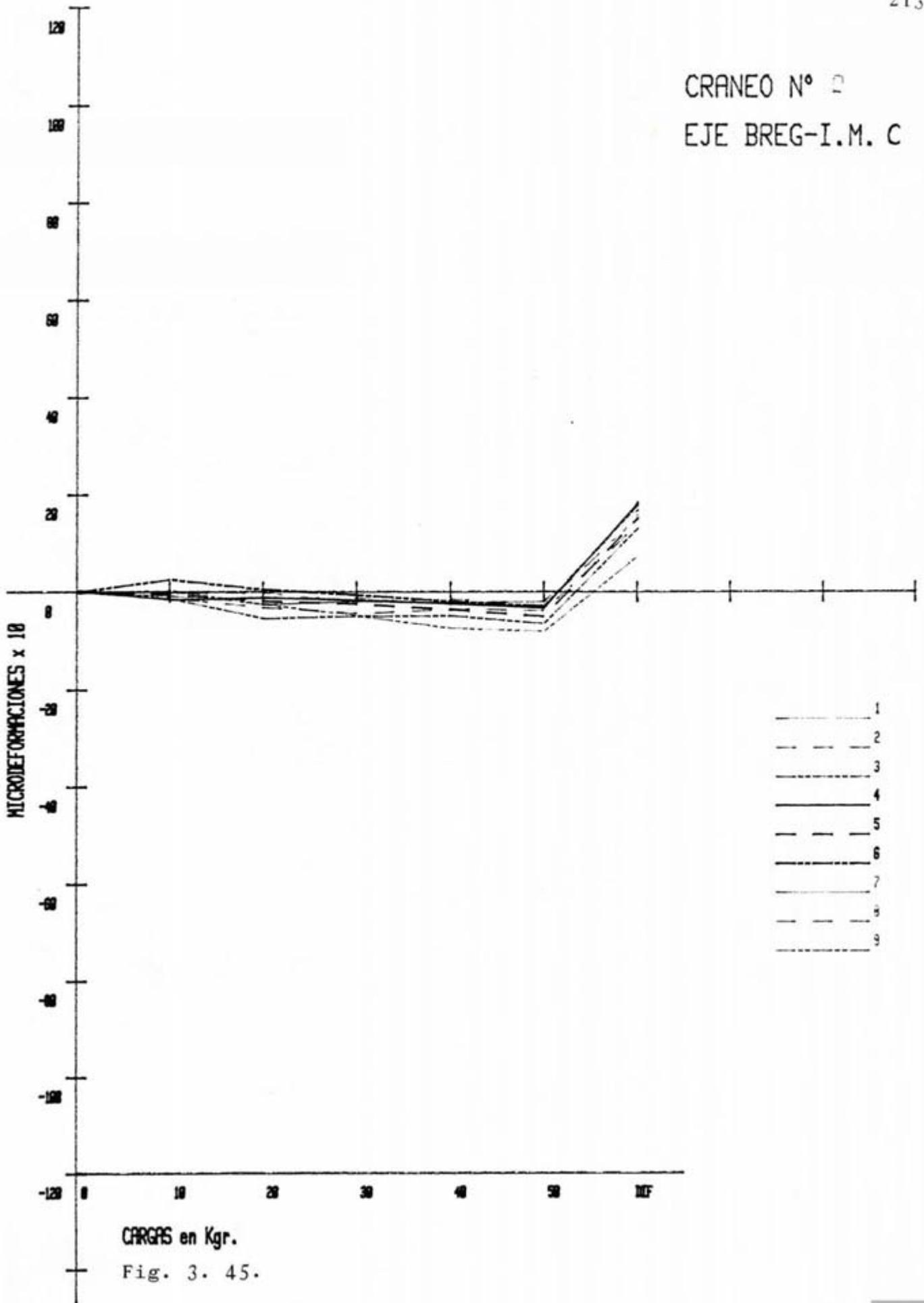
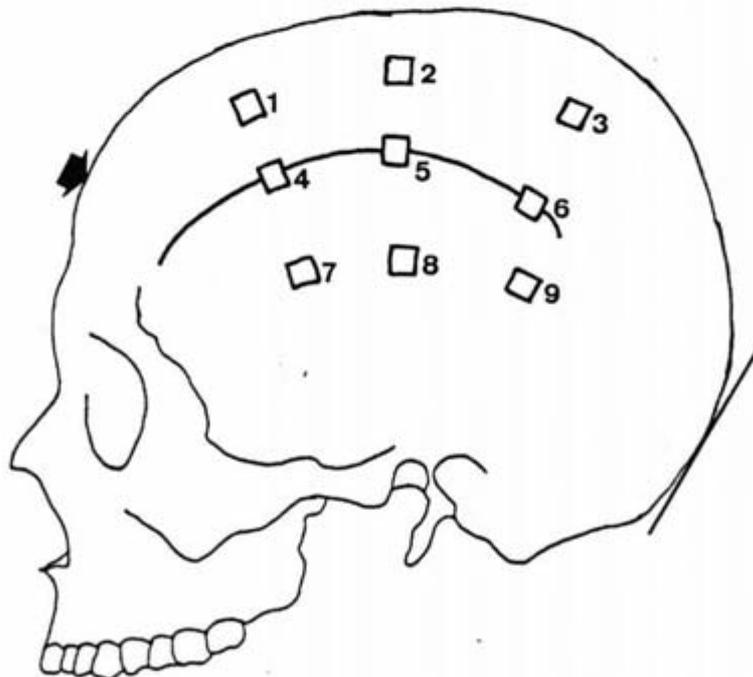


Fig. 3. 45.

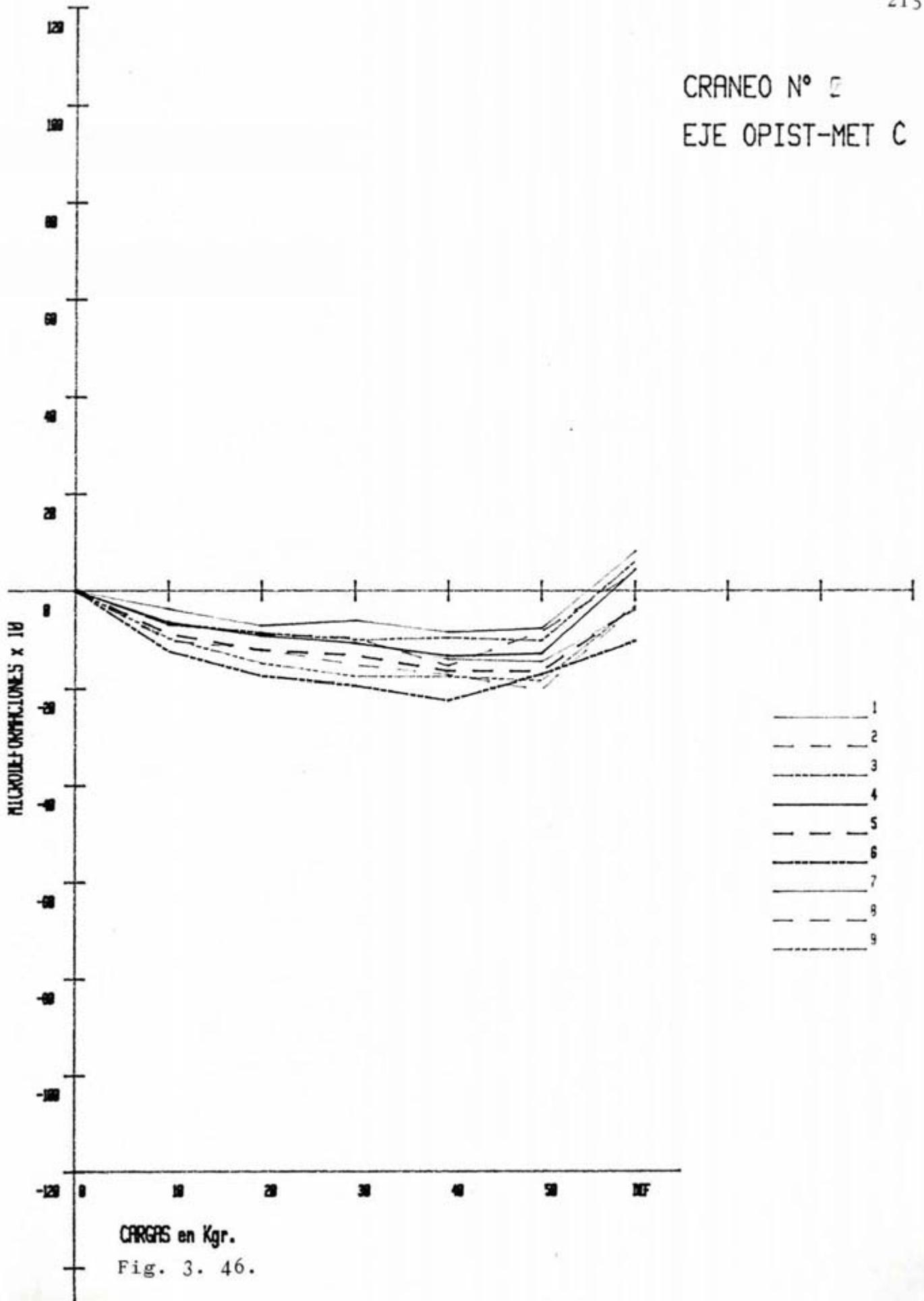


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-C		X	OPIST-MET					214
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	—	-3'73	-7'18	-6'1	-9'47	-7'7	8'2
	2	—	-6'89	-7'91	-9'68	-15'43	-8'34	3'95
	3	—	-6'65	-8'67	-10'06	-9'65	-10'24	6'15
LTS.	4	—	-6'39	-9'24	-10'71	-13'36	-12'81	4'45
	5	—	-8'8	-12'2	-13'22	-16'46	-16'48	-3'22
	6	—	-12'38	-17'49	-19'37	-22'43	-17'09	-10'26
INF.	7	—	-7'04	-8'66	-10'75	-14'12	-14'63	-3'93
	8	—	-10'3	-12'06	-15'31	-17'33	-20'37	-3'49
	9	—	-9'75	-14'96	-17'62	-17'69	-18'54	-3'13

Tabla 3. LII.



CRANEO N° 2
EJE OPIST-MET C



3.2.2. TRATAMIENTO ESTADISTICO

El tratamiento estadístico de los datos ha consistido en contrastes de igualdad de medias mediante Análisis de Varianza. De este análisis se han contrastado la igualdad de medias de los tres factores variables (ejes, cargas, galgas), y las correspondientes interacciones. (Tablas 3. LIII. a 3. LIX.).

Este análisis se completó con contrastes de igualdad entre cada dos medias, con un estadístico distribuido como una t-Student.

Con el tratamiento estadístico y el posterior análisis de los datos que este nos ofrece, se pretende; por un lado confirmar o negar aquellos aspectos señalados en la observación de los resultados en las gráficas de deformación y por otro intentar establecer las correlaciones entre las distintas variables de las que dependen las deformaciones en nuestros ensayos.

Pasamos a continuación a exponer los resultados contenidos en las tablas de recogida de datos y sometidos al filtro que supone el tamizado de un análisis estadístico.

3.2.2.1. ANALISIS DE VARIANZA.

La aplicación del test de análisis de varianza (Tabla 3. LX.) nos permite señalar respecto a cada uno de los factores de variación, y considerados uno a uno, su influencia en los ensayos.



Comenzando por el primero de estos factores, el **eje de compresión**, podemos asegurar con una p menor de 0'001 que en efecto los resultados obtenidos al comprimir a lo largo de uno u otro eje son diferentes.

La segunda fuente de variación introducida en los ensayos son las diferentes **cargas** a las que es sometido el cráneo. Podemos decir que la respuesta debida al aumento de carga nos señala que las distintas cargas son causa de una diferente respuesta, para una p menor de 0'001.

Las **galgas**, tercer factor, no representan por el contrario una fuente de variación en sí mismas; en general se aprecia que no se comportan de forma distinta, en relación con su localización.

A continuación se relacionan entre sí cada uno de estos factores, procurando observar si los resultados de cada uno de ellos se comportan dependiente o independientemente con respecto a los demás.

En primer lugar se analiza la **interacción** entre los **ejes** y las **cargas**, que resulta no ser significativa. Por lo tanto podemos señalar que las diferencias observables entre los ejes se mantienen con independencia de las cargas aplicadas y además, las diferencias entre las cargas lo son con independencia del eje de aplicación.

La siguiente **interacción** que analizamos es la que relaciona los diferentes **ejes** de aplicación con los **captadores de deformación** situados en la pared del cráneo. Podemos señalar con una p menor de 0'05, que



las galgas responden de forma diferente según el eje sobre el cual se esté aplicando la carga y por otro lado que las galgas son una fuente de diferenciación para los distintos ejes.

La tercera **interacción**, establecida entre las variables **cargas** y **galgas**, no resultó ser significativa; esto podría estar determinado por el mayor peso estadístico de estas que como ya se señaló anteriormente no demostraron ser una fuente de variación en sí mismas.

Para concluir el test de análisis de la varianza se intentó establecer **relación** entre los **ejes**, las **cargas** y las **galgas** simultáneamente. El resultado de esta interacción fue, de igual forma, no significativo estadísticamente; esto podría ser también otra consecuencia del efecto en el test de la influencia de las galgas.

3.2.2.2. CONTRASTE DE IGUALDAD DE MEDIAS.

A continuación pasamos a analizar el contraste de igualdad de medias **entre** los distintos **ejes** (Tabla 3. LXI.). Este análisis nos revela que, en efecto, todos los ejes son claramente diferentes entre sí, con excepción de los ejes II y III es decir, el eje vertical entre bregma y el plano intercondileo en el eje II y plano intermastoideo en el eje III. Las diferencias en los demás contrastes gozan de una p menor de 0'001.



En cuanto al orden de estos ejes en función del tamaño de las medias de las respuestas, quedaría tal como se señala.

$$II = III > I > IV$$

Por lo tanto el cráneo sometido a cargas progresivas es más deformable (ofrece menor resistencia) en un eje vertical, ya sea bregma-intercondileo o bregma-intermastoideo, que en un eje transversal eurion-eurion; y ambos son a su vez más deformantes que un eje antero-posterior metopio-opistocraneo, que resultaría de esta forma ser el eje de compresión a lo largo del cual la deformabilidad de la pared craneal es menor.

El siguiente contraste de igualdad de medias se establece **entre** las distintas **cargas** (Tabla 3.LXII.). Este test nos revela dos hechos claramente definidos. Por un lado las deformaciones sufridas tras la carga inicial de diez kilogramos son mayores que tras cargar con treinta kilogramos, con una p menor de 0'01; y también mayores que tras cargar con cuarenta y cincuenta kilogramos, con una p menor de 0'001. No se establecen diferencias significativas entre las cargas de diez y veinte kilogramos.

Del resto de contrastes entre diferentes cargas solo resultó ser significativa la establecida entre los veinte y los cincuenta kilogramos para una p menor de 0'05.



Por otro lado hemos dejado para el final los contrastes establecidos entre cada una de las cargas, de diez a cincuenta kilogramos, y el valor de la deformación obtenida tras veinticuatro horas sometido a la máxima carga. Tras esta fase de adaptación se observa que todas las cargas aplicadas producen unas deformaciones de menor magnitud que las registradas tras el citado periodo y todas ellas con un nivel de significación para una p menor de 0'001.

El análisis de los hechos reseñados, nos permite señalar que la deformación sufrida por el cráneo tras la primera carga es, en comparación con las restantes, la de mayor magnitud. Además, esta claro que, en el periodo de veinticuatro horas sometido a la máxima carga se producen modificaciones importantes en la distribución de fuerzas y deformaciones, constituyendo un periodo que denominamos de adaptación.

En función de los resultados brindados por el análisis de los datos que hemos ido reseñando hasta ahora, nos planteamos profundizar en algunos aspectos concretos con el fin de aclarar determinadas inquietudes generadas por los resultados en si.

Ya hemos señalado que, como resultado de la interacción entre ejes y galgas, se observa un diferente comportamiento de estas en función del eje estudiado. Por ello nos planteamos concretar estas diferencias, para lo cual se recurrió a la realización

del cálculo de la Mínima Diferencia Significativa (M.D.S.) sobre la tabla de interacción 1 x 3 de ejes-galgas (Tabla 3. LVII.).

$$(2)(303'61)$$

$$M.D.S. = 2 \text{ -----}$$

60

$$M.D.S. = 6'3625$$

El resultado de aplicar la M.D.S. se explica a continuación galga por galga:

- Galga 1.- No se ven diferencias en el comportamiento en los cuatro ejes. Señal positiva en III.

- Galga 2.- Se aprecian diferencias entre el eje IV y el eje III.

- Galga 3.- No se aprecian diferencias claras y significativas en ningún eje.

- Galga 4.- Hay diferente comportamiento entre I-II y entre I-III. Por otro lado también la hay entre II-IV y III-IV. Señal positiva en III.

- Galga 5.- Diferencias entre I-III, II-IV y III-IV. Señal positiva en III.

- Galga 6.- Diferencias entre I-II, I-III, I-IV, II-IV y III-IV. Señal positiva en III.

- Galga 7.- Diferente entre I-IV, I-III, II-IV y III-IV. Señal positiva en III.

- Galga 8.- Diferente entre I-IV, II-IV y III-IV. Señal positiva en ejes I y III.

- Galga 9.- Diferencias entre I-IV, II-IV y III-IV.



Las galgas 2, 3 y 9 presentan deformaciones medias negativas en todos los ejes.

En esta misma tabla de la interacción ejes-galgas se prestó también atención al signo positivo o negativo de la deformación por ejes. El resultado nos señala, que en conjunto el craneo sufre deformaciones negativas, esto es, se produce alargamiento de las galgas situadas en su pared, debido al abombamiento de esta.

Unicamente se detectan deformaciones positivas, es decir depresión de la pared craneal, en la galga 8 del eje I (intereurial) y en la mayor parte de las del eje III (bregma-intermastoideo), concretamente las galgas 1, 4, 5, 6, 7 y 8.

En el análisis de las gráficas de deformación ya comentamos como los valores registrados tras la carga durante veinticuatro horas parecían ser de mayor magnitud en el apoyo intermastoideo que en el apoyo intercondileo. Con la intención de darle significación estadística a esta observación, realizamos el cálculo de la M.D.S. para la Tabla 3. LVI. de interacción 1 x 2 ejes-cargas.

$$(2)(303'61)$$

$$M.D.S.= 2 \text{ -----}$$

90

$$M.D.S.= 5'1950$$

Tras aplicarlo a la carga 6 (Diferida) de dicha tabla, resultó no ser significativa la diferencia entre ambos apoyos.



Ya en el análisis de las gráficas de deformación, se señala el cambio de signo que sufre la deformación registrada en el transcurso de las 24 horas de adaptación a la carga máxima, también comprobamos esto con mirar la evolución de la deformación en la interacción 2 x 3 cargas-galgas (Tabla 3. LVIII.), donde se observa como tras el periodo de adaptación la deformación de la pared de signo negativo pasa a ser positiva y por tanto la pared tiende a hundirse.

3.2.2.3. ANALISIS DE REGRESION.

Para terminar el análisis estadístico del proceso de carga nos planteamos la confirmación de lo señalado en el análisis de las gráficas de deformación sobre el efecto porcentualmente más importante de la primera carga, y confirmado en el contraste de igualdad de medias entre cargas. Por ello se hizo un estudio de la evolución a la deformación en relación con la carga mediante un análisis de regresión exponencial.

Debido a la presencia de deformación de signo negativo y la imposibilidad de obtener el logaritmo neperiano de un número negativo, partimos de la fórmula:

$$\ln (100+y) = A_0 + A_1 x$$

donde y representa la deformación sufrida en función de la variable x , carga aplicada.

Los datos de este análisis se recogen en la tabla adjunta 3. LXIII.

COEFICIENTES	ESTIMACION	t-STUDENT
A ₀ (2/1)	4'572517	457'9116
A ₁ (2/1)	-0'013622	-4'524549
S (2/1)	0'057125	
A ₀ (1/2)	37'31106	4'524549
A ₁ (1/2)	-7'571429	-4'52441
S (1/2)	1'346805	

Correlación -0'3212 (p menor de 0'001)

N=180

Tabla 3. LXIII.

En función de estos valores se obtiene la expresión:

$$\ln(100+y) = 4'5725 - 0'0136x$$

De aquí:

$$4'5725 - 0'0136x$$

$$100 + y = e$$

y finalmente:

$$4'5725 - 0'0136x$$

$$y = e^{-0'0136x + 4'5725} - 100.$$

Con la que se representa la curva de ajuste de regresión resultando ser una exponencial decreciente (Figura 3. 47).



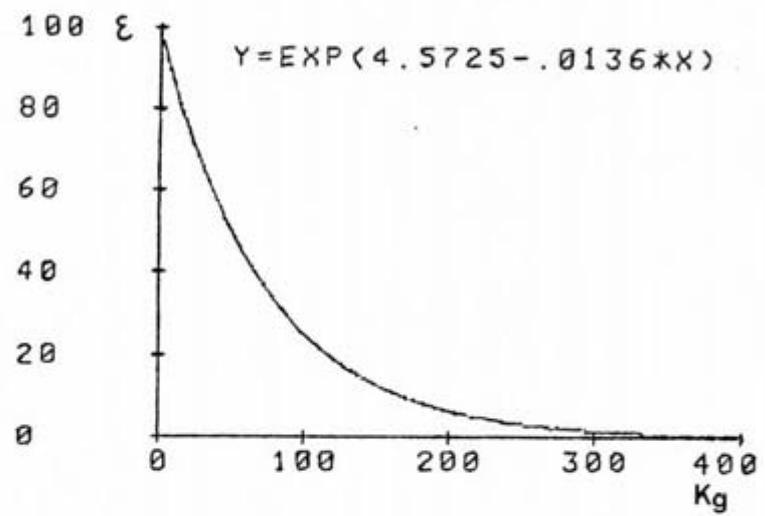


Fig. 3. 47.- Curva de regresión carga-deformación.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	-3331.3	-6.169074	18.68475	.8040636
2	-654.3	-1.211667	11.27583	.4852347
3	165.2	.3059259	12.28915	.5288408
4	-5465.399	-10.12111	25.88122	1.11375

Tabla 3. LIII.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	-1357	-3.769445	12.79571	.674393
2	-2218.4	-6.162222	13.89311	.7322313
3	-2709.5	-7.526389	15.66472	.8256033
4	-2973.501	-8.259724	16.95598	.8936586
5	-3205.2	-8.903334	18.84407	.9931694
6	3177.8	8.827222	24.07893	1.269071

Tabla 3. LIV.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	-488.2	-2.034167	14.53671	.9383408
2	-863.0999	-3.59625	17.08167	1.102617
3	-884.7999	-3.686666	16.13441	1.041472
4	-1046.7	-4.36125	18.15548	1.171931
5	-1176.1	-4.900416	18.47863	1.19279
6	-1526.7	-6.361251	22.29387	1.439063
7	-1403	-5.845833	18.68031	1.205809
8	-783	-3.2625	20.65951	1.333565
9	-1114.2	-4.6425	18.71734	1.208199

Tabla 3. LV.

Interacción 1 X 2

Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1	-484.1	-5.378889	9.24784	.974808
1 x 2	-820.2	-9.113334	10.28881	1.084536
1 x 3	-937.1999	-10.41333	12.07725	1.273053
1 x 4	-889.3999	-9.882222	15.0888	1.590499
1 x 5	-1112.6	-12.36222	17.25803	1.819156
1 x 6	912.2	10.13556	29.7771	3.138781
2 x 1	-119.7	-1.33	5.490648	.5787651
2 x 2	-220	-2.444445	5.269411	.5554447
2 x 3	-393.1	-4.367778	8.076081	.8512936
2 x 4	-425.9	-4.732223	7.713997	.8131266
2 x 5	-449.1	-4.99	8.229758	.8674926
2 x 6	953.5	10.59444	18.30153	1.929151
3 x 1	-33.9	-.3766666	5.905328	.6224763
3 x 2	-184.5	-2.05	6.511004	.6863201
3 x 3	-251	-2.788889	8.10098	.8539182
3 x 4	-308.8	-3.431111	8.313171	.8762852
3 x 5	-381.5	-4.238889	10.78727	1.137078
3 x 6	1324.9	14.72111	17.88185	1.884913
4 x 1	-719.3001	-7.992223	21.59847	2.276679
4 x 2	-993.7	-11.04111	23.08268	2.433128
4 x 3	-1128.2	-12.53556	25.27802	2.664537
4 x 4	-1349.4	-14.99333	26.64586	2.80872
4 x 5	-1262	-14.02222	29.38066	3.096994
4 x 6	-12.79999	-.1422221	25.64712	2.703444

Tabla 3. LVI.



Interacción 1 X 3

Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1	-263.7	-4.395	17.15488	2.214685
1 x 2	-312	-5.2	19.34657	2.497631
1 x 3	-312	-5.2	14.90942	1.924797
1 x 4	-550.1	-9.168333	17.44258	2.251827
1 x 5	-416.4	-6.94	17.28433	2.231398
1 x 6	-586.3	-9.771666	20.3183	2.623081
1 x 7	-837.7	-13.96167	19.30611	2.492408
1 x 8	43.79999	.7299998	20.83409	2.68967
1 x 9	-96.9	-1.615	16.49069	2.128939
2 x 1	-47.4	-.7899999	9.399374	1.213454
2 x 2	-72.29999	-1.205	9.677542	1.249365
2 x 3	-78.8	-1.313333	11.29785	1.458547
2 x 4	-91.2	-1.52	11.01122	1.421542
2 x 5	-66.3	-1.105	12.71606	1.641636
2 x 6	-99.79999	-1.663333	10.74277	1.386885
2 x 7	-42.30001	-.7050001	10.38281	1.340415
2 x 8	-117.4	-1.956667	10.70818	1.38242
2 x 9	-38.8	-.6466666	14.56729	1.880629
3 x 1	72.7	1.211667	10.20952	1.318044
3 x 2	-25.79999	-.4299998	9.233026	1.191979
3 x 3	-102.8	-1.713333	11.20597	1.446685
3 x 4	75.2	1.253333	12.34657	1.593935
3 x 5	10.39999	.1733332	10.59811	1.36821
3 x 6	149.6	2.493333	15.95846	2.060228
3 x 7	68.3	1.138334	10.12653	1.30733
3 x 8	79.2	1.32	11.73371	1.514815
3 x 9	-161.6	-2.693333	16.20614	2.092203
4 x 1	-249.8	-4.163333	18.3358	2.367141
4 x 2	-453	-7.549999	24.08304	3.109107
4 x 3	-391.2	-6.52	23.36506	3.016416
4 x 4	-480.6001	-8.01	25.77868	3.328013
4 x 5	-703.8	-11.73	26.49757	3.420821
4 x 6	-990.1999	-16.50333	31.46725	4.062404
4 x 7	-591.3	-9.854999	25.60456	3.305535
4 x 8	-788.6	-13.14333	29.7419	3.839663
4 x 9	-816.9	-13.615	23.34803	3.014218

Tabla 3. LVII.



Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1	-96.2	-2.405	7.651274	1.209773
1 x 2	-184.3	-4.6075	12.77941	2.020602
1 x 3	-143.6	-3.59	11.27229	1.782305
1 x 4	-160.4	-4.01	12.32897	1.949381
1 x 5	-114.5	-2.8625	13.67941	2.162905
1 x 6	-198.8	-4.970001	16.663	2.634652
1 x 7	-167.7	-4.1925	12.87502	2.03572
1 x 8	-167.3	-4.1825	14.76308	2.334247
1 x 9	-124.2	-3.105	10.88313	1.720774
2 x 1	-205.3	-5.1325	10.8088	1.709022
2 x 2	-209	-5.225	12.19981	1.92896
2 x 3	-254.8	-6.370001	12.52189	1.979884
2 x 4	-256	-6.4	13.73627	2.171894
2 x 5	-245	-6.125	14.54405	2.299616
2 x 6	-338.4	-8.460001	18.73196	2.961783
2 x 7	-274.4	-6.860001	14.42369	2.280586
2 x 8	-200.1	-5.0025	13.92359	2.201512
2 x 9	-235.4	-5.885	12.3477	1.952343
3 x 1	-217.6	-5.44	10.92254	1.727006
3 x 2	-290.3	-7.2575	13.91262	2.199778
3 x 3	-319.7	-7.992501	14.72271	2.327865
3 x 4	-295.1	-7.3775	15.62112	2.469915
3 x 5	-340.8	-8.519999	14.96884	2.366781
3 x 6	-355.5	-8.8875	20.17626	3.190148
3 x 7	-328.4	-8.21	15.83995	2.504516
3 x 8	-275.1	-6.8775	17.4204	2.754407
3 x 9	-287	-7.175	15.51684	2.453428
4 x 1	-241.7	-6.0425	12.59702	1.991764
4 x 2	-356.7	-8.917501	15.73404	2.48777
4 x 3	-292.1	-7.3025	13.95565	2.206583
4 x 4	-355.8	-8.895001	16.09387	2.544664
4 x 5	-341.2	-8.530001	17.48856	2.765184
4 x 6	-421.8	-10.545	21.32176	3.371266
4 x 7	-407.5	-10.1875	16.87853	2.668729
4 x 8	-246	-6.15	18.53735	2.931013
4 x 9	-310.7	-7.767501	17.83734	2.820331
5 x 1	-250.7	-6.2675	12.33026	1.949584
5 x 2	-305.9	-7.6475	17.27411	2.731277
5 x 3	-339.5	-8.4875	15.6631	2.476553
5 x 4	-410.3	-10.2575	17.59126	2.781423
5 x 5	-392	-9.8	18.48869	2.923318
5 x 6	-424	-10.6	22.76691	3.599764
5 x 7	-468.2	-11.705	18.44538	2.91647
5 x 8	-319.8	-7.995	22.81589	3.607509
5 x 9	-294.8	-7.37	21.08254	3.333443
6 x 1	523.3001	13.0825	19.45928	3.076782
6 x 2	483.1	12.0775	19.78789	3.128741
6 x 3	464.9	11.6225	18.02663	2.85026
6 x 4	430.9	10.7725	22.95274	3.629146
6 x 5	257.4	6.435	24.37067	3.853341
6 x 6	211.8	5.295001	28.09745	4.442597
6 x 7	243.2	6.080001	25.28116	3.997302
6 x 8	425.3	10.6325	27.21507	4.303081
6 x 9	137.9	3.4475	27.10599	4.285833

Tabla 3. LVIII.



Interacción 1 X 2 X 3

Nivel	Total	Media	Desv.típ.	Error
1 x 1 x 1	-44.8	-4.48	7.025212	2.221567
1 x 1 x 2	-75.2	-7.52	14.41921	4.559755
1 x 1 x 3	-57	-5.7	3.579106	1.131813
1 x 1 x 4	-68.1	-6.81	6.290064	1.989093
1 x 1 x 5	-16.5	-1.65	11.69198	3.69733
1 x 1 x 6	-82.4	-8.24	10.60935	3.354972
1 x 1 x 7	-77.7	-7.77	6.667542	2.108462
1 x 1 x 8	-35	-3.5	7.965551	2.518928
1 x 1 x 9	-27.4	-2.74	7.553039	2.388481
1 x 2 x 1	-76.6	-7.66	7.174985	2.26893
1 x 2 x 2	-62.6	-6.26	7.220001	2.283165
1 x 2 x 3	-89.8	-8.980001	4.729017	1.495446
1 x 2 x 4	-114.2	-11.42	9.107558	2.880063
1 x 2 x 5	-78	-7.8	12.55229	3.969383
1 x 2 x 6	-151.1	-15.11	14.00246	4.427967
1 x 2 x 7	-142.1	-14.21	9.360389	2.960015
1 x 2 x 8	-42.7	-4.27	11.20429	3.543107
1 x 2 x 9	-63.1	-6.31	8.152601	2.578079
1 x 3 x 1	-91.5	-9.149999	9.038944	2.858365
1 x 3 x 2	-104.3	-10.43	11.65179	3.684618
1 x 3 x 3	-96.4	-9.640001	6.487404	2.051497
1 x 3 x 4	-123	-12.3	13.03879	4.123227
1 x 3 x 5	-126.4	-12.64	7.568778	2.393458
1 x 3 x 6	-113.3	-11.33	16.24685	5.137705
1 x 3 x 7	-175.3	-17.53	10.70739	3.385973
1 x 3 x 8	-54.4	-5.44	14.5211	4.591976
1 x 3 x 9	-52.6	-5.26	11.08731	3.506115
1 x 4 x 1	-93.1	-9.309999	9.152318	2.894217
1 x 4 x 2	-115.2	-11.52	13.8504	4.379882
1 x 4 x 3	-91	-9.100001	7.942921	2.511772
1 x 4 x 4	-136.1	-13.61	14.09358	4.45678
1 x 4 x 5	-99.4	-9.940001	14.09086	4.455922
1 x 4 x 6	-116.1	-11.61	17.67792	5.59025
1 x 4 x 7	-200.2	-20.02	12.81107	4.051217
1 x 4 x 8	-.5999985	-5.999985E-02		19.63549
6.209287				
1 x 4 x 9	-37.7	-3.77	13.92394	4.403137
1 x 5 x 1	-110.2	-11.02	10.97833	3.471651
1 x 5 x 2	-128.3	-12.83	12.28495	3.884844
1 x 5 x 3	-126	-12.6	9.901514	3.131134
1 x 5 x 4	-178.3	-17.83	15.90409	5.029315
1 x 5 x 5	-129.8	-12.98	15.47397	4.893298
1 x 5 x 6	-161.9	-16.19	19.5986	6.19762
1 x 5 x 7	-248.6	-24.86	14.27503	4.51416
1 x 5 x 8	-23.8	-2.38	22.60663	7.148843
1 x 5 x 9	-5.700001	-5.700001	16.66866	5.271093
1 x 6 x 1	152.5	15.25	29.86072	9.442788
1 x 6 x 2	173.6	17.36	29.43138	9.30702
1 x 6 x 3	148.2	14.82	24.29674	7.683305
1 x 6 x 4	69.6	6.96	26.57169	8.402704
1 x 6 x 5	33.7	3.37	28.10609	8.887924
1 x 6 x 6	38.5	3.85	30.73113	9.718038
1 x 6 x 7	6.199997	.6199997	34.67708	10.96586
1 x 6 x 8	200.3	20.03	29.05423	9.187752
1 x 6 x 9	89.6	8.96	27.55602	8.71398



2 x 1 x 1	-6.200001	-.62	2.804568	.8868822
2 x 1 x 2	-27.2	-2.72	3.394348	1.073387
2 x 1 x 3	-6.8	-.68	4.472315	1.41427
2 x 1 x 4	-11.8	-1.18	5.368389	1.697634
2 x 1 x 5	-4.7999999	-.48	7.757809	2.453235
2 x 1 x 6	-17.7	-1.77	5.563821	1.759435
2 x 1 x 7	-17.5	-1.75	5.620543	1.777372
2 x 1 x 8	-26.4	-2.64	6.680449	2.112543
2 x 1 x 9	-1.3	-.13	5.350524	1.691984
2 x 2 x 1	-31.1	-3.11	4.253105	1.34495
2 x 2 x 2	-25.2	-2.52	2.524203	.798223
2 x 2 x 3	-23.8	-2.38	4.053098	1.281702
2 x 2 x 4	-36.7	-3.67	5.891358	1.863011
2 x 2 x 5	-25.4	-2.54	7.080565	2.239071
2 x 2 x 6	-17.1	-1.71	6.116936	1.934345
2 x 2 x 7	-31.1	-3.11	5.27	1.66652
2 x 2 x 8	-33.4	-3.34	5.11707	1.61816
2 x 2 x 9	3.8	.38	4.590164	1.451537
2 x 3 x 1	-45.4	-4.54	6.34164	2.005403
2 x 3 x 2	-44.8	-4.48	4.618615	1.460534
2 x 3 x 3	-72.5	-7.25	12.55828	3.971278
2 x 3 x 4	-46.3	-4.63	7.284786	2.303652
2 x 3 x 5	-56.30001	-5.63	8.996005	2.844787
2 x 3 x 6	-41.6	-4.16	8.643171	2.73321
2 x 3 x 7	-32.1	-3.21	6.297691	1.991505
2 x 3 x 8	-46.4	-4.640001	7.301398	2.308905
2 x 3 x 9	-7.700001	-.7700001	6.454774	2.041179
2 x 4 x 1	-41.5	-4.15	5.899365	1.865543
2 x 4 x 2	-51.4	-5.140001	5.360075	1.695004
2 x 4 x 3	-55.4	-5.54	6.398	2.023225
2 x 4 x 4	-61.2	-6.12	7.357826	2.326749
2 x 4 x 5	-39.8	-3.98	13.20771	4.176644
2 x 4 x 6	-61.2	-6.12	7.28077	2.302382
2 x 4 x 7	-39.5	-3.95	6.139585	1.941507
2 x 4 x 8	-55.8	-5.58	6.222348	1.967679
2 x 4 x 9	-20.1	-2.01	7.665827	2.424147
2 x 5 x 1	-43.9	-4.390001	6.438082	2.0359
2 x 5 x 2	-55.3	-5.53	5.581765	1.765109
2 x 5 x 3	-45.8	-4.58	7.411721	2.343792
2 x 5 x 4	-69.6	-6.96	7.552906	2.388439
2 x 5 x 5	-45.9	-4.59	14.47428	4.577171
2 x 5 x 6	-60.3	-6.03	7.173291	2.268394
2 x 5 x 7	-41.9	-4.19	6.582469	2.081559
2 x 5 x 8	-65.1	-6.51	6.939806	2.194559
2 x 5 x 9	-21.3	-2.13	7.446617	2.354827
2 x 6 x 1	120.7	12.07	13.36279	4.225685
2 x 6 x 2	131.6	13.16	14.40571	4.555485
2 x 6 x 3	125.5	12.55	14.77601	4.672585
2 x 6 x 4	134.4	13.44	14.51676	4.590604
2 x 6 x 5	105.9	10.59	14.65895	4.635568
2 x 6 x 6	98.1	9.809999	16.3733	5.177692
2 x 6 x 7	119.8	11.98	16.4327	5.196476
2 x 6 x 8	109.7	10.97	16.32324	5.161861
2 x 6 x 9	7.800003	.7800003	32.56111	10.29673



3 x 1 x 1	-7.9	-.79	4.58442	1.449721
3 x 1 x 2	-13	-1.3	3.348134	1.058773
3 x 1 x 3	-13.3	-1.33	3.91409	1.237744
3 x 1 x 4	-16.6	-1.66	3.475687	1.099109
3 x 1 x 5	-5.2	-.52	3.637802	1.150374
3 x 1 x 6	25.1	2.51	12.86549	4.068426
3 x 1 x 7	-2.1	-.21	3.93661	1.244865
3 x 1 x 8	-2.9	-.29	4.113016	1.30065
3 x 1 x 9	2	.2	5.54617	1.753853
3 x 2 x 1	-25.8	-2.58	3.128514	.989323
3 x 2 x 2	-32.1	-3.21	4.385989	1.386972
3 x 2 x 3	-54.5	-5.45	7.604111	2.404631
3 x 2 x 4	-12.7	-1.27	3.698121	1.169449
3 x 2 x 5	-19.6	-1.96	2.72294	.8610691
3 x 2 x 6	4.700001	.4700001	12.77373	4.039407
3 x 2 x 7	-14.6	-1.46	3.707344	1.172365
3 x 2 x 8	-3.4	-.34	5.366601	1.697068
3 x 2 x 9	-26.5	-2.65	6.640971	2.10006
3 x 3 x 1	-19.7	-1.97	4.769497	1.508247
3 x 3 x 2	-44.4	-4.44	4.384336	1.386449
3 x 3 x 3	-50.2	-5.02	7.881852	2.492461
3 x 3 x 4	-18.7	-1.87	5.158692	1.631321
3 x 3 x 5	-25.9	-2.59	4.279358	1.353252
3 x 3 x 6	-6.9	-.69	13.57958	4.294239
3 x 3 x 7	-13.5	-1.35	4.171631	1.319185
3 x 3 x 8	-21.2	-2.12	5.855733	1.851745
3 x 3 x 9	-50.5	-5.05	13.57286	4.292115
3 x 4 x 1	-22.4	-2.24	5.063438	1.6012
3 x 4 x 2	-35.8	-3.58	6.614198	2.091593
3 x 4 x 3	-49.2	-4.92	6.534341	2.06634
3 x 4 x 4	-24.9	-2.49	5.33675	1.687629
3 x 4 x 5	-37.4	-3.74	4.396407	1.390266
3 x 4 x 6	-20.2	-2.02	11.4614	3.624412
3 x 4 x 7	-26.6	-2.66	4.905344	1.551206
3 x 4 x 8	-16.3	-1.63	6.113273	1.933187
3 x 4 x 9	-76	-7.6	15.53834	4.913655
3 x 5 x 1	-19.6	-1.96	6.639157	2.099486
3 x 5 x 2	-38.9	-3.89	7.049035	2.229101
3 x 5 x 3	-65.3	-6.53	8.900792	2.814678
3 x 5 x 4	-34.3	-3.43	6.622092	2.094089
3 x 5 x 5	-51.5	-5.15	5.55	1.755064
3 x 5 x 6	-30.9	-3.09	11.0035	3.479611
3 x 5 x 7	-31.4	-3.14	5.281136	1.670042
3 x 5 x 8	-27.2	-2.72	5.871252	1.856653
3 x 5 x 9	-82.4	-8.24	24.15182	7.637477
3 x 6 x 1	168.1	16.81	14.43429	4.564524
3 x 6 x 2	138.4	13.84	10.87632	3.439396
3 x 6 x 3	129.7	12.97	14.90396	4.713047
3 x 6 x 4	182.4	18.24	20.99577	6.639446
3 x 6 x 5	150	15	17.56924	5.55588
3 x 6 x 6	177.8	17.78	21.51849	6.804745
3 x 6 x 7	156.5	15.65	16.08112	5.085298
3 x 6 x 8	150.2	15.02	21.07922	6.665835
3 x 6 x 9	71.8	7.180001	18.04848	5.707431



4 x 1 x 1	-37.3	-3.73	12.00317	3.795736
4 x 1 x 2	-68.9	-6.890001	19.85983	6.28023
4 x 1 x 3	-66.5	-6.65	20.80227	6.578256
4 x 1 x 4	-63.9	-6.390001	22.37215	7.074694
4 x 1 x 5	-88	-8.8	22.14719	7.003556
4 x 1 x 6	-123.8	-12.38	25.88041	8.184103
4 x 1 x 7	-70.4	-7.04	22.9954	7.271784
4 x 1 x 8	-103	-10.3	26.29407	8.314914
4 x 1 x 9	-97.5	-9.75	17.12514	5.415446
4 x 2 x 1	-71.8	-7.180001	19.15144	6.056216
4 x 2 x 2	-89.1	-8.91	22.17153	7.011255
4 x 2 x 3	-86.7	-8.67	22.39884	7.083136
4 x 2 x 4	-92.4	-9.24	23.58755	7.459038
4 x 2 x 5	-122	-12.2	23.68751	7.490648
4 x 2 x 6	-174.9	-17.49	27.4922	8.693796
4 x 2 x 7	-86.6	-8.66	24.54694	7.762425
4 x 2 x 8	-120.6	-12.06	22.80562	7.211771
4 x 2 x 9	-149.6	-14.96	18.60039	5.881959
4 x 3 x 1	-61	-6.1	17.47827	5.527116
4 x 3 x 2	-96.8	-9.68	23.79789	7.525553
4 x 3 x 3	-100.6	-10.06	24.26389	7.672916
4 x 3 x 4	-107.1	-10.71	25.55717	8.081886
4 x 3 x 5	-132.2	-13.22	25.63505	8.106514
4 x 3 x 6	-193.7	-19.37	29.99767	9.486094
4 x 3 x 7	-107.5	-10.75	25.81725	8.164132
4 x 3 x 8	-153.1	-15.31	28.54128	9.025546
4 x 3 x 9	-176.2	-17.62	21.35345	6.752552
4 x 4 x 1	-84.7	-8.469999	21.35238	6.752215
4 x 4 x 2	-154.3	-15.43	25.17904	7.962312
4 x 4 x 3	-96.5	-9.649999	24.79505	7.840884
4 x 4 x 4	-133.6	-13.36	25.76646	8.14807
4 x 4 x 5	-164.6	-16.46	26.88037	8.500319
4 x 4 x 6	-224.3	-22.43	32.96884	10.42566
4 x 4 x 7	-141.2	-14.12	26.56964	8.402057
4 x 4 x 8	-173.3	-17.33	27.01955	8.544332
4 x 4 x 9	-176.9	-17.69	25.11949	7.943482
4 x 5 x 1	-77	-7.7	18.85131	5.961309
4 x 5 x 2	-83.4	-8.34	30.26342	9.570132
4 x 5 x 3	-102.4	-10.24	26.64674	8.426438
4 x 5 x 4	-128.1	-12.81	27.61566	8.732839
4 x 5 x 5	-164.8	-16.48	28.00132	8.854792
4 x 5 x 6	-170.9	-17.09	36.95994	11.68776
4 x 5 x 7	-146.3	-14.63	27.82963	8.800501
4 x 5 x 8	-203.7	-20.37	35.69129	11.28658
4 x 5 x 9	-185.4	-18.54	25.73061	8.136734
4 x 6 x 1	82	8.2	13.87883	4.388872
4 x 6 x 2	39.5	3.95	16.6126	5.253366
4 x 6 x 3	61.5	6.15	15.0399	4.756033
4 x 6 x 4	44.5	4.45	25.14579	7.951795
4 x 6 x 5	-32.2	-3.22	29.47822	9.321832
4 x 6 x 6	-102.6	-10.26	32.58875	10.30547
4 x 6 x 7	-39.3	-3.93	23.85385	7.54325
4 x 6 x 8	-34.9	-3.49	33.17513	10.4909
4 x 6 x 9	-31.3	-3.13	26.43733	8.360216

Tabla 3. LIX



TABLA DE ANALISIS DE VARIANZA (4x6x9x10)

F.VARIACION	G.L.	S.CUADRADOS	M. CUADRATICAS	F-SNEDECOR	P <
F1: EJES	3	Q = 36790'84	M = 12263'61	F = 40,39209	0'001
F2: CARGAS	5	Q = 80407'12	M = 16081'42	F = 52'96664	0'001
F3: GALGAS	8	Q = 3408'469	M = 426'0586	F = 1'403289	N.S.
1x2	15	Q = 3346'477	M = 223'0984	F = 0'734409	N.S.
1x3	24	Q = 14855'83	M = 618'9929	F = 2'038748	0'05
2x3	40	Q = 3282'883	M = 82'07207	F = 0'2703169	N.S.
1x2x3	120	Q = 4920'547	M = 41'00456	F = 0'1350548	N.S.
ERROR	1944	Q ₀ = 590226'1	M ₀ = 303'6142		

Tabla 3. LX.

CONTRASTES DE IGUALDAD DE MEDIAS ENTRE EJES

$$T (1-2) = -4'674927 \quad p < 0'001$$

$$T (1-3) = -6'106054 \quad p < 0'001$$

$$T (1-4) = 3'726815 \quad p < 0'001$$

$$T (2-3) = -1'431127 \quad N. S.$$

$$T (2-4) = 8'401742 \quad p < 0'001$$

$$T (3-4) = 9'832969 \quad p < 0'001$$

Tabla 3. LXI.



 CONTRASTES DE IGUALDAD DE MEDIAS ENTRE CARGAS

T (1-2) =	1'84239	N.S.
T (1-3) =	2'892787	p < 0'01
T (1-4) =	3'457408	p < 0'001
T (1-5) =	3'952963	p < 0'001
T (1-6) =	- 9'699036	p < 0'001
T (2-3) =	1'050397	N.S.
T (2-4) =	1'615017	p < 0'05
T (2-6) =	-11'54143	p < 0'001
T (3-4) =	0'5646206	N.S.
T (3-5) =	1'060175	N.S.
T (3-6) =	-12'59182	p < 0'001
T (4-5) =	0'4955547	N.S.
T (4-6) =	-13'15644	p < 0'001
T (5-6) =	-13'652	p < 0'001

Tabla 3. LXII.

3.3. EXTENSOMETRIA OHMICA. DESCARGAS.

Tras haber registrado el valor diferido se realiza la descarga cuyos resultados son los siguientes.

3.3.1. GRAFICAS DE DEFORMACION. CURVAS DESCARGA-DEFORMACION.

Los resultados obtenidos en la fase de descarga se presentan en las tablas de recogida de datos adjuntas (Tablas 3. LXIV a 3. CIV), además de de las gráficas de deformación de cada uno de estos ensayos (Figuras 3.48. a 3. 88.). En este caso las gráficas se leen de derecha a izquierda.

También se presentan las tablas y gráficas de los valores medios de deformación (Tablas 3. CV. a 3. CVIII.) (Figuras 3. 89 a 3.92).

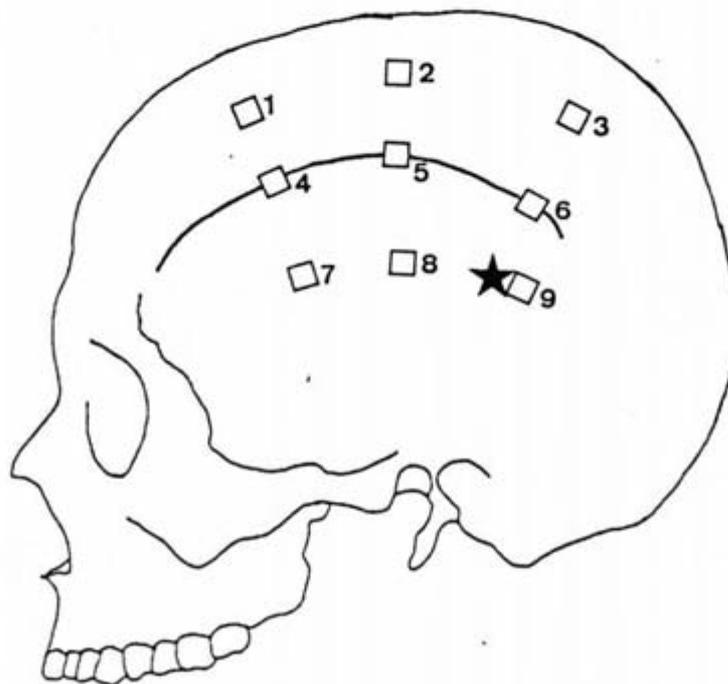
Conforme se van realizando las descargas se registran deformaciones de magnitud generalmente menores, pese a encontrar algunos casos en los que se incrementa el valor de la deformación.

Es realmente excepcional que tras las sucesivas descargas se alcance el valor de partida de cero microdeformaciones.

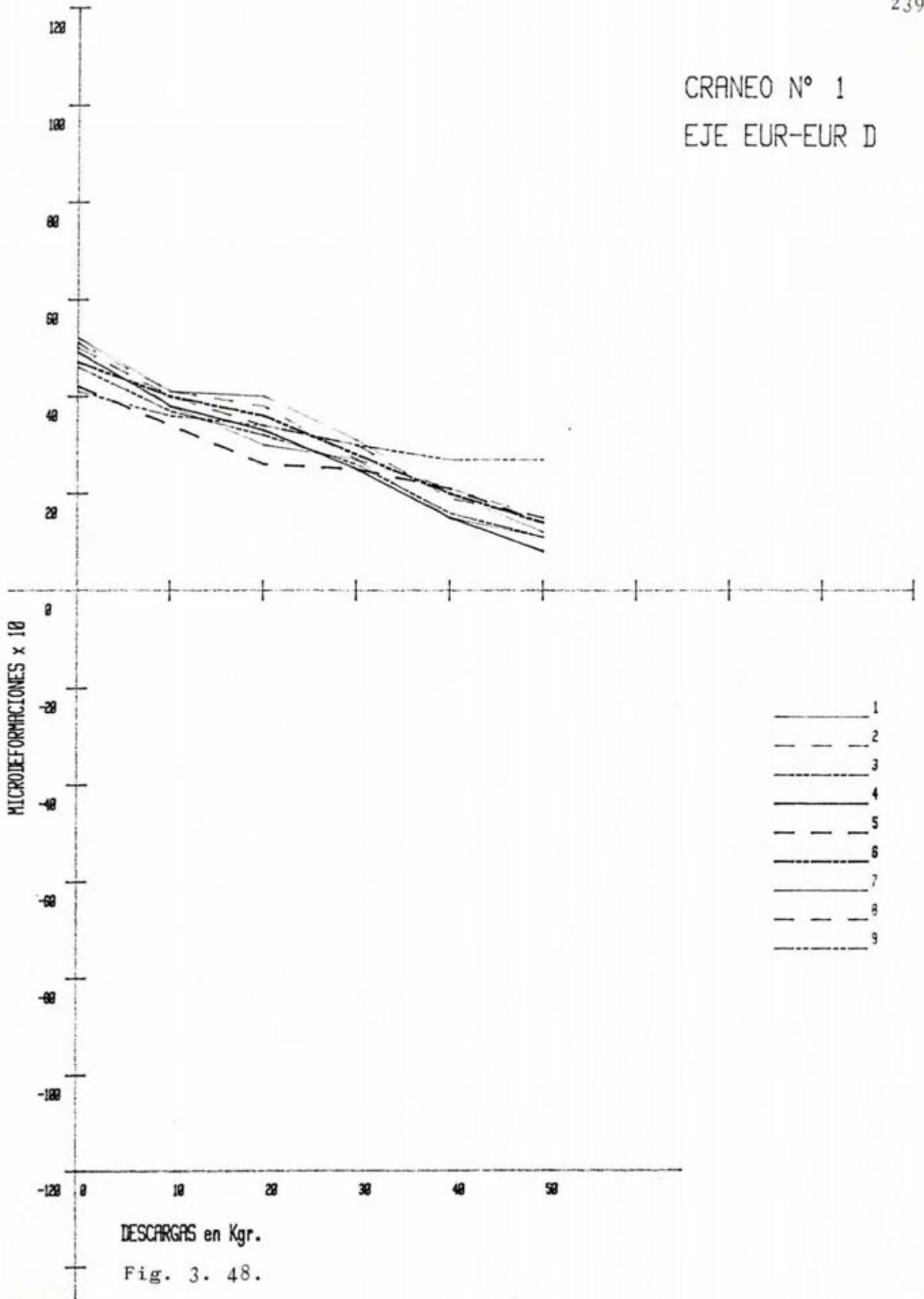
La mayor parte de las galgas en cada ensayo van registrando deformaciones cuyos valores se modifican paralelamente, ya sea con signo positivo o negativo.

MONTAJE		TIPO	EJE						
Z-10-D		CRANEO-1	EUR-EUR.						238
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.	
SUP.	1	51	38	30	27	15	11	—	
	2	50	40	34	30	19	15	—	
	3	46	37	32	26	16	11	—	
LTS.	4	49	38	33	25	15	8	—	
	5	42	34	26	25	21	14	—	
	6	47	40	36	28	20	14	—	
INF.	7	52	41	40	31	20	12	—	
	8	51	41	38	27	21	15	—	
	9	41	36	34	30	27	27	—	

Tabla 3. LXIV.



CRANEO N° 1
EJE EUR-EUR D

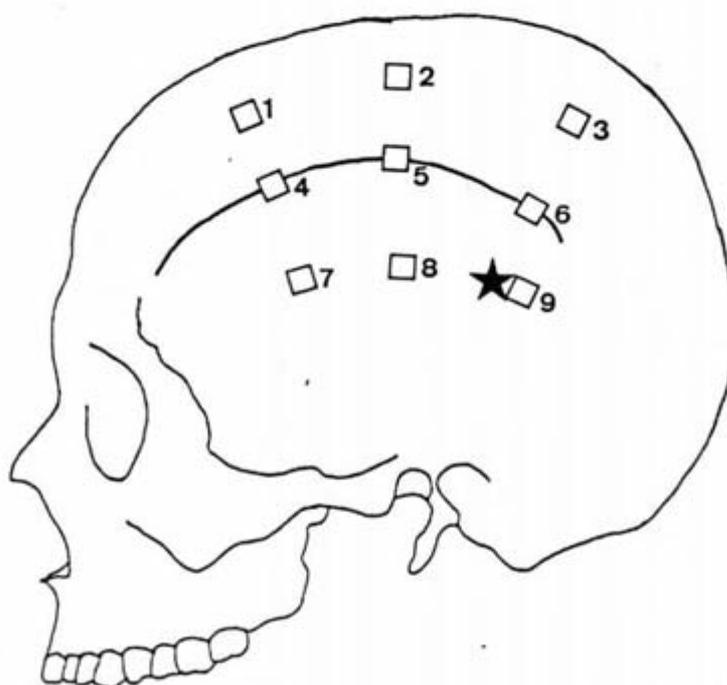


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 48.

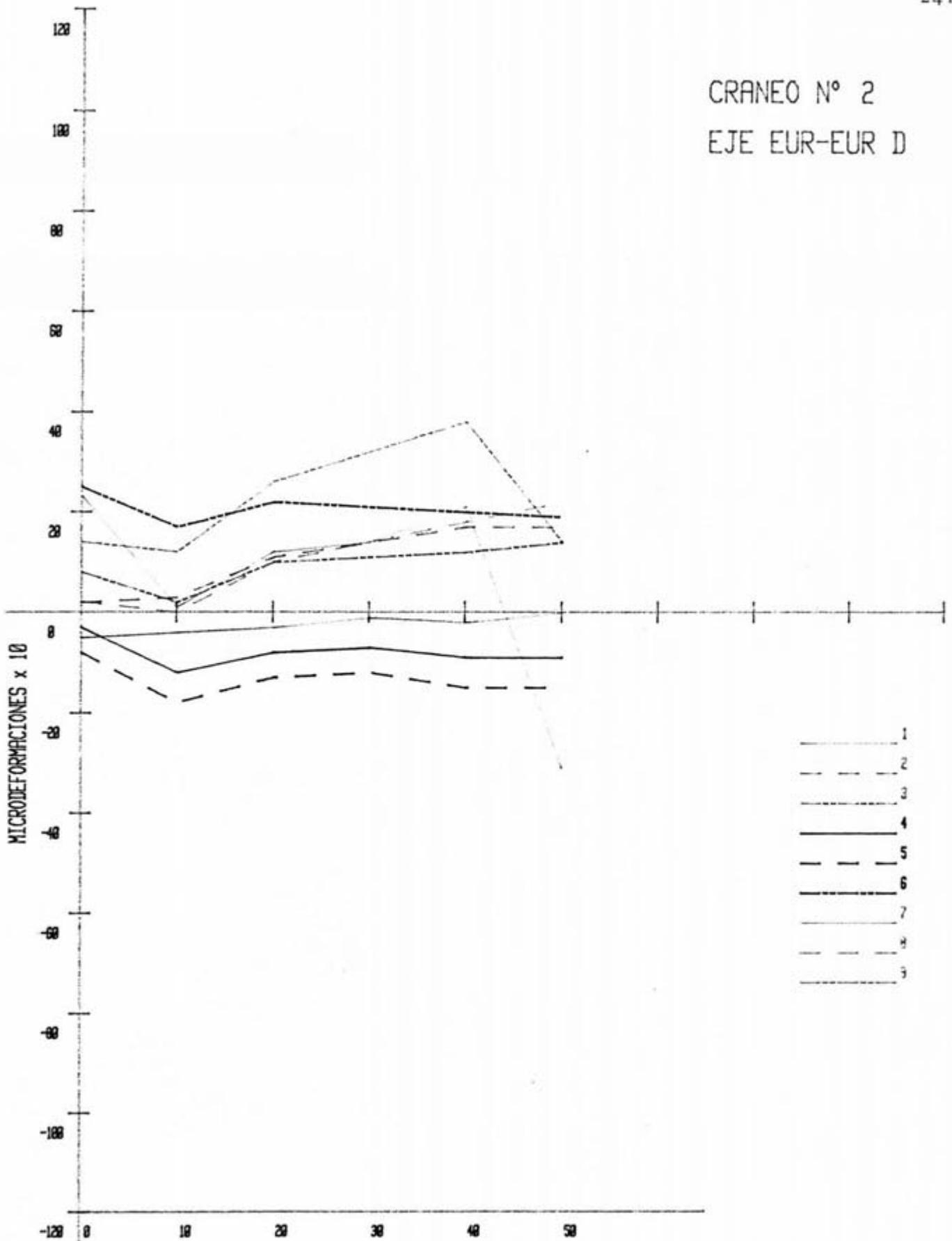


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-0		CRANEO-2		EUR-EUR				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-5	-4	-3	-1	-2	0	-
	2	2	3	11	14	14	17	-
	3	∇	2	10	11	12	14	-
LTS.	4	-3	-12	-8	-7	-9	-9	-
	5	-8	-18	-13	-12	-15	-15	-
	6	25	17	22	21	20	19	-
INF.	7	23	1	12	14	21	-31	-
	8	2	0	10	14	18	22	-
	9	14	12	26	32	38	46	-

Tabla 3. LXV.



CRANEO N° 2
EJE EUR-EUR D

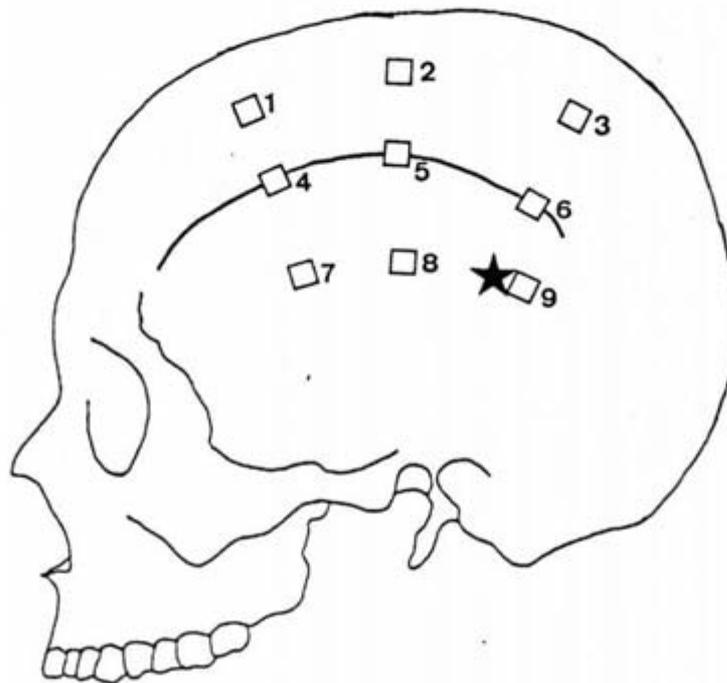


DESCARGAS en Kgr.

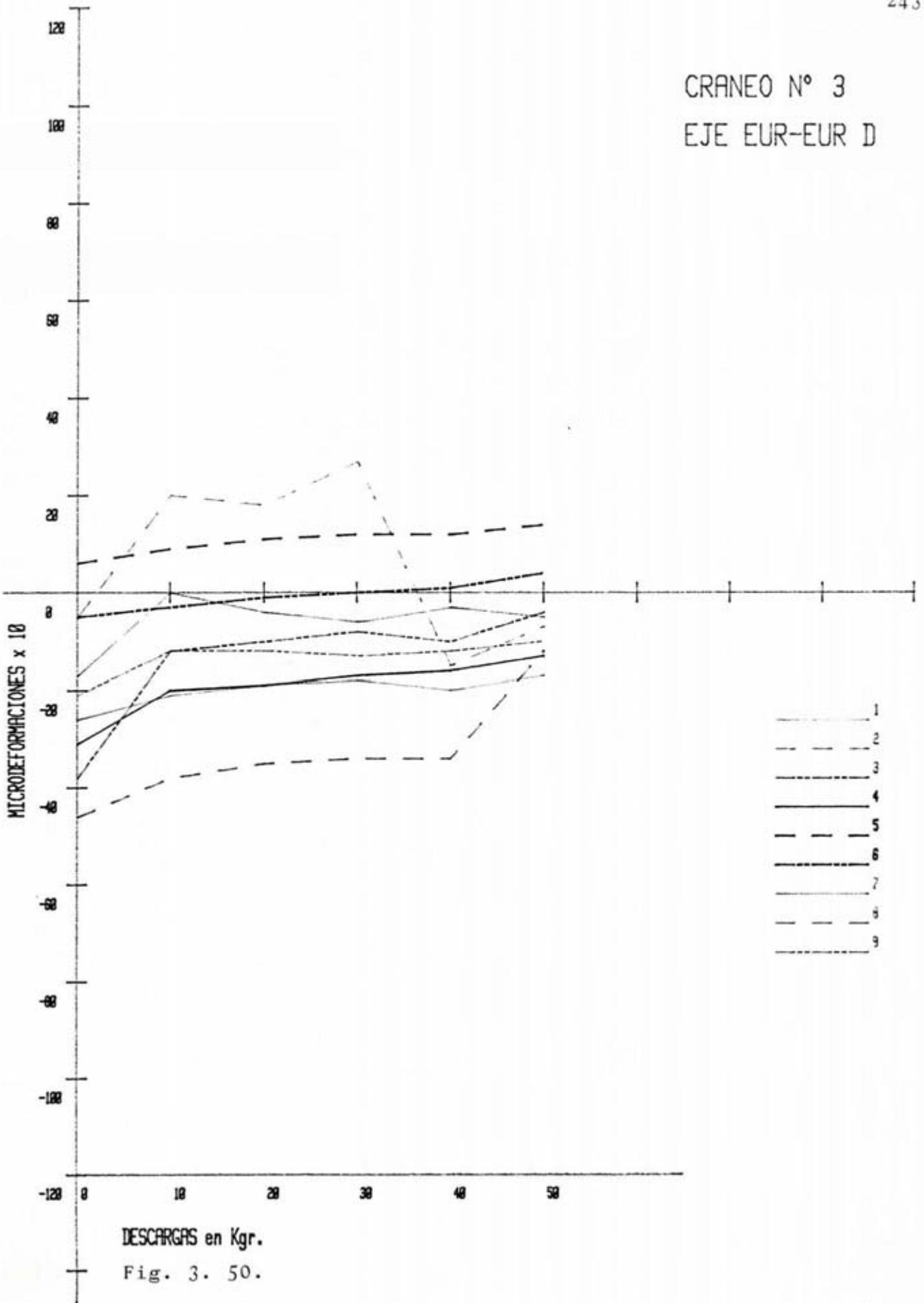
Fig. 3. 49.

MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-0		CRANEO-3		EUR-EUR				
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-17	0	-4	-6	-3	-5	—
	2	-46	-38	-35	-34	-34	-12	—
	3	-38	-12	-10	-8	-10	-4	—
LTS.	4	-31	-20	-19	-17	-16	-13	—
	5	6	9	11	12	12	14	—
	6	-5	-3	-1	0	1	4	—
INF.	7	-26	-21	-19	-18	-20	-17	—
	8	-5	20	18	27	-15	-7	—
	9	-21	-12	-12	-13	-12	-10	—

Tabla 3. LXVI.

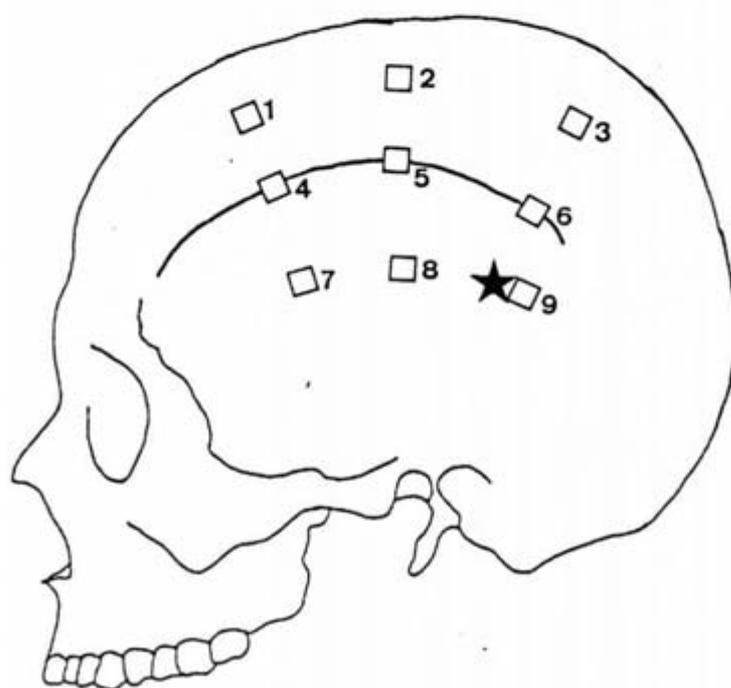


CRANEO N° 3
EJE EUR-EUR D

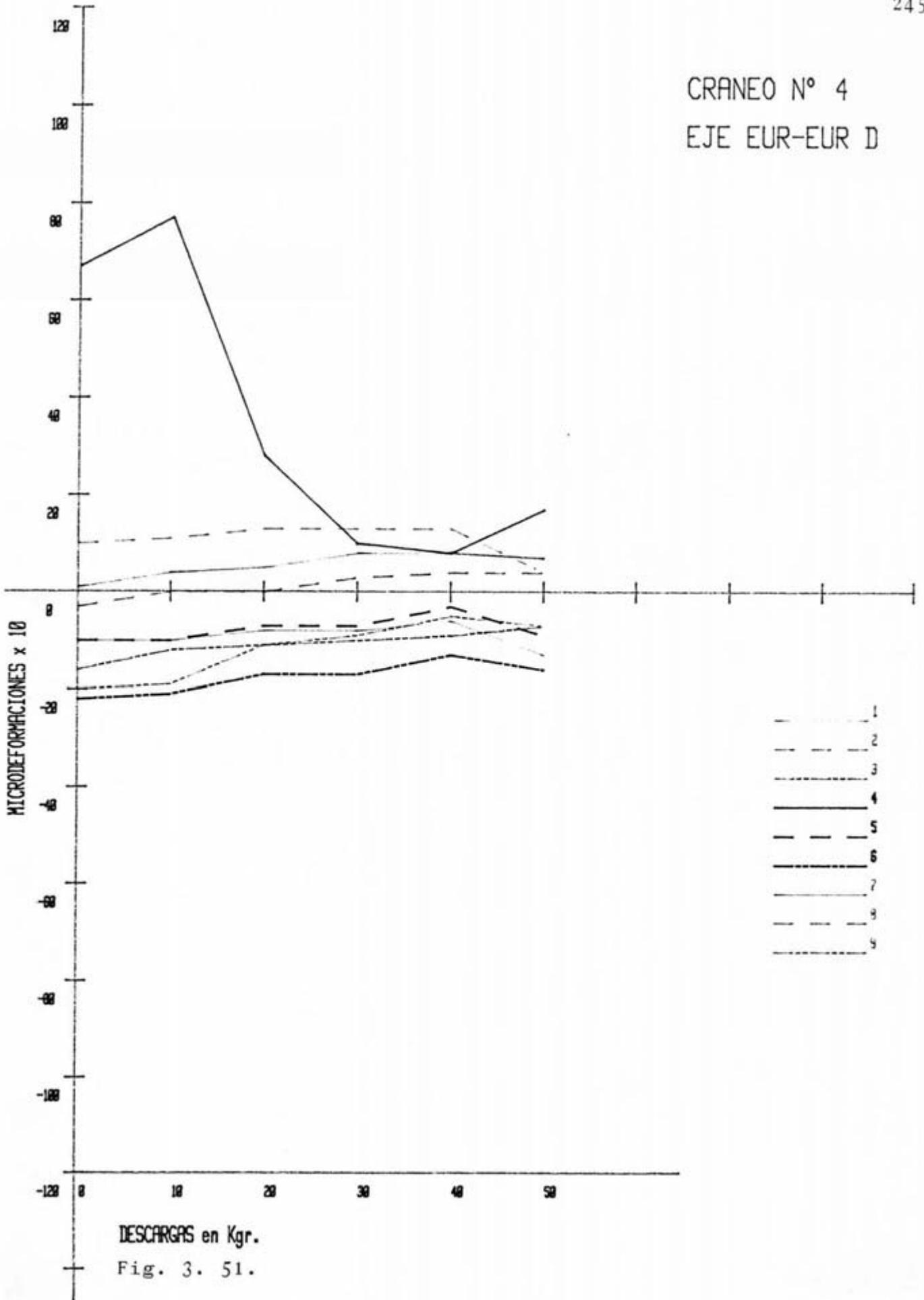


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-4	EUR-EUR.					244
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	1	4	5	7	7	7	-
	2	-3	0	0	3	4	4	-
	3	-16	-12	-11	-10	-9	-7	-
LTS.	4	67	77	28	10	7	17	-
	5	-10	-10	-7	-7	-3	-9	-
	6	-22	-21	-17	-17	-13	-16	-
INF.	7	-10	-10	-8	-8	-6	-13	-
	8	10	11	13	13	13	4	-
	9	-20	-19	-11	-9	-5	-7	-

Tabla 3. LXVII



CRANEO N° 4
EJE EUR-EUR D

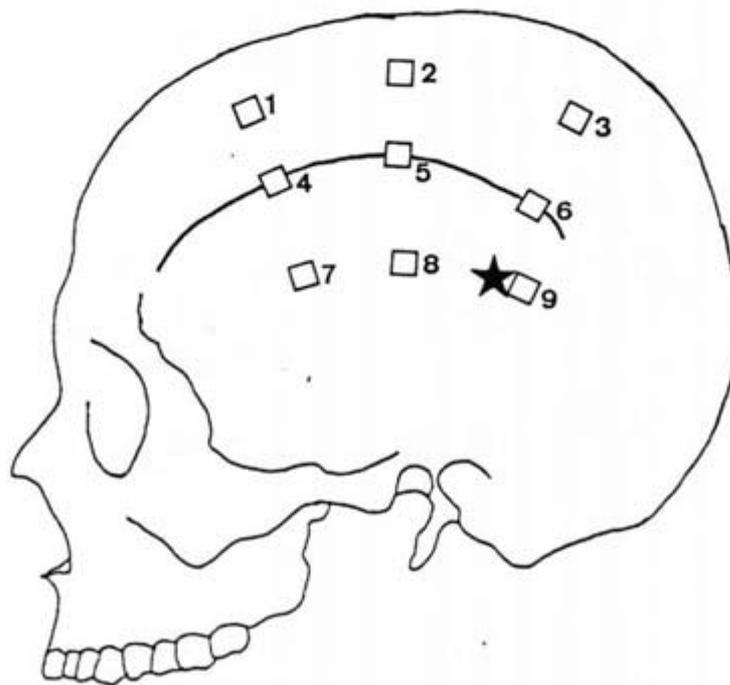


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 51.

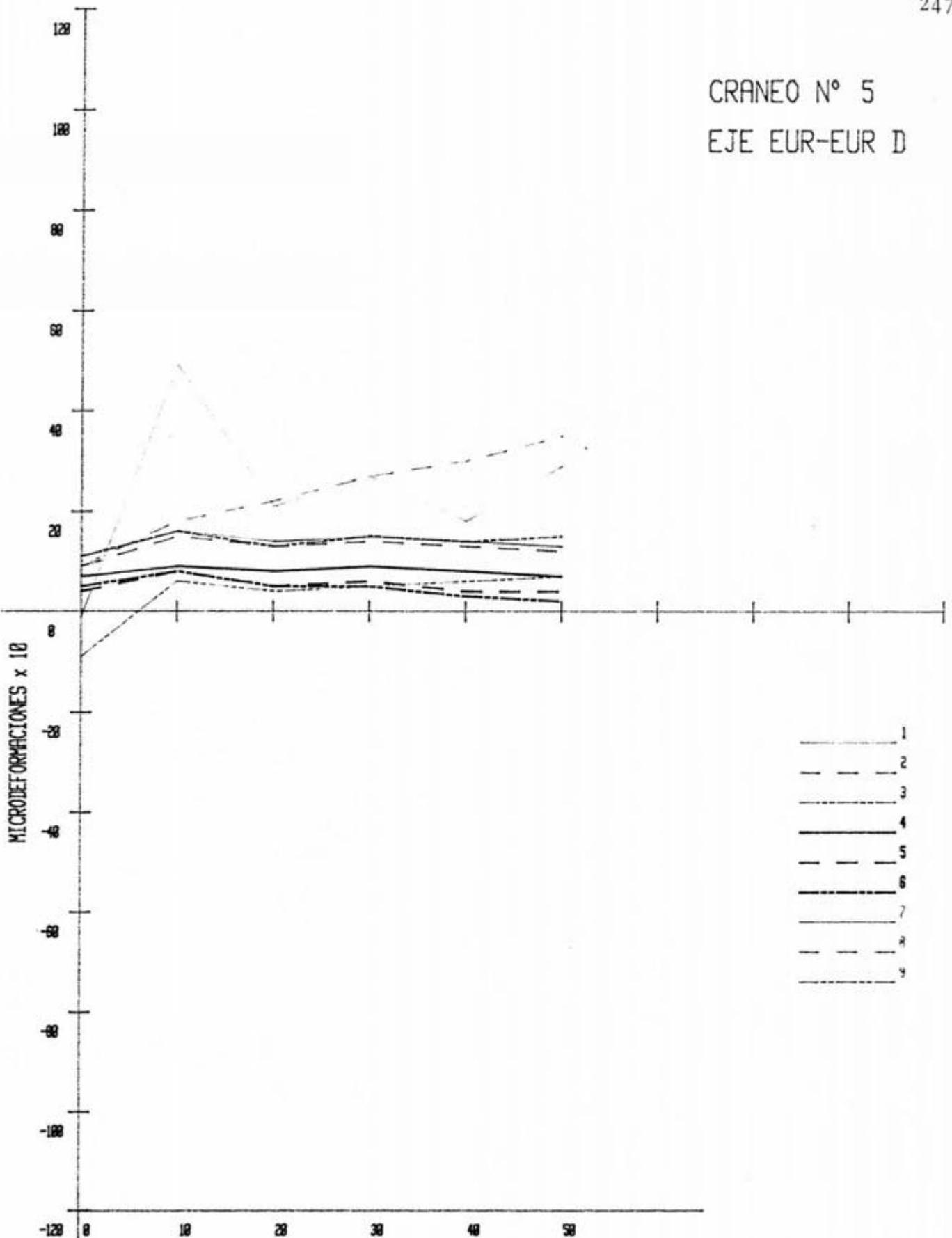


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-5	EUR-EUR					246
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	11	16	14	15	14	13	—
	2	9	15	13	14	13	12	—
	3	11	16	13	15	14	15	—
LTS.	4	7	9	8	9	8	7	—
	5	4	8	5	6	4	4	—
	6	5	8	5	5	3	2	—
INF.	7	-1	49	21	27	18	19	—
	8	9	18	22	27	30	35	—
	9	-9	6	4	5	6	7	—

Tabla 3. LXVIII.



CRANEO N° 5
EJE EUR-EUR D



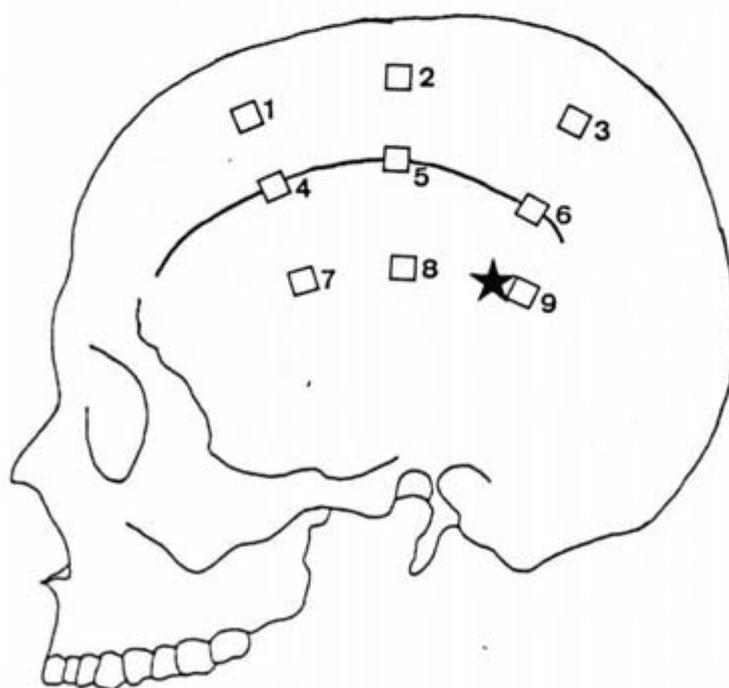
DESCARGAS en Kgr.

Fig. 3. 52.

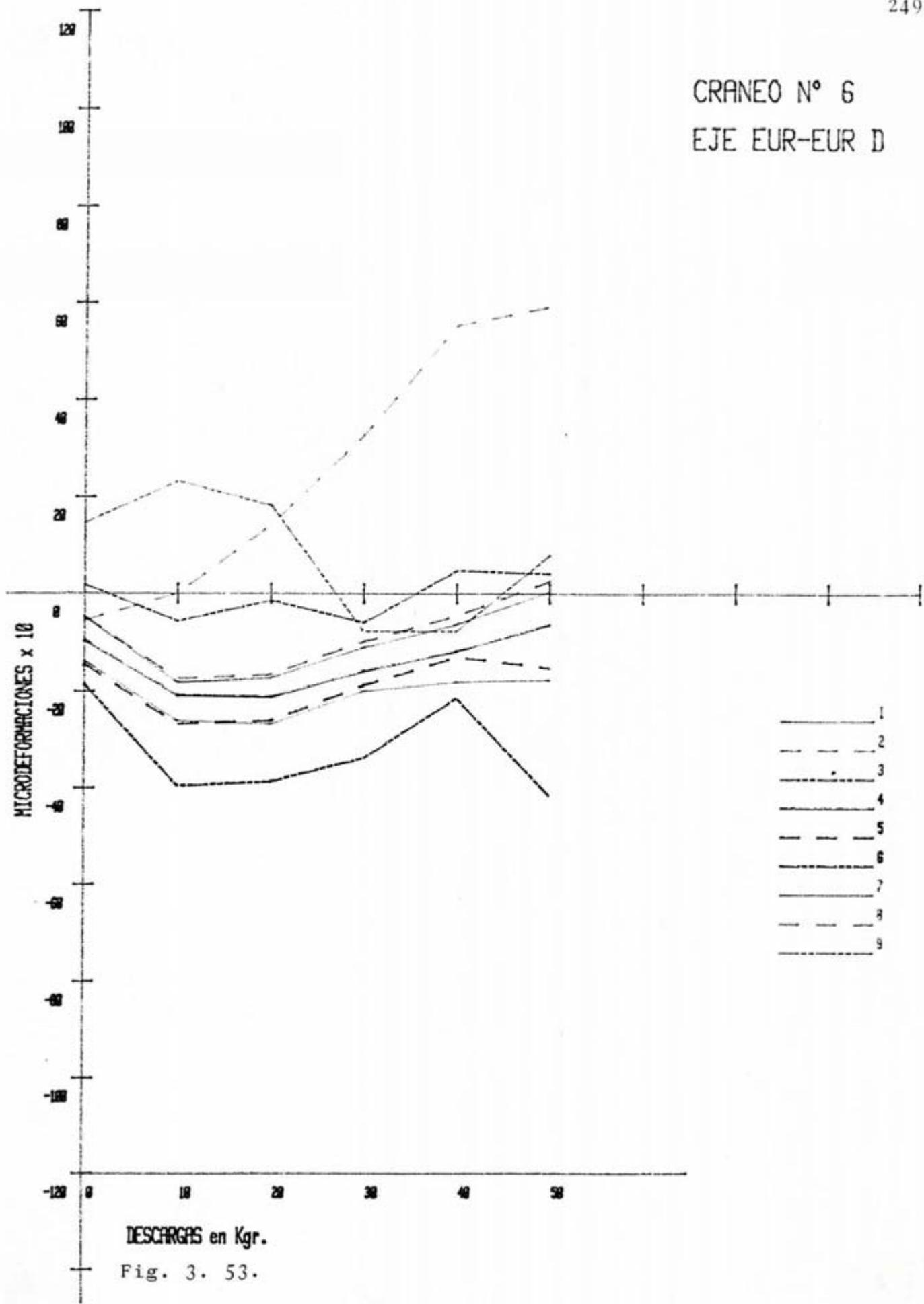


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-6	EUR-EUR					248
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-4'9	-18'3	-17'4	-11'1	-6'3	0'5	—
	2	-4'9	-17'5	-16'7	-9'9	-4'5	2'6	—
	3	1'8	-5'7	-1'4	-6	4'8	4'2	—
LTS.	4	-9'8	-20'9	-21'3	-16	-11'9	-6'4	—
	5	-14'7	-26'7	-26'1	-18'9	-13'1	-15'3	—
	6	-18'7	-39'5	-38'7	-33'8	-21'4	-41'5	—
INF.	7	-14	-26'1	-26'9	-20	-18'2	-17'8	—
	8	-5'6	0	14'1	32'7	55'4	59'3	—
	9	-14'6	-23'2	-18'2	-7'8	7'9	-10'4	—

Tabla 3. LXIX.



CRANEO N° 6
EJE EUR-EUR D

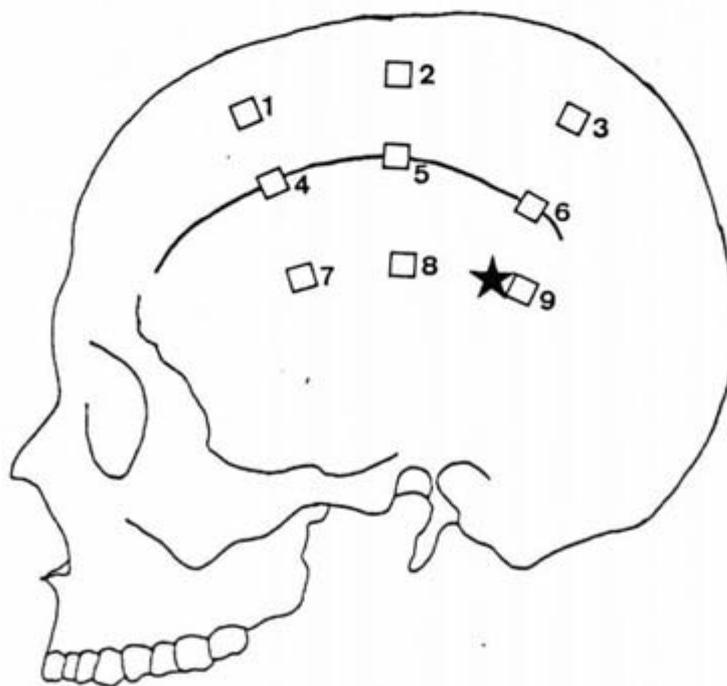


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 53.



MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-7	EUR-EUR					250
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	17	40	44	42	45	43	—
	2	16	39	42	43	43	77	—
	3	17	43	45	47	45	51	—
LTS.	4	15	26	27	29	30	33	—
	5	16	19	21	22	22	24	—
	6	15	17	19	20	21	24	—
INF.	7	16	21	23	24	22	25	—
	8	14	39	37	46	4	12	—
	9	7	16	16	15	16	18	—

Tabla 3. LXX.



CRANEO N° 7
EJE EUR-EUR D

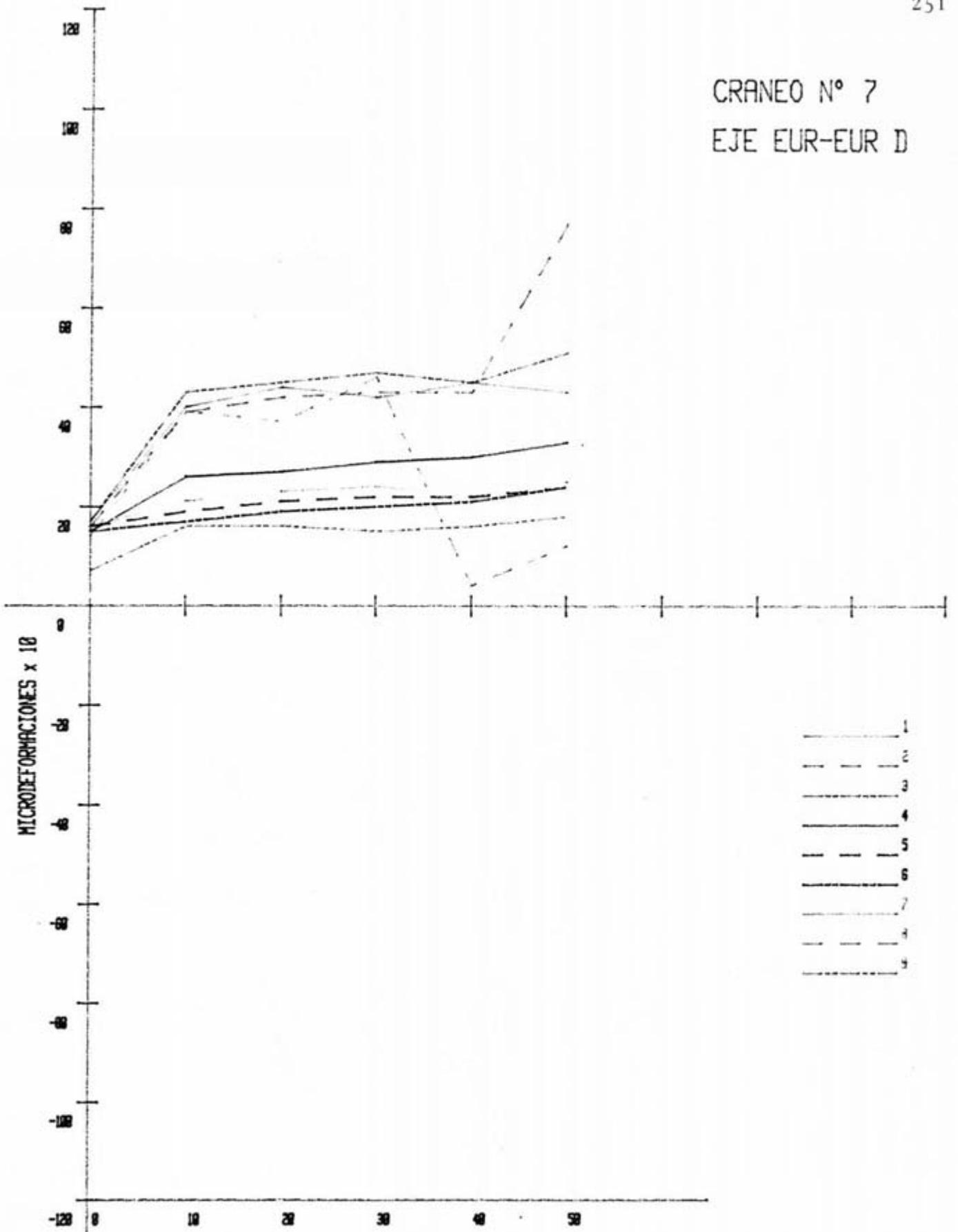
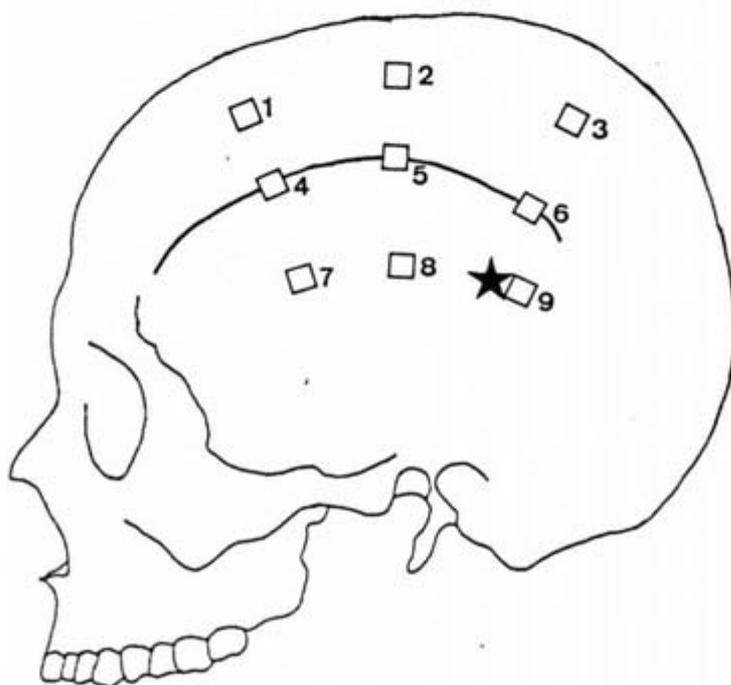


Fig. 3. 54.

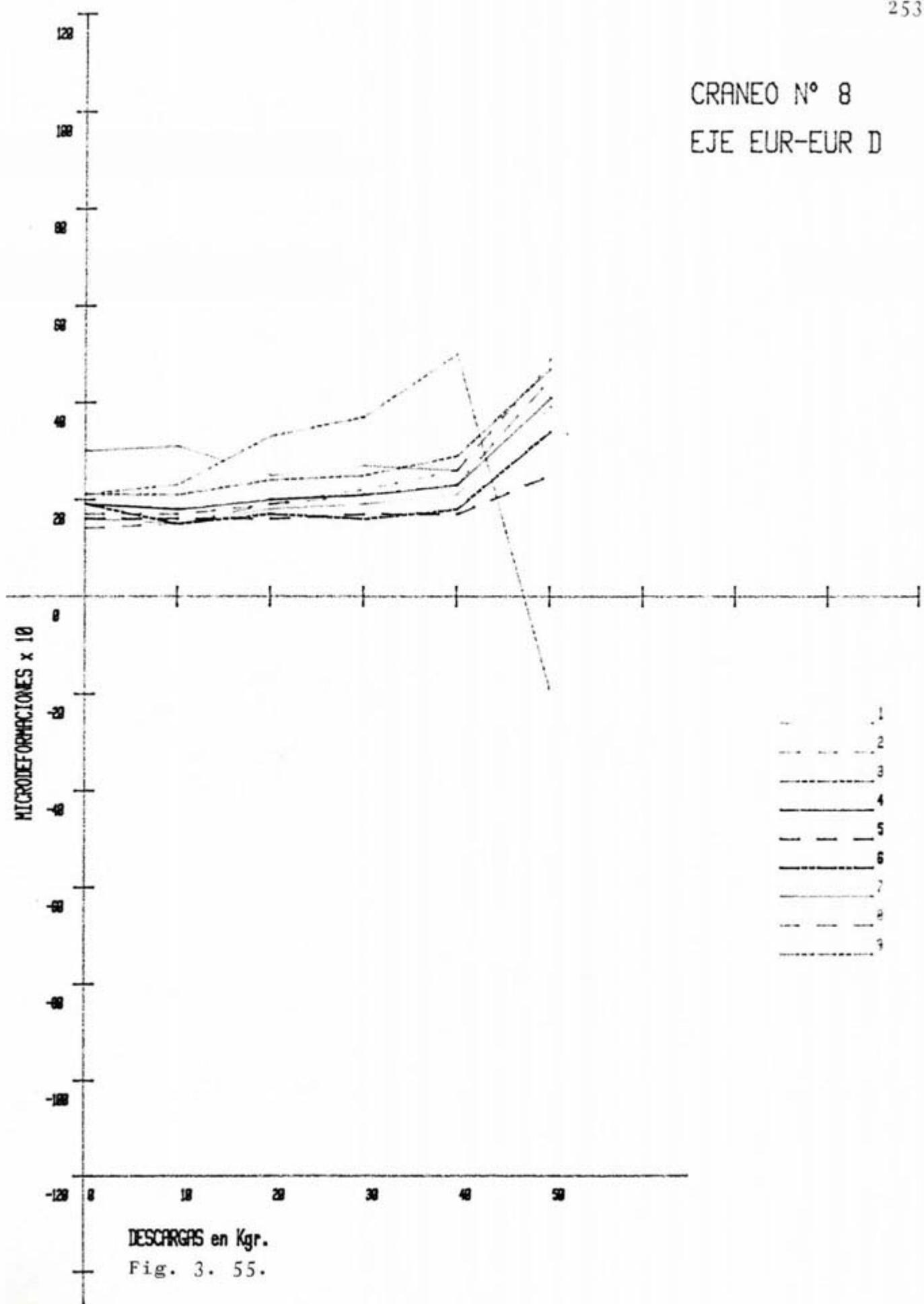


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-9	EUR-EUR					252
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	30	31	25	27	26	49	-
	2	17	17	19	21	23	45	-
	3	21	21	24	25	29	47	-
LTS.	4	19	18	20	21	23	41	-
	5	16	16	16	17	17	25	-
	6	19	15	17	16	18	34	-
INF.	7	16	15	18	19	21	39	-
	8	14	15	19	22	26	48	-
	9	21	23	33	37	50	-19	-

Tabla 3. LXXI.

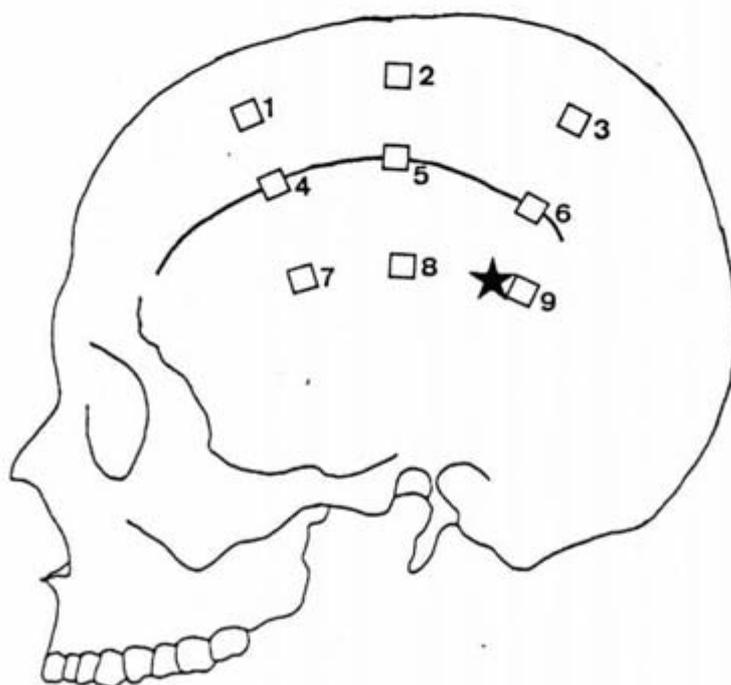


CRANEO N° 8
EJE EUR-EUR D

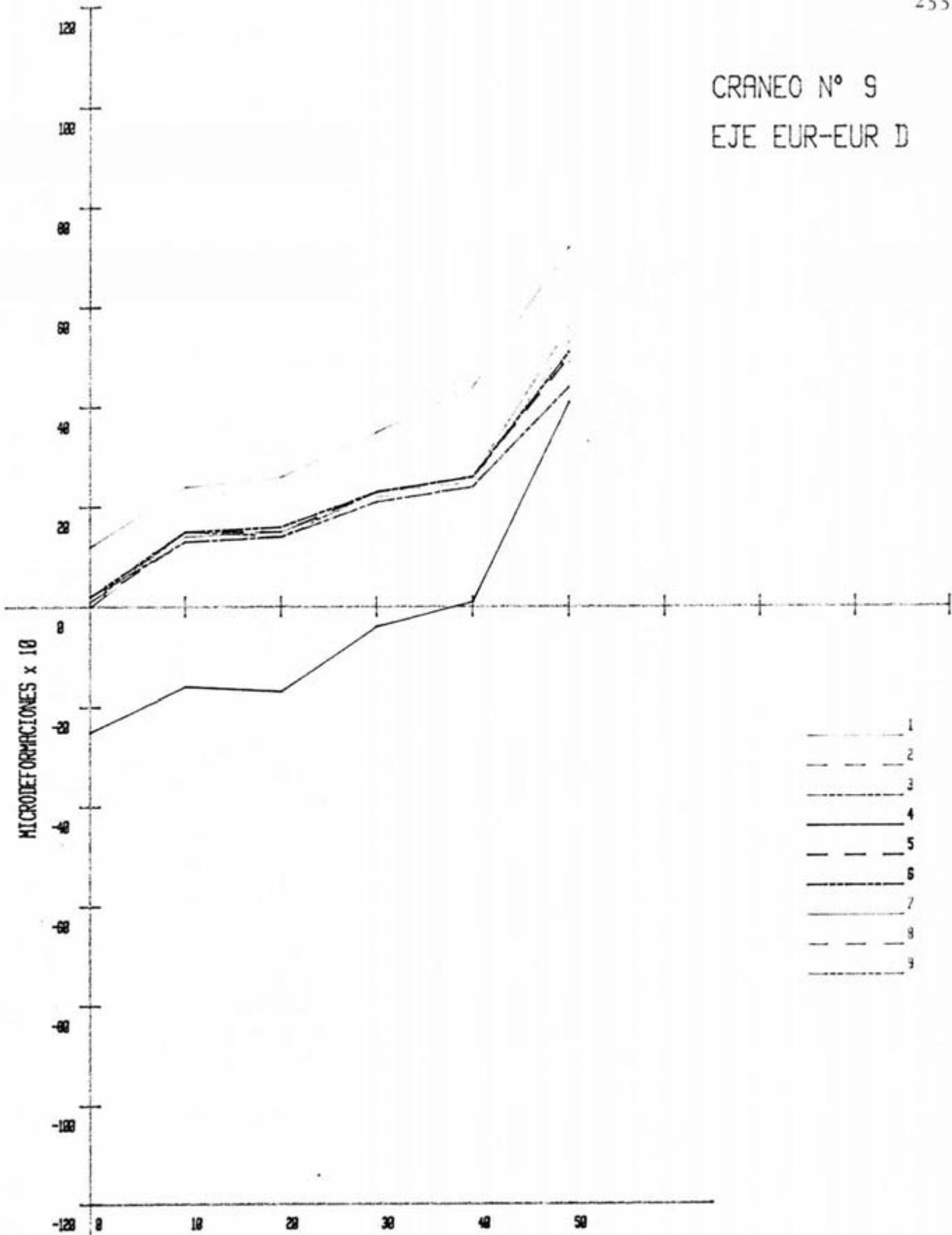


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-9	EUR-EUR					254
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	12	22	26	35	44	72	-
	2	2	13	14	21	24	44	-
	3	2	13	14	21	24	44	-
LTS.	4	-25	-16	-17	-4	1	41	-
	5	2	15	15	23	26	50	-
	6	2	15	16	23	26	51	-
INF.	7	0	14	15	22	24	49	-
	8	0	15	15	23	25	53	-
	9	1	15	14	23	26	56	-

Tabla 3.LXXII.



CRANEO N° 9
EJE EUR-EUR D

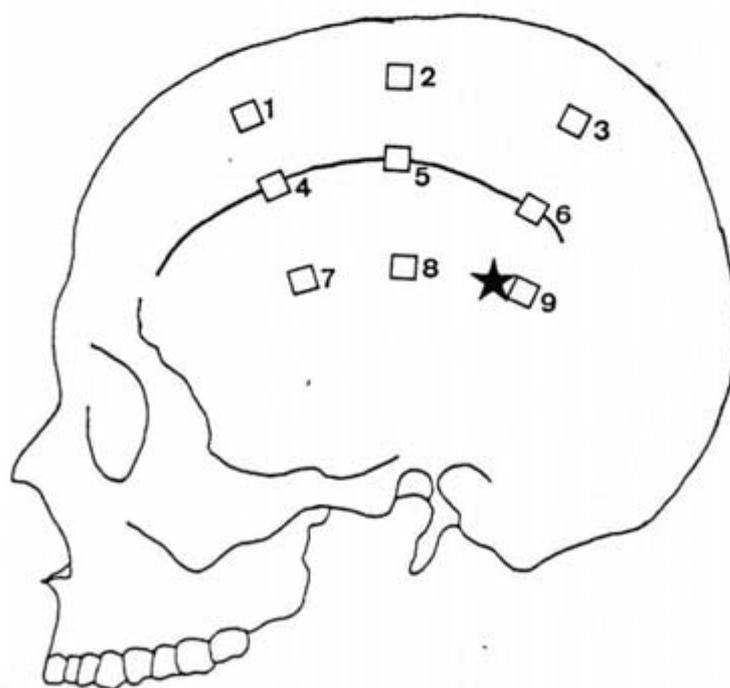


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 56.



MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-10	EUR-EUR					256
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-65	-64	-62	-59	-50	-39	-
	2	-62	-62	-60	-59	-43	-31	-
	3	-42	-41	-40	-40	-33	-27	-
LTS.	4	-75	-77	-75	-75	-59	-49	-
	5	-124	-101	-109	-86	-68	-58	-
	6	-79	-80	-78	-78	-61	-52	-
INF.	7	-89	-92	-91	-92	-76	-69	-
	8	-67	-67	-65	-65	-49	-41	-
	9	-42	-41	-41	-40	-33	-28	-

Tabla 3. LXXIII.



CRANEO N° 10
EJE EUR-EUR D

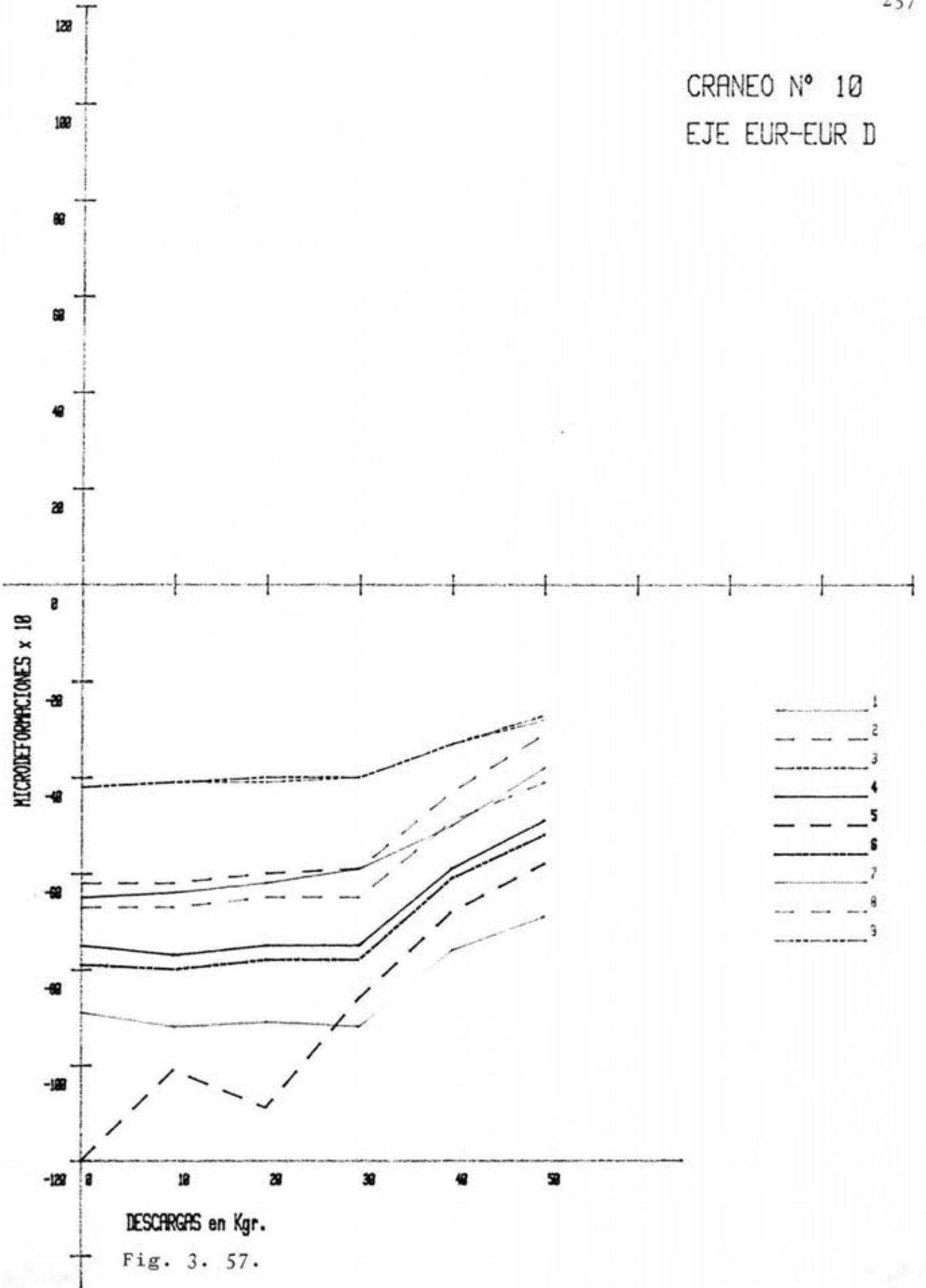
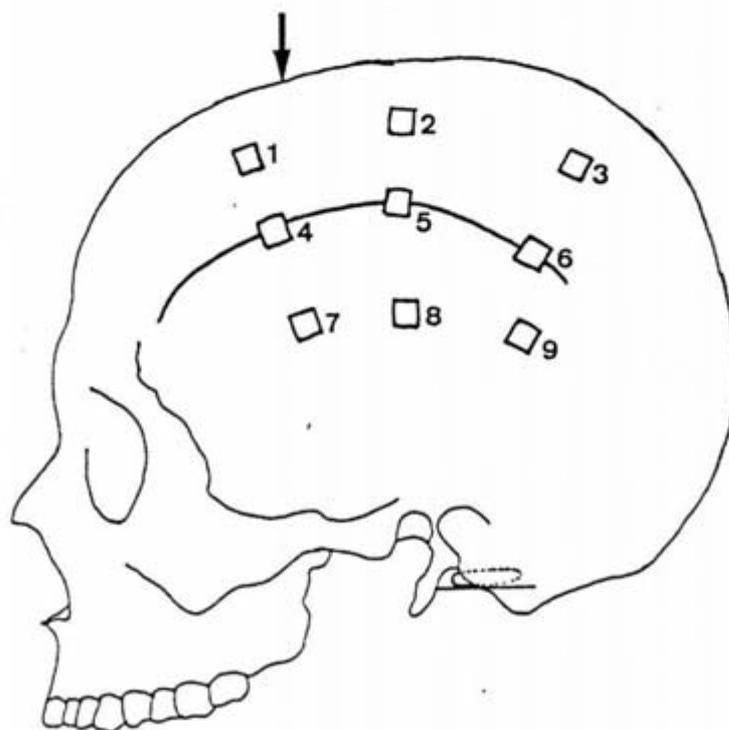


Fig. 3. 57.

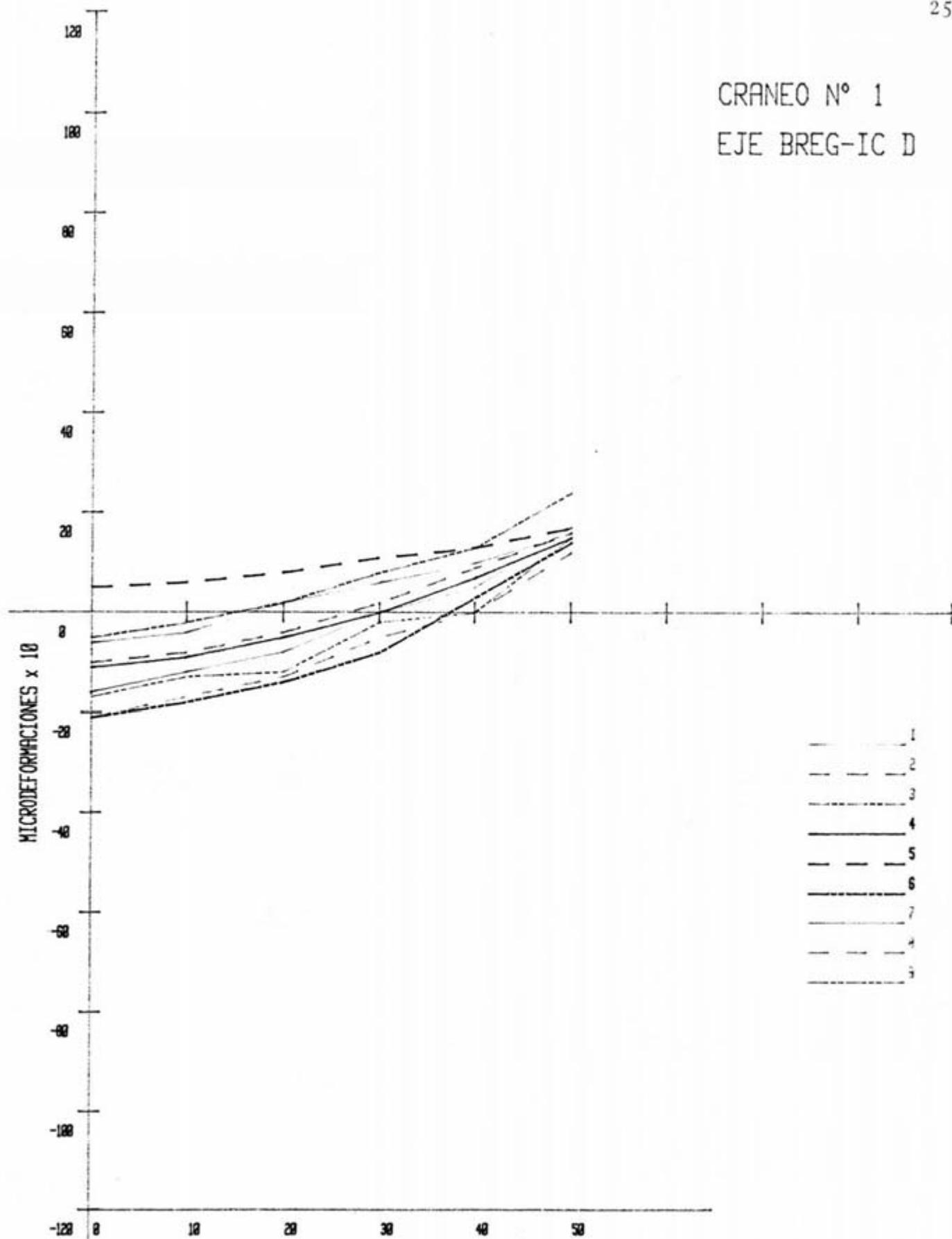


MONTAJE	TIPO	EJE						
Z-10-0	CRANEO-1	BREG-I.C.						
								258
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-6	-4	2	6	10	16	-
	2	-10	-8	-4	2	9	16	-
	3	-5	-2	2	8	13	24	-
LTS.	4	-11	-9	-5	0	7	15	-
	5	5	6	8	11	13	17	-
	6	-21	-18	-14	-8	3	14	-
INF.	7	-16	-12	-8	0	5	17	-
	8	-21	-17	-13	-5	0	12	-
	9	-17	-13	-12	-2	0	15	-

Tabla 3. LXXIV.



CRANEO N° 1
EJE BREG-IC D

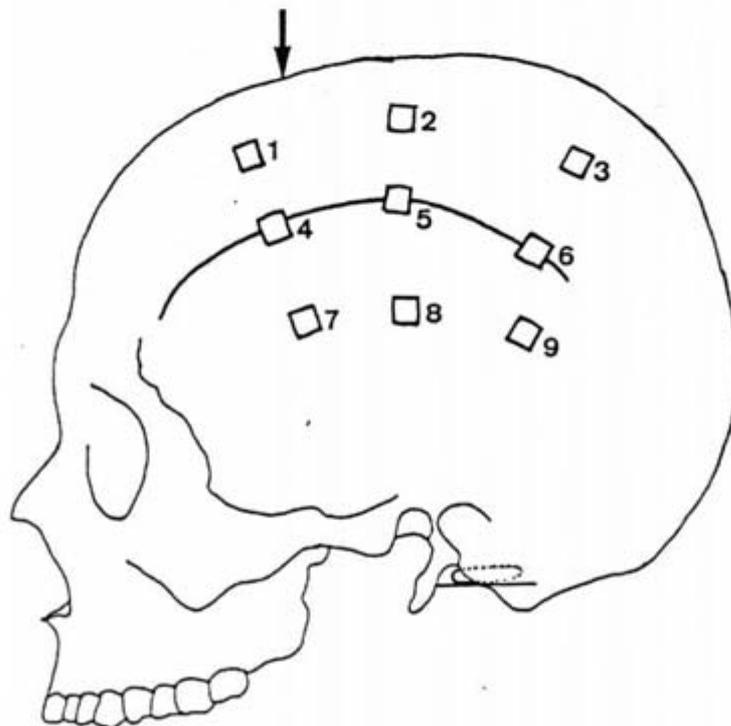


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 58.

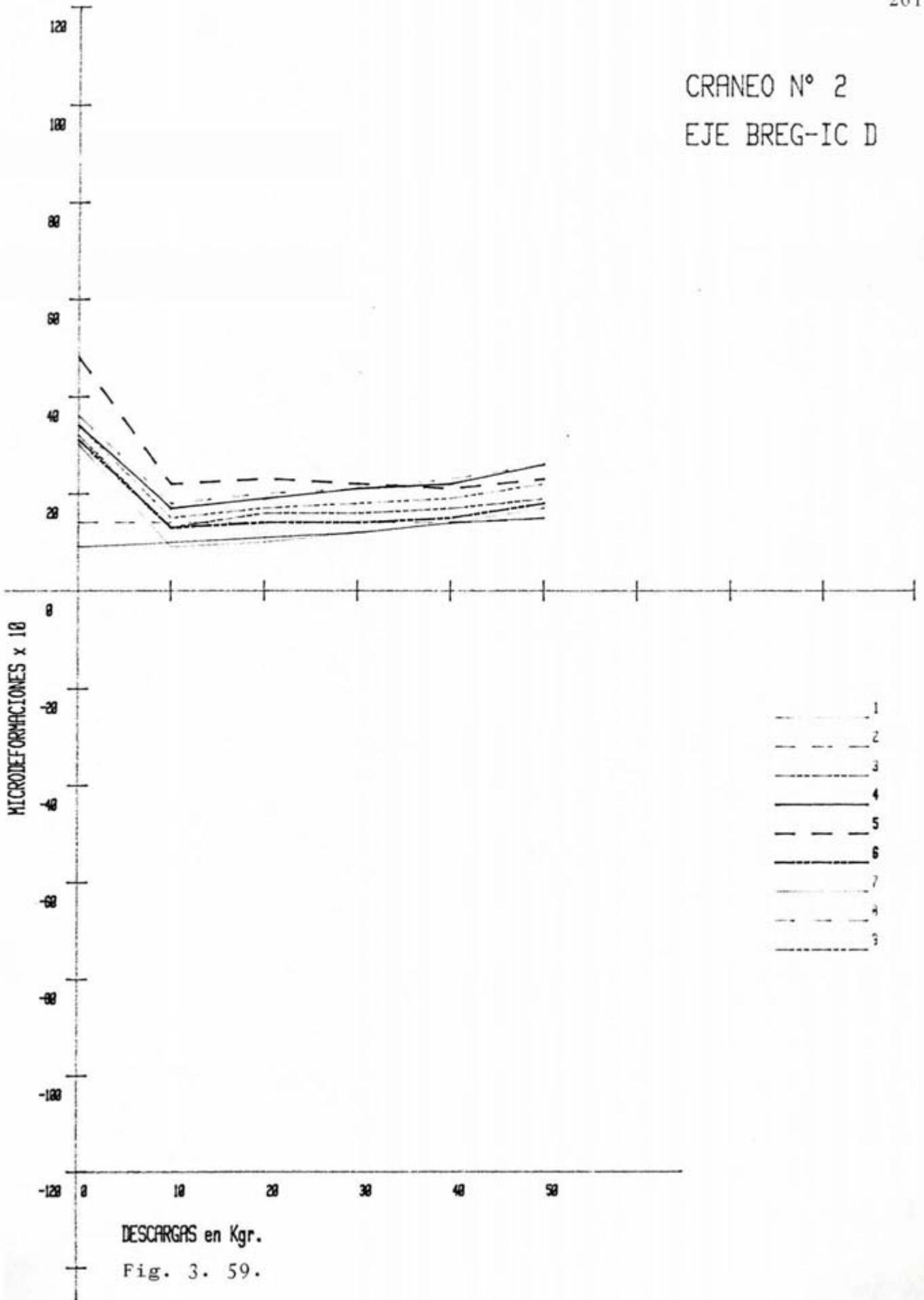


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-0		CRANEO-2		Ø REG-I.C.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	9	10	11	12	14	15	—
	2	14	14	14	14	14	15	—
	3	32	13	16	16	17	19	—
LTS.	4	34	17	19	21	22	26	—
	5	48	22	23	22	21	23	—
	6	31	13	14	14	15	17	—
INF.	7	30	9	10	12	14	17	—
	8	36	17	20	21	23	26	—
	9	34	15	17	17	19	22	—

Tabla 3. LXXV.



CRANEO N° 2
EJE BREG-IC D



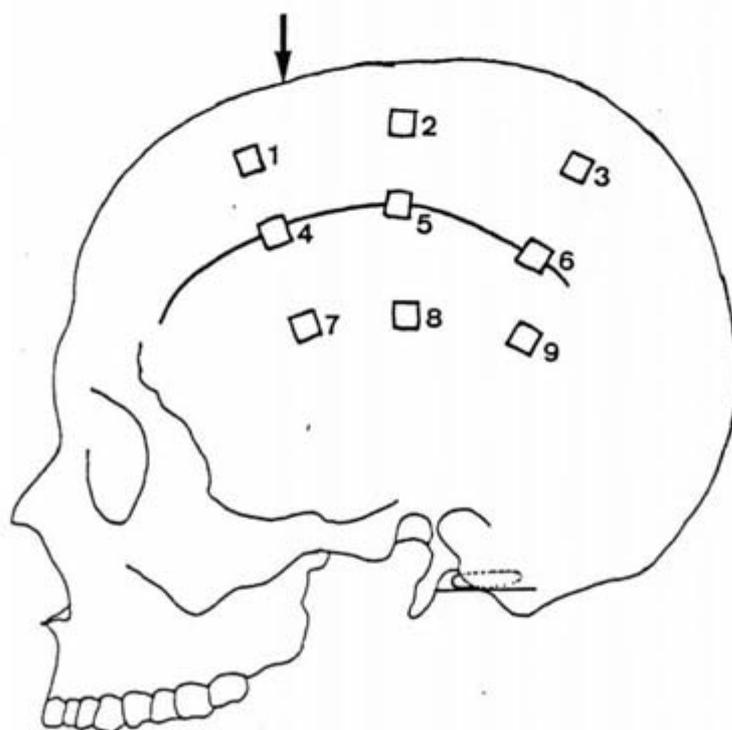
DESCARGAS en Kgr.

Fig. 3. 59.

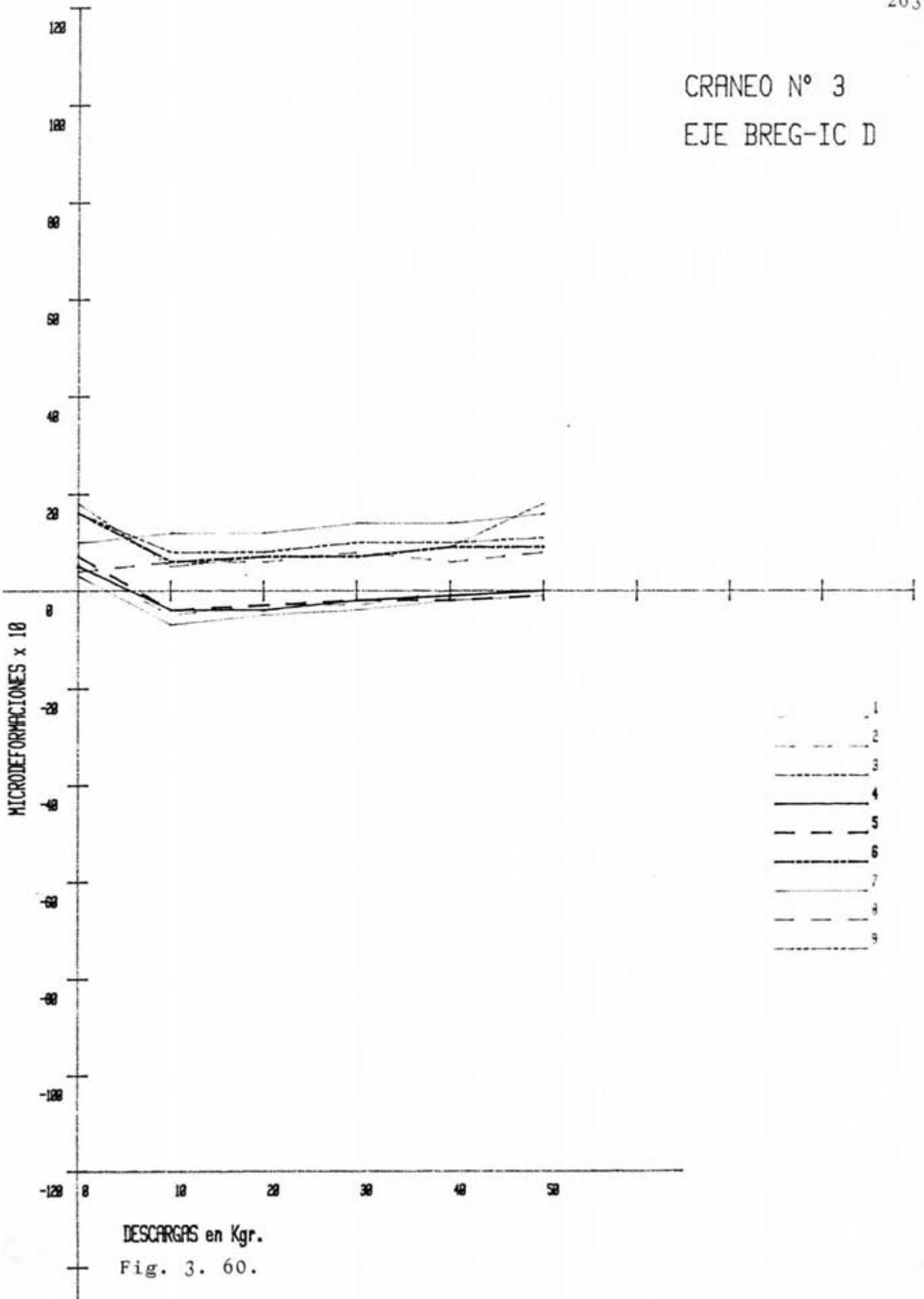


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-0		CRANEO-3		BREG-I.C.				
						262		
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	10	12	12	14	14	16	-
	2	4	6	6	7	7	8	-
	3	16	8	8	10	10	11	-
LTS.	4	5	-4	-4	-2	-1	0	-
	5	7	-4	-3	-2	-2	-1	-
	6	16	6	7	7	9	9	-
INF.	7	3	-7	-5	-4	-2	-1	-
	8	5	-5	-3	-3	0	0	-
	9	18	5	7	7	9	9	-

Tabla 3. LXXVI.

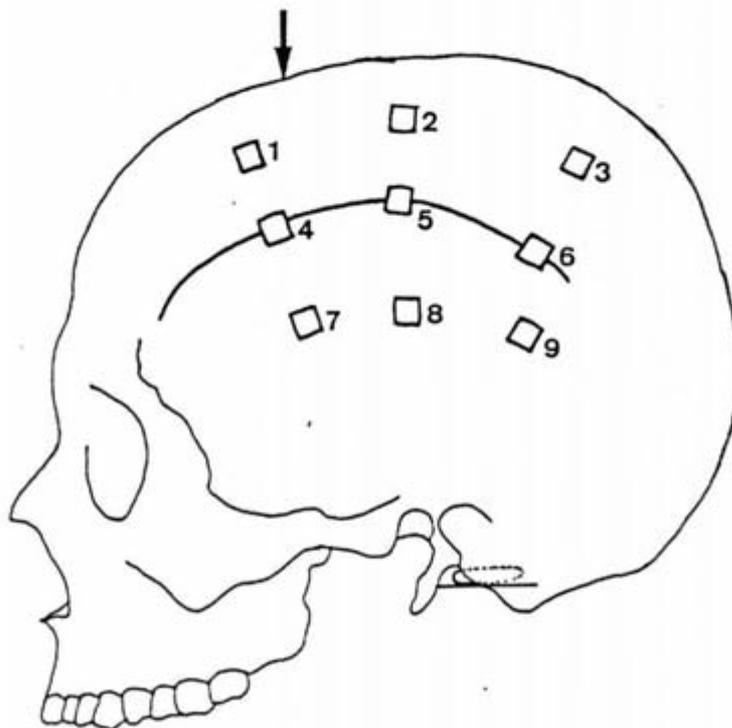


CRANEO N° 3
EJE BREG-IC D

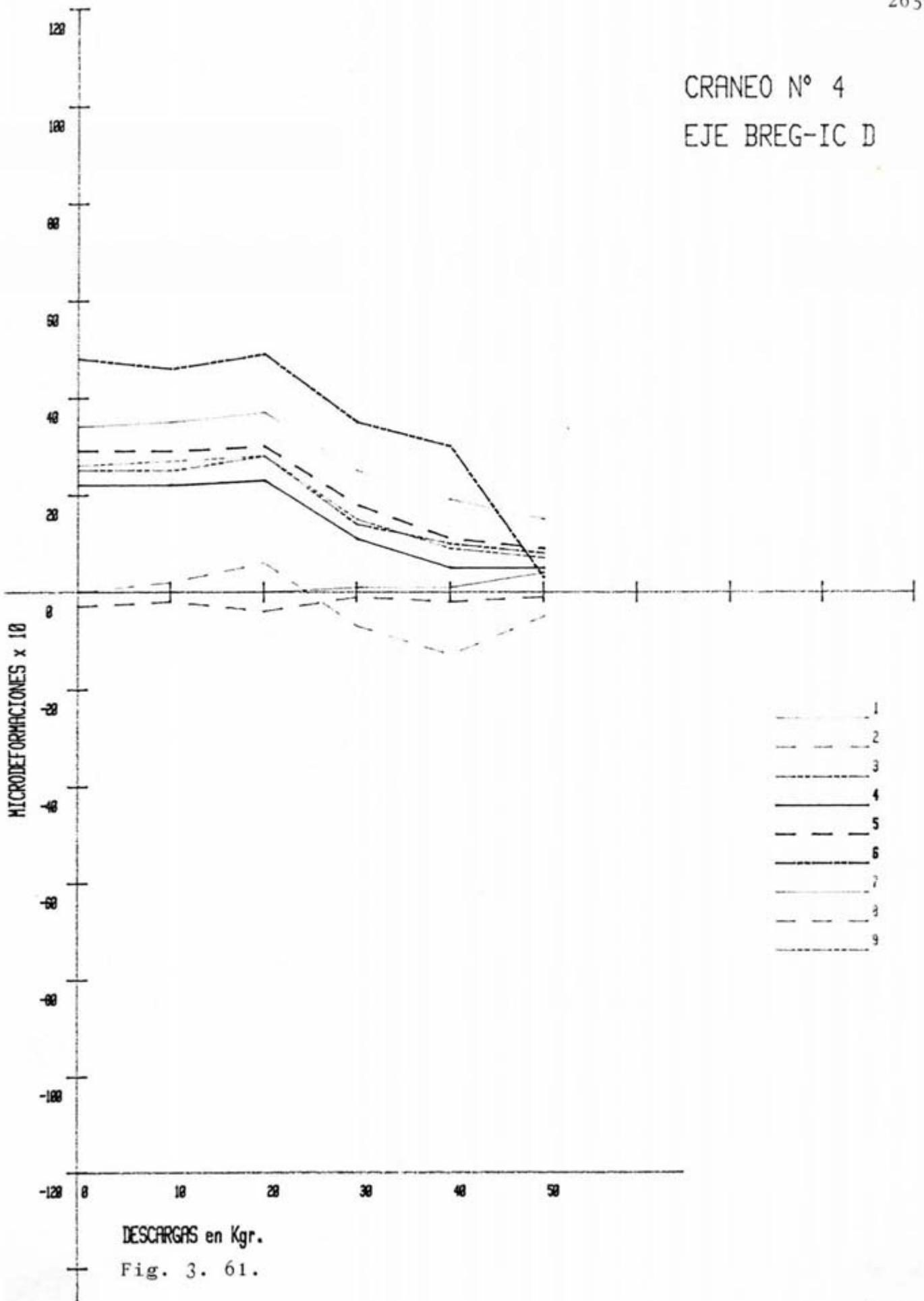


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-4	BREG-I.C.					264
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	0	0	0	1	1	4	-
	2	-3	-2	-4	-1	-2	-1	-
	3	25	25	28	14	10	8	-
LTS.	4	22	22	23	11	5	5	-
	5	29	29	30	18	11	9	-
	6	48	46	49	35	30	3	-
INF.	7	34	35	37	25	19	15	-
	8	0	2	6	-7	-13	-5	-
	9	26	27	28	15	9	7	-

Tabla 3. LXXVII.



CRANEO N° 4
EJE BREG-IC D



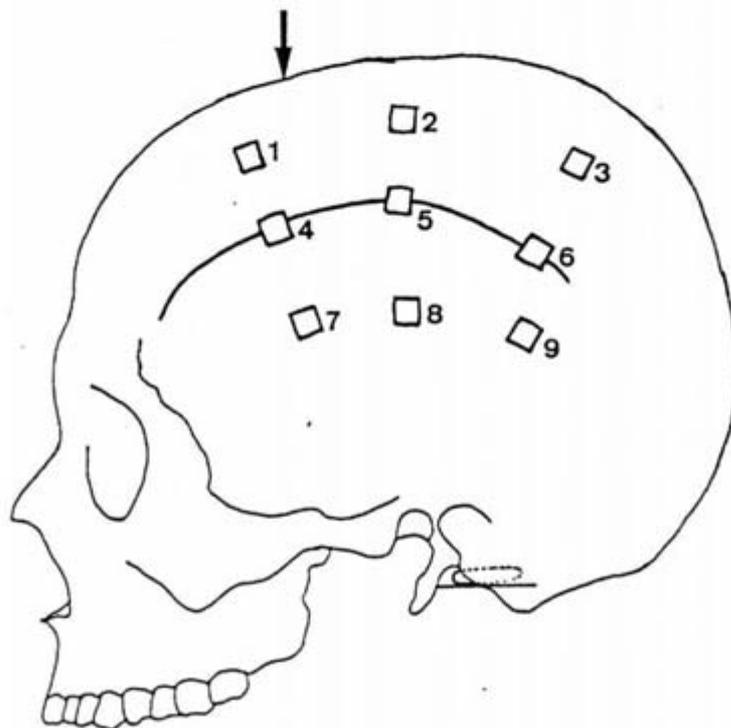
DESCARGAS en Kgr.

Fig. 3. 61.

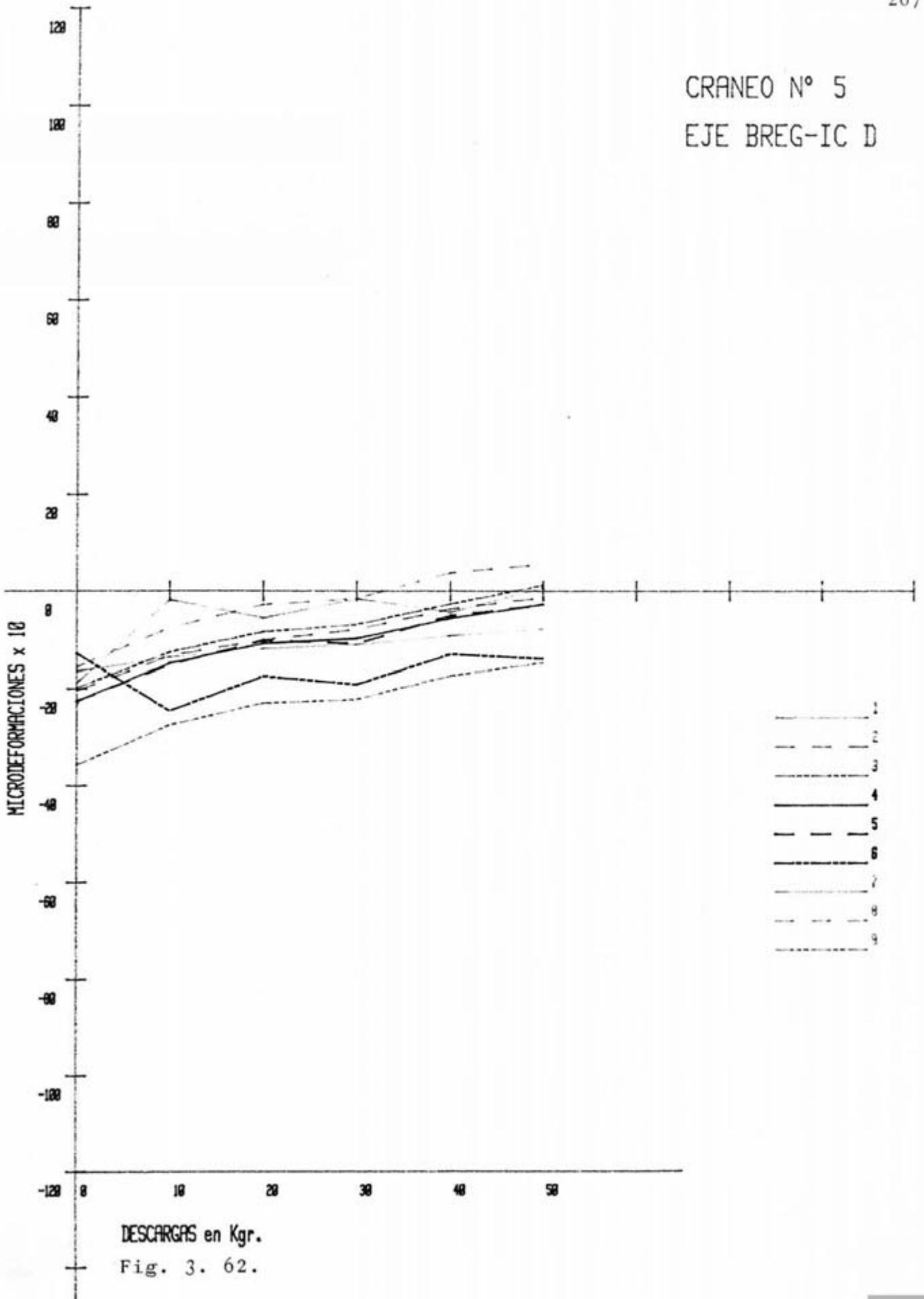


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-0		CRANEO-5	BREG-I.C.					266
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-18'8	-1'8	-5'6	-1'6	-4'4	0'7	-
	2	-20'4	-13'3	-10'1	-7'9	-3'7	-1'3	-
	3	-19'8	-12'6	-8'4	-6'9	-2'7	1'2	-
LTS.	4	-22'5	-14'8	-10'8	-9'7	-5'6	-2'7	-
	5	-22'5	-15'1	-10'2	-10'8	-5	-2'8	-
	6	-12'8	-24'5	-17'5	-19'1	-13	-13'9	-
INF.	7	-16'4	-13'6	-11'9	-11	-9'2	-7'7	-
	8	-15'5	-7'6	-2'8	-1'5	3'8	5'5	-
	9	-35'7	-27'5	-23	-22'2	-17'4	-14'7	-

Tabla 3. LXXVIII.



CRANEO Nº 5
EJE BREG-IC D

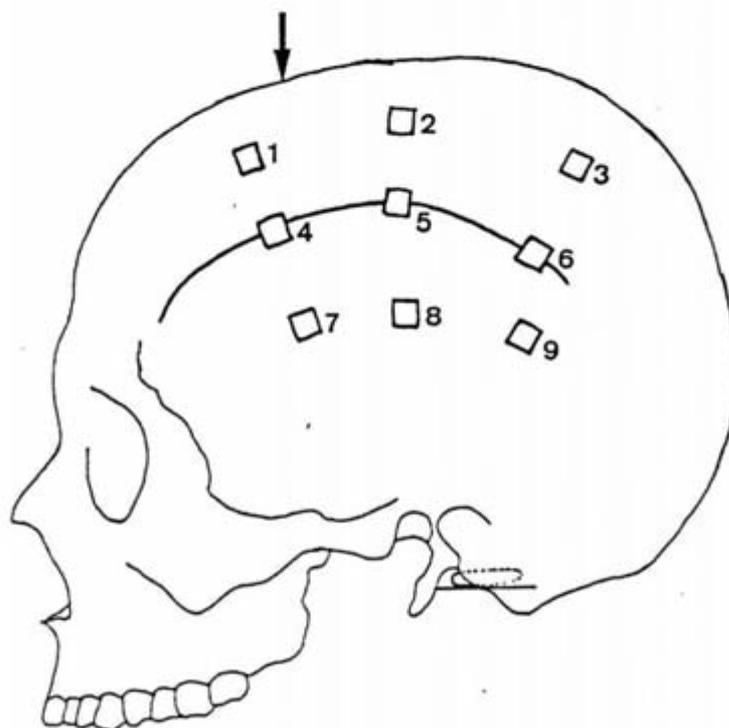


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 62.

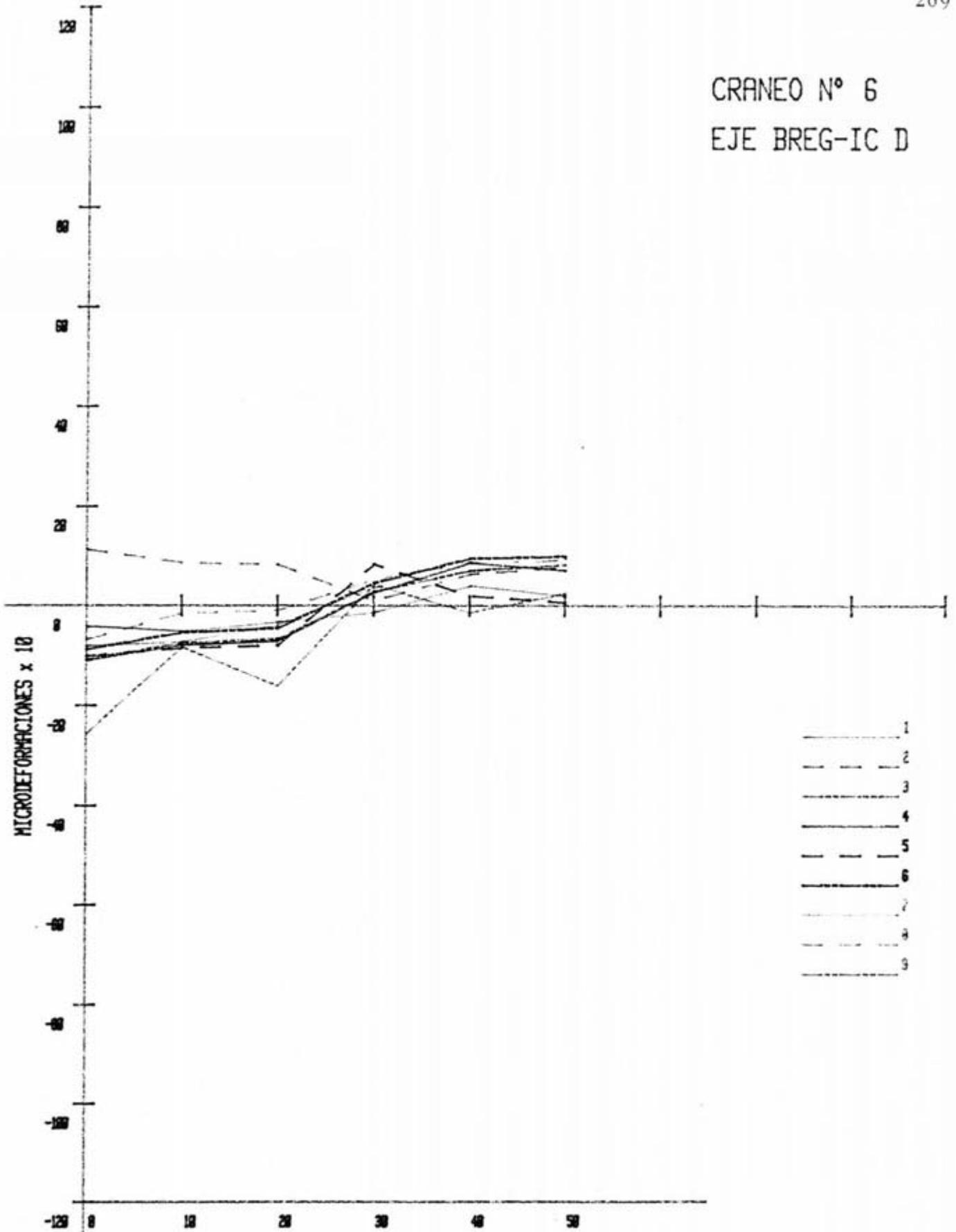


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-0		CRANEO-6	BREG-I.C.					268
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-4'1	-5'1	-3'2	-1'3	4'1	2	—
	2	-11'3	-8'7	-8'3	1'1	6'4	7'9	—
	3	-10'7	-7'4	-6'6	2'9	7'1	8'3	—
LTS.	4	-11	-7'9	-7'1	2'7	8'6	7'1	—
	5	-10'1	-8'5	-8	8'3	2	0'7	—
	6	-8'8	-5'4	-4'5	4'6	9'5	10	—
INF.	7	-8'1	-7'3	-3'9	3'7	7	9'5	—
	8	-6'8	-1'5	-1	5'3	8'7	9'2	—
	9	-25'5	-8'4	-16'2	4'2	-1'4	2'5	—

Tabla 3. LXXIX.



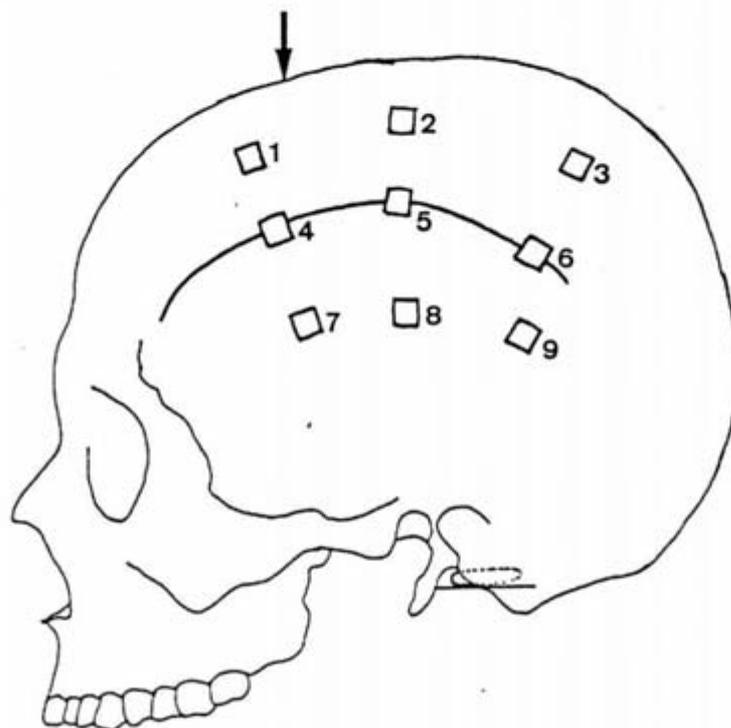
CRANEO N° 6
EJE BREG-IC D



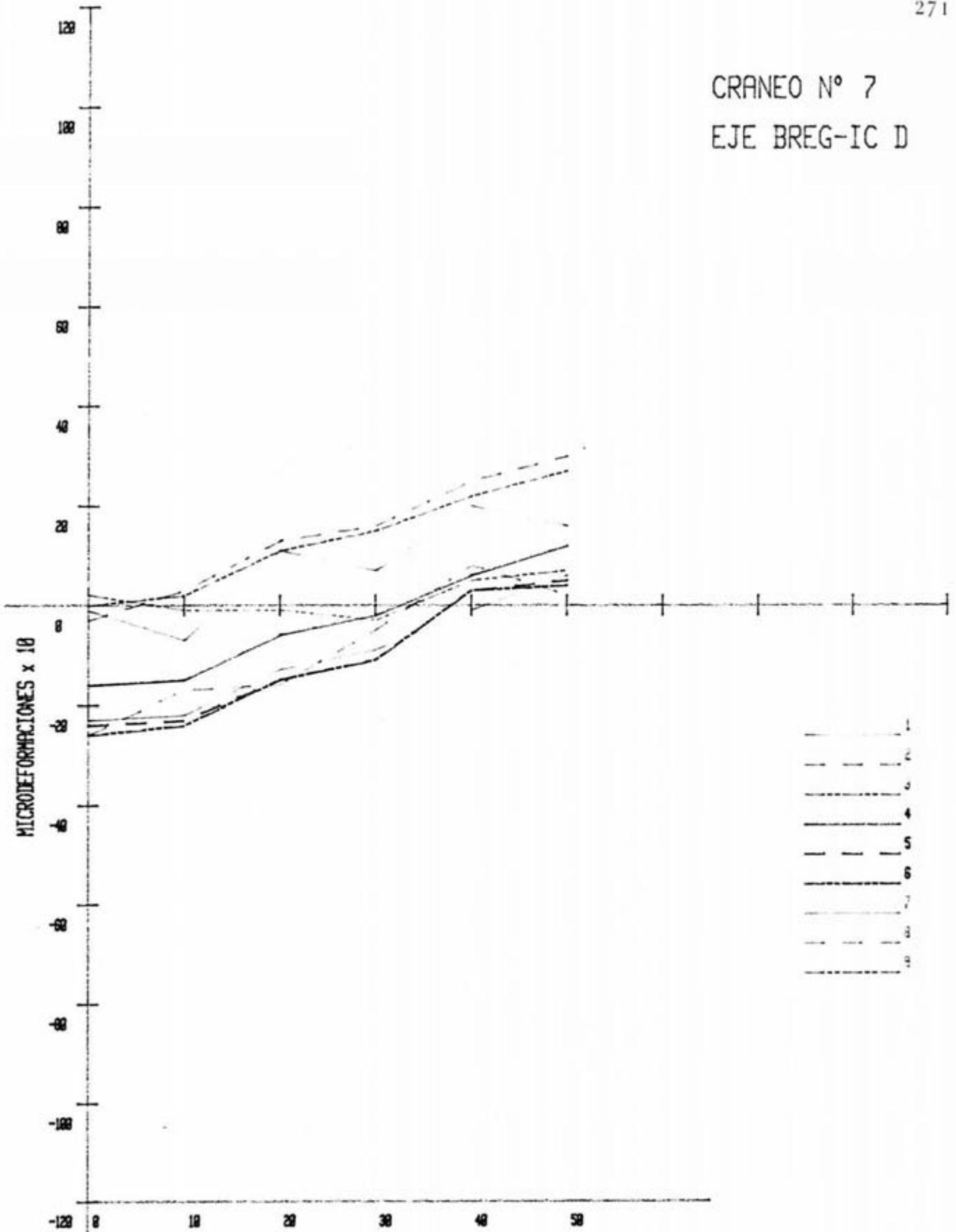
DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 63.

MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-7	BREG-I.C.					270
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-1	-7	11	7	20	16	-
	2	-3	3	13	16	25	30	-
	3	0	2	11	15	22	27	-
LTS.	4	-16	-15	-6	-2	6	12	-
	5	-24	-23	-15	-11	3	5	-
	6	-26	-24	-15	-11	3	4	-
INF.	7	-23	-22	-13	-9	-1	6	-
	8	-26	-17	-16	-5	8	2	-
	9	2	-1	-1	-3	5	7	-

Tabla 3. LXXX.



CRANEO N° 7
EJE BREG-IC D

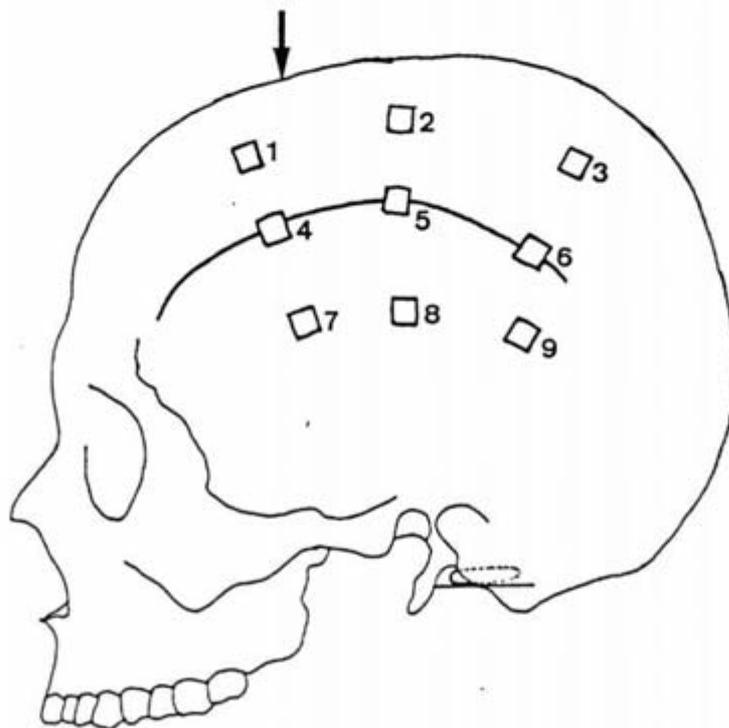


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 64.

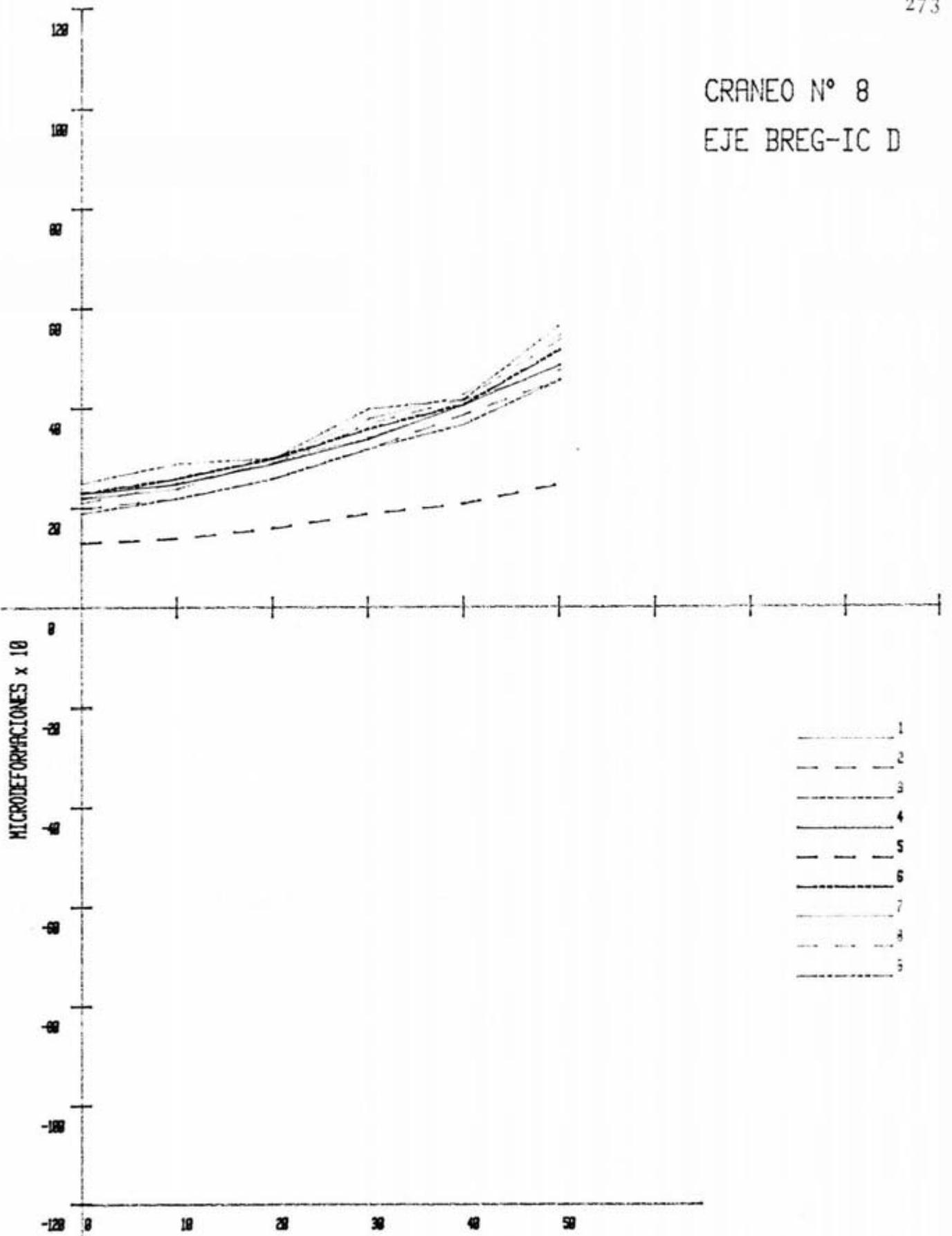


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-P	BREG-I.C.					272
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	22	24	30	34	42	48	-
	2	20	22	26	32	39	46	-
	3	19	22	26	32	37	46	-
LTS.	4	23	25	29	34	41	49	-
	5	13	14	16	19	21	25	-
	6	23	26	30	36	41	52	-
INF.	7	22	26	30	38	43	55	-
	8	21	25	29	37	42	54	-
	9	25	29	30	40	42	57	-

Tabla 3. LXXXI.



CRANEO N° 8
EJE BREG-IC D

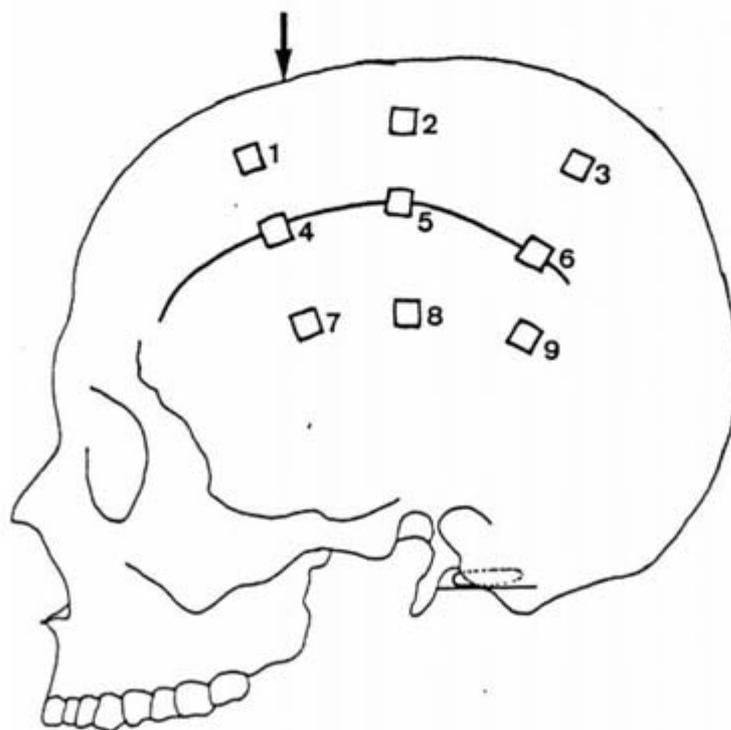


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 65.

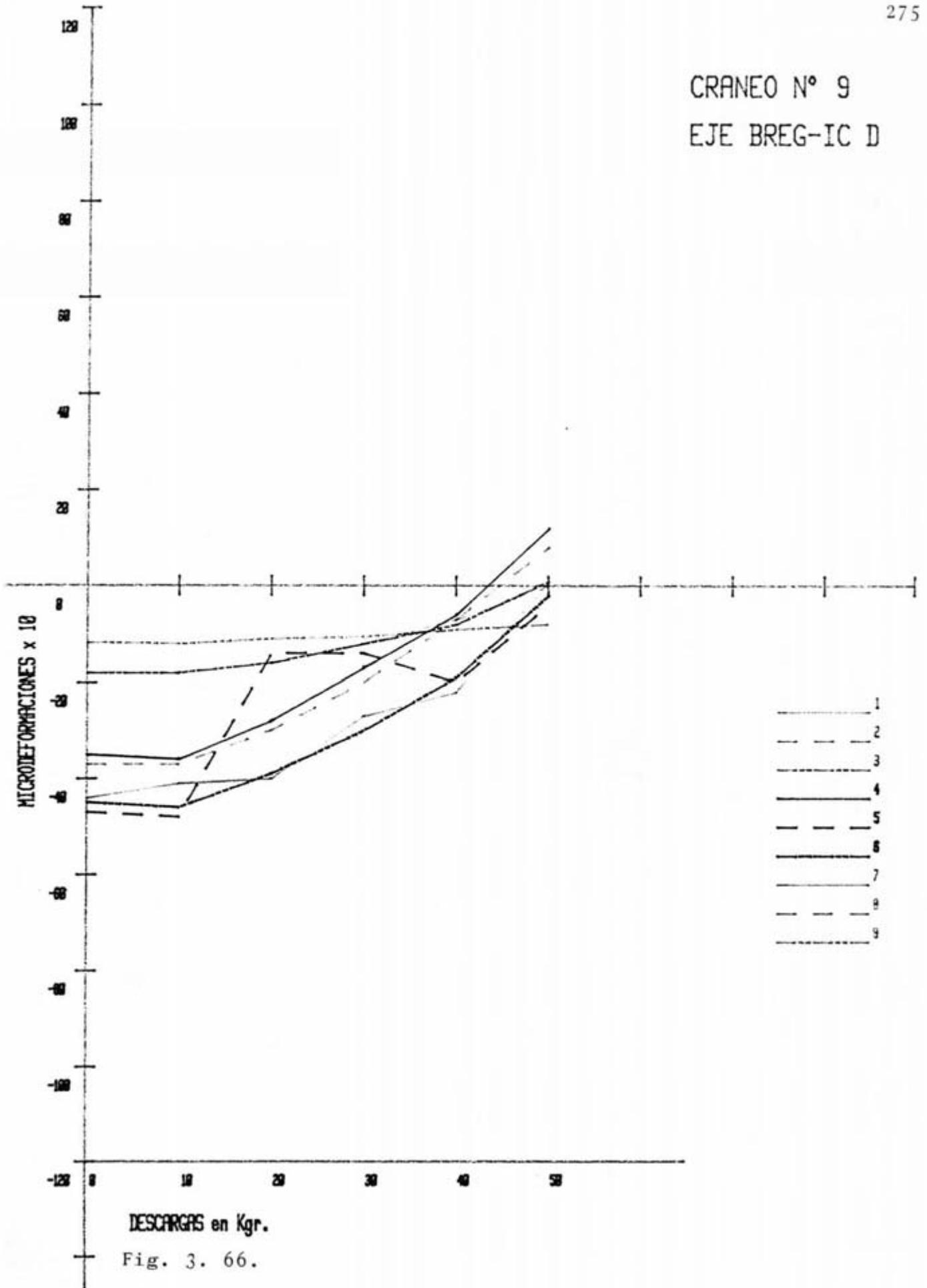


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-9	BREG-I.C.					274
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-44	-41	-40	-27	-22	1	—
	2	-18	-18	-16	-12	-8	1	—
	3	-18	-18	-16	-12	-8	1	—
LTS.	4	-35	-36	-28	-17	-6	12	—
	5	-47	-48	-41	-32	-20	-4	—
	6	-45	-46	-39	-30	-19	-2	—
INF.	7	-18	-18	-16	-12	-7	0	—
	8	-37	-37	-30	-20	-7	8	—
	9	-11'7	-12	-11	-10'5	-9'1	-8	—

Tabla 3. LXXXII.



CRANEO N° 9
EJE BREG-IC D

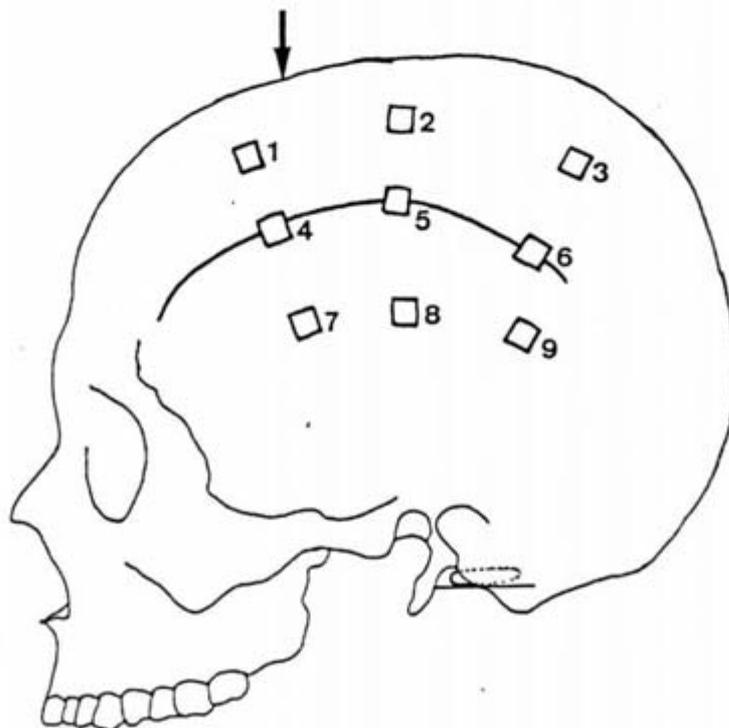


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 66.

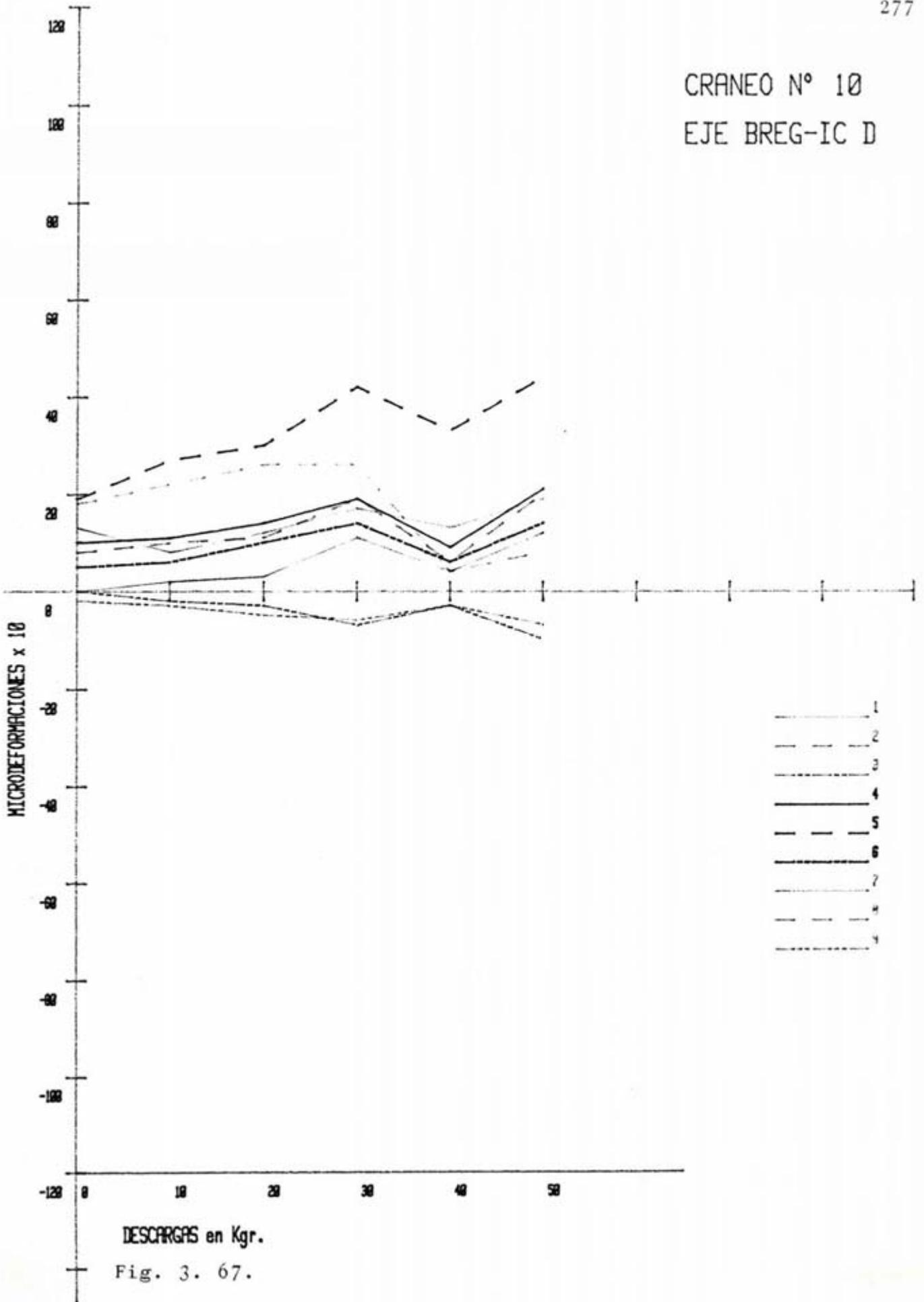


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-10	BREG-I.C.					276
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	0	2	3	11	4	12	—
	2	8	10	11	19	6	20	—
	3	0	-2	-3	-7	-3	-10	—
LTS.	4	10	11	14	19	9	21	—
	5	19	27	30	42	33	44	—
	6	5	6	10	14	6	14	—
INF.	7	13	8	12	17	13	19	—
	8	18	22	26	26	4	8	—
	9	-2	-3	-5	-6	-3	-7	—

Tabla 3. LXXXIII.

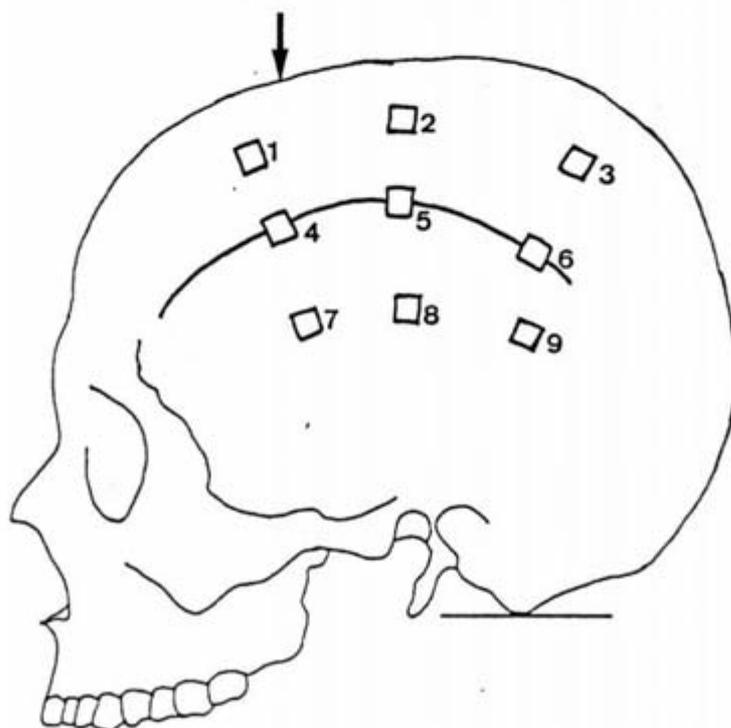


CRANEO N° 10
EJE BREG-IC D

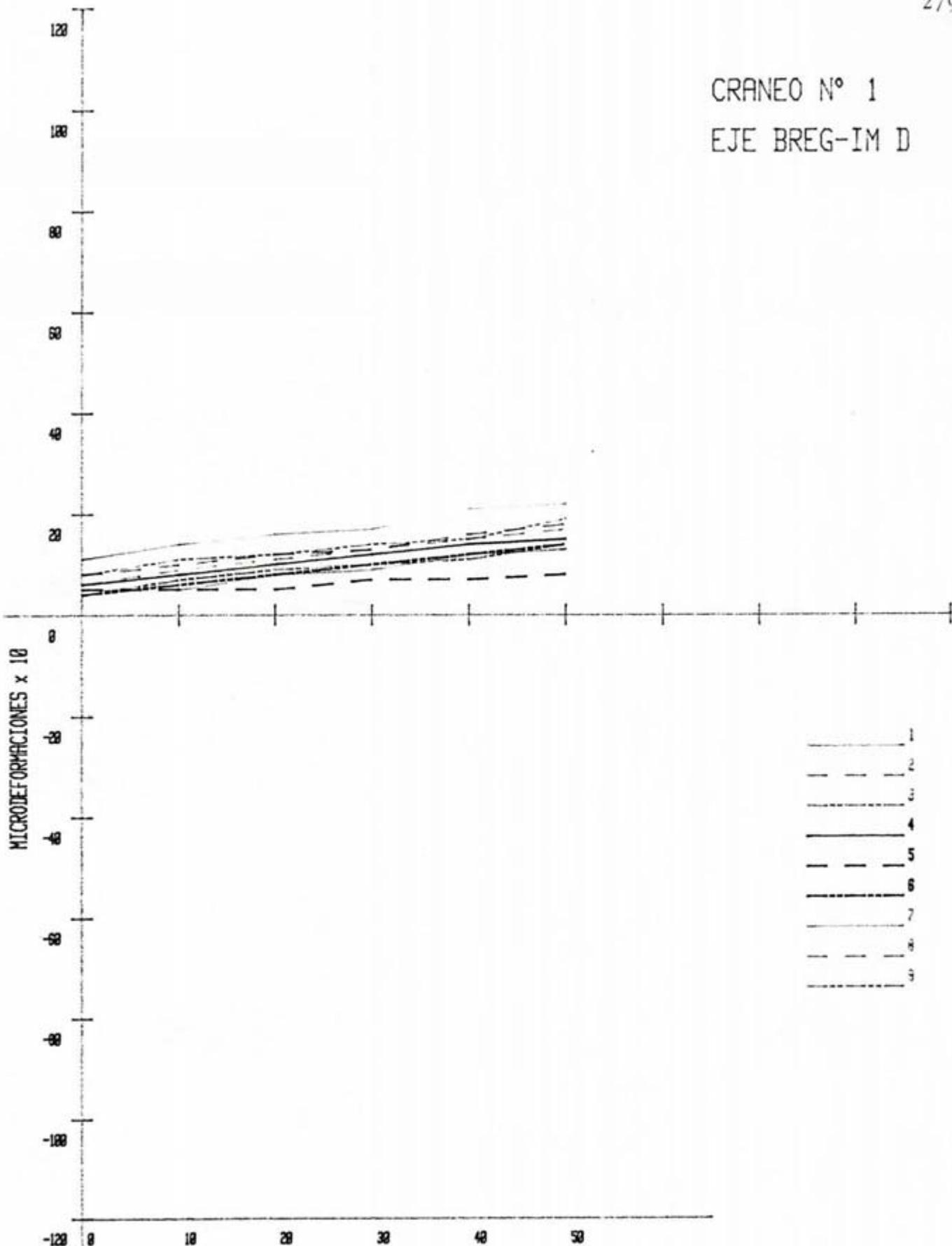


MONTAJE	TIPO	EJE						
Z-10-D	CRANEO-1	BREG-I.M.						
								278
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	5	5	8	9	12	13	—
	2	8	10	12	13	16	17	—
	3	4	7	9	10	11	14	—
LTS.	4	6	8	10	12	14	15	—
	5	5	5	5	7	7	8	—
	6	4	6	8	10	12	14	—
INF.	7	11	14	16	17	21	22	—
	8	6	9	11	13	15	17	—
	9	8	11	12	14	15	19	—

Tabla 3. LXXXIV.



CRANEO N° 1
EJE BREG-IM D



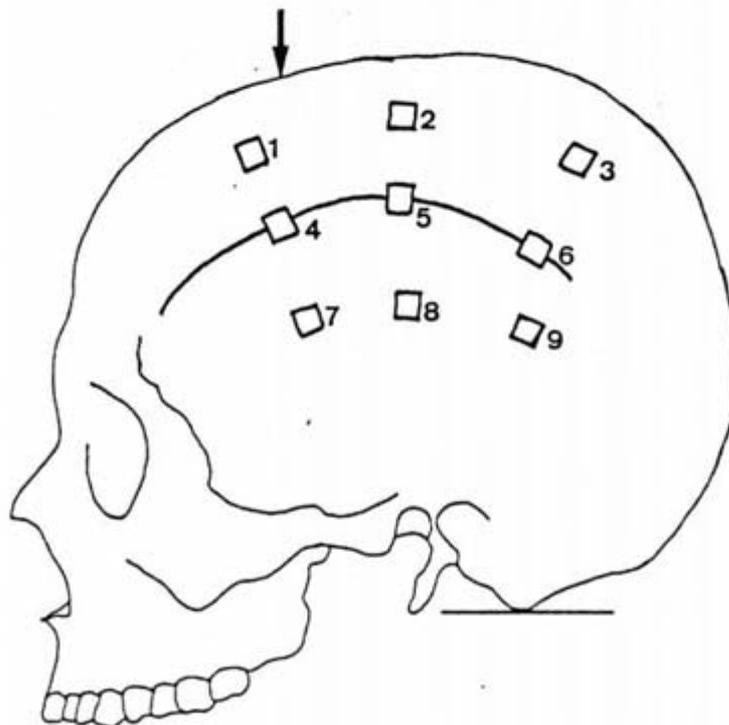
DESCARGAS en Kgr.

Fig. 3. 68.

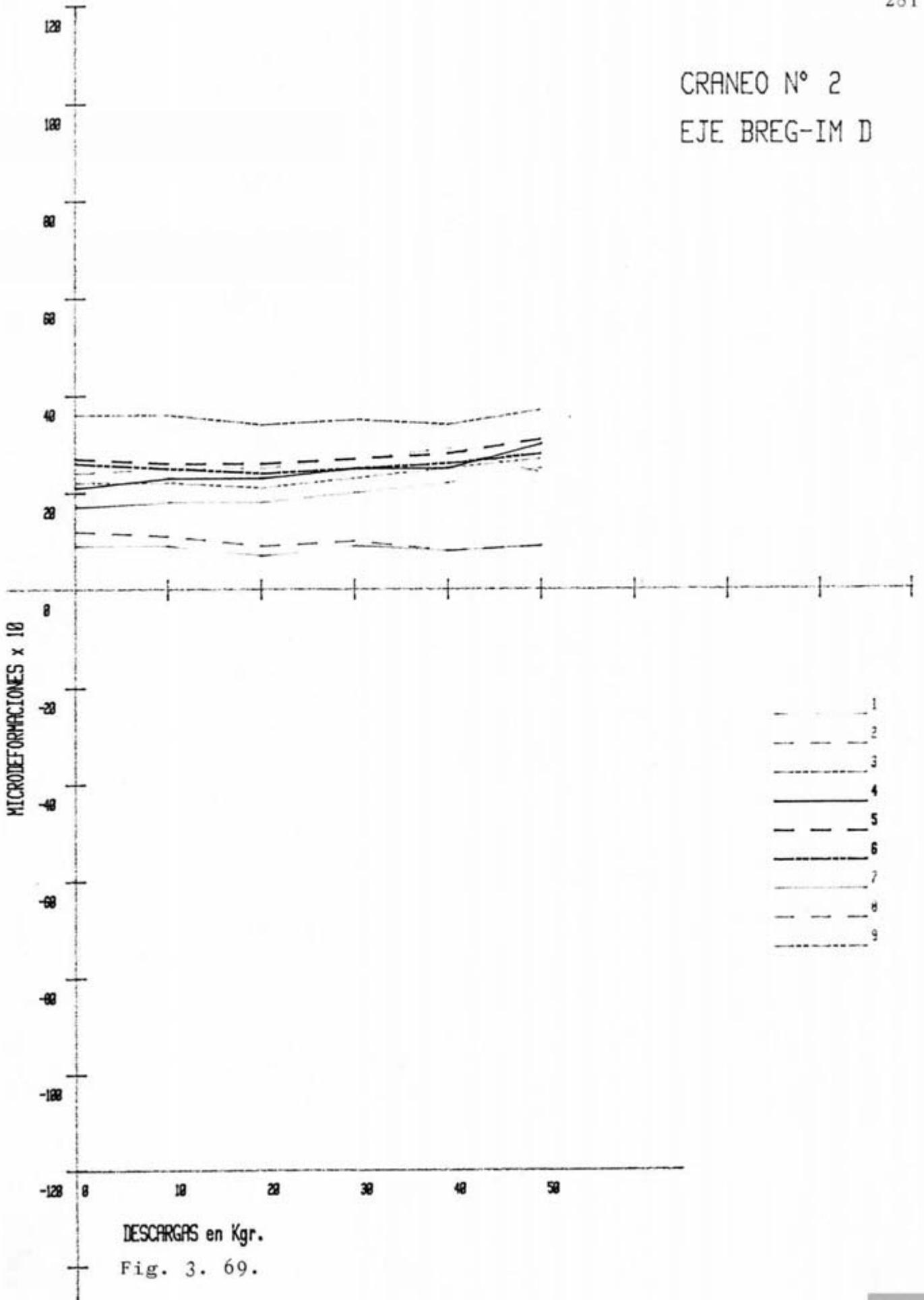


MONTAJE	TIPO	EJE						
2-10-D	CRANEO-2	BREG-I.H.						
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	9	9	7	9	7	9	-
	2	12	11	9	10	7	9	-
	3	36	36	34	35	34	37	-
LTS.	4	21	23	23	25	25	30	-
	5	27	26	26	27	27	31	-
	6	26	25	24	25	26	27	-
INF.	7	17	17	17	20	22	25	-
	8	24	25	25	27	29	31	-
	9	22	22	21	23	25	27	-

Tabla 3. LXXXV.



CRANEO N° 2
EJE BREG-IM D

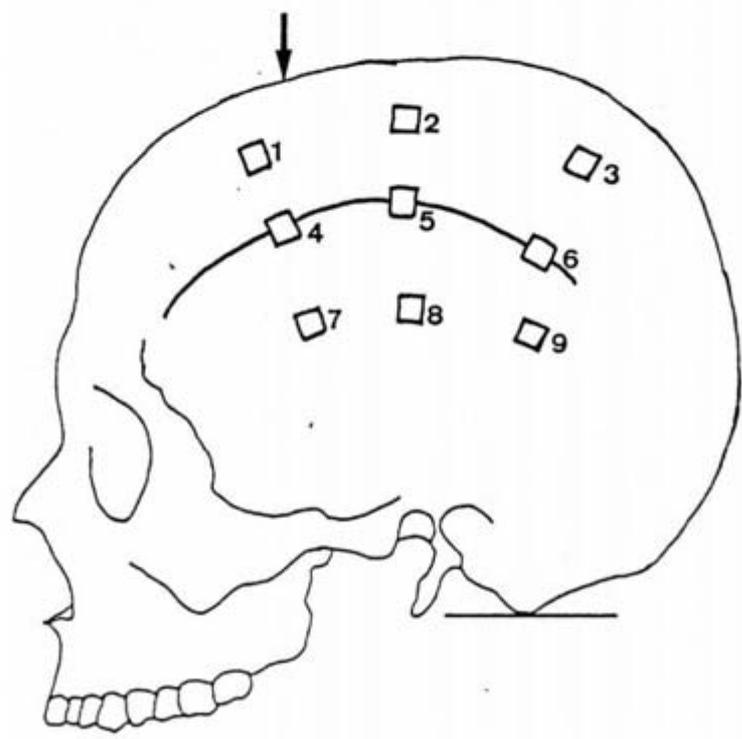


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 69.

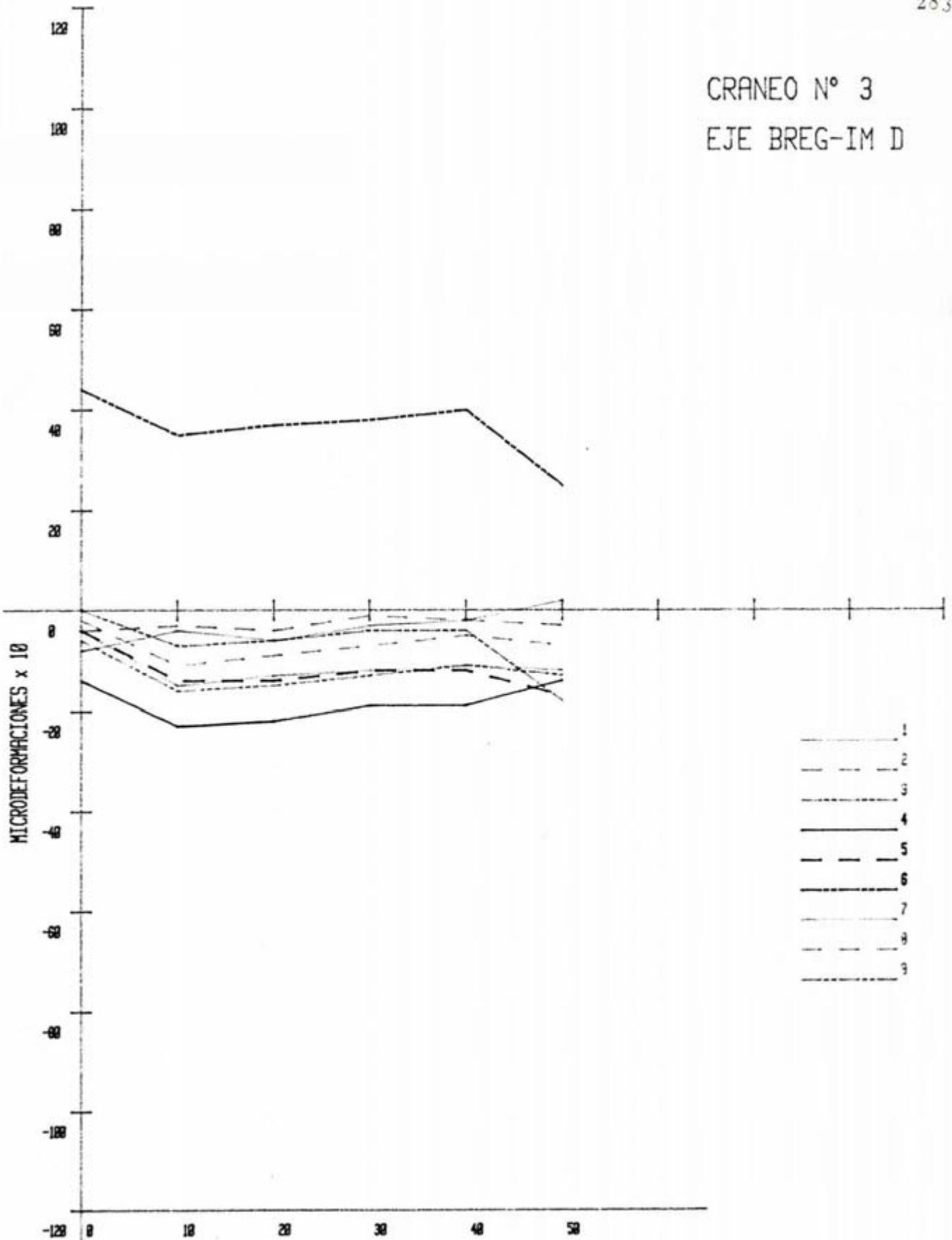


MONTAJE	TIPO	EJE						
2-10-D	CRANEO-3	BREG-I.M.						
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-8	-4	-6	-3	-2	2	-
	2	-4	-3	-4	-1	-2	-3	-
	3	0	-7	-6	-4	-4	-18	-
LTS.	4	-14	-23	-22	-19	-19	-17	-
	5	-4	-14	-14	-12	-12	-17	-
	6	44	35	37	39	40	25	-
INF.	7	-4	-15	-13	-12	-11	-12	-
	8	-2	-11	-9	-7	-5	-7	-
	9	-6	-16	-15	-13	-11	-13	-

Tabla 3. LXXXVI.



CRANEO N° 3
EJE BREG-IM D

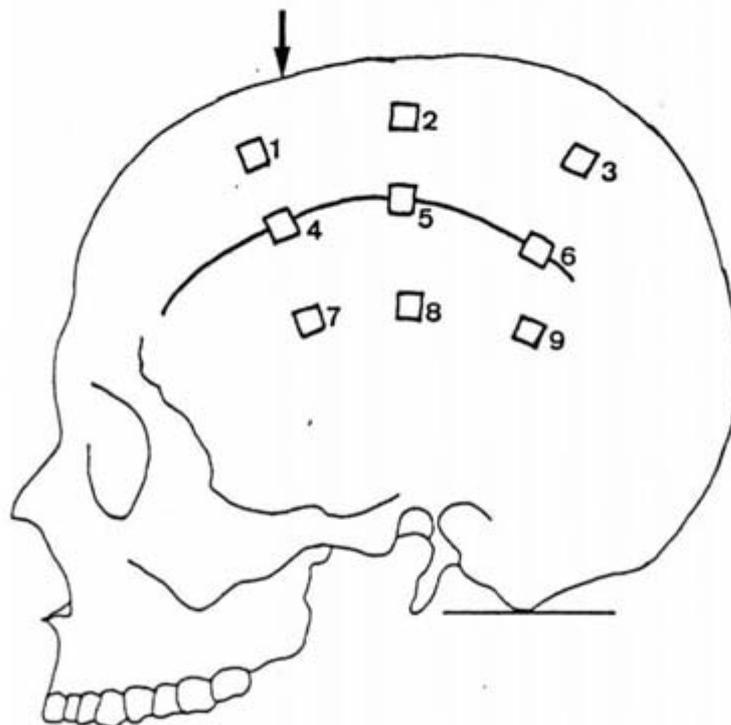


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 70.

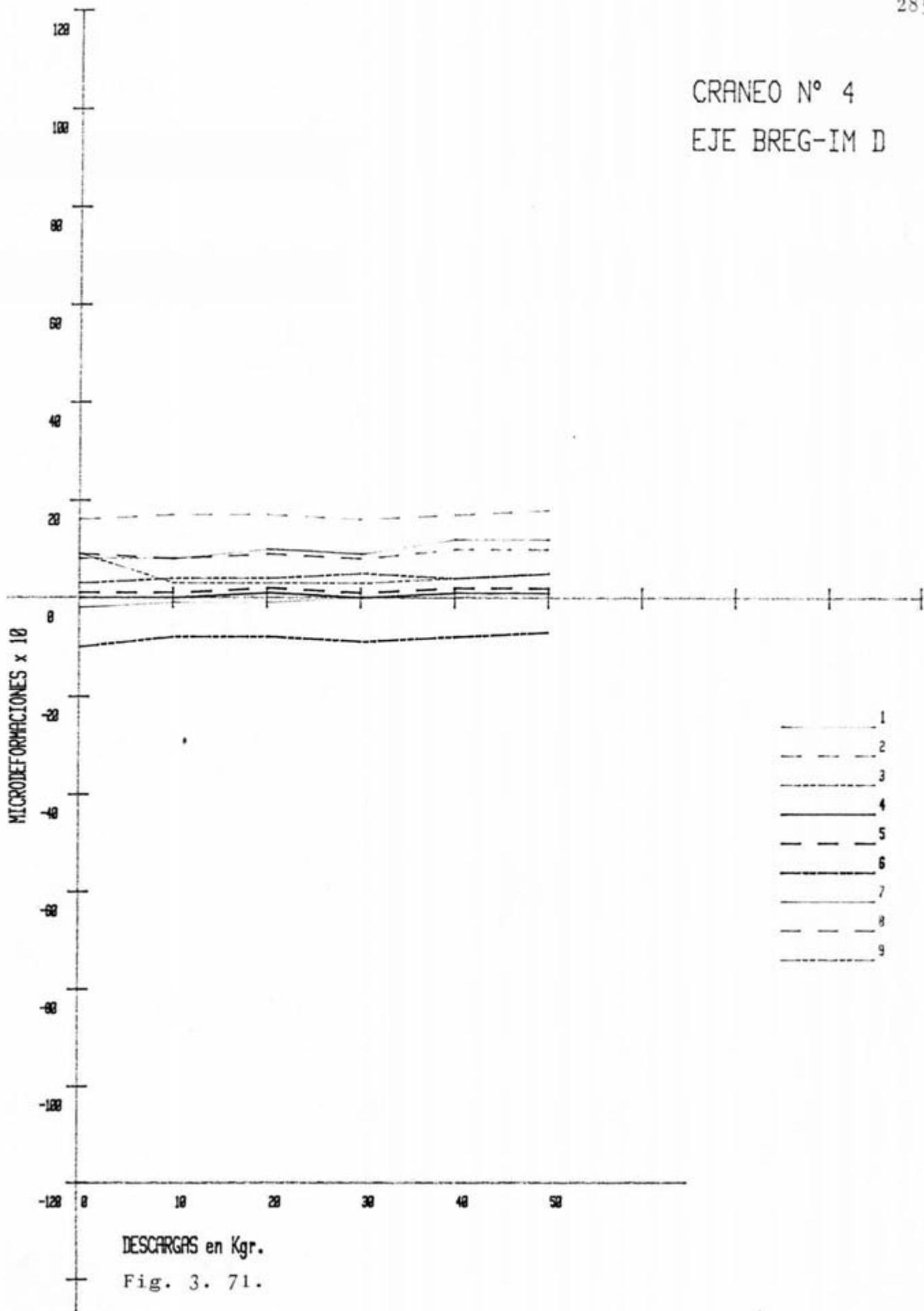


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-D		CRANEO-4		BREG-I.H.				284
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	8	7	10	9	12	12	-
	2	9	8	9	8	10	10	-
	3	3	4	4	5	4	5	-
LTS.	4	0	0	1	0	1	1	-
	5	1	1	2	1	2	2	-
	6	-10	-8	-8	-9	-8	-7	-
INF.	7	-2	-1	-1	0	0	2	-
	8	16	17	17	16	17	17	-
	9	9	3	3	3	4	5	-

Tabla 3. LXXXVII.

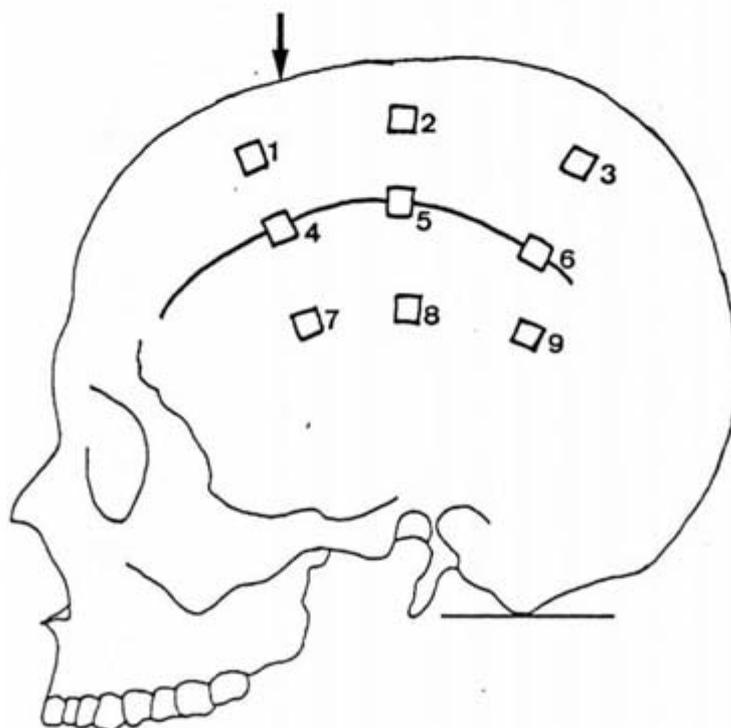


CRANEO N° 4
EJE BREG-IM D



MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-5	BREG-I.M.					286
LOCALIZACION	N° GALGA	0	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	0	0	-12	2	1	0	—
	2	-13	-19	-13	-3	2	1	—
	3	-14	-20	-14	-4	1	1	—
LTS.	4	-16	-24	-17	-8	-3	-3	—
	5	-13	-20	-15	-5	0	-1	—
	6	-25	-31	-16	-25	-25	-28	—
INF.	7	-23	-50	-41	6	21	47	—
	8	-18	-25	-18	-9	-2	-4	—
	9	-27	-36	-33	-28	-27	-31	—

Tabla 3. LXXXVIII.



CRANEO N° 5
EJE BREG-IM D

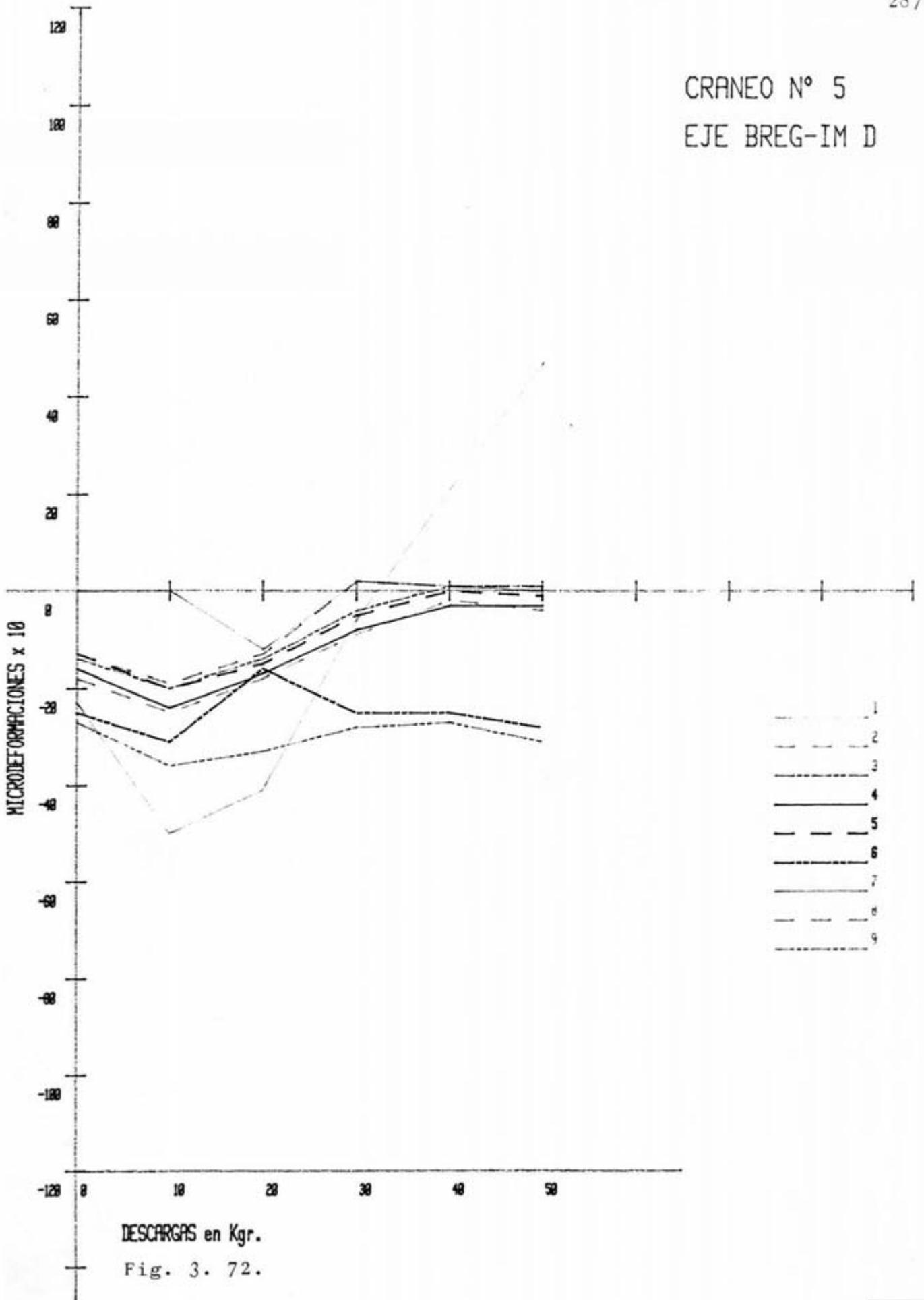
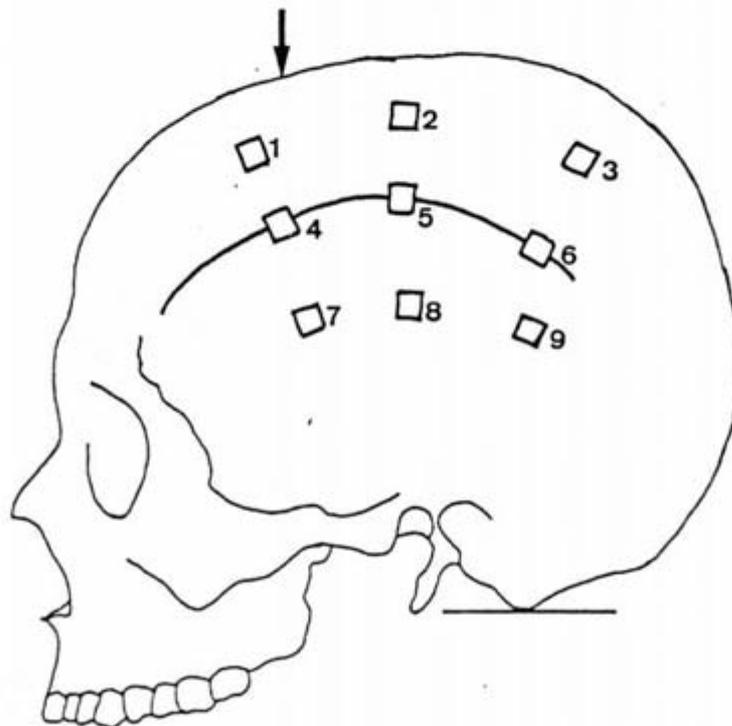


Fig. 3. 72.

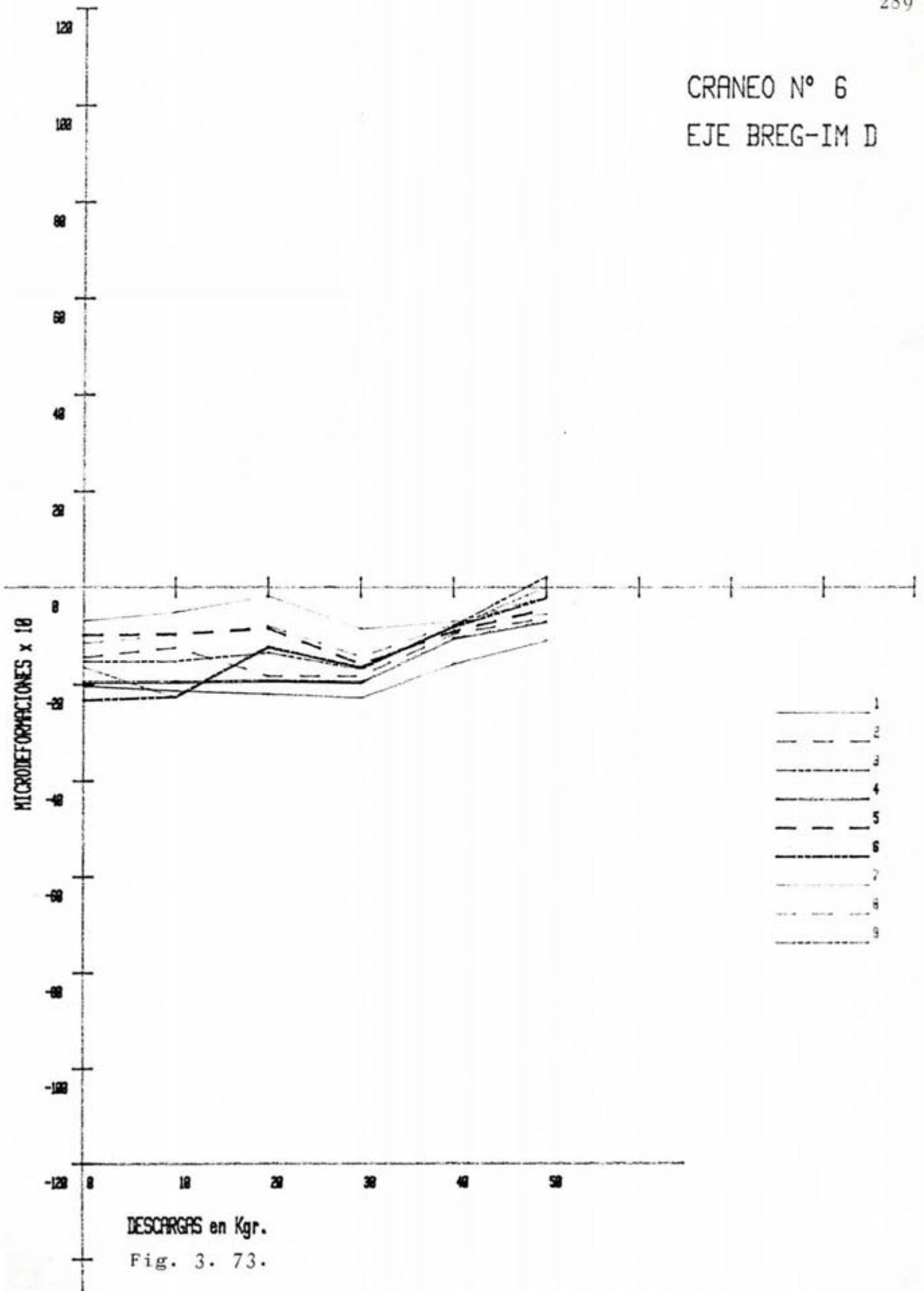


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-6	BREG-I.H.					288
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-20'4	-21'4	-22'4	-22'8	-16	-11'1	-
	2	-14'5	-12'5	-18'5	-18'4	-9'7	-6'4	-
	3	-15'4	-15'3	-13'6	-17'1	-8'1	2'2	-
LTS.	4	-19'6	-19'6	-19'4	-19'8	-10'7	-7'2	-
	5	-9'9	-9'7	-8'6	-16	-9'2	-4'5	-
	6	-23'3	-22'6	-12'4	-16'7	-8'3	-2'2	-
INF.	7	-6'9	-5'2	-1'9	-8'7	-7'1	-5'6	-
	8	-11'6	-10	-8'1	-14'5	-7'8	-1'7	-
	9	-16'7	-22'8	-12'7	-16'7	-8'3	0	-

Tabla 3. LXXXIX.

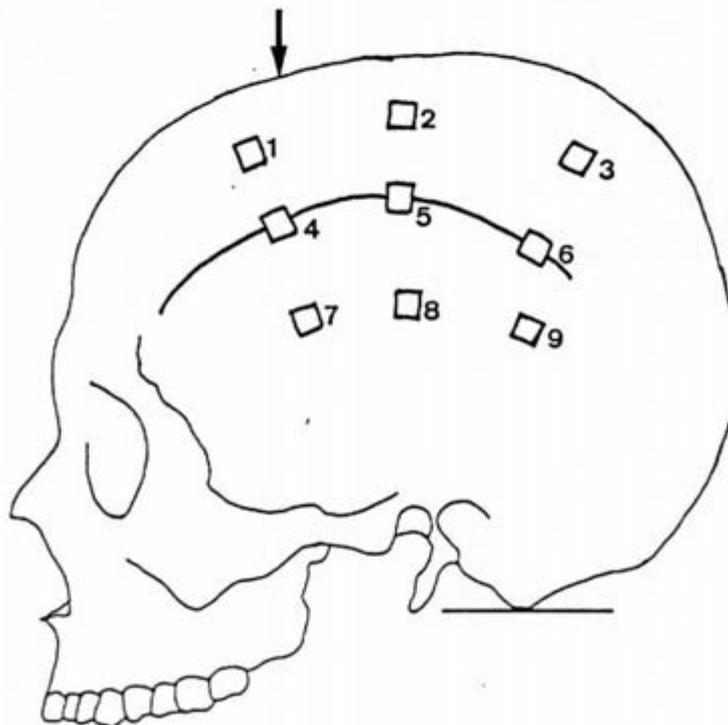


CRANEO N° 6
EJE BREG-IM D

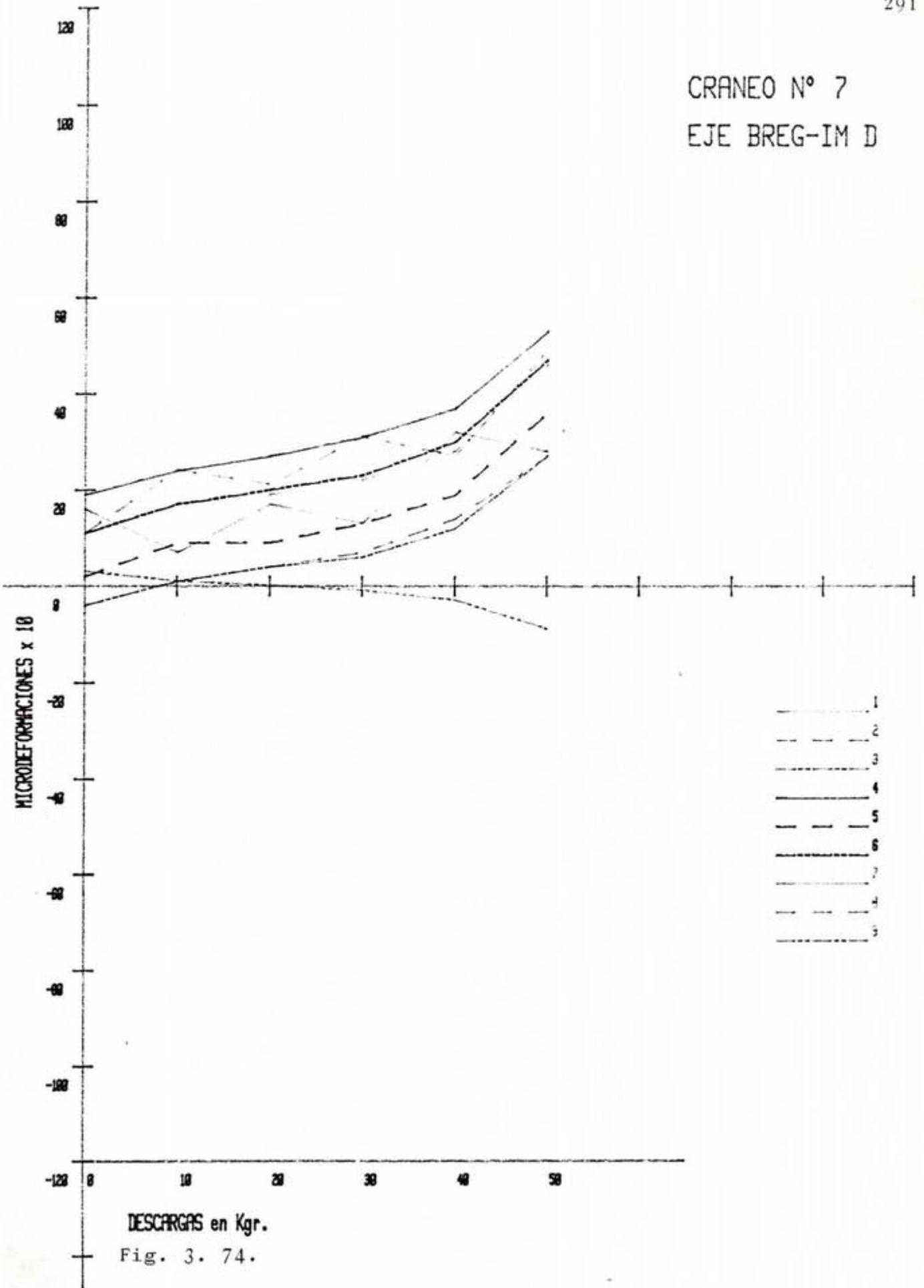


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-7	BREG-I.H.					290
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	16	7	17	13	32	28	-
	2	-4	1	4	7	14	27	-
	3	-4	1	4	6	12	27	-
LTS.	4	19	24	27	31	37	53	-
	5	2	9	9	13	19	36	-
	6	11	17	20	23	30	47	-
INF.	7	11	17	19	22	28	46	-
	8	11	24	21	31	27	49	-
	9	3	1	0	-1	-3	-9	-

Tabla 3. XC.



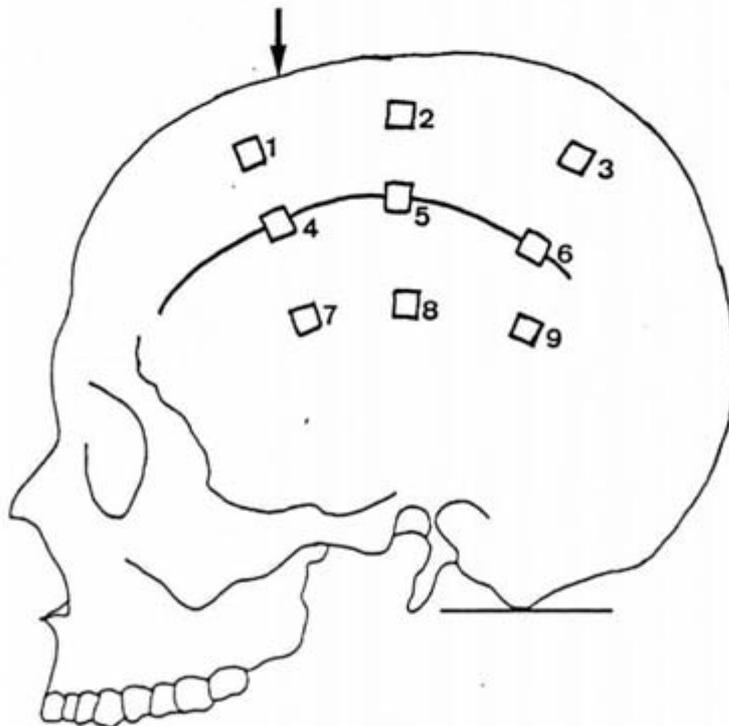
CRANEO N° 7
EJE BREG-IM D



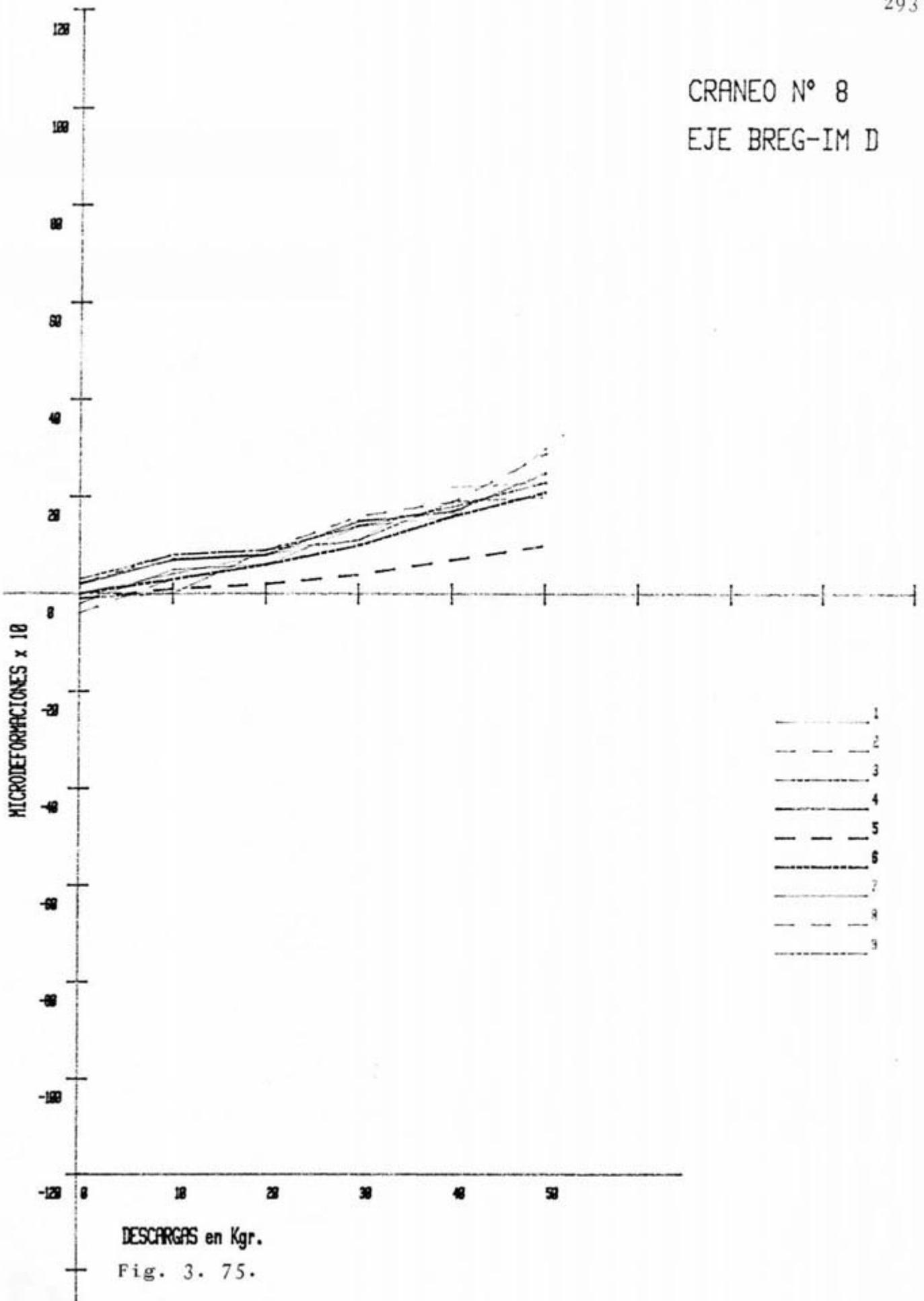
DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 74.

MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANE0-7	BREG-I.H.					292
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-2	5	6	14	16	30	-
	2	2	7	9	16	19	29	-
	3	3	7	9	14	18	23	-
LTS.	4	2	7	8	15	17	25	-
	5	-1	1	2	4	7	10	-
	6	0	3	6	10	16	21	-
INF.	7	0	4	7	11	22	23	-
	8	-4	3	6	10	16	21	-
	9	-1	0	9	11	19	20	-

Tabla 3. XCI.



CRANEO N° 8
EJE BREG-IM D

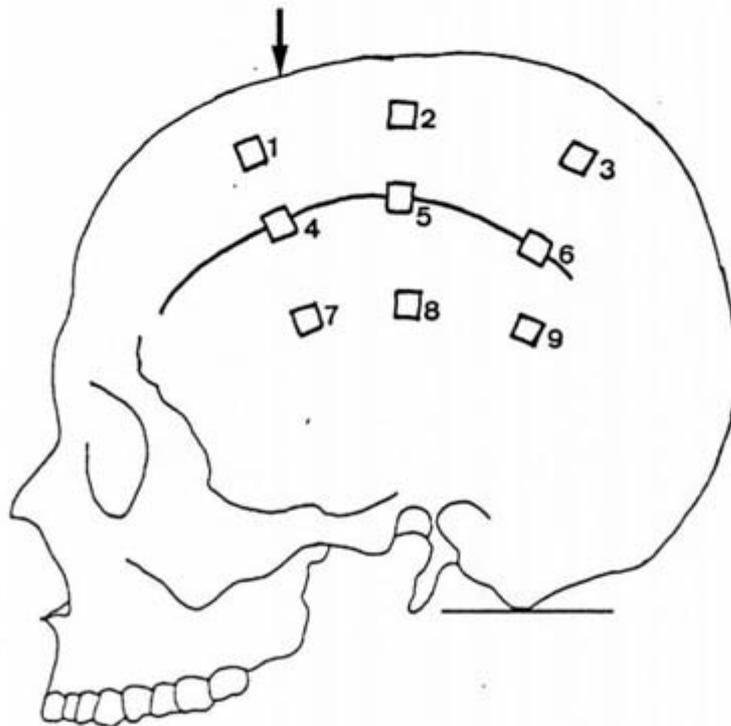


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 75.

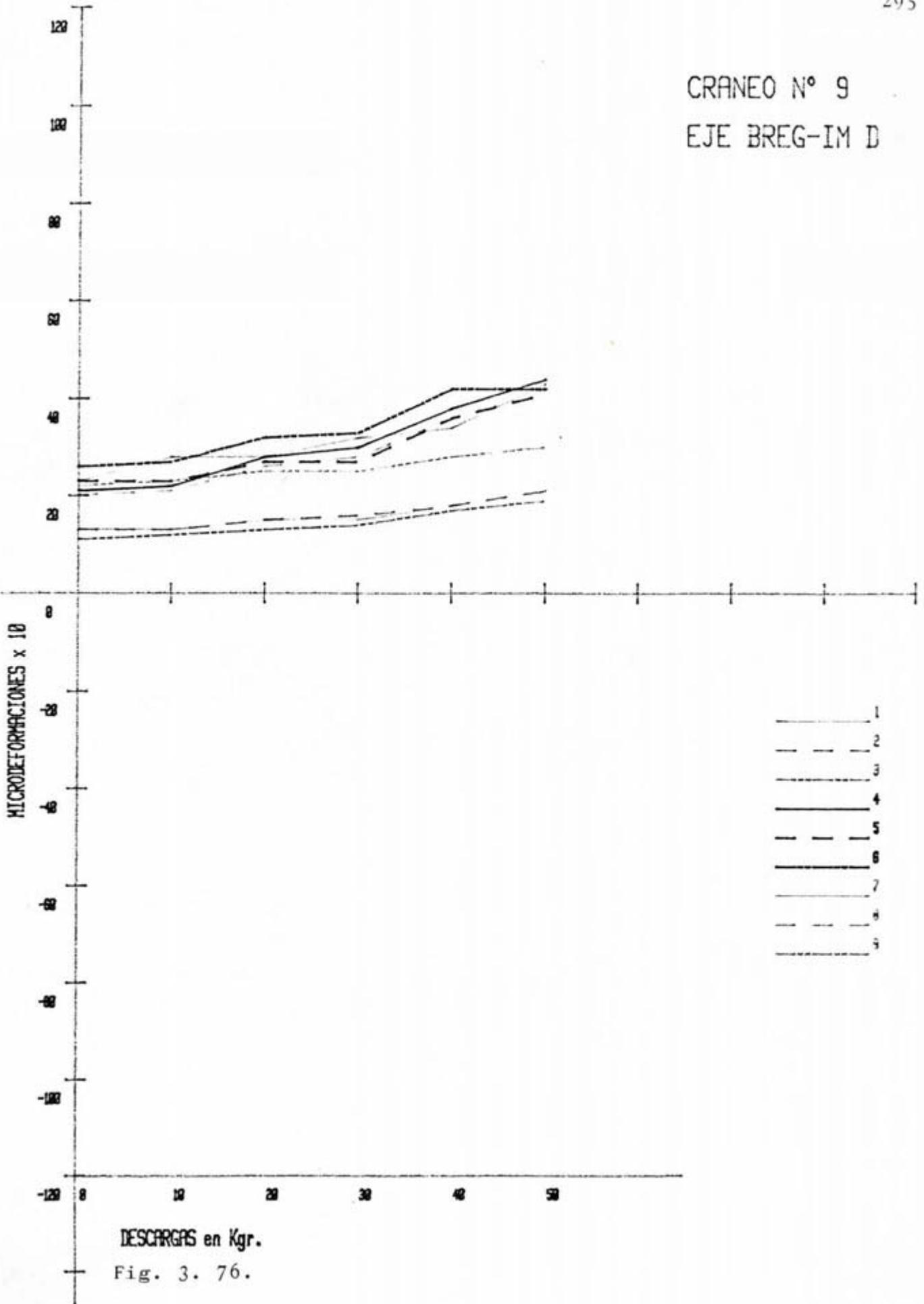


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-9	BREG-I.M.					294
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	23	28	28	32	34	43	—
	2	13	13	15	16	18	21	—
	3	11	12	13	14	17	19	—
LTS.	4	21	22	28	30	38	44	—
	5	23	23	27	27	36	41	—
	6	26	27	32	33	42	47	—
INF.	7	13	13	15	15	18	21	—
	8	20	21	26	28	36	41	—
	9	22	23	25	25	28	30	—

Tabla 3. XCII.



CRANEO N° 9
EJE BREG-IM D

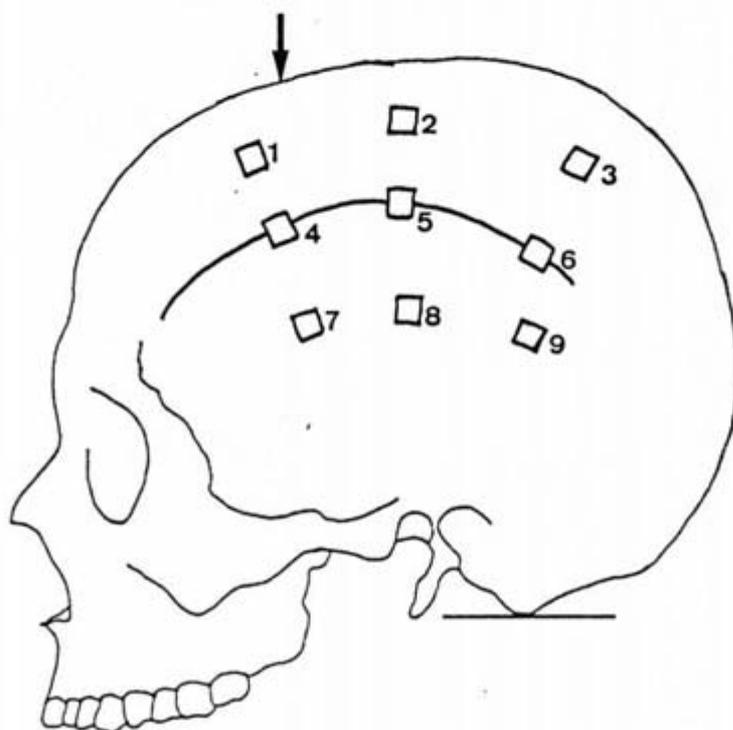


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 76.

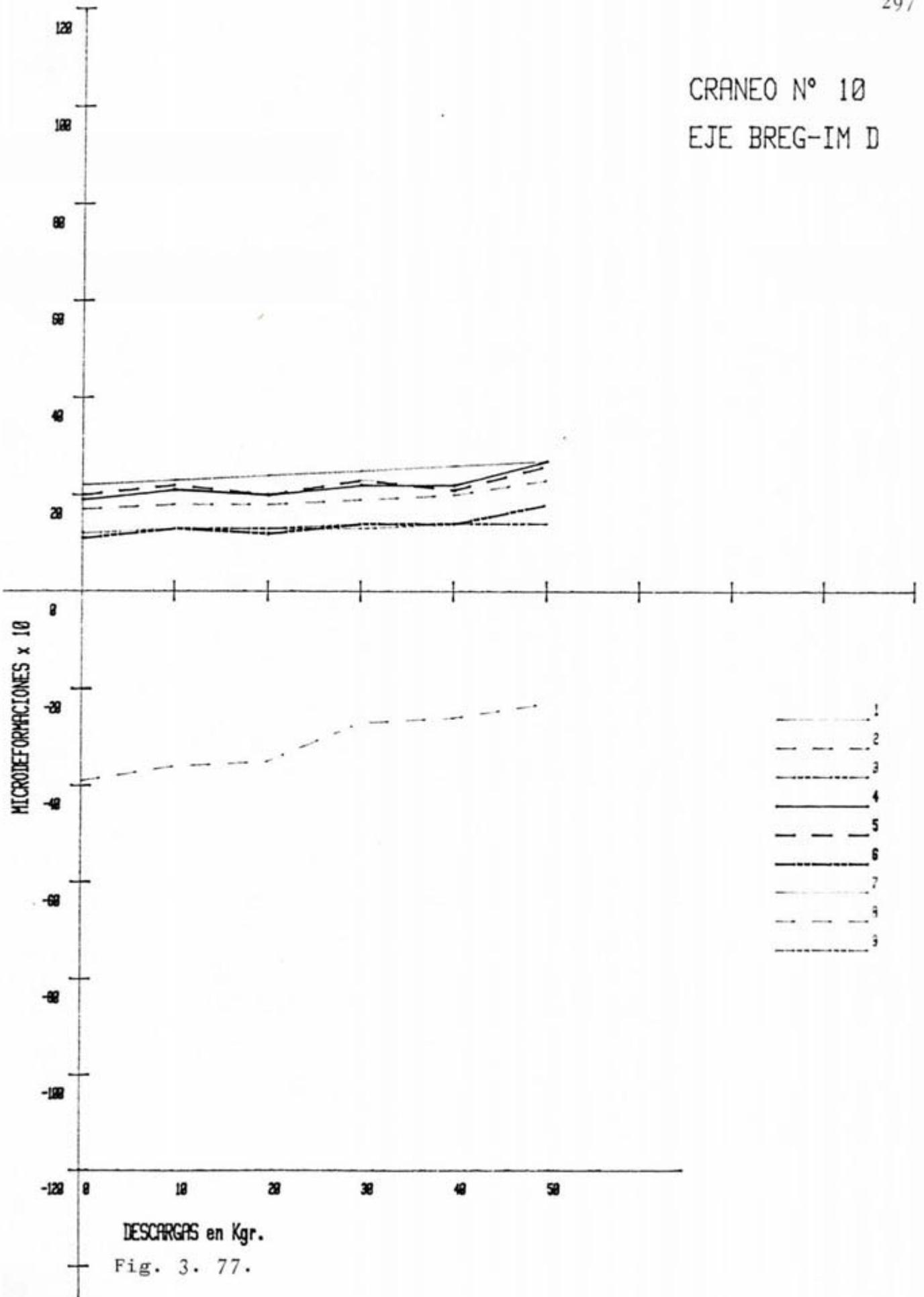


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-D		CRANEO-10		BREG-I.H.				296
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	22	23	24	25	26	27	—
	2	17	18	18	19	20	23	—
	3	11	13	13	14	14	14	—
LTS.	4	19	21	20	22	22	27	—
	5	20	22	20	23	21	26	—
	6	11	13	12	14	14	18	—
INF.	7	19	21	20	23	22	27	—
	8	-39	-36	-35	-27	-26	-23	—
	9	12	13	13	13	14	14	—

Tabla 3. XCIII.

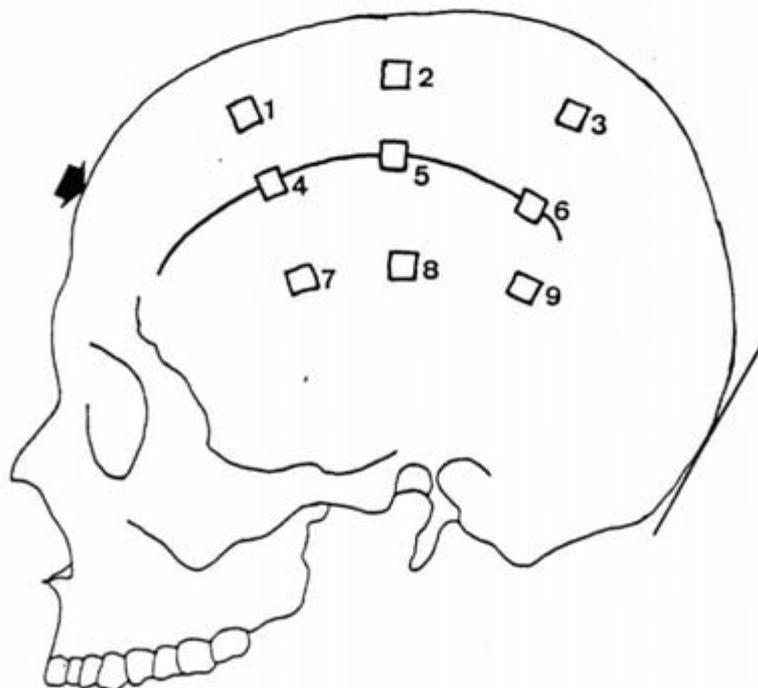


CRANEO N° 10
EJE BREG-IM D

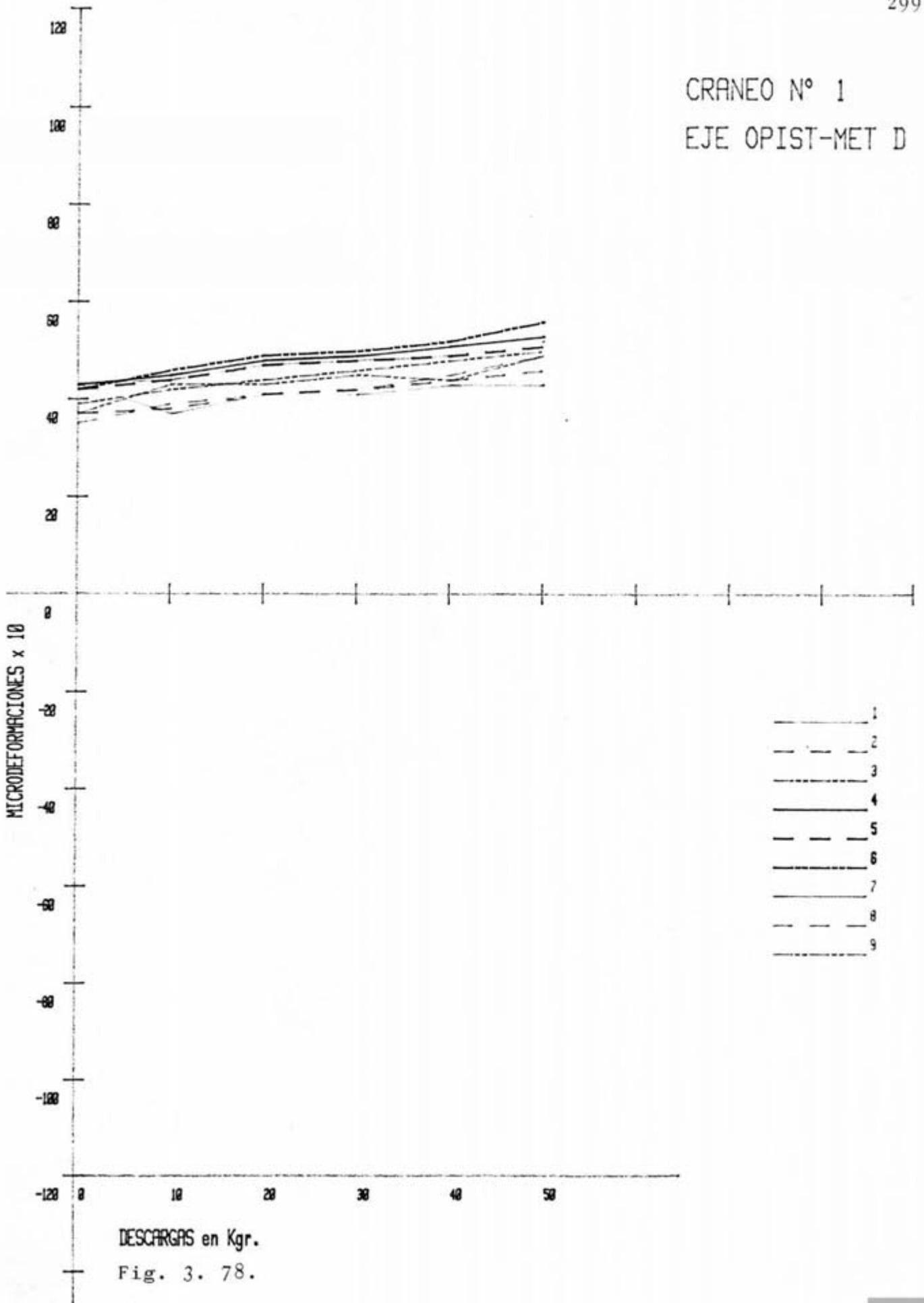


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-D		CRANEO-1		OPIST-MET.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	43	37	41	41	43	43	-
	2	37	38	41	42	44	46	-
	3	39	42	44	46	48	50	-
LTS.	4	43	45	48	49	51	53	-
	5	42	44	47	48	49	51	-
	6	42	46	49	50	52	56	-
INF.	7	43	44	47	48	49	52	-
	8	35	39	41	42	45	49	-
	9	37	43	43	45	44	49	-

Tabla 3. XCIV.

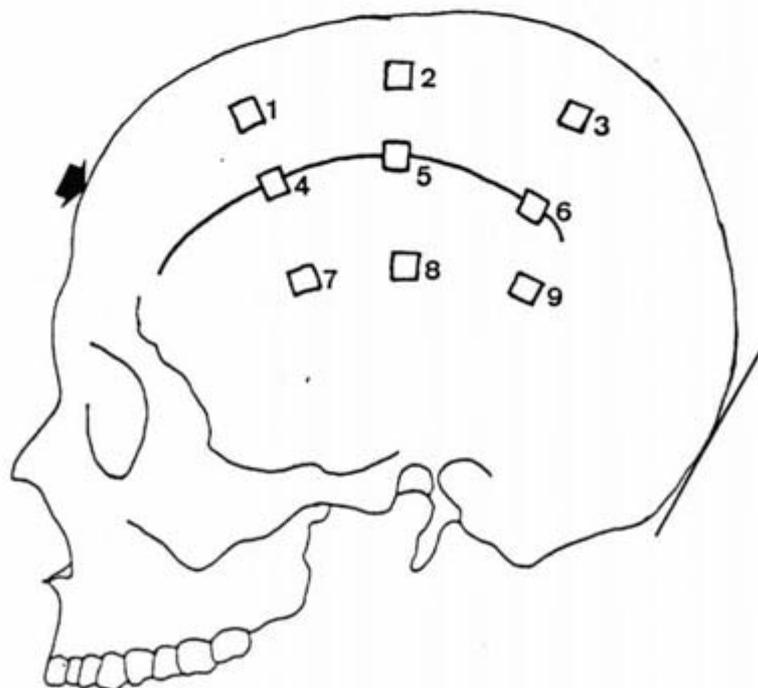


CRANEO N° 1
EJE OPIST-MET D

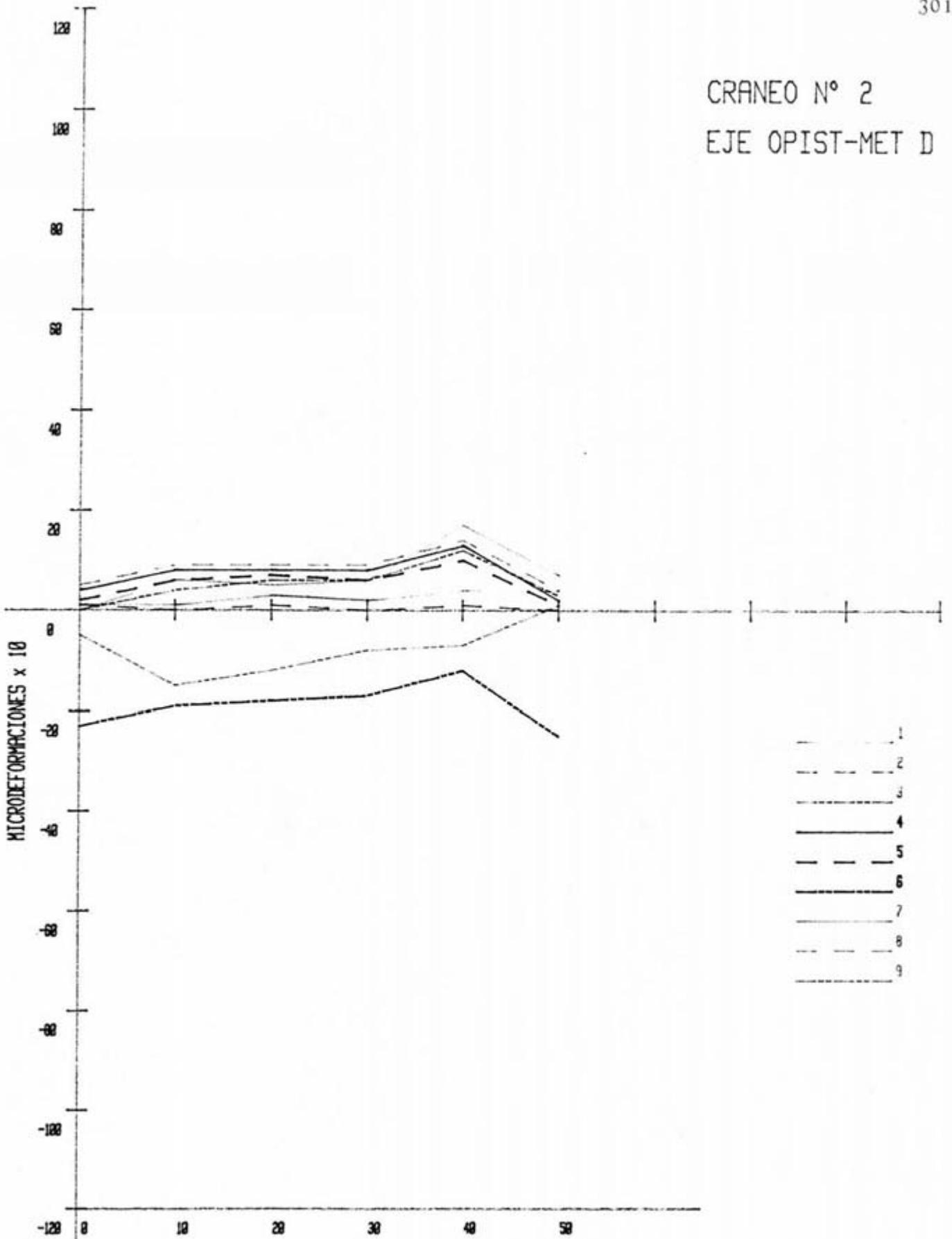


MONTAJE		TIPO		EJE				
2-10-D		CRANEO-2		OPIST-MET.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10 Kg	20 Kg	30 Kg	40 Kg	50 Kg	DIFER.
SUP.	1	1	1	3	2	4	4	-
	2	1	0	1	0	1	0	-
	3	0	4	6	6	12	3	-
LTS.	4	4	8	8	8	13	2	-
	5	2	6	7	6	10	1	-
	6	-23	-19	-18	-17	-12	-25	-
INF.	7	0	6	5	6	17	7	-
	8	5	9	9	9	14	4	-
	9	-5	-15	-12	-8	-7	1	-

Tabla 3. XCV.



CRANEO N° 2
EJE OPIST-MET D

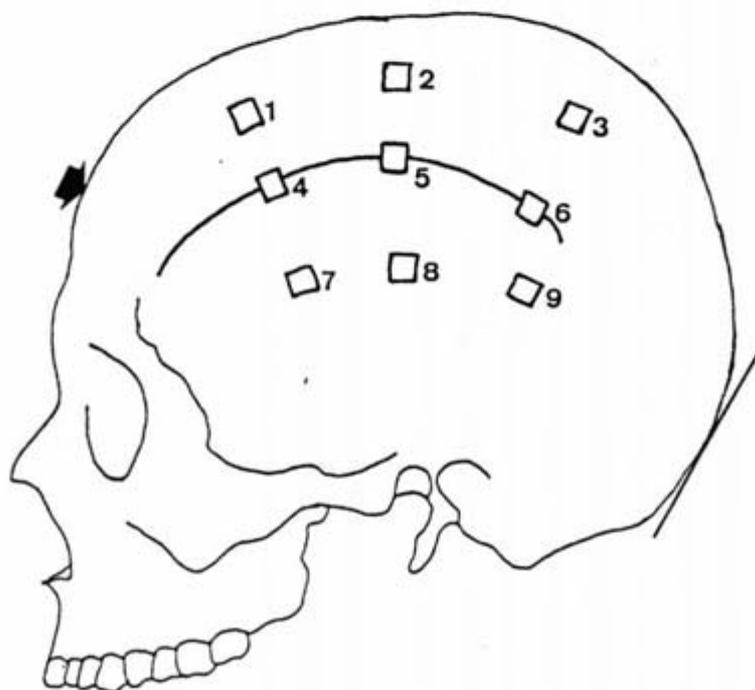


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 79.

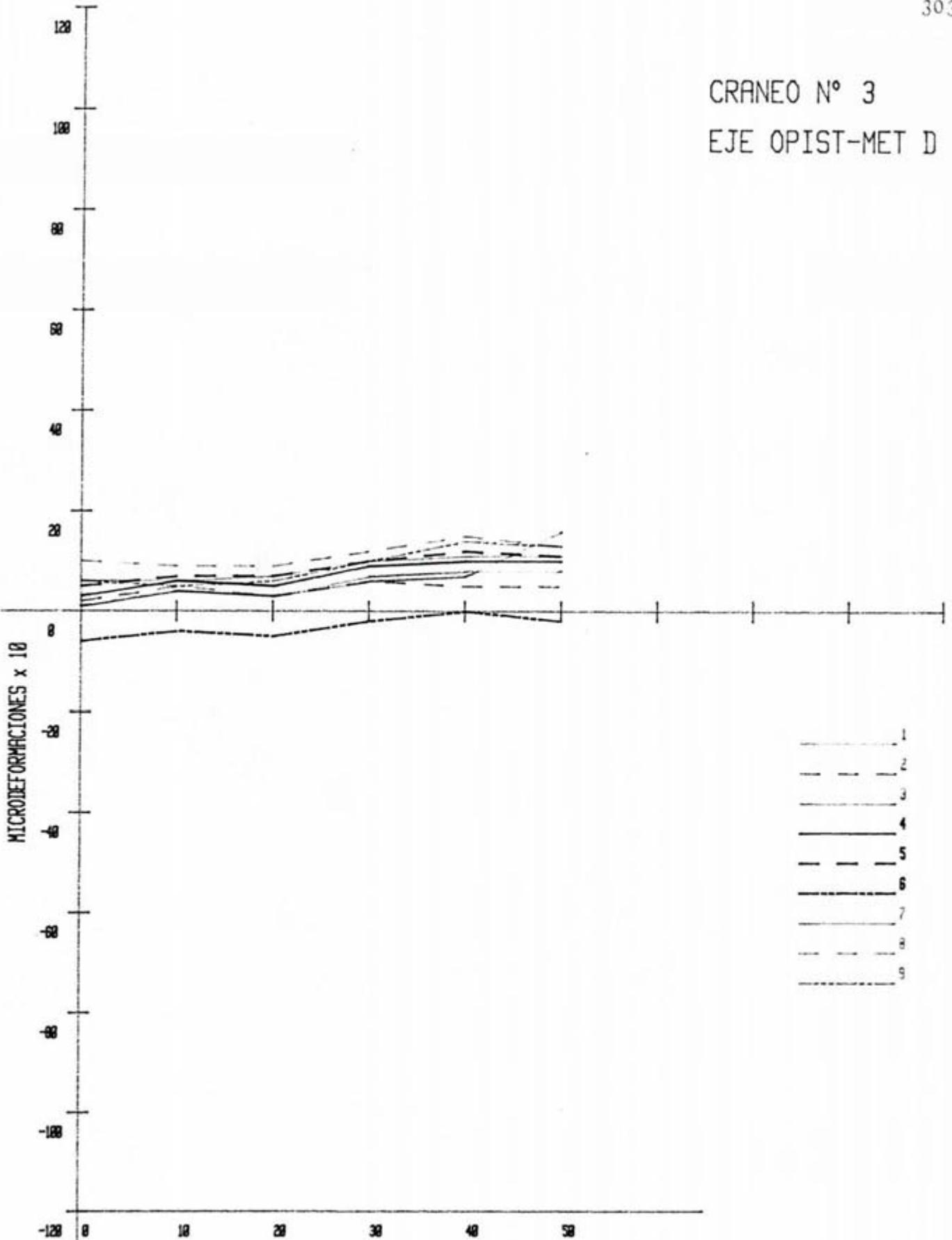


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-D		CRANEO-3		OPIST-MET.				
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	1	4	3	6	7	16	-
	2	2	5	3	6	5	5	-
	3	1	4	3	7	8	8	-
LTS.	4	3	6	5	9	10	10	-
	5	5	7	7	10	12	11	-
	6	-6	-4	-5	-2	0	-2	-
INF.	7	6	6	7	10	11	11	-
	8	10	9	9	12	15	13	-
	9	6	5	6	10	14	13	-

Tabla 3. XCVI.



CRANEO N° 3
EJE OPIST-MET D



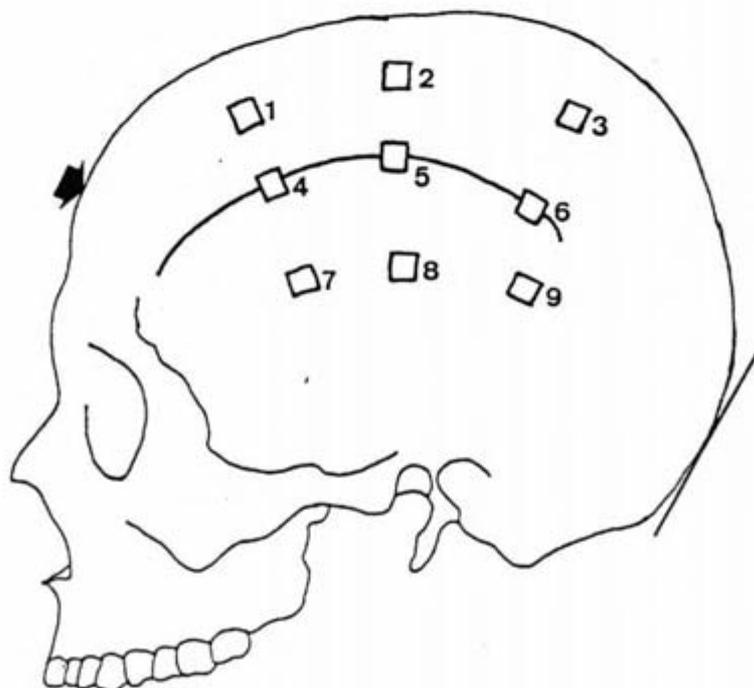
DESCARGAS en Kgr.

Fig. 3. 80.

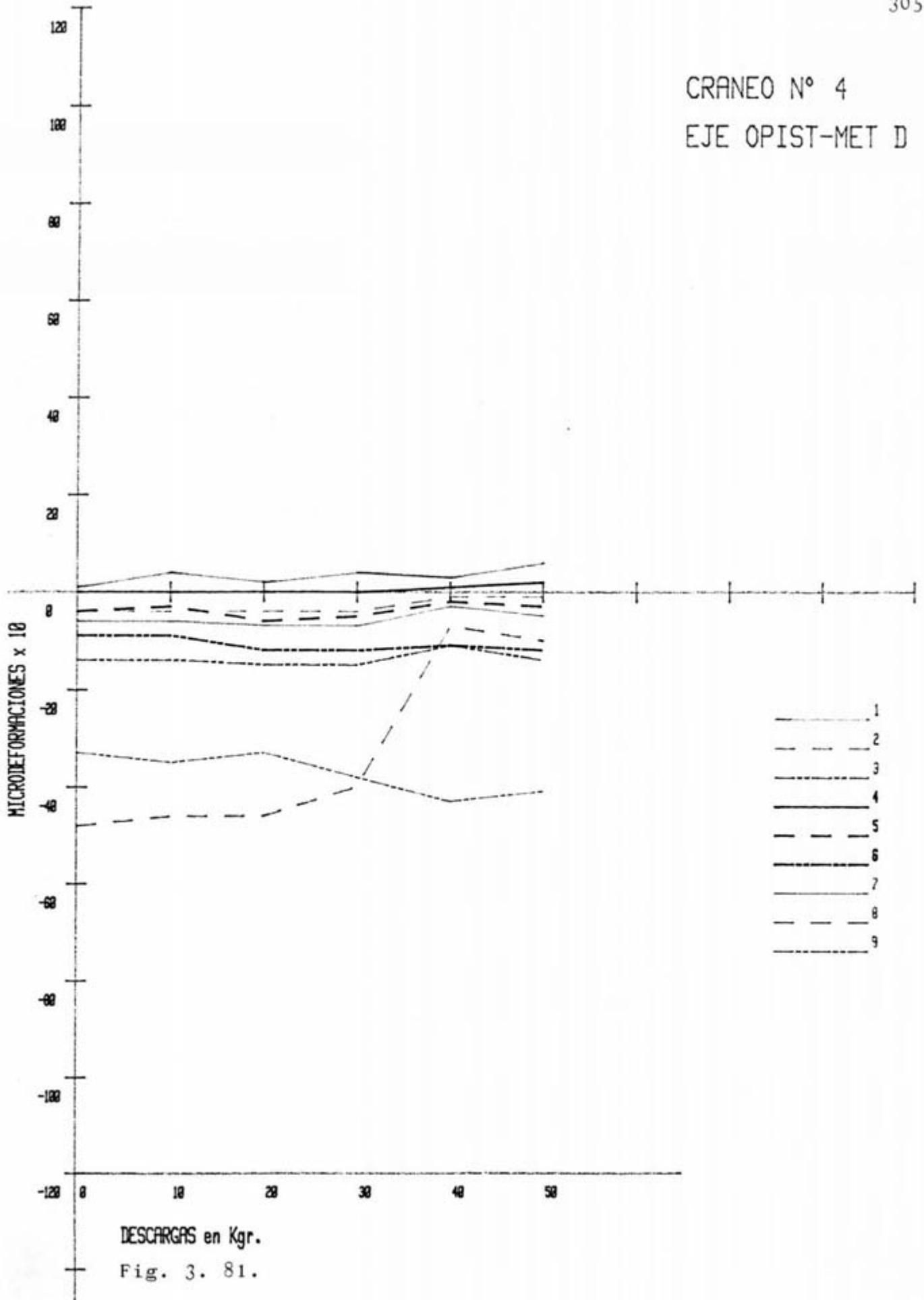


MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-D		CRANEO-4		OPIST-MET.				304
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	1	4	2	4	3	6	—
	2	-48	-46	-46	-40	-7	-10	—
	3	-14	-14	-15	-15	-11	-14	—
LTS.	4	0	0	0	0	1	2	—
	5	-4	-3	-6	-5	-2	-3	—
	6	-9	-9	-12	-12	-11	-12	—
INF.	7	-6	-6	-7	-7	-3	-5	—
	8	-4	-4	-4	-4	-1	-1	—
	9	-33	-35	-33	-38	-43	-41	—

Tabla 3. XCVII.

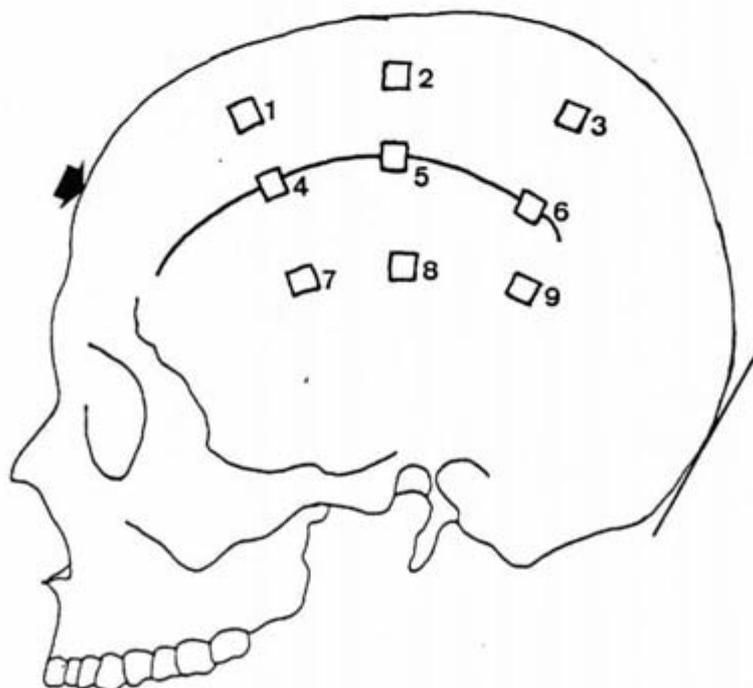


CRANEO N° 4
EJE OPIST-MET D

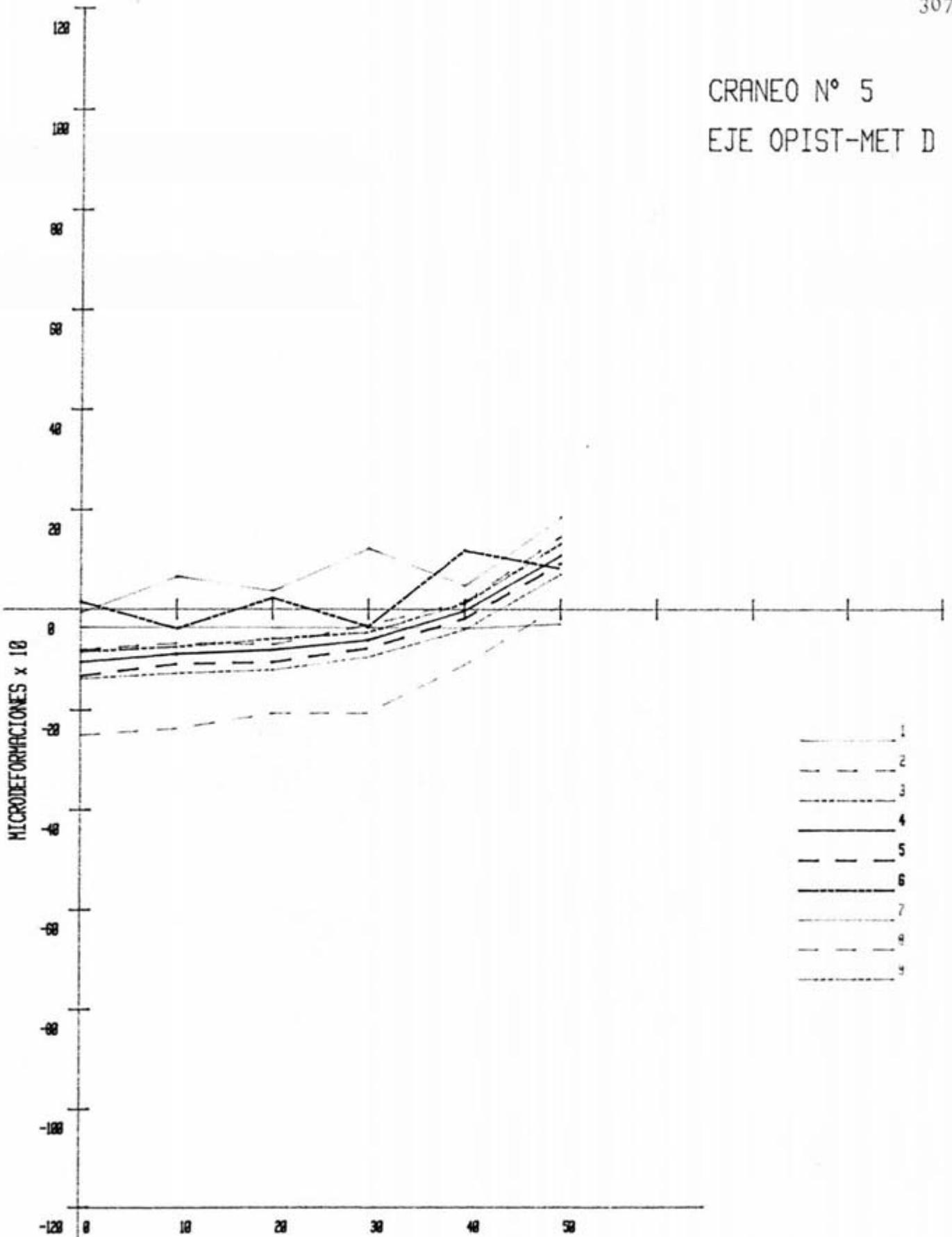


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-5	OPIST-MET.					306
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-0'6	6'6	3'7	12'2	4'7	18'5	-
	2	-8'1	-6'7	-7	-3'1	1'5	14'6	-
	3	-9'5	-7'5	-5'9	-4'6	1'2	13'2	-
LTS.	4	-10'5	-8'9	-8'1	6'1	-0'3	10'8	-
	5	-13'3	-10'9	-10'6	-7'8	-1'8	9'2	-
	6	1'5	-3'8	2'3	-3'4	11'8	8'2	-
INF.	7	-3'6	-3'6	-3'7	-3'7	-3'8	-2'9	-
	8	-2'5	-23'7	-20'7	-19'2	-11'2	0'8	-
	9	-13'9	-12'8	-12'2	-9'6	-4'1	7	-

Tabla 3. XCVIII.



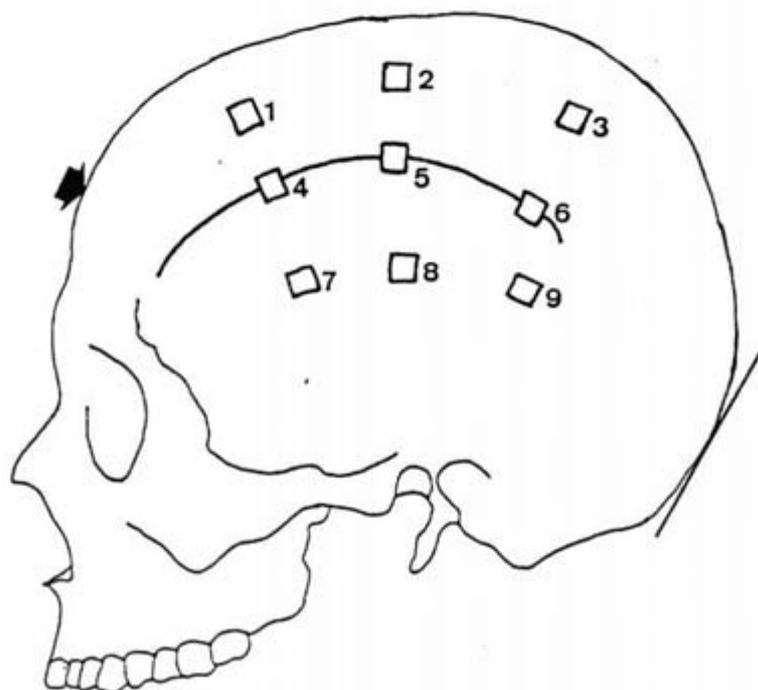
CRANEO N° 5
EJE OPIST-MET D



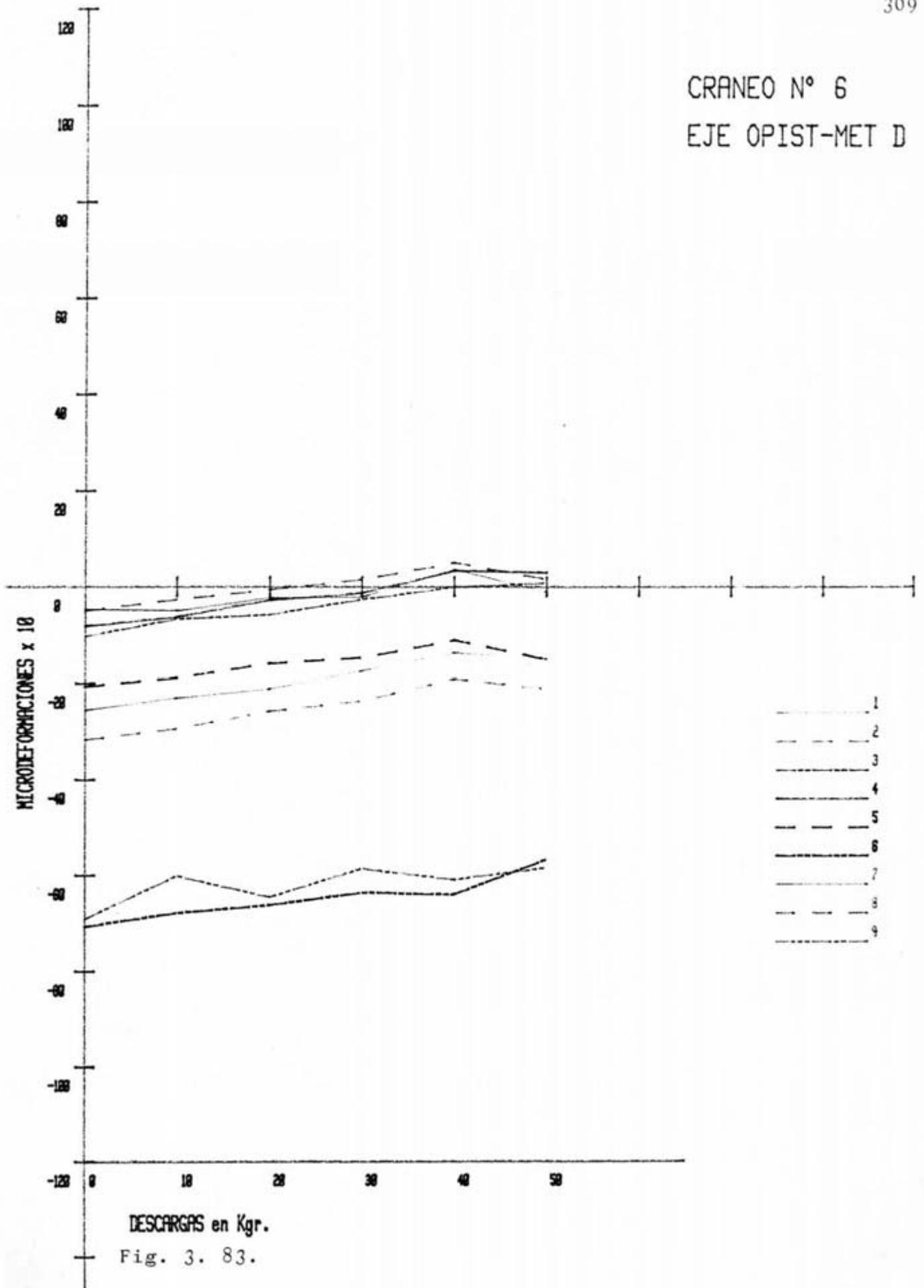
DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 82.

MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANEO-6	OPIST-MET					308
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-4'6	-4'9	-2'2	-2	3'7	-1'1	—
	2	-4'9	-2'5	-0'5	1'6	5'1	1'6	—
	3	-10'2	-6'6	-5'7	-2'5	0	0'9	—
LTS.	4	-8'1	-6'2	-2'7	-1'2	3'4	3	—
	5	-20'6	-18'8	-15'9	-14'7	-11'1	-15'1	—
	6	-70'6	-67'8	-66'2	-63'6	-64	-56'7	—
INF.	7	-25'5	-23'1	-21'2	-17'5	-13'8	-15'1	—
	8	-31'7	-29'4	-25'8	-23'7	-19'2	-21'3	—
	9	-69'1	-60'2	-64'6	-58'7	-61	-58'5	—

Tabla 3. XCIX.

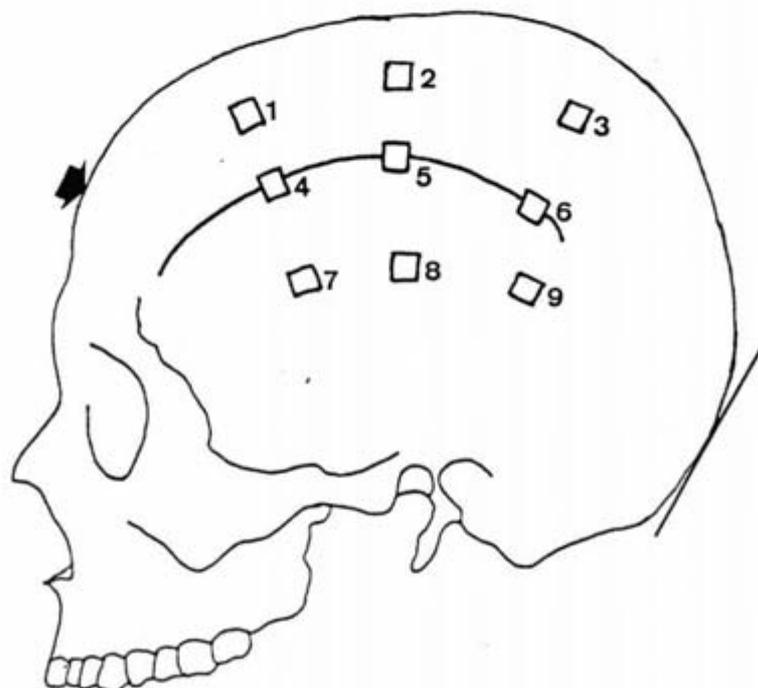


CRANEO N° 6
EJE OPIST-MET D

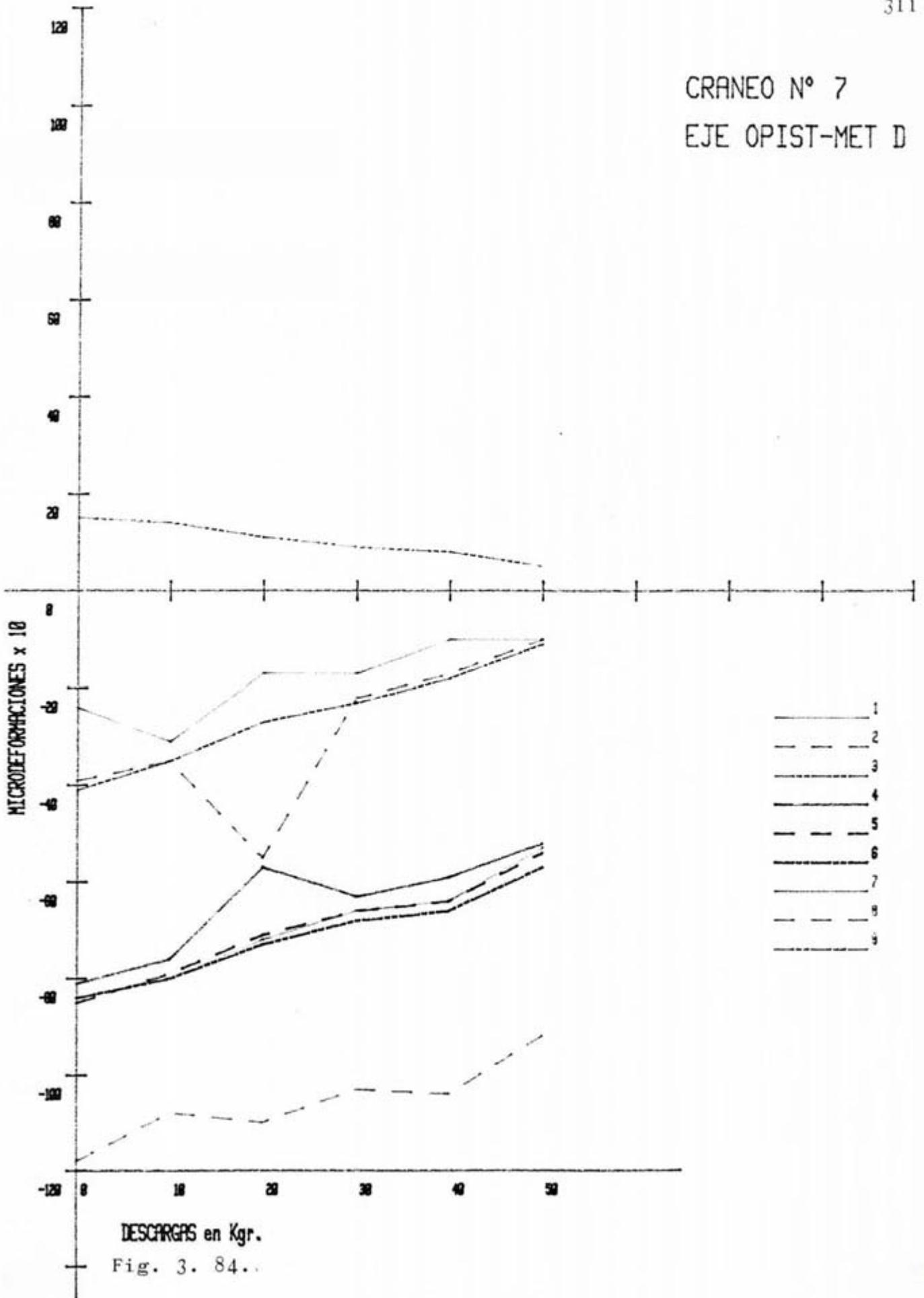


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-7	OPIST-MET.					310
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-24	-31	-17	-17	-10	-10	—
	2	-39	-35	-55	-22	-17	-10	—
	3	-41	-35	-27	-23	-18	-11	—
LTS.	4	-81	-76	-67	-63	-59	-52	—
	5	-85	-79	-71	-66	-64	-54	—
	6	-84	-80	-73	-68	-66	-57	—
INF.	7	-84	-80	-72	-66	-64	-53	—
	8	-118	-108	-110	-103	-104	-92	—
	9	15	14	11	9	8	5	—

Tabla 3. C.



CRANEO N° 7
EJE OPIST-MET D

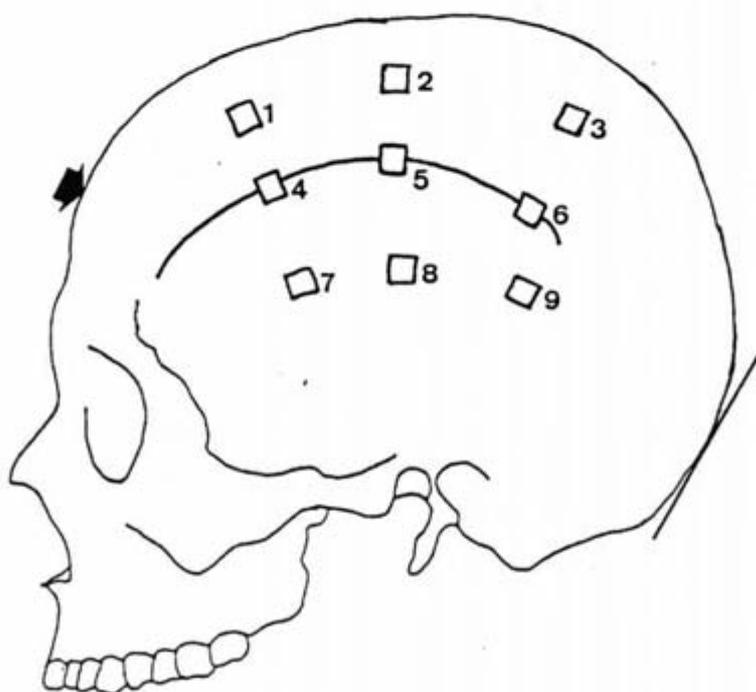


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 84..

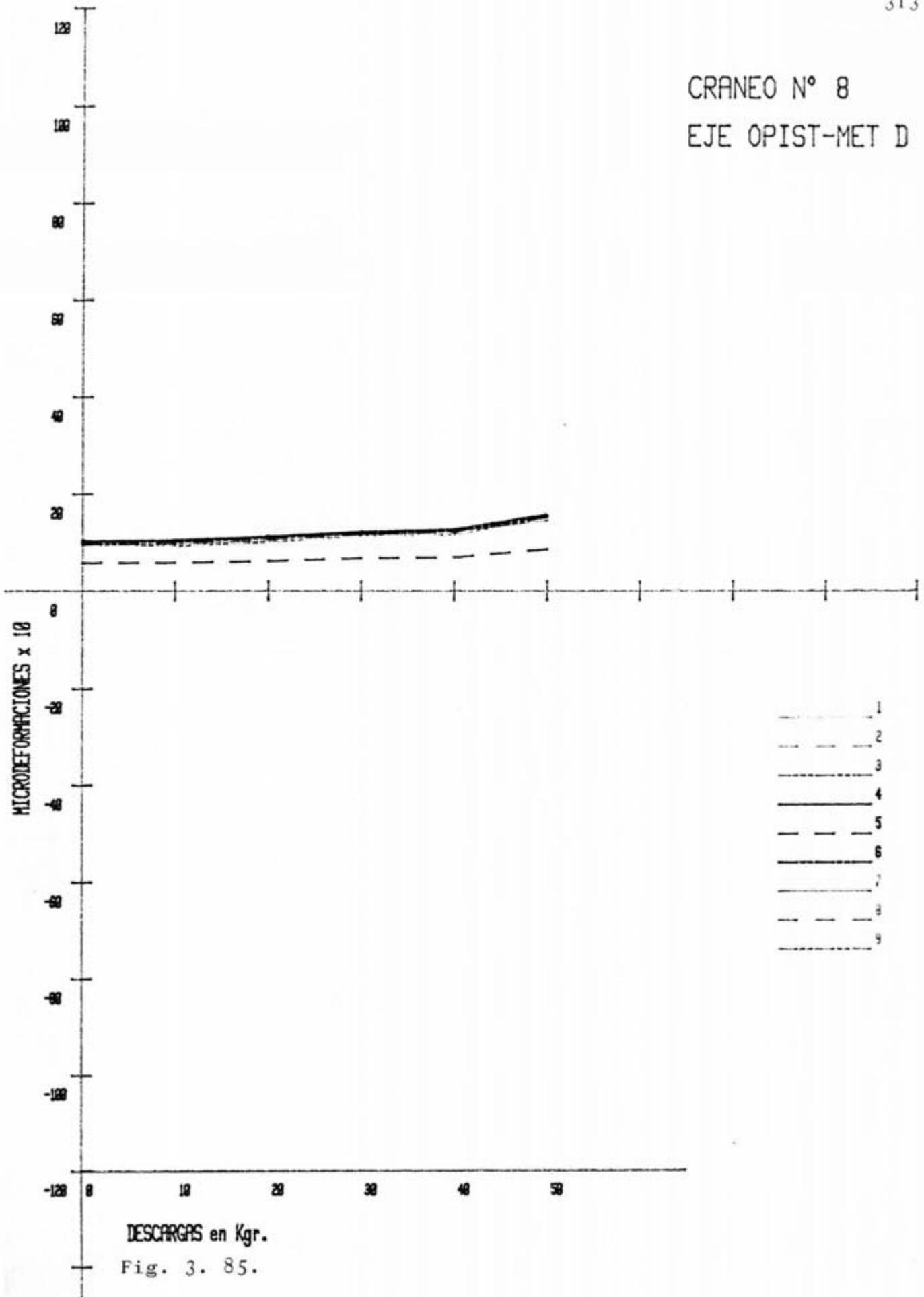


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		CRANE0-8	OPIST-MET.					312
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	10'1	10'4	11'1	11'8	12'5	14'6	—
	2	10'1	10'3	11	11'9	12'5	15'3	—
	3	10'1	10'2	11	12	12'5	15'4	—
LTS.	4	10'4	10'6	11'3	12'3	12'8	15'7	—
	5	5'8	5'9	6'2	6'8	7	8'7	—
	6	10'2	10'3	11'2	12'2	12'7	15'9	—
INF.	7	9'7	9'8	10'5	11'6	12'1	15'3	—
	8	9'7	9'9	10'6	11'8	12'2	15'6	—
	9	9'6	9'4	10'1	11'4	11'6	15'2	—

Tabla 3. CI.



CRANEO N° 8
EJE OPIST-MET D

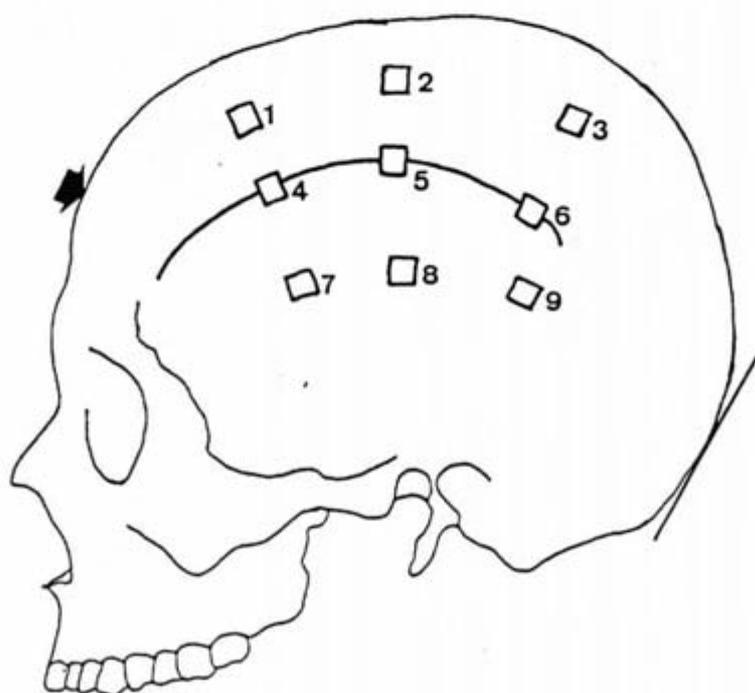


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 85.

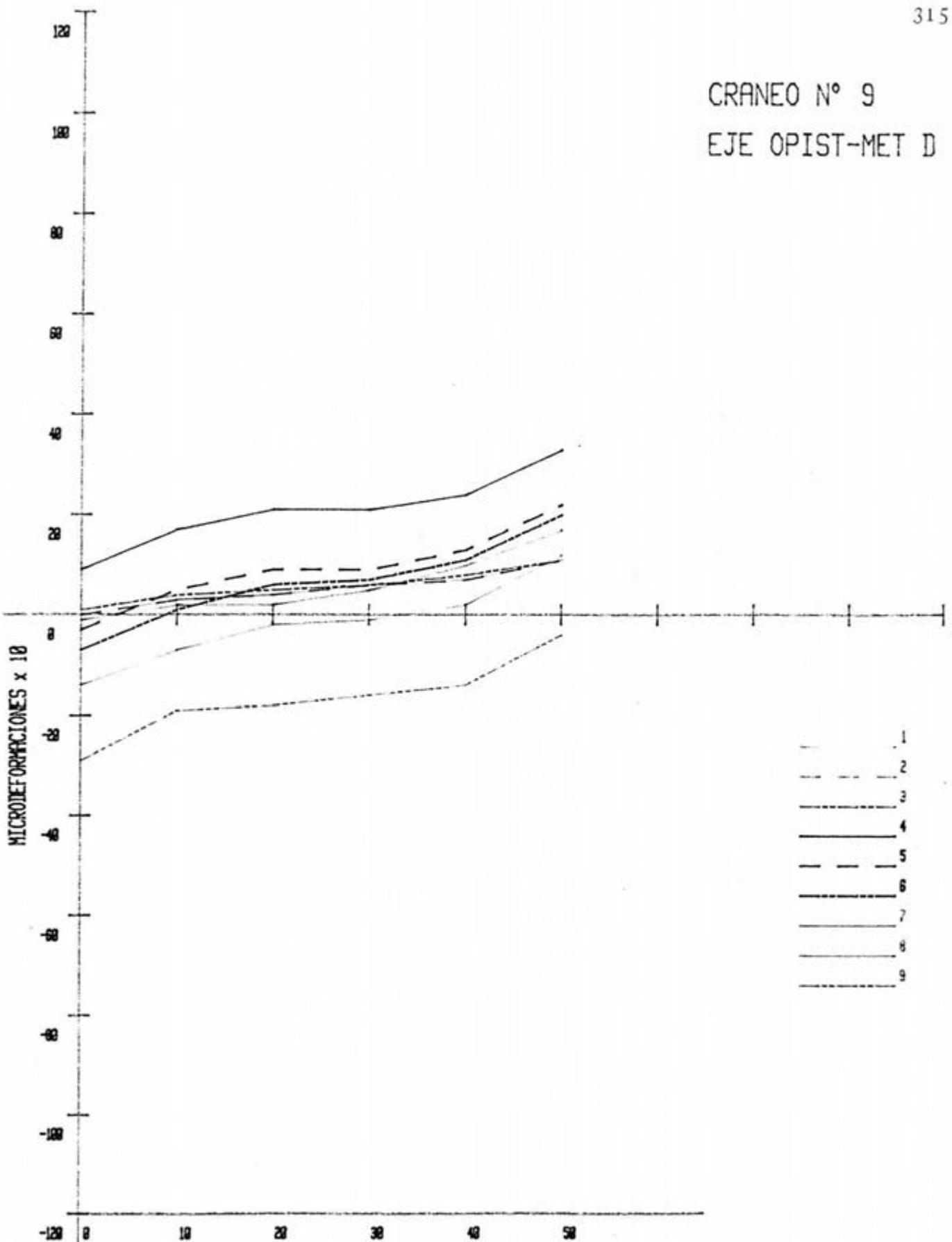


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		CRANEO-9	OPIST-MET.					314
LOCALIZACION	Nº GALGA	Ø	10K _g	20K _g	30K _g	40K _g	50K _g	DIFER.
SUP.	1	-1	2	6	5	10	17	-
	2	0	3	4	6	7	11	-
	3	1	4	5	6	7	11	-
LTS.	4	9	17	21	21	24	33	-
	5	-3	5	9	9	13	22	-
	6	-7	1	6	7	11	20	-
INF.	7	0	3	4	6	7	11	-
	8	-14	-7	-2	-1	2	12	-
	9	-29	-19	-18	-16	-14	-4	-

Tabla 3. CII.



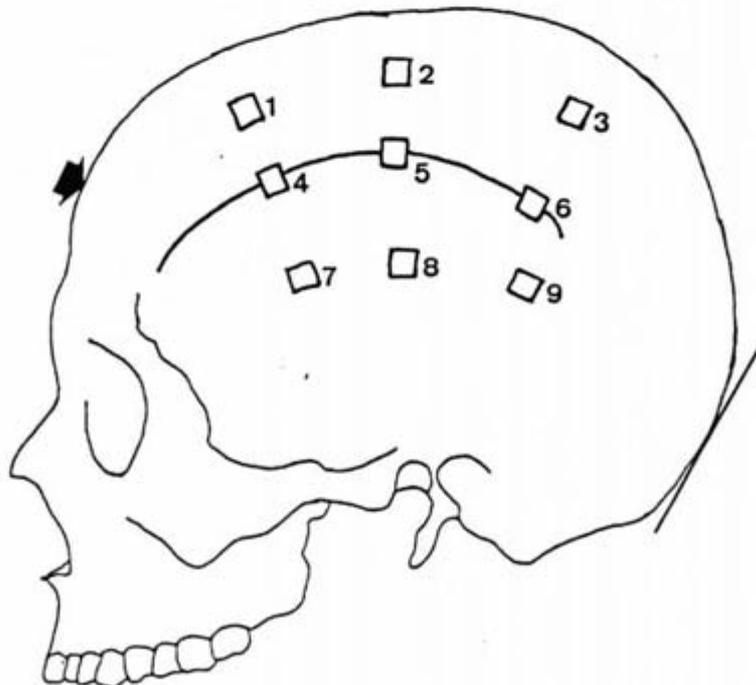
CRANEO N° 9
EJE OPIST-MET D



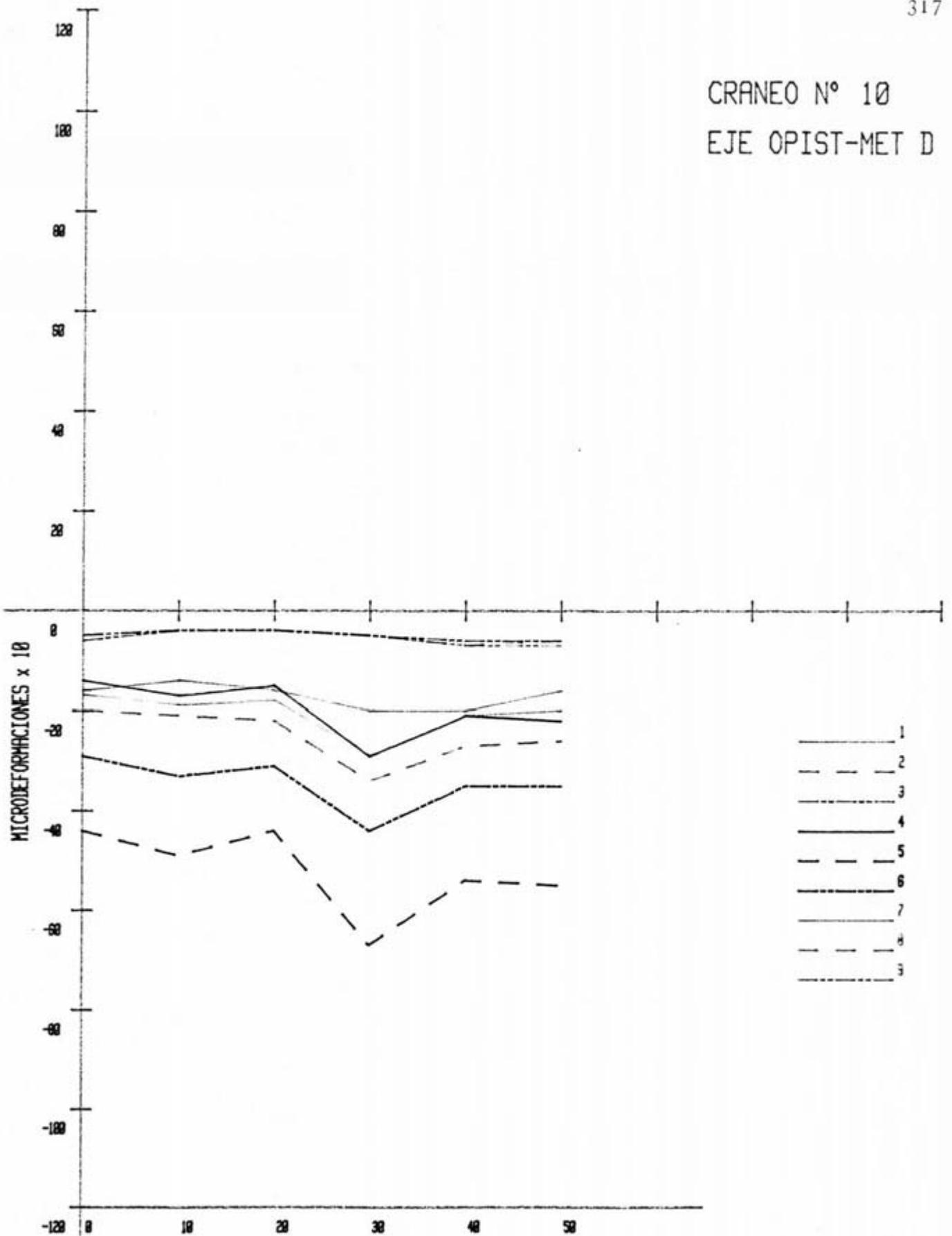
DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 86.

MONTAJE		TIPO		EJE				
Z-10-D		CRANEO-10		OPIST-MET.				316
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-16	-14	-16	-20	-20	-16	—
	2	-20	-21	-22	-34	-27	-26	—
	3	-6	-4	-4	-5	-6	-6	—
LTS.	4	-14	-17	-15	-29	-21	-22	—
	5	-44	-49	-44	-67	-54	-55	—
	6	-29	-33	-31	-44	-35	-35	—
INF.	7	-17	-19	-18	-29	-21	-20	—
	8	-5	-4	-4	-5	-7	-6	—
	9	-5	-4	-4	-5	-7	-7	—

Tabla 3. CIII.



CRANEO N° 10
EJE OPIST-MET D

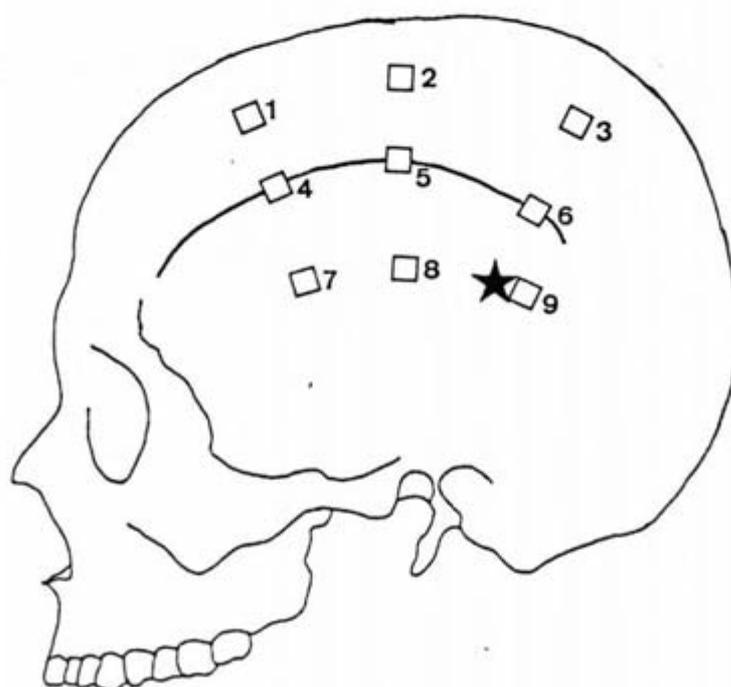


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 87.

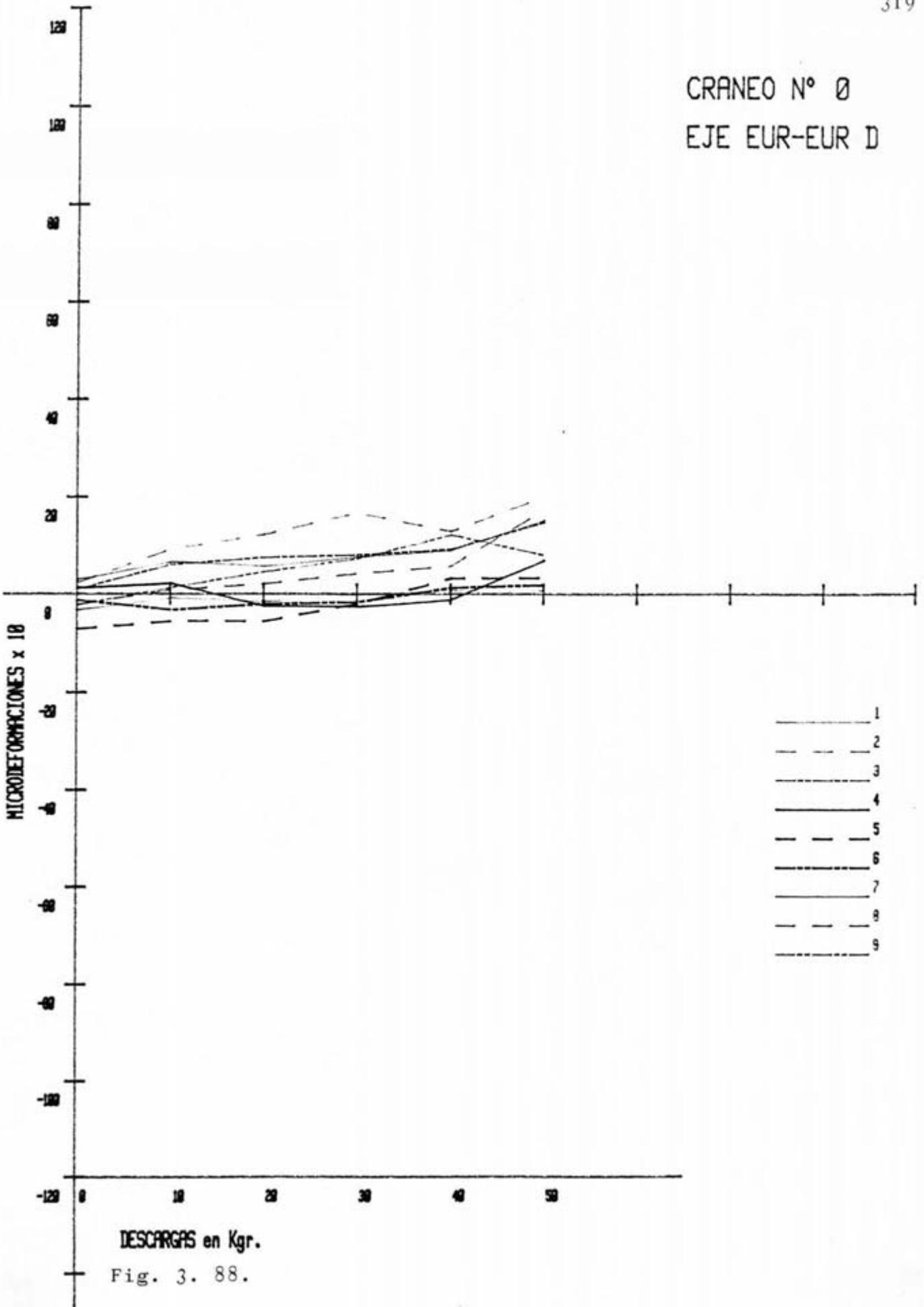


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		\bar{x}	EUR-EUR					
LOCALIZACION	N° GALGA	\emptyset	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	3'01	6'67	5'76	7'69	9'07	15'25	—
	2	-2'09	0'95	2'13	4'31	5'85	17'36	—
	3	1'08	6'13	7'56	8'1	9'28	14'82	—
LTS.	4	1'32	2'31	-2'43	-2'5	-1'09	6'96	—
	5	-7'07	-5'47	-5'61	-1'89	3'29	3'37	—
	6	-1'17	-3'15	-1'97	-1'58	1'36	1'95	—
INF.	7	-3'3	-0'81	-1'59	-0'1	0'68	0'62	—
	8	2'24	9'2	12'11	16'67	12'84	20'03	—
	9	-2'26	1'28	4'48	7'22	12'09	7'96	—

Tabla 3. CIV.



CRANEO N° 0
EJE EUR-EUR D

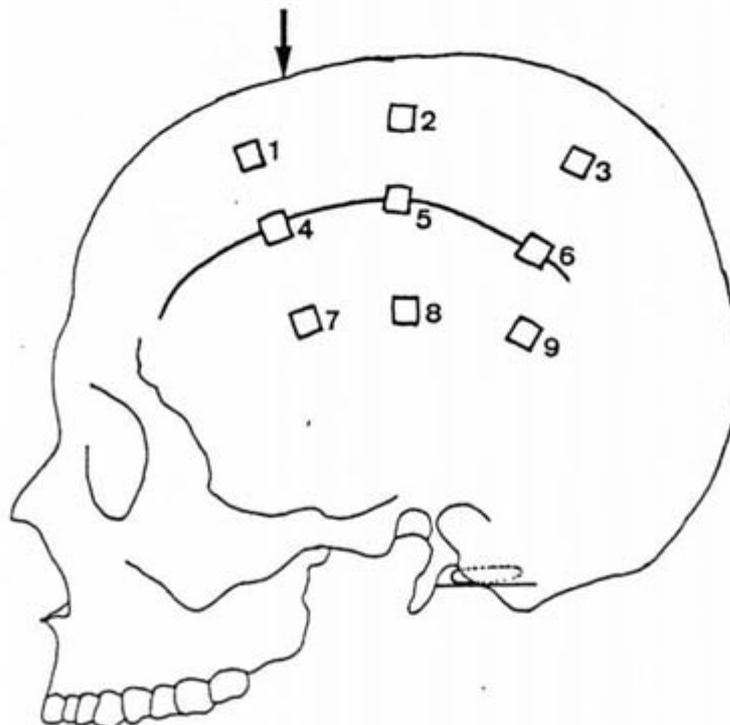


DESCARGAS en Kgr.
Fig. 3. 88.

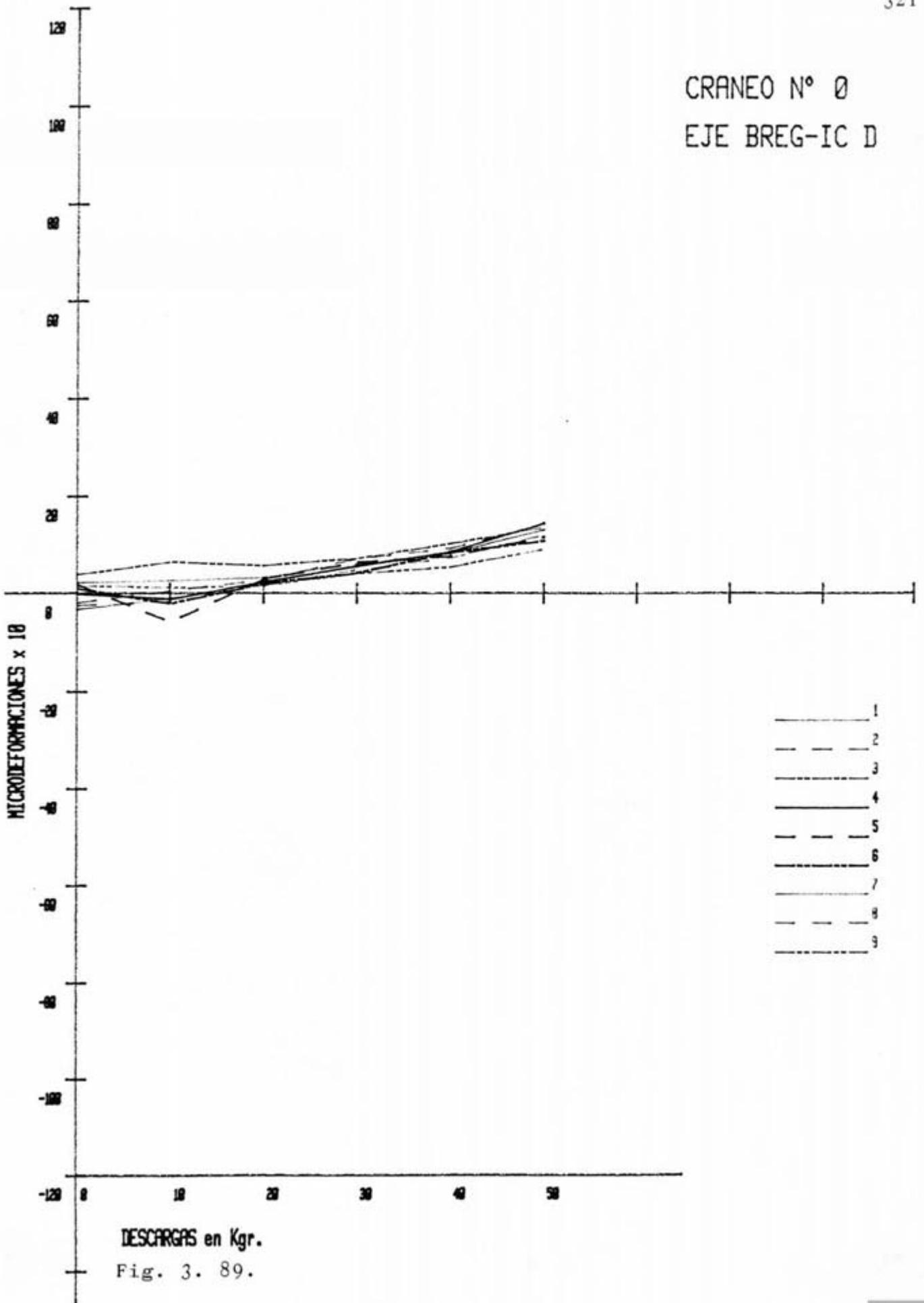


MONTAJE		TIPO	EJE					
2-10-D		X	BREG-I.C.					320
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	-3'29	-1'09	2'02	5'51	9'27	13'07	—
	2	-1'97	0'5	2'76	7'15	9'27	14'16	—
	3	3'85	6'4	5'7	7'2	10'24	13'55	—
LTS.	4	-0'15	-1'17	2'41	5'7	8'6	14'44	—
	5	1'74	-5'86	2'98	6'45	7'7	11'59	—
	6	0'94	-2'09	2.	4'25	8'45	10'81	—
INF.	7	2'05	2'53	3'12	5'97	8'18	12'98	—
	8	-2'63	-1'81	1'52	4'78	7'15	11'97	—
	9	1'31	1'11	1'38	4'05	5'31	8'98	—

Tabla 3. CV.

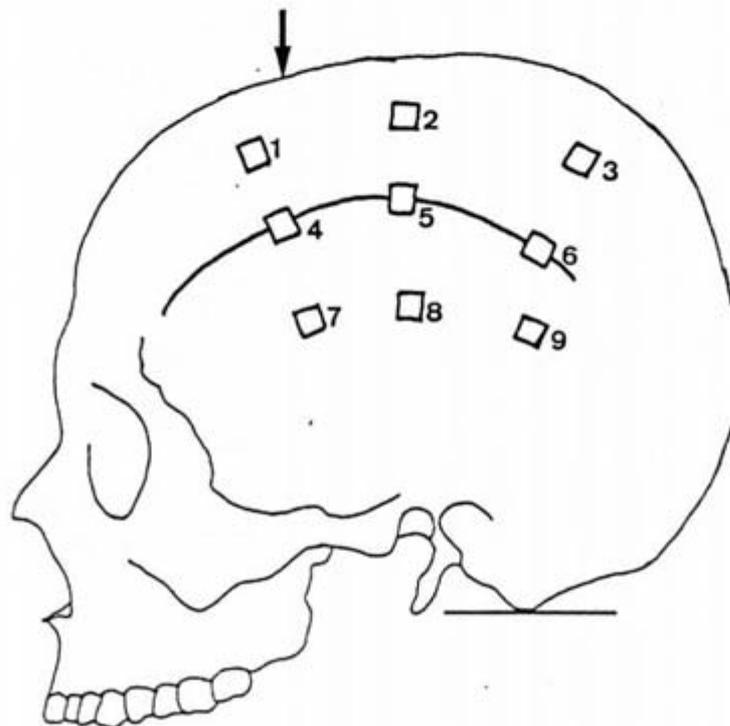


CRANEO N° 0
EJE BREG-IC D

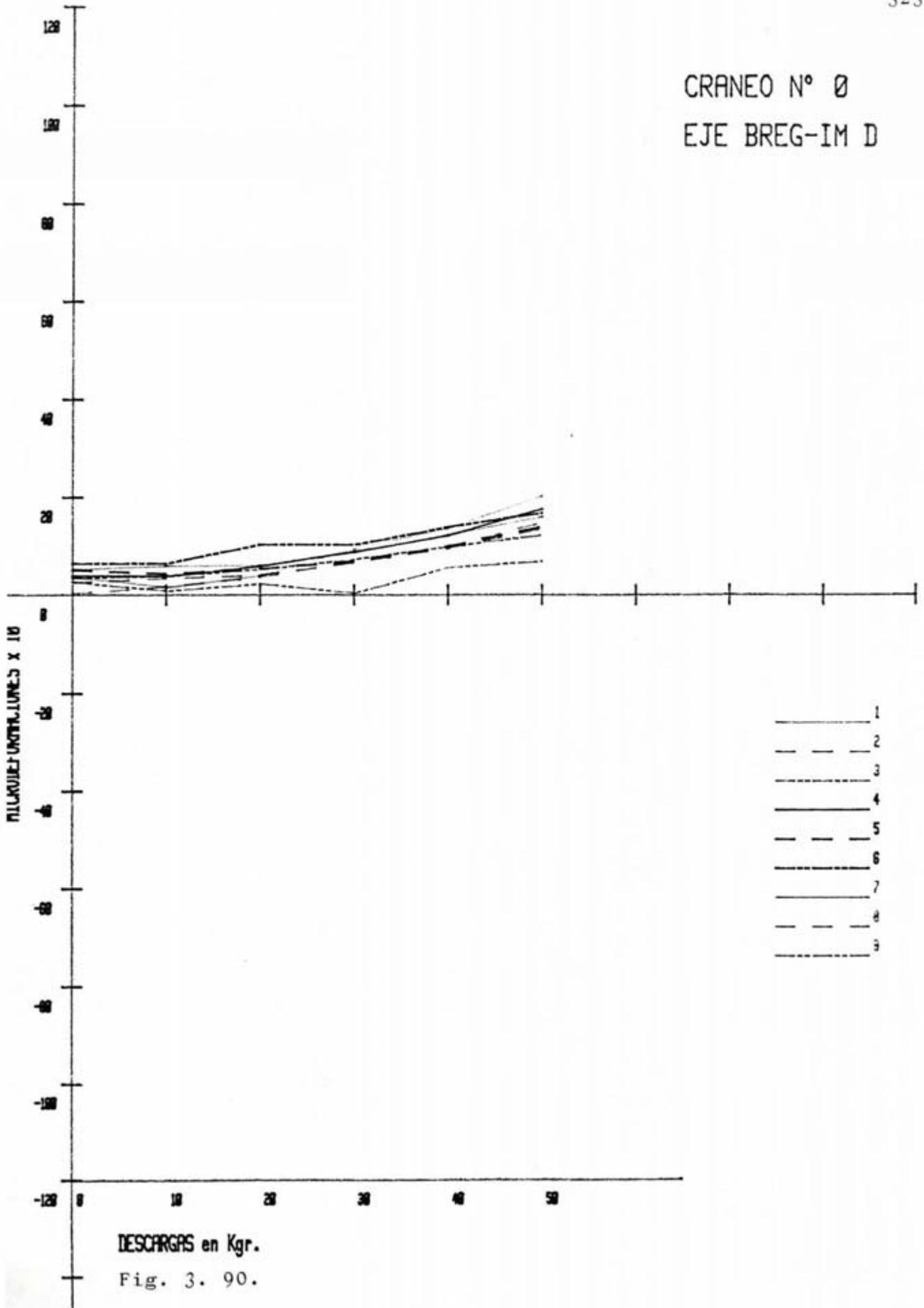


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-D		\bar{X}	BREG-I.H.					322
LOCALIZACION	N° GALGA	\emptyset	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	5'26	5'96	5'99	8'72	12'3	15'99	—
	2	2'55	3'45	4'05	6'66	9'53	13'58	—
	3	3'46	3'87	5'24	7'29	9'89	12'27	—
LTS.	4	3'84	3'84	5'86	8'82	12'13	17'56	—
	5	5'01	4'33	5'34	6'9	9'88	13'93	—
	6	6'37	6'44	10'26	10'23	13'87	16'75	—
INF.	7	3'51	1'58	3'91	9'33	13'59	20'25	—
	8	0'24	1'7	3'59	6'75	9'92	14'77	—
	9	2'53	0'82	2'23	3'03	5'57	6'86	—

Tabla 3. CVI.

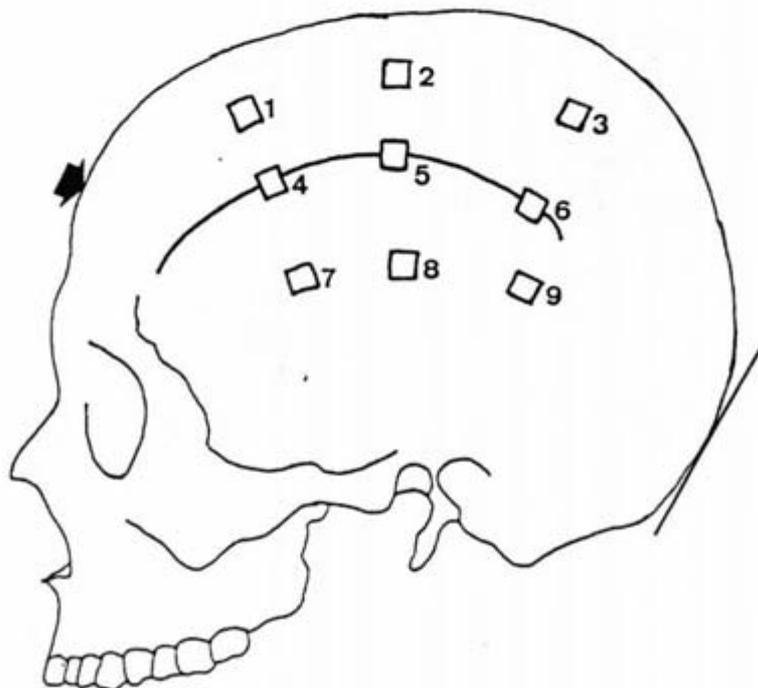


CRANEO N° 0
EJE BREG-IM D

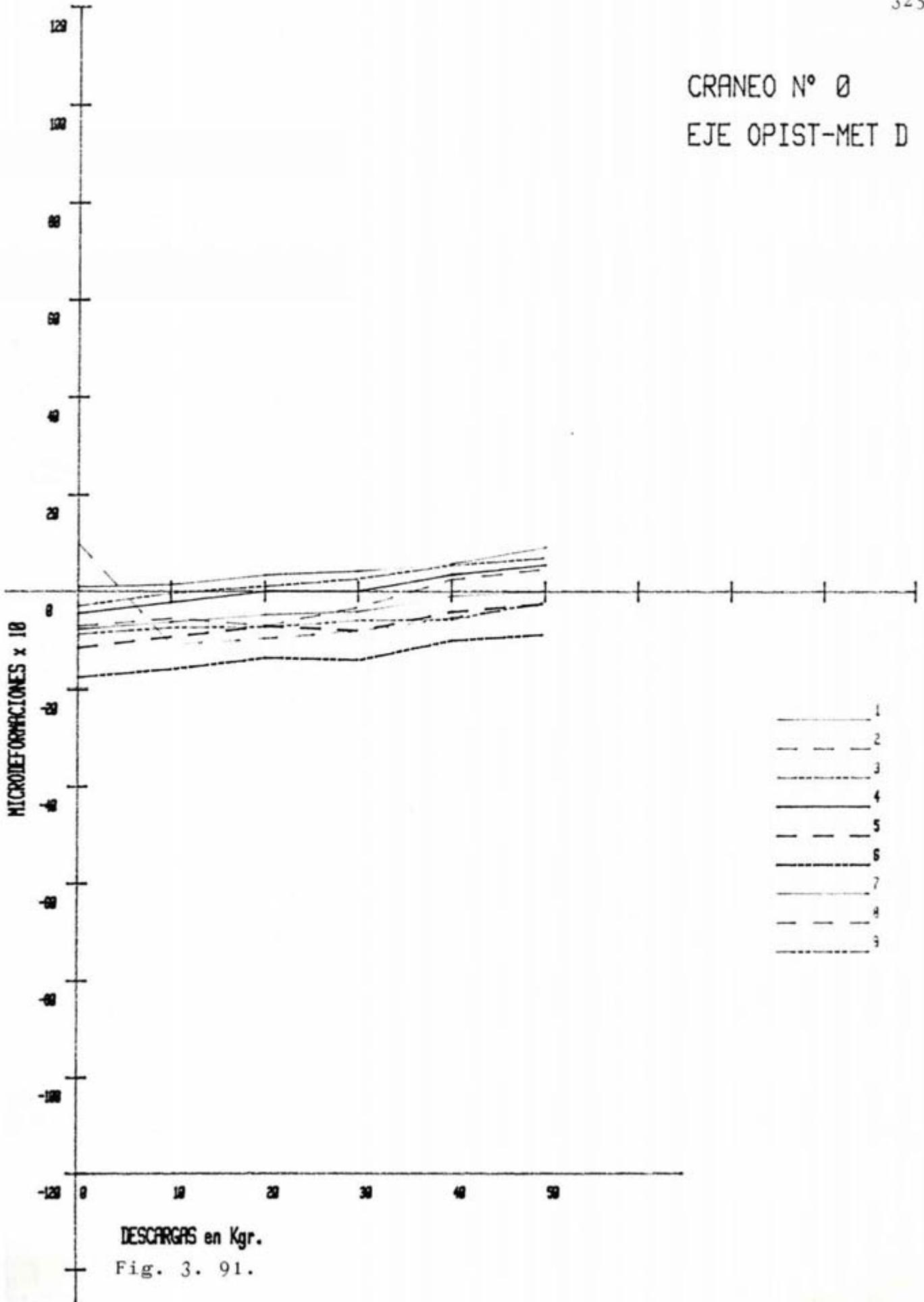


MONTAJE		TIPO	EJE					
Z-10-0		\bar{X}	OPIST-MET.					324
LOCALIZACION	N° GALGA	Ø	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	DIFER.
SUP.	1	0'99	1'51	3'46	4'3	5'79	9'2	—
	2	-6'99	-5'49	-7'05	-3'16	2'51	4'75	—
	3	-2'86	-0'29	1'14	2'69	5'47	7'05	—
LTS.	4	-4'42	-2'15	0'05	0	3'49	5'55	—
	5	-11'51	-9'29	-7'13	-2'07	-4'19	-2'42	—
	6	-17'49	-15'93	-13'67	-14'09	-10'05	-2'76	—
INF.	7	-7'74	-6'29	-4'84	-4'16	-0'95	0'03	—
	8	9'8	-10'92	-9'69	-2'11	-5'42	-2'59	—
	9	-2'74	-7'46	-7'37	-5'99	-5'85	-2'03	—

Tabla 3. CVII.



CRANEO N° 0
EJE OPIST-MET D



3.3.2. TRATAMIENTO ESTADISTICO.

Se realizó el mismo tratamiento estadístico que para la evolución de las cargas progresivas. Teniendo en cuenta que aquí se asignaron a las cargas de 50 kilogramos el número 1, descendiendo de 10 en 10 kilogramos hasta la descarga total 0 kilogramos con el número 6.

3.3.2.1. ANALISIS DE VARIANZA.

Los resultados del análisis de varianza se recogen en la tabla 3. CXVI.

Estos resultados nos permiten asegurar que los resultados de descomprimir a lo largo de los distintos ejes son diferentes entre si con una p menor de 0'001.

Lo mismo ocurre con la variación de las descargas, las respuestas tras las sucesivas descargas, suponen también una fuente de variación, para p menor de 0'001.

El tercer factor estudiado lo constituyen las galgas, en las descargas, no parece haber un comportamiento diferente de las galgas en función de su localización.

Seguidamente expresaremos las interacciones entre los diferentes factores.

Entre los ejes y las sucesivas descargas no se apreciaron diferencias significativas. Por lo tanto las diferencias entre ejes son independientes de las descargas y los valores diferentes entre las descargas son independientes del eje de aplicación.

En la interacción ejes-galgas, al contrario que en las cargas, no parece haber diferencia significativa según se actúe sobre uno u otro eje.

Entre descargas y galgas, tampoco se observan diferencias significativas.

Finalmente, la triple interacción ejes-descargas-galgas, tampoco aportó diferencias significativas.

3.3.2.2. CONTRASTES DE IGUALDAD DE MEDIAS.

El contraste de igualdad de medias entre ejes (Tabla 3. CXVII.), por una parte nos reafirma la falta de diferencia entre los ejes II y III. Por otro lado revela falta de diferencias entre los ejes I y II y además disminuye el nivel de significación en las diferencias entre I y III de p menor de 0'001 a p menor de 0'002. El resto es superponible a las diferencias apreciadas durante las cargas.

El contraste de igualdad de medias entre descargas se ofrece en la tabla 3. CXVIII.

Esta tabla marca dos hechos claros. Por un lado no hay diferencias significativas entre una descarga aplicada y el valor obtenido tras descargar y pasar a la inmediatamente inferior. Por otro lado se acentúan,

con respecto al proceso de carga, la diferencias entre el resto de las descargas y la descarga uno, teniendo una p menor de 0'001.

3.3.2.3. ANALISIS DE REGRESION.

Siguiendo el mismo proceso que para las cargas se ha realizado un análisis de regresión, que presentamos en la tabla 3. CXIX.

<u>COEFICIENTES</u>	<u>ESTIMACION</u>	<u>t-STUDENT</u>
Ao (2/1)	4'710953	453'395
A1 (2/1)	-0'023049	-7'35745
S (2/1)	0'059441	
Ao (1/2)	49'96804	7'82728
A1 (1/2)	10'11849	-7'35812
S (1/2)	-1'245299	

Correlación -0'4829 (p menor de 0'001)

N=180

Tabla 3. CXIX.

Partiendo de estos datos se obtiene la expresión:

$$\ln(100+Y) = 4'7110 - 0'0230 X$$

De aquí

$$100+Y = e^{4'7110 - 0'0230 X} - 100$$

Con la que se representa la curva de ajuste de regresión que resulta ser una exponencial decreciente. (Fig. 3. 93.).

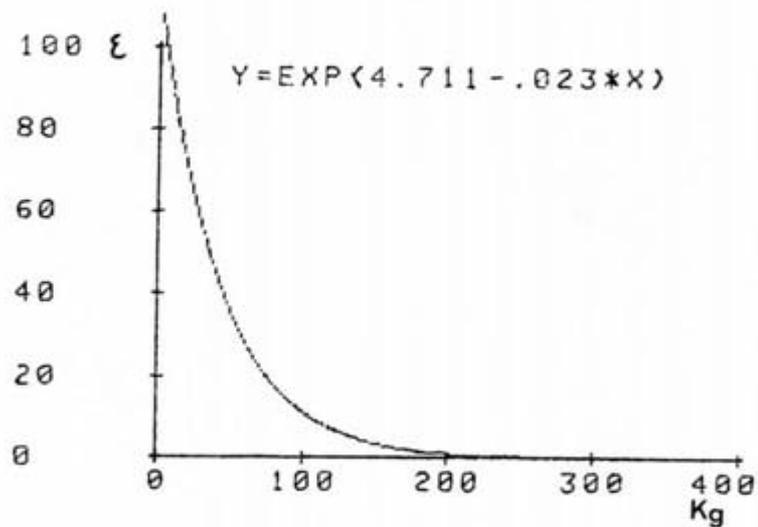


Fig. 3. 93. Curva de regresión descarga-deformación.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	2089.2	3.868889	30.3614	1.306547
2	2600.398	4.815552	18.15582	.781302
3	4075.999	7.548147	17.00801	.7319081
4	-1853.6	-3.432592	28.63642	1.232315

Tabla 3. CIX.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	3426.1	9.516945	24.00831	1.265349
2	2140.2	5.944999	22.36907	1.178953
3	1201.3	3.336944	23.90884	1.260107
4	456.9998	1.269444	24.58013	1.295487
5	-86.80009	-.2411114	25.3432	1.335704
6	-225.8	-.6272223	25.83679	1.361718

Tabla 3. CX.

Nivel	Total	Media	Desv.tip.	Error
1	1514.1	6.308749	20.03462	1.293229
2	847.6998	3.532083	21.05506	1.359098
3	1491.3	6.21375	18.26375	1.17892
4	889.6999	3.707083	25.30208	1.633242
5	140.1	.5837501	27.43198	1.770727
6	37.40007	.1558336	29.26051	1.888758
7	585.4998	2.439583	26.30947	1.698269
8	1041.1	4.337917	28.01701	1.80849
9	365.1	1.52125	22.71365	1.46616

Tabla 3. CXI.



Interacción 1 X 2

Nivel	Total	Media	Desv.típ.	Error
1 x 1	883.2	9.813334	29.69817	3.130462
1 x 2	533.7	5.93	26.04465	2.745347
1 x 3	379.2	4.213334	29.71855	3.132611
1 x 4	204.4	2.271111	30.70245	3.236323
1 x 5	171.1	1.901111	32.23848	3.398234
1 x 6	-82.4	-.9155555	32.19337	3.393479
2 x 1	1115.5	12.39445	15.67196	1.65197
2 x 2	731.7	8.13	14.73947	1.553676
2 x 3	510.6	5.673333	16.2742	1.715452
2 x 4	238.9	2.654444	18.08411	1.906233
2 x 5	-14.80001	-.1644445	18.6232	1.963057
2 x 6	18.49999	.2055555	21.3623	2.251784
3 x 1	1319.6	14.66222	18.34166	1.93338
3 x 2	966.7999	10.74222	15.99315	1.685826
3 x 3	677.3	7.525555	15.88833	1.674777
3 x 4	464.7	5.163333	16.43871	1.732792
3 x 5	319.9	3.554445	17.17172	1.810058
3 x 6	327.7	3.641111	15.10574	1.592285
4 x 1	107.8	1.197778	27.15765	2.862668
4 x 2	-92.00002	-1.022223	27.81751	2.932223
4 x 3	-365.8	-4.064445	28.41651	2.995364
4 x 4	-451	-5.011112	28.62333	3.017164
4 x 5	-563	-6.255556	28.86045	3.042158
4 x 6	-489.6	-5.44	30.11738	3.17465

Tabla 3. CXII.



Interacción 1 X 3

Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1	474.5	7.908334	28.86472	3.726419
1 x 2	285.1	4.751667	29.78016	3.844602
1 x 3	469.7	7.828334	23.92886	3.089202
1 x 4	45.69998	.7616664	32.12795	4.1477
1 x 5	-133.8	-2.23	34.32801	4.431727
1 x 6	-45.6	-.76	31.0858	4.013159
1 x 7	-45	-.75	35.06545	4.52693
1 x 8	730.9	12.18167	28.5717	3.688591
1 x 9	307.7	5.128333	24.24392	3.129877
2 x 1	244.9	4.081666	16.65353	2.149962
2 x 2	318.7	5.311666	14.06392	1.815644
2 x 3	469.4	7.823334	14.44469	1.864802
2 x 4	298.3	4.971666	17.5609	2.267102
2 x 5	246	4.1	21.17499	2.73368
2 x 6	243.6	4.060001	22.68612	2.928765
2 x 7	348.3	5.805	17.63029	2.276061
2 x 8	209.8	3.496667	18.57377	2.397864
2 x 9	221.4	3.69	18.45965	2.38313
3 x 1	542.2	9.036667	14.61307	1.886539
3 x 2	398.2	6.636667	11.42389	1.474818
3 x 3	420.2	7.003333	14.12027	1.822919
3 x 4	520.5	8.675	19.11598	2.467862
3 x 5	453.9	7.565	15.5184	2.003416
3 x 6	639.2	10.65333	20.69534	2.671757
3 x 7	521.7	8.694999	17.31783	2.235722
3 x 8	369.7	6.161667	20.14133	2.600234
3 x 9	210.4	3.506667	16.91378	2.18356
4 x 1	252.5	4.208334	16.19008	2.090131
4 x 2	-154.3	-2.571667	22.50682	2.905617
4 x 3	132	2.2	18.2128	2.351262
4 x 4	25.20001	.4200001	28.4431	3.671988
4 x 5	-426	-7.1	31.84936	4.111735
4 x 6	-799.8	-13.33	34.74591	4.485678
4 x 7	-239.5	-3.991666	28.74792	3.711341
4 x 8	-269.3	-4.488334	37.80675	4.88083
4 x 9	-374.4	-6.24	27.69737	3.575714

Tabla 3. CXIII.

Interacción 2 X 3

Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1	535.1	13.3775	19.73694	3.120684
1 x 2	498.5	12.4625	20.08342	3.175468
1 x 3	476.9	11.9225	18.53499	2.930639
1 x 4	445.1	11.1275	23.34272	3.690808
1 x 5	264.7	6.617501	24.73227	3.910515
1 x 6	207.5	5.1875	28.25033	4.466769
1 x 7	338.8	8.469999	26.22856	4.1471
1 x 8	441.8	11.045	27.48794	4.346226
1 x 9	217.7	5.4425	23.95492	3.787604
2 x 1	354.3	8.8575	18.82131	2.975911
2 x 2	271.6	6.79	17.72945	2.803272
2 x 3	348.8	8.72	16.18217	2.558626
2 x 4	231.3	5.7825	21.98887	3.476746
2 x 5	166.8	4.170001	23.61416	3.733727
2 x 6	136.3	3.407499	26.95236	4.261543
2 x 7	215	5.375001	23.59076	3.730026
2 x 8	244.9	6.122499	26.68551	4.219349
2 x 9	171.2	4.28	22.51858	3.560501
3 x 1	262.2	6.555001	19.12306	3.023621
3 x 2	149.6	3.74	20.70943	3.274448
3 x 3	252.8	6.32	17.39191	2.749903
3 x 4	120.2	3.005	23.76034	3.75684
3 x 5	33.90001	.8475002	26.82078	4.240739
3 x 6	-11.79999	-.2949998	28.80937	4.555161
3 x 7	110.4	2.76	25.30424	4.000951
3 x 8	200.9	5.0225	27.73465	4.385233
3 x 9	83.1	2.0775	21.92181	3.466143
4 x 1	172.3	4.307501	19.82444	3.134519
4 x 2	18.89999	.4724999	22.07961	3.491092
4 x 3	196.4	4.910001	17.6791	2.795311
4 x 4	58.9	1.4725	24.61298	3.891654
4 x 5	-44.2	-1.105	27.924	4.415171
4 x 6	-33.8	-.845	29.27822	4.629293
4 x 7	6	.15	26.35788	4.167547
4 x 8	75.3	1.8825	27.894	4.410428
4 x 9	7.200014	.1800004	22.20174	3.510403
5 x 1	130.5	3.2625	20.15135	3.186208
5 x 2	-5.900001	-.1475	21.01335	3.322503
5 x 3	161.1	4.0275	18.1708	2.873056
5 x 4	28.3	.7075001	28.01625	4.429758
5 x 5	-162.8	-4.07	28.25982	4.468271
5 x 6	-147.3	-3.6825	30.2644	4.785222
5 x 7	-29.9	-.7475	28.07969	4.439789
5 x 8	-18.30001	-.4575002	28.0899	4.441403
5 x 9	-42.49999	-1.0625	21.60612	3.416227
6 x 1	59.7	1.4925	20.16795	3.188833
6 x 2	-85.00001	-2.125	20.9512	3.312676
6 x 3	55.30001	1.3825	19.5466	3.090588
6 x 4	5.9	.1475	27.76671	4.390302
6 x 5	-118.3	-2.9575	31.01063	4.903212
6 x 6	-113.5	-2.8375	30.79994	4.869898
6 x 7	-54.8	-1.37	26.64883	4.21355
6 x 8	96.5	2.4125	28.71088	4.539589
6 x 9	-71.6	-1.79	23.05412	3.645176

Tabla 3. CXIV.



Interacción 1 X 2 X 3

Nivel	Total	Media	Desv. típ.	Error
1 x 1 x 1	152.5	15.25	29.86072	9.442788
1 x 1 x 2	173.6	17.36	29.43138	9.30702
1 x 1 x 3	148.2	14.82	24.29674	7.683305
1 x 1 x 4	69.6	6.96	26.57169	8.402704
1 x 1 x 5	33.7	3.37	28.10609	8.887924
1 x 1 x 6	19.5	1.95	30.32033	9.588131
1 x 1 x 7	6.199997	.6199997	34.67708	10.96586
1 x 1 x 8	200.3	20.03	29.05423	9.187752
1 x 1 x 9	79.6	7.96	26.6881	8.439517
1 x 2 x 1	90.7	9.07	26.1764	8.277705
1 x 2 x 2	58.5	5.85	25.25673	7.98688
1 x 2 x 3	92.8	9.280001	21.14204	6.685698
1 x 2 x 4	-10.9	-1.09	23.93894	7.570158
1 x 2 x 5	32.9	3.29	26.40335	8.349473
1 x 2 x 6	13.6	1.36	25.65242	8.112005
1 x 2 x 7	6.800003	.6800003	30.41976	9.619572
1 x 2 x 8	128.4	12.84	26.82817	8.483811
1 x 2 x 9	120.9	12.09	23.4515	7.416016
1 x 3 x 1	76.9	7.69	27.90313	8.823746
1 x 3 x 2	43.1	4.31	29.29377	9.263503
1 x 3 x 3	81	8.100001	23.32574	7.376246
1 x 3 x 4	-25	-2.5	28.74109	9.088729
1 x 3 x 5	-18.9	-1.89	31.65042	10.00874
1 x 3 x 6	-15.8	-1.58	31.50472	9.962668
1 x 3 x 7	-1	-.1	35.43854	11.20665
1 x 3 x 8	166.7	16.67	28.62936	9.053398
1 x 3 x 9	72.2	7.22	23.36997	7.390234
1 x 4 x 1	57.6	5.76	28.63212	9.054272
1 x 4 x 2	21.3	2.13	29.70778	9.394424
1 x 4 x 3	75.6	7.56	23.11152	7.308505
1 x 4 x 4	-24.3	-2.43	31.30438	9.899313
1 x 4 x 5	-56.1	-5.61	37.38113	11.82095
1 x 4 x 6	-19.7	-1.97	32.47134	10.26834
1 x 4 x 7	-15.9	-1.59	35.59119	11.25492
1 x 4 x 8	121.1	12.11	27.26406	8.621652
1 x 4 x 9	44.80001	4.480001	23.37849	7.392926
1 x 5 x 1	66.7	6.67	29.75735	9.410101
1 x 5 x 2	9.5	.95	30.65653	9.694444
1 x 5 x 3	61.30001	6.13	23.90339	7.558916
1 x 5 x 4	23.1	2.31	39.5012	12.49138
1 x 5 x 5	-54.7	-5.470001	36.30659	11.48115
1 x 5 x 6	-31.5	-3.15	33.17081	10.48953
1 x 5 x 7	-8.099999	-.8099998	38.24219	12.09324
1 x 5 x 8	92	9.2	28.52998	9.021972
1 x 5 x 9	12.8	1.28	22.79003	7.206842
1 x 6 x 1	30.1	3.01	29.20344	9.234939
1 x 6 x 2	-20.9	-2.09	30.13359	9.529077
1 x 6 x 3	10.8	1.08	25.47661	8.056411
1 x 6 x 4	13.2	1.32	38.50145	12.17523
1 x 6 x 5	-70.7	-7.07	41.93834	13.26207
1 x 6 x 6	-11.7	-1.17	32.45767	10.26401
1 x 6 x 7	-33	-3.3	35.39788	11.19379
1 x 6 x 8	22.4	2.24	27.70052	8.759671
1 x 6 x 9	-22.6	-2.26	22.83875	7.222246



2 x 1 x 1	130.7	13.07	13.24478	4.188366
2 x 1 x 2	141.6	14.16	14.21986	4.496714
2 x 1 x 3	135.5	13.55	15.17335	4.798234
2 x 1 x 4	144.4	14.44	14.24277	4.503959
2 x 1 x 5	115.9	11.59	14.7209	4.655158
2 x 1 x 6	108.1	10.81	16.2931	5.152329
2 x 1 x 7	129.8	12.98	16.40346	5.187231
2 x 1 x 8	119.7	11.97	16.04706	5.074526
2 x 1 x 9	89.8	8.980001	19.14663	6.054697
2 x 2 x 1	82.7	8.27	15.84058	5.009233
2 x 2 x 2	92.7	9.269999	13.3091	4.208707
2 x 2 x 3	102.4	10.24	12.6219	3.991396
2 x 2 x 4	86	8.600001	13.26167	4.193709
2 x 2 x 5	77	7.7	14.52618	4.593582
2 x 2 x 6	84.5	8.45	16.87372	5.33594
2 x 2 x 7	81.8	8.18	14.55512	4.602734
2 x 2 x 8	71.5	7.15	15.05292	4.760153
2 x 2 x 9	53.1	5.31	15.57745	4.926022
2 x 3 x 1	55.1	5.51	14.60359	4.618061
2 x 3 x 2	71.5	7.15	12.66154	4.00393
2 x 3 x 3	72	7.2	12.63179	3.994521
2 x 3 x 4	57	5.7	14.67133	4.639483
2 x 3 x 5	64.5	6.45	19.93115	6.302781
2 x 3 x 6	42.5	4.25	20.62122	6.521001
2 x 3 x 7	59.7	5.970001	15.87854	5.021236
2 x 3 x 8	47.8	4.78	16.72081	5.287586
2 x 3 x 9	40.5	4.05	16.44295	5.199717
2 x 4 x 1	20.2	2.02	17.02879	5.384976
2 x 4 x 2	27.6	2.76	12.57269	3.975832
2 x 4 x 3	57	5.7	13.99721	4.426308
2 x 4 x 4	24.1	2.41	17.02049	5.38235
2 x 4 x 5	29.8	2.98	21.54817	6.81413
2 x 4 x 6	20	2	24.23737	7.664529
2 x 4 x 7	31.2	3.12	17.56837	5.555606
2 x 4 x 8	15.2	1.52	18.09071	5.720783
2 x 4 x 9	13.8	1.38	17.5653	5.554634
2 x 5 x 1	-10.9	-1.09	16.0853	5.086619
2 x 5 x 2	5	.5	12.11231	3.830248
2 x 5 x 3	64	6.4	12.17341	3.849572
2 x 5 x 4	-11.7	-1.17	18.452	5.835034
2 x 5 x 5	-58.6	-5.86	22.56516	7.13573
2 x 5 x 6	-20.9	-2.09	25.75797	8.145384
2 x 5 x 7	25.3	2.53	17.94782	5.675597
2 x 5 x 8	-18.1	-1.81	18.53712	5.861953
2 x 5 x 9	11.1	1.11	17.19735	5.43828
2 x 6 x 1	-32.9	-3.29	17.02941	5.385174
2 x 6 x 2	-19.7	-1.97	12.73986	4.028698
2 x 6 x 3	38.5	3.85	17.24328	5.452802
2 x 6 x 4	-1.5	-.15	21.26741	6.725344
2 x 6 x 5	17.4	1.74	26.6683	8.433258
2 x 6 x 6	9.400001	.9400002	27.29367	9.631016
2 x 6 x 7	20.5	2.05	20.29666	6.418369
2 x 6 x 8	-26.3	-2.63	21.88452	6.920492
2 x 6 x 9	13.1	1.31	22.63287	7.157142



3 x 1 x 1	159.9	15.99	14.56025	4.604356
3 x 1 x 2	135.8	13.58	11.00671	3.480627
3 x 1 x 3	122.7	12.27	14.9163	4.71695
3 x 1 x 4	175.6	17.56	21.07089	6.6632
3 x 1 x 5	139.3	13.93	17.91603	5.665546
3 x 1 x 6	167.5	16.75	21.9582	6.943792
3 x 1 x 7	202.5	20.25	17.83991	5.641476
3 x 1 x 8	147.7	14.77	21.28746	6.731687
3 x 1 x 9	68.6	6.86	18.42543	5.826632
3 x 2 x 1	123	12.3	14.87313	4.703297
3 x 2 x 2	95.3	9.530001	9.459814	2.991456
3 x 2 x 3	98.9	9.890001	11.62105	3.6749
3 x 2 x 4	121.3	12.13	18.49627	5.849036
3 x 2 x 5	98.8	9.88	14.95492	4.729161
3 x 2 x 6	138.7	13.87	20.90484	6.610689
3 x 2 x 7	135.9	13.59	13.29108	4.20301
3 x 2 x 8	99.2	9.92	18.48723	5.846175
3 x 2 x 9	55.7	5.57	16.80667	5.314736
3 x 3 x 1	87.2	8.719999	14.2459	4.504948
3 x 3 x 2	66.6	6.66	10.77035	3.405883
3 x 3 x 3	72.9	7.29	13.29274	4.203533
3 x 3 x 4	88.2	8.82	18.37965	5.812156
3 x 3 x 5	69	6.9	14.73398	4.659292
3 x 3 x 6	102.3	10.23	20.05333	6.34142
3 x 3 x 7	93.3	9.33	11.97164	3.785764
3 x 3 x 8	67.5	6.75	19.00691	6.010512
3 x 3 x 9	30.3	3.03	16.70354	5.282122
3 x 4 x 1	59.9	5.99	14.85803	4.69852
3 x 4 x 2	40.5	4.05	11.46833	3.626603
3 x 4 x 3	52.4	5.24	13.52917	4.278299
3 x 4 x 4	58.6	5.86	18.47421	5.842058
3 x 4 x 5	53.4	5.34	14.59042	4.613897
3 x 4 x 6	102.6	10.26	17.41862	5.508252
3 x 4 x 7	39.1	3.91	18.25303	5.772114
3 x 4 x 8	35.9	3.59	19.37712	6.127584
3 x 4 x 9	22.3	2.23	17.01341	5.380113
3 x 5 x 1	59.6	5.96	12.94505	4.093585
3 x 5 x 2	34.5	3.45	11.18135	3.535852
3 x 5 x 3	38.7	3.87	15.07422	4.766887
3 x 5 x 4	38.4	3.84	18.66736	5.903138
3 x 5 x 5	43.3	4.33	15.16444	4.795416
3 x 5 x 6	64.4	6.44	20.50128	6.483073
3 x 5 x 7	15.8	1.58	20.40362	6.452191
3 x 5 x 8	17	1.7	20.33249	6.429696
3 x 5 x 9	8.200001	.8200001	16.60758	5.251777
3 x 6 x 1	52.6	5.26	12.83154	4.057689
3 x 6 x 2	25.5	2.55	10.47485	3.312439
3 x 6 x 3	34.6	3.46	13.78929	4.360555
3 x 6 x 4	38.4	3.84	15.27319	4.829808
3 x 6 x 5	50.1	5.01	13.11872	4.148505
3 x 6 x 6	63.7	6.37	20.99553	6.639368
3 x 6 x 7	35.1	3.51	12.38713	3.917153
3 x 6 x 8	2.400002	.2400002	18.40648	5.820639
3 x 6 x 9	25.3	2.53	14.9896	4.740128



4 × 1 × 1	92	9.2	15.84998	5.012205
4 × 1 × 2	47.5	4.75	18.33626	5.798435
4 × 1 × 3	70.5	7.05	17.211	5.442596
4 × 1 × 4	55.5	5.55	26.94087	8.519451
4 × 1 × 5	-24.2	-2.42	30.80061	9.740008
4 × 1 × 6	-87.6	-8.76	33.98612	10.74736
4 × 1 × 7	.2999992	2.999992E-02		25.8834
8.185048				
4 × 1 × 8	-25.9	-2.59	34.44069	10.8911
4 × 1 × 9	-20.3	-2.03	28.28972	8.945993
4 × 2 × 1	57.9	5.79	15.42656	4.878308
4 × 2 × 2	25.1	2.51	17.88717	5.65642
4 × 2 × 3	54.7	5.470001	17.07478	5.39952
4 × 2 × 4	34.9	3.49	27.24461	8.615503
4 × 2 × 5	-41.9	-4.19	31.35266	9.914581
4 × 2 × 6	-100.5	-10.05	34.72392	10.98067
4 × 2 × 7	-9.500002	-.9500002	27.83571	8.802422
4 × 2 × 8	-54.2	-5.42	36.96641	11.68981
4 × 2 × 9	-58.5	-5.85	28.052	8.870821
4 × 3 × 1	43	4.3	15.99431	5.057845
4 × 3 × 2	-31.6	-3.16	22.64934	7.162349
4 × 3 × 3	26.9	2.69	17.6495	5.581263
4 × 3 × 4	0	0	28.26118	8.936968
4 × 3 × 5	-80.7	-8.07	33.26097	10.51804
4 × 3 × 6	-140.8	-14.08	34.30583	10.84846
4 × 3 × 7	-41.6	-4.16	28.29036	8.946198
4 × 3 × 8	-81.1	-8.11	36.12734	11.42447
4 × 3 × 9	-59.9	-5.99	27.02593	8.546349
4 × 4 × 1	34.6	3.46	15.1856	4.802108
4 × 4 × 2	-70.5	-7.05	26.46739	8.369721
4 × 4 × 3	11.4	1.14	17.75191	5.613647
4 × 4 × 4	.500001	.0500001	27.83625	8.802593
4 × 4 × 5	-71.3	-7.13	30.48974	9.641701
4 × 4 × 6	-136.7	-13.67	34.44486	10.89242
4 × 4 × 7	-48.4	-4.84	28.62713	9.052692
4 × 4 × 8	-96.9	-9.690001	37.74458	11.93588
4 × 4 × 9	-73.7	-7.37	27.31271	8.637038
4 × 5 × 1	15.1	1.51	16.48008	5.211458
4 × 5 × 2	-54.9	-5.49	22.6182	7.152502
4 × 5 × 3	-2.900001	-.2900001	18.57958	5.87538
4 × 5 × 4	-21.5	-2.15	29.43261	9.307408
4 × 5 × 5	-92.8	-9.280001	32.16034	10.16999
4 × 5 × 6	-159.3	-15.93	34.99103	11.06513
4 × 5 × 7	-62.9	-6.29	30.10145	9.518912
4 × 5 × 8	-109.2	-10.92	37.09393	11.73013
4 × 5 × 9	-74.6	-7.46	26.86396	8.495129
4 × 6 × 1	9.900003	.9900004	16.7294	5.290302
4 × 6 × 2	-69.9	-6.99	23.02614	7.281503
4 × 6 × 3	-28.6	-2.86	19.05913	6.027026
4 × 6 × 4	-44.2	-4.42	29.6659	9.381181
4 × 6 × 5	-115.1	-11.51	32.07661	10.14351
4 × 6 × 6	-174.9	-17.49	35.19609	11.12998
4 × 6 × 7	-77.4	-7.74	30.6989	9.707844
4 × 6 × 8	98	9.8	40.34177	12.75719
4 × 6 × 9	-87.4	-8.74	28.11815	8.89174

Tabla 3. CXV.



TABLA DE ANALISIS DE VARIANZA (4 x 6 x 9 x10)

F. VARIACION	G.L.	S. CUADRADOS	M. CUADRATICAS	F-SNEDECOR	P <
F1: EJES	3	Q = 35615'81	M = 11871'94	F = 19'10763	0'001
F2: DESCARGAS	5	Q = 27962'53	M = 5592'505	F = 9'001019	0'001
F3: GALGAS	8	Q = 9580'25	M = 1197'531	F = 1'927402	N.S.
1x2	15	Q = 1625'674	M = 108'3783	F = 0'1744326	N.S.
1x3	24	Q = 18513'93	M = 771'4136	F = 1'241574	N.S.
2x3	40	Q = 1630'438	M = 40'76094	F = 0'065603	N.S.
1x2x3	120	Q = 7656'362	M = 63'80302	F = 0'1026896	N.S.
ERROR	944	Q ₀ = 1207844	M ₀ = 621'319		

Tabla 3. CXVI.

CONTRASTES DE IGUALDAD DE MEDIAS ENTRE EJES

T (1-2) = - 0'6240751	N.S.
T (1-3) = - 2'42537	P < 0'002
T (1-4) = 4'813231	P < 0'001
T (2-3) = - 1'801295	N.S.
T (2-4) = 5'437306	P < 0'001
T (3-4) = 7'2386	P < 0'001

Tabla 3. CXVII.

CONTRASTES DE IGUALDAD DE MEDIAS ENTRE CARGAS

T (1-2) = 1'922553	N.S.
T (1-3) = 3'326346	P < 0'001
T (1-4) = 4'439165	P < 0'001
T (1-5) = 5'252182	P < 0'001
T (1-6) = 5'459998	P < 0'001
T (2-3) = 1'403794	N.S.
T (2-4) = 2'516612	P < 0'02
T (2-5) = 3'329629	P < 0'001
T (2-6) = 3'537445	P < 0'001
T (3-4) = 1'112819	N.S.
T (3-5) = 1'925836	N.S.
T (3-6) = 2'133652	P < 0'05
T (4-5) = 0'8130171	N.S.
T (4-6) = 1'020833	N.S.
T (5-6) = 0'2078159	N.S.

Tabla 3. CXVIII.

3.4. CURVAS (Carga-Descarga)-DEFORMACION.

Se han realizado las curvas de los valores medios de las cargas y las descargas frente a las deformaciones registradas con el fin de observar si el craneo se llega a recuperar de la deformación sufrida por un lado y además comparar las curvas de los ejes II y III, ambos verticales con diferentes apoyos (condileo o mastoideo). (Figuras 3. 94 a 3. 97).

Se observan que en ninguno de los cuatro ejes se alcanza la recuperación total. Además entre los ejes 2 y 3 existe una diferencia de recuperación importante de 3'43 microdeformaciones.

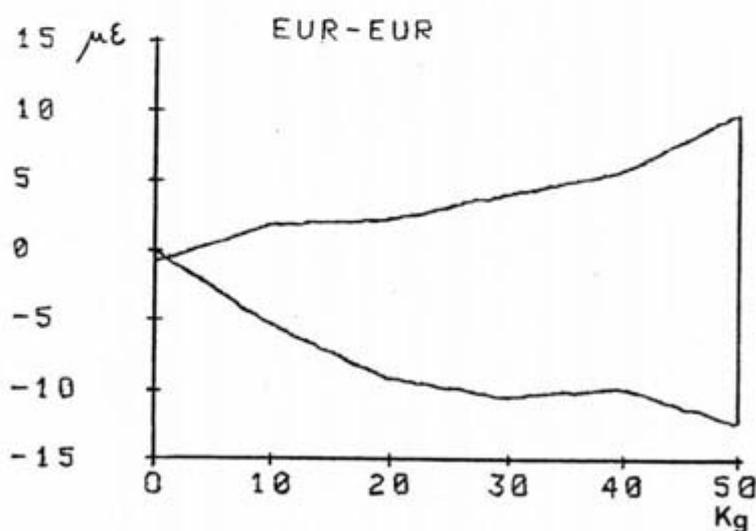


Fig. 3. 94.- Curva (Carga-Descarga)-Deformación del eje Eurion-Eurion (I).

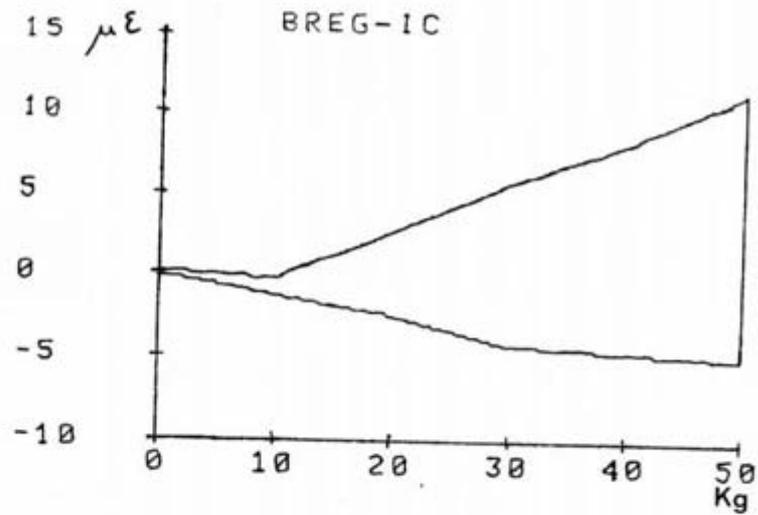


Fig. 3. 95.- Curva (Carga-Descarga)-Deformación del eje Bregma-Plano Intercondíleo (II).

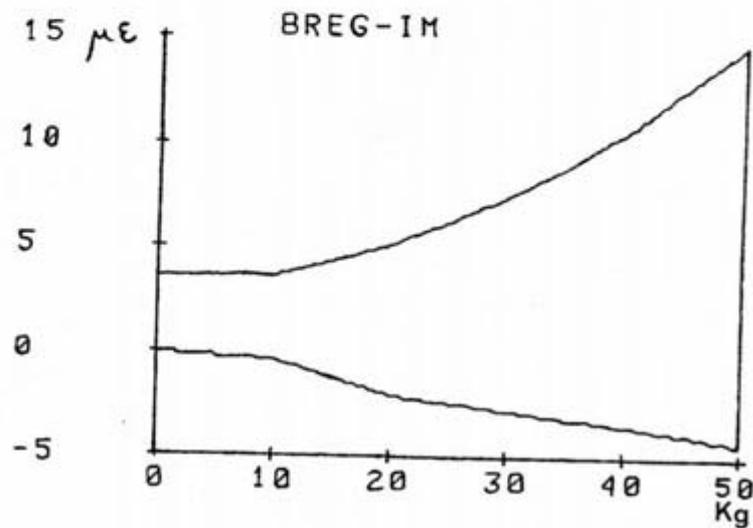


Fig. 3. 96.- Curva (Carga-Descarga)-Deformación del eje Bregma-Plano Intermastoideo (III).

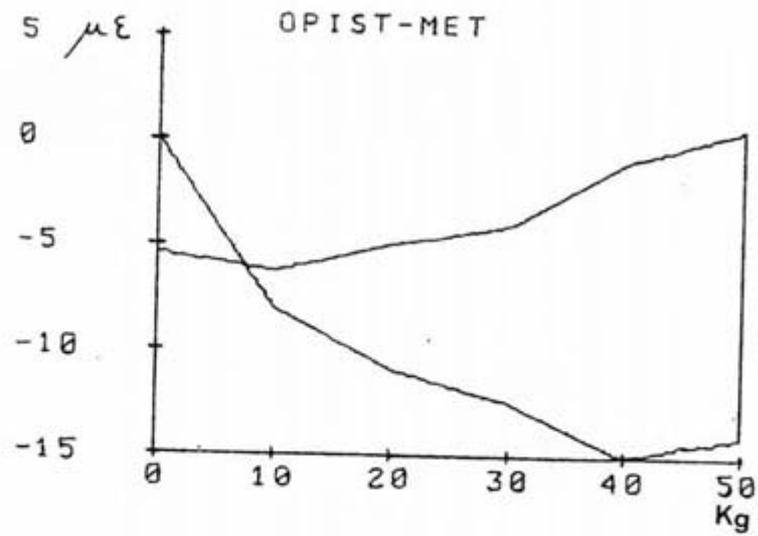


Fig. 3. 96.- Curva (Carga-descarga)-Deformación del eje Opistocraneo-Metopion (IV).

4 DISCUSION Y COMENTARIOS



4 - DISCUSION Y COMENTARIOS

Al iniciar este trabajo nos planteamos conocer el comportamiento del craneo humano bajo compresiones progresivas y localizar los refuerzos estructurales a nivel de la bóveda.

Además, la comprobación del comportamiento elástico del hueso craneal, la hysteresis, y el estudio, en particular, de las reacciones de la base del craneo a la aplicación de cargas en diferentes puntos completaban el rumbo a seguir en nuestro programa.

En la revisión de la literatura realizada, lo primero que llamó nuestra atención fue la escasez de trabajos recientes sobre la estructura del hueso a nivel craneal. Otro detalle destacable es la gran variabilidad de los tipos de ensayos llevados a cabo por los diferentes autores. Variabilidad en cuanto al tipo de muestras, su método de conservación, técnica de aplicación del ensayo, etc. De entre estos trabajos queremos destacar aquellos que por su aportación al conocimiento del comportamiento biomecánico del craneo, o por su carácter de revisión y actualización de los estudios realizados, representan el centro de los conocimientos más actuales sobre este tema.

Desde un punto de vista genérico podríamos dividir los trabajos encontrados durante la revisión de la literatura realizada en dos grupos. Los que, utilizando



diversas técnicas, centran su esfuerzo en el conocimiento del tejido óseo a nivel craneal y los que estudian el tejido óseo en general.

En el primer grupo destacan los trabajos de Dempster (1967), que agrupan los distintos elementos morfológicos presentes en el craneo dentro de siete clases diferentes y les atribuye un modelo de comportamiento mecánico.

Para Buckland-Wright, a lo largo de diferentes trabajos (1976, 1977, 1978), queda clara la inexactitud de la Teoría Trayectorial original y propone que la orientación, a modo de barras óseas, de los refuerzos, es la óptima para transmitir las fuerzas de unas regiones a otras.

Mención especial merecen los trabajos desarrollados por el grupo de Gurdjian, en Detroit, (1947, 1947, 1950); a lo largo de varias publicaciones exponen sus resultados tras someter a impactos el craneo humano y valorar los mecanismos de producción de las fracturas.

Demes (1985) analiza el comportamiento mecánico de modelos esféricos del craneo por medio de la fotoelasticidad, descartando esta técnica como la más adecuada para este tipo de ensayos.

La interferometría holográfica como método de estudio agrupa a otra serie de autores como Kragt et al (1983), Spetzler (1980), Hoyer (1983), etc. Partiendo de planteamientos diferentes, ya sean compresiones



progresivas, aplicación de vibraciones, aplicación de impactos, establecen los patrones de deformación del craneo.

También sobre el tejido óseo craneal se han realizado estudios de sus propiedades mecánicas a partir de muestras tomadas de diferentes localizaciones. En ellos se han estudiado la resistencia a la compresión, las tensiones, el módulo de elasticidad, los porcentajes de compromiso mecánico ante las sollicitaciones del diploe y de las tablas interna y externa, etc.

A lo largo de la introducción se ha desgranado la contribución de los distintos autores a cada una de estas parcelas. Citaremos a Evans (1957), Robbins (1969), Barber (1970), Wood (1971) y el grupo de Funktionelle und Angerwandte Anatomie, de la Facultad de Medicina de Hannover, dirigido por el Prof. Lippert (1974).

La bibliografía recogida de trabajos sobre el tejido óseo en general, con independencia de la especie animal estudiada, en los que se realizan ensayos partiendo de huesos no localizados en el craneo, es lógicamente mucho más numerosa.

Hemos seleccionado los trabajos donde sus autores analizan las propiedades mecánicas del tejido óseo, intentan establecer analogías de tipo mecánico o, finalmente, evalúan la modificación de dichas propiedades mecánicas tras someter al tejido óseo en el individuo a diferentes tipos de estímulos.



Sería imperdonable dejar de hacer referencia a los trabajos de Sedlin (1965), Currey (1970) y Cowin (1983) por la exhaustividad con que revisan las propiedades mecánicas del hueso. Para terminar esta somera visión de la literatura publicada sobre esta parcela de tejido óseo, solo recordaremos algunos autores que han intentado establecer modelos mecánicos del tejido óseo como Currey (1964), Ferré et al (1982), Krajcinovic et al (1987), etc.

Una vez finalizada la revisión de los trabajos publicados establecimos el planteamiento y protocolo de trabajo a desarrollar en nuestro estudio.

Elegimos la bóveda craneal como pieza principal de estudio, aunque nos atrajo desde el primer momento las modificaciones que se generarían en la base del cráneo y como se distribuirían las fuerzas por una y otra.

En particular habíamos echado en falta estudios que, centrados sobre la bóveda, analizasen el comportamiento de esta bajo compresiones de carácter progresivo.

El primer objetivo que pretendíamos cubrir fue la localización de las estructuras de refuerzo a nivel de la bóveda, arbotantes o arcos. Los trabajos de Popa (1936), Tondury (1942), Benninghoff (1949), parecían haber completado los primeros de Hunauld y los ya clásicos de Felizet (1873), pero las pequeñas discrepancias entre cada uno de los modelos propuestos por los diferentes autores, la realidad derivada de la clínica de las fracturas consecuentes a los



traumatismos craneoencefálicos y finalmente, los trabajos de Buckland-Wright (1978), que se muestra en desacuerdo con la interpretación de las líneas de la Teoría Trayectorial de Benninghoff, nos decidieron a plantear por nuestra parte un estudio que confirmase o desmintiese lo hasta entonces señalado.

Una vez localizados los arbotantes, el paso siguiente sería cuantificar numéricamente el grado de deformación que sufría la bóveda con la compresión progresiva de sus paredes y además cual era la respuesta en función de que se variase el eje de aplicación del estímulo.

Para el desarrollo del estudio seleccionamos dos técnicas. Una de ellas, aplicable en la primera fase, fue la de los barnices frágiles; su facilidad de aplicación, bajo coste y calidad de los resultados, nos permitieron la realización de la fase cualitativa del presente trabajo.

La segunda fase debería brindarnos los valores de deformación a nivel de la superficie externa del cráneo. Seleccionamos el método de la extensometría óhmica, que ofrece valores de deformación puntuales en aquellas zonas donde se sitúan los captadores o galgas extensométricas y que vendrían determinados en nuestro caso por los resultados ofrecidos por la primera fase del trabajo. Además las galgas extensométricas nos brindarían información no solo del proceso de carga progresiva sino también del proceso de descarga.

Por lo tanto se planteó un trabajo a realizar sobre craneo humano en dos fases. Una cualitativa, con bareices frágiles y cargas progresivas de 10 a 70 kg a lo largo de los ejes Eurión-Eurión y Opistocraneo-Metopion, que nos permitiría localizar los arbotantes de la bóveda craneal.

En esta primera fase optamos por los dos ejes reseñados ya que para el objetivo de localizar las zonas de refuerzo de la bóveda entendimos eran suficiente fuente de información. Además teníamos interés en contrastar lo señalado por los diferentes autores consultados sobre la mayor resistencia del craneo a estímulos mecánicos de índole anteroposterior.

La variación de la carga de 10 en 10 kilogramos, hasta 70, fue determinada en función de los resultados de los ensayos previos realizados, como la que ofrecía una mejor y más completa información.

La segunda fase se realizaría con galgas extensométricas. Cada ejemplar de craneo debería ser comprimido a lo largo de cuatro ejes, los dos ya mencionados y uno vertical que partiendo de Bregma gozaría de dos apoyos, el plano Intermastoideo y el plano Intercondileo. Debería sufrir cargas progresivas de 10 kilogramos hasta alcanzar un máximo de 50 kilogramos. Tras permanecer en una fase de adaptación de veinticuatro horas y anotar los valores de deformación registrados, sería descargado también progresivamente, tomando nota de las deformaciones, hasta dejarlo libre de carga.



Decidimos incrementar el número de ejes de aplicación con las compresiones verticales por diferentes motivos. Por un lado extraer la máxima información de cada ejemplar y por otro, estudiar las diferencias entre los dos apoyos (cóndilos o mastoides) ya que pensábamos que así podríamos clarificar en parte el comportamiento de la base craneal.

En los procesos de carga y descarga de esta fase pusimos el tope máximo en 50 kilogramos para evitar, vistos los resultados de la primera fase, la incidencia de roturas del hueso. Además, como les ocurre a todos los materiales, esperabamos objetivar la adaptación del hueso craneal a cargas mantenidas en el tiempo, por lo cual le permitimos permanecer cargado el periodo, ya señalado, de veinticuatro horas.

Posteriormente se realizarían las gráficas de deformación y el análisis estadístico de los resultados.

Para completar el estudio se trazarían las curvas (Carga-Descarga)-Deformación de los valores medios obtenidos en cada eje.

Una vez realizados los ensayos, obtuvimos los resultados que pasamos a comentar a continuación.

En la primera fase del proyecto, aplicación a la superficie craneal de barnices frágiles, de los cuatro grupos de ensayos realizados, los dos primeros, llevados a cabo sobre craneo completo y bóveda aislada, repectivamente, a lo largo del eje opistocraneo-metopión, no ofrecieron resultados positivos,



objetivables como fracturas, en el recubrimiento frágil. Esto nos indica la gran resistencia a la deformación que presenta el eje ántero-posterior del craneo humano, resultados concordantes con los valores señalados por Barber et al (1970) y Lippert y Kafer (1974) al señalar ambos autores al hueso frontal como el de mayor espesor y el de menor módulo de compresión (Barber et al, 1970). Para Lippert y Hageman (1974) el área de mayor resistencia resulta ser el frontal, concordante también con los resultados de Schroeder et al (1977).

Hay, sin embargo, un punto de discrepancia entre los resultados de Barber et al (1970) y el resto de los autores consultados. Para este autor el hueso craneal se adelgaza progresivamente desde la región anterior a la posterior, manteniéndose constantes los grosores de ambas tablas. Quizá esta diferencia de resultados se justifique, pensamos, en el diferente criterio al establecer los límites entre las tablas y el diploe, pues está claro que no hay una frontera evidente entre ambos tipos de hueso y más bien la porosidad varía de forma progresiva desde ambas compactas al diploe.

La compresión en el eje transversal intereural nos permitió localizar los isoentáticas P1, P2 y P3, cuando esta existía, con mayor incidencia en el caso de las bóvedas aisladas que en los craneos completos. Ello es debido a la mayor resistencia que ofrecen estos a las compresiones.

Ya señalamos como en el 50 % de los casos la deformación estaba circunscrita al hueso parietal; en el resto de casos cruzaba las líneas suturales en los ejemplares de mayor grado de sinostosis.

En estos casos, la osificación de la interlínea articular, o la existencia de un espacio interóseo muy reducido e interrumpido por numerosos puntos de contacto, o por puentes óseos que lo cruzan transversalmente, facilitan la transmisión de las fuerzas de deformación al otro lado de la sutura y en consecuencia, las líneas de fractura del barniz rebasan los límites del hueso sobre el que directamente se ha aplicado la compresión.

En otras ocasiones la deformación se detiene justo a nivel de las suturas cuando existe un amplio intersticio.

En los cráneos frescos estos intersticios están ocupados por tejido fibroso que se inserta fuertemente en los bordes óseos y pensamos que las fuerzas de deformación que llegan a estas suturas son absorbidas por dicho tejido y consecuentemente se detiene su propagación hacia el otro lado.

En cuanto a las modificaciones arquitectónicas de las paredes hemos observado diastasis y fracturas. En el primer caso las fuerzas de deformación han sido utilizadas para la producción de estas diastasis y por lo tanto han quedado detenidas a este nivel.

La existencia, en la superficie endocraneal de la bóveda, de los surcos arteriales de las arterias meníngicas, que forman una característica red de distribución por la totalidad de la misma, hace que estos surcos sean los lugares donde se localizan con mayor frecuencia las fracturas óseas. Así, se comprende que el lugar de asiento más habitual de dichas fracturas coincida con el trayecto de los surcos más profundamente labrados y estos son, sin duda, los correspondientes a las ramas anterior y posterior de la arteria meníngica media. La incidencia sobre esta última ha duplicado los casos presentados por la rama anterior. Esta mayor incidencia en la rama posterior se comprende por el hecho de que dicha rama discurre, en su trayecto, muy cerca del punto eurion, en el cual se aplica directamente la compresión y por otra parte, la profundidad de este surco es, por lo general, mayor que la del surco de la rama anterior.

También hemos observado fracturas de base de cráneo en aquellos ejemplares donde no se observaban diastasis de la sutura escamosa. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Gurdjian (1950). Además para este autor los refuerzos estructurales no vedan la propagación de las líneas de fractura, siempre que el refuerzo sea paralelo al esfuerzo tensil en el hueso, resultados coincidentes con los nuestros, pues encontramos que cuando una onda de deformación progresa hasta un refuerzo, esta detiene su avance o es desviada. Pero cuando el refuerzo es poco aparente las



líneas de fuerza progresan sin modificaciones perceptibles. Estas observaciones concuerdan con lo señalado por Gomar et al (1969), sobre la misión de los arbotantes, al rectificar los diámetros de la bóveda como consecuencia del efecto deformante del estímulo aplicado. El fracaso de este mecanismo sería un factor concurrente en las fracturas. Cuando se produce una fractura, la tensión se libera a este nivel y la deformación no progresa más allá de este punto.

Hemos dejado para el final de los comentarios sobre la primera fase de este trabajo los que hacen referencia a las localizaciones de las tres líneas isoentáticas señaladas en el capítulo de resultados.

La primera, P1, decíamos, se localizaba en un radio de centímetro o centímetro y medio en torno al punto de compresión; aparece con menores cargas para las bóvedas aisladas y queda justificada por el mero hecho de ser el punto de aplicación de la carga. Por ello, esta P1 debe aparecer al cambiar la localización de la aplicación de aquella, puesto que no depende de los refuerzos propios del cráneo. La diferencia de los valores del área de extensión de un cráneo a otro son reflejo, simplemente, de la robustez de cada ejemplar.

La isoentática P2 se localiza en la Línea Temporal Superior, es de las tres localizadas, la única coincidente con los arbotantes clásicamente señalados. Esto nos permite afirmar que el único arbotante estructurado en las paredes laterales como un refuerzo

óseo propiamente dicho correspondería a la mencionada línea y que hemos referenciado como lateral superior en el capítulo de introducción.

No quiere ello decir, en modo alguno, que el resto de las estructuras aceptadas como arbotantes no jueguen su papel biomecánicamente hablando. Pero también hemos señalado con anterioridad, que su contribución a la configuración de la bóveda craneal bajo cargas se realiza en función del mayor o menor grado de sinostosis que presenten las suturas, principales constituyentes de los mencionados arbotantes. Los autores que han realizado estudios sobre craneos completos y que han afectado a la bóveda craneal en sus paredes laterales, Hoger (1983) y Dorheide (1984), confirman lo señalado por nosotros sobre la Línea Temporal Superior. Ambos utilizan la interferometría holográfica. Para el primero, con la aplicación de vibraciones se observa una línea oscura en L.T.S. que sugiere una zona más robusta y uniforme. Dorheide, por su parte, aplica impactos y observa la evolución en el tiempo del impacto y la onda de deformación subsiguiente a lo largo del craneo. Para él aparece un área de acumulación de tensión en la L.T.S.

Los resultados de la segunda fase del proyecto, la extensometría óhmica, quedaron expuestos en base al análisis de las curvas de carga-deformación, al tratamiento estadístico que incluye el análisis de varianza, el contraste de igualdad de medias y el

análisis de regresión, todo ello para los resultados del proceso de carga, por un lado, y para los derivados de las descargas, por otro.

Se concluye este análisis con las representaciones gráficas de las curvas (Carga-Descarga)-Deformación.

Dada la técnica de ensayo, se miden deformaciones originadas a partir de un estado de equilibrio entre la fuerza aplicada y la resistencia del sistema.

Lo primero que llama la atención en las gráficas de deformación es el incremento no lineal de la deformación. Tras la primera carga se registra una deformación que ya alcanza entre el 60 y 70 % del valor máximo. Esto, que era una mera observación, fue comprobado por medio del ajuste del análisis de regresión, dando como resultado una función exponencial decreciente, es decir el incremento de deformación va siendo cada vez menor.

De forma genérica, el craneo cargado a lo largo de cualquier eje brinda, por medio de las galgas localizadas en su pared, deformaciones de signo negativo, es decir la pared se deforma hacia el exterior, abombándose. Ya Dempster (1967) anuncia que el cráneo se deforma como un anillo.

Ahora, tras el período que llamamos de adaptación a la carga, que dura 24 horas, los valores antes negativos sufren una inflexión y se tornan positivos, con la sola excepción de las galgas cinco a nueve del eje opistocraneo-metopion (IV) que permanecen negativos.

Ello quiere decir que, en general y tras un periodo de adaptación a la carga de cincuenta kilogramos, a lo largo de esas veinticuatro horas las paredes craneales que, a lo largo de la fase de carga habían mostrado una tendencia a aumentar su convexidad, muestran ahora una disminución de la misma.

Ha habido por tanto una redistribución de las tensiones soportadas hasta alcanzar un punto de equilibrio para la mencionada carga.

Cuando comparamos los valores obtenidos en los ejes intereural (I) y opitocraneo-metopion (IV), transversal y anteroposterior respectivamente, se observan unos menores valores de deformación en este último eje, coincidentes con los resultados de la primera fase y, como ya hemos expuesto, con lo dicho por los diferentes autores consultados, Barber et al (1970), Lippert y Kafer (1974), Lipert y Hageman (1974) y Schroeder et al (1977).

Tras el análisis de estos resultados pensamos que el hecho de que las galgas se hallen localizadas en un arbotante no implica, aunque pudiera suponerse lo contrario, que la deformación puntual en cada lugar concreto deba ser diferente (mayor o menor) del valor medio en cualquier otro punto del cráneo desprovisto de los citados refuerzos. Así se comprueba que las galgas 4, 5 y 6 localizadas en L.T.S. no ofrecen en los distintos ensayos valores diferentes que los del resto de localizaciones.

Hemos atendido con especial interés a los resultados ofrecidos por los ejes II y III, ambos verticales con distintos apoyos inferiores, plano intercondileo y plano intermastoideo.

Desde el principio nuestro planteamiento iba orientado a objetivar el papel mecánico jugado por la base de cráneo. Aunque medir en el parietal suponga una medida indirecta de lo ocurrido en la base del cráneo, planteamos dos ejes cuya única diferencia era un apoyo más lateral en el caso de las mastoides, o uno más medial en el caso de los cóndilos. Cualquier diferencia entre los valores obtenidos en uno y otro eje cabría suponer son fruto del apoyo.

La gráficas de deformación nos informan de algunas diferencias ya reseñadas en el capítulo de resultados. Sin embargo, el tratamiento estadístico en su contraste de igualdad de medias entre ejes no ofrece diferencias significativas en este sentido.

A pesar de ello los valores de deformación de estos dos ejes tras el periodo de adaptación presentan algunas diferencias. Recurrimos al cálculo de la mínima diferencia significativa, que no demostró diferencias estadísticas entre ambos valores. No contentos totalmente con estos resultados realizamos las curvas (Carga-Descarga)-Deformación y en ellas observamos que el área para el eje bregma-intermastoideo es notablemente superior a la del eje bregma-intercondileo, luego la energía absorbida en el primer eje ha sido mayor que en el segundo y por tanto esa



energía ha debido ser utilizada, en el apoyo condíleo, en deformaciones de la base del cráneo. Pero además, los valores de descarga en el eje II se aproximan más a cero que en el eje III donde incluso resultan notablemente positivos.

Para nosotros resulta claro que hay diferencias entre los dos tipos distintos de apoyos y que estas diferencias estriban en una mayor deformabilidad de la base, pues ya señalaron Gurdjian (1950), Dempster (1967), Demes (1985), etc; que la base del craneo era la parte más frágil de este. El hecho de no alcanzar valores de significación estadística, pensamos estará justificado por que realmente los ejes planteados son muy parecidos y no nos permiten discriminar totalmente las diferencias y/o por haber dejado de lado la importante labor de adaptación a la carga que suponen las suturas y más concretamente en este caso, la escamosa témproparietal, justificable a la luz de los resultados de la inteferometría holográfica de Hoyer (1983) y Dorheide (1984).

A la luz de los resultados ofrecidos por el análisis estadístico podemos afirmar, tras el análisis de varianza, que el cambio del eje de compresión supone una variación en las deformaciones registradas y que ordenando estas en función del tamaño de la respuesta quedarían como sigue, según el contraste de igualdad de medias: Los dos verticales serían equivalentes, estos más deformables que el transversal y todos más deformables que el ánteroposterior.



Esto confirma lo dicho en el análisis de los resultados de la primera fase respecto al eje opistocraneo-metopion. Si además aceptamos el papel jugado por la base del craneo, que tendría en los ejes verticales su cuota parte de deformación, se hace aún más significativa la deformabilidad de la región parietal en tales compresiones.

En lo concerniente a las cargas aplicadas ya hemos visto como generan deformaciones que se adaptan a una función de tipo exponencial decreciente.

Aparte de esto, como es lógico, tras el periodo de adaptación se obtienen valores con una diferencia estadística muy alta sobre el resto de las cargas. En este periodo se produce una clara adaptación a la carga aplicada. Comparando los valores obtenidos por ejes y aplicando la mínima diferencia significativa se destaca más aún la diferencia en el eje ánteroposterior.

En lo referente a las galgas, se puede decir que no ofrecen variaciones en función de su localización, pero si se observa una interacción con la variación del eje de aplicación de la carga. Por el contrario no se obtiene significación en la interacción cargas-galgas, ni en la cargas-ejes, por lo que se les considera variables independientes unas de otras.

Pasando al análisis de las descargas podemos señalar, en lo referente a las gráficas de deformación, que el valor de la deformación va siendo progresivamente menor conforme se realiza la retirada de las cargas. El análisis de regresión, realizado

también para la fase de descarga, nos ofrece igualmente una curva de ajuste de tipo exponencial decreciente. A pesar de ello, hay casos en que se incrementa el valor de la deformación registrada. Este hecho y el que las deformaciones de una galga a otra, evolucionan de una forma bastante paralela, nos induce a pensar que la deformación registrada en esta fase no es solo expresión de la carga aplicada en cada momento, sino que también lo es de la redistribución de tensiones habida en el período de adaptación que, por así decirlo, homogeiniza la deformación por las distintas zonas del cráneo. Una prueba de ello es el resultado de la interacción ejes-galgas, que indica la falta de diferencia significativa entre actuar sobre uno u otro eje. Es decir, si, como también demuestran los resultados estadísticos en el contraste de igualdad de medias, los ejes son diferentes entre sí pero lo son menos en la fase de descarga que en la de carga, debe haber algún factor que haya modificado ese comportamiento. Dos factores pueden ser responsables de dichos resultados, o la fase de adaptación, o las descargas en sí; pero este último factor, nos indica el análisis de varianza, no es responsable de los diferentes valores en el eje de aplicación. Por lo tanto cabe suponer que, en efecto, el periodo de adaptación hace menos dependiente la deformación de la descarga.



En otro sentido, se observa que es realmente excepcional que en la descarga total se alcance el valor de deformación cero. Esto se puede observar también en las curvas (Carga-Descarga)-Deformación por ejes. Con ello se demuestra, de acuerdo con todos los autores, la viscoelasticidad del tejido óseo, además de un comportamiento histerético.



5 CONCLUSIONES



5 - CONCLUSIONES

El desarrollo de las distintas partes de este trabajo facilita la obtención de las conclusiones que expondremos a continuación. Son estas de dos tipos, las extraíbles de forma directa a la luz de los resultados estadísticos y, por otro lado, aquellas que son fruto del análisis contrastado de varios de estos resultados.

Atendiendo a los ejes sobre los que se ha aplicado la carga:

1: Las deformaciones craneales consecuentes a la compresión sobre un determinado eje son diferentes de las originadas en cualquier otro eje y además estas diferencias son independientes de la carga aplicada.

2: La resistencia que el craneo opone a la deformación es mayor cuando se comprime a lo largo del eje ánteroposterior que cuando se hace a lo largo del eje transversal y mayor aún que cuando se comprime en sentido vertical.

3: Estas diferencias en la deformación se observan tanto al cargar como al descargar los craneos, aunque en la última fase son menos acusadas.

4: Las respuestas tras aplicar cargas en los dos ejes verticales, aunque bastante similares, presentan diferencias que son atribuibles al papel jugado por la base del craneo.



5: Como consecuencia de la aplicación de cargas a lo largo de los ejes verticales se comprueba que la región más frágil del craneo es la base.

En lo concerniente a la **carga aplicada.**

6: Entre el 60 y el 70 % de la deformación máxima se alcanza tras la primera carga.

7: Las deformaciones sufridas tras los ensayos en las fases de carga y descarga obedecen a una función de tipo exponencial decreciente.

8: Con el aumento progresivo de la carga se registran deformaciones predominantemente negativas, es decir el craneo tiende a permitir un abombamiento de sus paredes.

9: Cuando el craneo permanece cargado por un espacio de tiempo determinado sufre una redistribución de la deformación. Los signos de la deformación que eran negativos pasan entonces a ser positivos, indicando una depresión de la pared.

10: El periodo de adaptación a la carga máxima determina una homogeneización de la deformación por toda la superficie del craneo.

11: Es excepcional que se alcance la situación de partida tras la descarga total. Hay un claro comportamiento viscoelástico por parte del tejido óseo craneal, además de un fenómeno de hystéresis.

En referencia a las **galgas extensométricas**.

12: Los valores registrados por las galgas, son independientes de su localización en la superficie craneal, incluso en las localizadas a nivel de los refuerzos estructurales.

Sobre los **refuerzos estructurales** podemos señalar:

13: Solo hemos objetivado a nivel de la bóveda craneal un refuerzo estructural que corresponde a la línea temporal superior.

14: Las suturas juegan un importante papel en la progresión o delimitación de las deformaciones, el cual está en relación con su grado de sinostosis.

Sobre las **modificaciones arquitectónicas** de las paredes craneales.

15: Cuando la tensión generada por la carga excede la resistencia del hueso se produce una diastasis tèmoro-parietal o una fractura. En ambos casos se produce la liberación de la tensión.

16: Las fracturas son más frecuentes a nivel de la bóveda, y suelen seguir el trayecto del surco de la rama posterior de la arteria meningea media.

17: Cuando la tensión no se libera con la producción de diastasis tèmoro-parietales, se observa una alta incidencia de fracturas de base de craneo.

6 BIBLIOGRAFIA



6 - BIBLIOGRAFIA

- Abendschein, W. and Hyatt, G.W. (1970). Ultrasonics and selected physical properties of bone. Clin. Orthop. 69: 294.

- Ashman, R. B. and Rho, J. Y. (1988). Elastic Modulus of trabecular bone material. J. Biomech. 21. 3: 177-181.

- Ballester Moreno, A. (1987). Contribución al estudio de los canales vasculares del cartilago. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina. Universidad de Murcia.

- Barber, T. W.; Brockway, J. A. and Moffatt, C. A. (1970). Static compression testing of specimens from an embalmed human skull. Texas Rep. Biol. Med. 28. 4: 497-508.

- Bassett, C. A. (1972). A biophysical approach to craneofacial morphogenesis. Acta Morphol. Neerl.-Scand. 10: 71-86.

- Benninghoff, A. (1949). Lehrbuch der Anatomie des Menschen. I Band. Urban und Schavarezemberg Edit. München.



- Bergmann, G.; Graichen, F.; Siraky, J.; Jendrzynski, H. and Rohlmann, A. (1988). Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants. *J. Biomech.* 21. 2: 169-176.

- Bird, F.; Becker, H.; Healer, J., and Messer, M. (1968). Experimental determination of the mechanical properties of bone. *Aerospace Medicine.* 39. 1: 44-48.

- Blattner, R.; Classen, H.G.; Dehnert, H. and Doring, H. (1980). Experiments on isolated smooth muscle preparations. *HJE. Biological Measuring Techniques III/78.*

- Bonfield, W. and Datta, P.K. (1974). Young's modulus of compact bone. *J. Biomech.* 7: 147-149.

- Buckland-Wright, J.C. (1976). Patterns of force transmission and bone structure in the skull. *J. Anat.* 122. 1: 197.

- Buckland-Wright, J.C. (1977). Microradiographic and histological examination of the split-line formation in bone. *J. Anat.* 124. 1: 193-203.

- Buckland-Wright, J.C. (1978). Bone structure and the patterns of force transmission in the cat skull (*felis catus*). *J. of Morphology.* 155. 1: 35-62



- Burns, D.H. and Mac Donald, S.G.G. (1975). Physics for biology and premedical students. 2ª edition. Addison-Wesley Publishers Limited - London.

- Carter, D.R.; Fyhrie, D.P. and Whalen, R.T. (1987). Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy. J. Biomech. 20. 8: 785-794.

- Catalá de Alemany, J. (1972). Física General. Saber. Valencia.

- Cochran, G.B. (1972). Implantation of strain gages on bone "in vivo". Technical note. J. Biomech. 5: 119-123.

- Cochran, G. B. (1974). A method for direct recording of electro mechanical data from skeletal bone in living animals. J. Biomech. 7: 563-565.

- Collier, R.J. and Donarski, R.J. (1987). Non-invasive method of measuring resonant frequency of a human tibia in vivo. Parts. 1 y 2. J. Biomed. Eng. 9: 321-331.

- Corondan, G. and Haworth, W.L. (1986). A fractographic study of human long bone. J. Biomech. 19. 3: 207-218.

- Cowin, S. C. (1983). The mechanical and stress adaptative properties of bone. *Annals of Biomedical Engineering*. 11: 263-295.

- Cromer, A. H. (1978). *Física para las Ciencias de la Vida*. Ed. Reverte, S.A. Barcelona.

- Currey, J.D. (1964). Three analogies to explain the mechanical properties of bone. *Biorheology*. 2: 1-10.

- Currey, J.D. (1970). The mechanical properties of bone. *Clin. Orthop*. 27: 210-231.

- Currey, J.D. (1988 a). The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J. Biomech*. 21. 2: 131-139.

- Currey, J.D. (1988 b). The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. *J. Biomech*. 21. 5: 439-441.

- Demes, B. (1982). The resistance of primate skulls against mechanical stresses. *Journal of Human Evolution*. 11: 687-691.

- Demes, B. (1985). *Biomechanics of the primate skull base*. Adv. Anat. Em. 94. Springer-Verlag. Berlin Heidelberg.



- Dempster. W.T. (1967). Correlation of types of cortical grain structure with architectural features of the human skull. *Amer. J. Anat.* 120. 1: 7-31.

- Dempster. W.T. and Coleman, R.F. (1961). Tensile strength of bone along and across the grain. *J. Appl. Physiol.* 16: 355-360.

- Dempster. W.T. and Liddicoat, R.T. (1952). Compact bone as a non-isotropic material, *Amer. J. Anat.* 91: 331-362.

- Dorheide, J. and Hoyer, H. E. (1984). Holographic investigation of the impact response of human heads. *J. Neurosurg.* 60: 718-723.

- Einy, S.; Smith, P. and Becker, A. (1984). On the measurement of cranial thickness at nasion on cephalographs. *Am. J. Phys. Anthropol.* 65: 313-314.

- Engin, A. and Liu, Y. (1970). Axisymmetric response of a fluid-filled spherical shell in free vibrations. *J. Biomech.* 3.1: 11-23.

- Evans. F.G. and Lissner, H.R. (1957). Tensile and compressive strength of human parietal bone. *J. Appl. Physiol.* 10.3: 493-497.



- Felizet.: Citado por Gómez Oliveros, L. (1960). En Arquitectura de los huesos del craneo. Lecciones de Anatomía Humana. Tomo I. Editorial Marbán. Madrid.
- Fdez-Villacañas, M. A.; Doménech, G.; Ramón, J. L. and Moreno, M. (1985). Estudio experimental de las líneas de refuerzo de las paredes craneales por medio de barnices frágiles. Bioingeniería y Clínica. 1.4: 55-61.
- Ferre, J.C.; Helary, J.L.; Lumineau, J.P. and Legoux, R. (1982 a). The application of modern engineering methods to anatomical research. Anat. Clin. 4: 189-196.
- Ferre, J.C.; Helary, J.L.; Lumineau, J.P. and Legoux, R. (1982 b). A study of the structure of the mandible based on modern engineering methods. Anat. Clin. 4: 197-204.
- Fischer, R.A.; Arhs, S.W.; Pope, M.H. and Seligson, D. (1986). Analysis of the effect of using two different strain rates on the acoustic emission in bone. J. Biomech. 19. 2: 119-127.
- Fondrk, M.; Bahniuk, D.T.; Dar, Y. and Michaels, C. (1988). Some viscoelastic characteristics of bovine and human cortical bone. J. Biomech. 21. 8: 623-630.



- Franke, E.K. (1956). Response of the human skull to mechanical vibrations. J. Acoust. Soc. Am. 28.6: 1277-1284.
- Fung, Y.C. (1968). Biomechanics. Appl. Mech. Rev. 21. 1: 1-20.
- Fung, Y.C. (1981). Biomechanics. Mechanical Properties of living tissues. Springer-Verlag. New York.
- Gomar, F. (1969). Mecánica de los traumatismos craneoencefálicos y origen de las lesiones primarias. VIII Congreso Hispano-Luso de Ortopedia y Traumatología.
- Gómez Oliveros, L. (1960). Arquitectura de los huesos del craneo. Lecciones de Anatomía Humana. Tomo I. Editorial Marbán. Madrid.
- Gómez Oliveros, L. (1960). Lecciones de anatomía humana. Osteologia. Tomo I. 2ª part., 1ª Edc. Editorial Marban. Madrid.



- Gurdjian, E.S. (1949). Studies on skull fracture with particular reference to engineering factors. Amer. J. Surg. 78: 736.

- Gurdjian, E.S. and Lissner, H.R. (1947). Deformations of the skull in head injury as studied by the stresscoat technique. Am. J. Surg. 73: 269-281.

- Gurdjian, E.S.; Lissner, H.R. and Webster, J. E. (1947). The mechanism of production of linear skull fracture. Surg. Gyn. Obst. 85: 195-210.

- Gurdjian, E. S.; Webster, J. E. and Lissner, H. R. (1950). The Mechanism of Skull Fracture. Radiology. 54. 3: 313-339.

- Hart, R.T.; Dauy, D.T. and Heiple, K.G. (1984). A computational Method for stress analysis and adaptive elastic materials with a view toward applications in strain-induced bone remodeling. J. Biomech. Engng. 106: 342-350.

- Hayes, W.C. (1978). Biomechanical measurments of bone in hand book of engeneering in medicine and biology. Vol. I. Ed. Barry N. Feinberg and David, G. Fleming. West Palm Beach. Florida. 333-372.



- Hoyer, H. E. and Dorheide, J. (1983). A study of human head vibrations using time-averaged holography. *J. Neurosurg.* 58: 729-733.

- Hunauld. Citado por Gómez Oliveros, L. (1960). En *Arquitectura de los huesos del craneo. Lecciones de Anatomía Humana. Tomo I. Editorial Marbán. Madrid.*

- Hunziker, E.B.; Schenk, R.K. and Cruz-Orive, L.M. (1987). Quantitation of chondrocyte performance in growth-plate cartilage during longitudinal bone growth. *J. Bone and Joint Surg.* 69-A.2: 162-173.

- Irot. I.E.E. Manual de instrucciones. Equipo Serie 7.000.

- Irot, I.E.E. Teoría de las bandas extensométricas.

- Jones, B.E. (1977). *Instrumentation, Measurement, and feedback.* Ed. Mc-Graw-Hill Book Company. London.

- Kabo, J. M.; Goldsmith, W. and Harris, N. M. (1983). In-Vitro Head and Neck Response to Impact. *J. Biomech. Eng.* 105: 316-320.

- Karalis, T. and Galanos, P. (1982). Research on the mechanical impedance of human bone by a drilling test. *J. Biomech.* 15. 8: 561-581.



- Khalil, T.B. and Hubbard, R.P. (1977). Parametric study of head response by finite element modeling. *J. Biomech.* 10: 119-132.

- Kimura, T. (1976). Fracture of human long bone. *Trans. J.S.C.M.* 2. 2: 52-58.

- Kimura, T. (1979). Einfluss arhôteer schwerebelastung avf die festigkeits variation langer rohrenknochen des hundes. *Verh. Anat. Ges.* 73: 607-611.

- Kimura, T. and Amtmann, E. (1984). Distribution of mechanical robustness in the human femoral shaft. *J. diomech.* 17.1: 41-46.

- Kimura, T.; Nakamura, K.; Kamiya, M. and Ishiyama, I. (1982). Fractography of human long bone by torsion. *Acta. Crim. Japon,* 48.1: 23-31.

- Kragt, G. and Duterloo, H.S. (1983). The initial alterations in the craniofacial complex of *Macaca mulatta* skull resulting from forces with high-pull headgear. *J. Dent. Res.* 62.3: 388-394.

- Kragt, G.; Ten Bosch, J. J. and Borsboom, P. C. (1979). Measurement of bone displacement in a macerated human skull induced by orthodontic forces; a holographic study. *J. Biomech.* 12: 905-910.



- Krajcinovic, D.; Trafimow, J. and Sumarac, D. (1987). Simple constitutive model for a cortical bone. *J. Biomech.* 20.8: 779-784.

- Landjerit, B.; Maton, B. and Peres, G. (1988). In vivo muscular force analysis during the isometric flexion on a monkey's elbow. *J. Biomech.* 21. 7: 577-584.

- Lanyon, L.E. and Smith, R.N. (1969). Measurements of bone strain in the walking animal. *Res. Vet. Sci.* 10: 93-94.

- Lanyon, L.E. and Baggott, O.G. (1976). Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J. Bone J. Surg.* 58(B). 4: 436-443.

- Lindgren, S. O. (1966). Experimental studies of mechanical effects in head injury. *Acta Chir. Scand.* Suppl. 360: 5-100.

- Lippert, H. and Hagemann, K. (1974). Biomécanique de la voûte Crânienne. I. Résistance aux pressions traumatiques. *M Schr. Unfallheilk.* 77: 252-265.

- Lippert, H. and Kafer, H. (1974). Biomécanique de la voûte Crânienne. *M Schr. Unfallheilk.* 77: 329-339.



- Lockett, F.J. (1985). Biomechanics justification for empirical head tolerance criteria. J. Biomech. 18. 3: 217-224.

- Lombard, C.F.; Ames, S.W.; Roth, H.P. and Rosenfeld, S. (1951). Voluntary tolerance of the human to impact accelerations of the head. J. Aviat. Med. 22, 109.

- Mai, B. Schroder, G. and Lippert, H. (1977). Biomécanique du crane. VII. Diferences dans la morphologie du crane suivant l'age et le sexe. Unfallheilkunde. 80: 431-436.

- Martinko, V. (1985). Contribution to the biomechanics of hard tissues.- Bones, Teeth. Anat. Anz. 160: 93-99

- Martinko, V. (1985). Zur abhangingkeit des knochengenwebes. Von mechanischen einflüssen. Biomechanik des knochengewebes. Fortschr.Kieferorthop. 46. 5: 343-351.

- McElhaney, J. H. (1966). Dynamic response of bone and muscle tissue. J. Appl. Physiol. 21: 1231-1236.

- McElhaney, J.H. and Haynes, A. (1968). Determination of the physical properties of tissues. West Virginia University Progress Report, USPH Contract Number PH43-67-1137: 26-28.



- McElhaney, J.H.; Fogle, J.L.; Melvin, J.W.; Haynes, R.R.; Roberts, V.L. and Alem, N.M. (1970). Mechanical properties of cranial bone. *J. Biomech.* 3, 495.

- Measurements Group. (1977). General instructions for the selection and use of tens lac brittle lacquer and undercoating. Bulletin Tl-201-A.

- Measurements Group. (1978). Brittle coating for stress analysis testing. Bulletin S-109.

- Measurements Group. Tens-lac. The effect of time on threshold sensitivity. Topic A-78.

- Meglan, D.; Berme, N. and Zuelzer, W. (1988). On the construction, circuitry and properties of liquid metal strain gauges. *J. Biomech.* 21.8: 681-685.

- Melvin, J.W.; Robbins, D.H. and Roberts, V.L. (1969). The mechanical behavior of the diploe layer of the human skull in compression. *Dev. Mech.* 5: 811-818.

- Misra, J.C. and Chakravarty, S. (1982). A free-vibration analysis for the human cranial system. *J. Biomech.* 15. 9: 635-645.



- Moreno, M.; Ramón, J. L.; Doménech, G. and Fdez-Villacañas, M. A. (1985). Evaluación de la Respuesta en Frecuencia y Función de Coherencia del craneo humano utilizando impactos de martillo instrumentado. *Bioingeniería y Clínica*. 1. 3: 55-61.
- Moreno, M. (1989). Estudio de la respuesta en frecuencia del hueso humano utilizando la técnica de los impulsos. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina. Universidad de Murcia.
- Moyle, D.D. and Walker, M.W. (1986). The effects of calcium deficient diet on the mechanical properties and morphology of goose bone. *J. Biomech*. 19. 8: 613-625.
- Nieto, J. (1979). Necesidad de una nueva matemática en Biomecánica. II Symposium de la S.I.B. 3. 11. 79. Sevilla.
- Olivier, A. G. (1960). Antropología del craneo. Técnicas craneológicas. Lecciones de Anatomía Humana. L. Gómez Oliveros. Tomo I. Editorial Marbán. Madrid.
- Orts Llorca, F. (1983). Anatomía humana. tomo I. 5ª edc. Editorial Científico-Médica. Barcelona.
- Paavolainen, P. (1978). Studies on mechanical strength of bone. *Acta. Orthop. Scand*. 49: 497-505.
- Palacios y Carvajal, J. de; Hernández-Ros Murcia, C.; Olaguibel Moret, J.; Rohde Thielen, M. and Fernández Rodríguez Fairen, M. (1979). Bases biomecánicas y



metalúrgicas de los implantes utilizados en Cirugía Ortopédica y Traumatología. Ponencia al XII Congreso Hispano-Luso de Traumatología y Ortopedia.

- Pennycdick, C.J. (1967). The strenght of the pigeon's wing bones in relation to their function. *J.Exp. Biol.* 46: 219-233.

- Philips. (1976). Industrial automation. Catalogue: Electronic measurement of mechanical quantities.

- Popa. Citado por Gómez Oliveros, L. (1960). En *Arquitectura de los huesos del craneo. Lecciones de Anatomía Humana. Tomo I. Editorial Marbán.*

- Pope, M.H. and Ouwater, J.O. (1974). Mechanical properties of bone as a function of position and orientation. *J. Biomech.* 7: 61-66.

- Reilly, D.T. and Burstein, A.H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.* 9: 393-405.

- Rice, J.C.; Cowin, S.C. and Bowman, J.A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J. Biomech.* 21. 2: 155-168.

- Rico, H.; Hernández, E.R.; Yagüe, M.; Romero, P. and Gomez-Castresana, F. (1988). Valor del producto calcio-fosforo, fosfatasa alcalina y vitamina D en el diagnostico de osteo malacia. Revista Española de geriatría y gerontología, 23. 1: 3-7.

- Riveira Porta, M. (1987). Análisis experimental de fatigas. Extensometría eléctrica en medidas eléctricas de magnitudes mecánicas. Asociación Española para el Control de la Calidad. Madrid:

- Robbins, D. H. and Wood, J. L. (1969). Determination of Mechanical Properties of the Bones of the Skull. Exp. Mech. 9. 5: 236-240.

- Rouviere, H. and Delmas, A. (1987). Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 1. 9ª edc. Masson, S.A. Barcelona.

- Rowe, K.W. and Brooks, C.J. (1984). Head and neck injuries in canadian forces ejections. Aviat. Space Environ. Med. 55.4: 313-315.

- Rubin, C.T.; Pratt, G.W.; Porter, A.L.; Lanyon, L.E. and Poss, R. (1987). The use of ultrasound in vivo to determine acute change in the mechanical properties of bone following intense physical activity. J. Biomech. 20.7: 723-727.



- Schroder, W. G. Harnisch, B. and Lippert, H. (1977).
Biomécanique du sinciput. III. Résistance à la tension
des couches internes et externes et de la diploe.
Unfallheilkunde. 80: 335-339.

- Schroder, W. G.; Harnisch, B. and Lippert, H. (1977).
Biomechanik des Schädeldachs. IV. Druckfestigkeit von
Lamina externa, Diploe und Lamina interna. Unfallheilk.
80: 341-344.

- Sedlin, E.D. (1965). A rheological model for cortical
bone. Acta Orthop. Scandinav. 83.

- Smith, D.W. and Todury, G. (1978). Origin of the
calvaria and it's sutures. Am. J. Dis. Child, 132:
662-666.

- Spetzler, R. F. and Spetzler, H. (1980). Holographic
interferometry applied to the study of the human skull.
J. Neurosurg. 52: 825-828.

- Strother, G. K. (1980). Física aplicada a las
ciencias de la salud. Mc Graw Hill Latinoamericana S.
A. Bogotá.

- Sukekawa, R. (1979). Scanning electron microscopic
observation. On the sagittal suture of the human skull.
Shikwa Gakuho. 79.5: 1059-1064.



- Sukekawa, R. (1980). Scanning electron microscopic observation on the parietal regions of the human skull caps. *Shikwa Gakumo*. 80.2: 187-191.

- Testut, L. and Latarjet, A. (1969). *Tratado de Anatomía Humana*. tomo 1. 9ª edc. Salvat Editores, S.A. Barcelona.

- Trenouth, M.J. and Johnson, J.S. (1985). The cyclical curve as a measure of elongation of human head. *Ircs Med. Sci.* 13: 752-753.

- Wertheim, M.G. (1847). Mémoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain. *Annls Chim. Phys.* 21: 385-414.

- Whalen, R.T.; Carter, D.R. and Steele, C.R. (1988). Influence of physical activity on the regulation of bone density. *J. Biomech.* 21.10: 825-837.

- Williams, P.L. and Warwick, R. (1985). *Gray Anatomia*. Tomo I. Salvat Editores. S.A. Barcelona. 255-461.

- Wood. J.L. (1971). Dynamic response of human cranial bone. *J. Biomech.* 4. 1: 1-12.

