

# Aportación técnica al estudio electromiográfico de la unidad motora

José Valls Solé

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

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

**WARNING.** On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX ([www.tesisenxarxa.net](http://www.tesisenxarxa.net)) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

A P O R T A C I O N   T E C N I C A   A L  
E S T U D I O   E L E C T R O M I O G R A F I C O  
D E   L A   U N I D A D   M O T O R A

Trabajo realizado por el  
licenciado D. José VALLS SOLE  
para aspirar al grado de DOCTOR



Cirilo ROZMAN BORSTNAR, catedrático  
de Patología y Clínica Médicas de la Facul-  
tad de Medicina de la Universidad Central  
de Barcelona,

CERTIFICA

que la Tesis "Aportación Técnica al  
Estudio Electromiográfico de la Unidad Mo-  
tora", realizada por el ldo. D. José Valls  
Solé y dirigida por el que suscribe, se halla  
en condiciones de ser leída ante el Tribunal  
correspondiente.

Lo que se hace constar a los efectos  
oportunos en Barcelona, 6 de junio de 1985

UNIVERSIDAD DE BARCELONA  
FACULTAD DE MEDICINA  
II Cátedra de Patología  
y Clínica Médicas  
Prof. C. Rozman

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'C. Rozman', written over the stamp.

The electromyogram is an  
expression of the physiologic  
or pathophysiologic state of muscle.

F. BUCHTHAL

Al meu pare,  
que m`ha encomenat el seu esperit de treball.

A la meva mare,  
que m`ha ensenyat a viure amb aquest esperit.

Es un muy grato deber, en las primeras páginas de este escrito, dejar constancia de mi agradecimiento a las personas y entidades que de un modo u otro han hecho posible su realización:

Al Prof. A. Urbano Márquez, por su inestimable ayuda en la ordenación de los resultados, por el alto sentido científico de sus opiniones y consejos y por el tiempo que ha dedicado pacientemente al autor del presente trabajo.

Al Dr. J. M. Fernández-Huerta, cuyo constante apoyo evitó en más de una ocasión el abandono del proyecto. Su colaboración en la revisión de determinados capítulos ha sido extraordinariamente valiosa.

Al Prof. M. Jesel, por las primeras orientaciones en el diseño de la técnica exploratoria y por su colaboración en el reclutamiento de sujetos sanos voluntarios.

Al Prof. F. Isch, que fue mi primer profesor en electromiografía.

Al Dr. L. Montserrat, por su amabilidad en aceptar la revisión de la parte técnica del trabajo.

Al Sr. Luis Jové, por sus orientaciones en el campo de la bioestadística.

Al Hospital Clínico y Provincial, por la beca para ampliación de estudios, concedida en el año 1982.

A todas aquellas personas que, sin haber sido conscientes de ello, han supuesto un importante estímulo para la realización del presente trabajo.

# I N D I C E

I :	MOTIVACION PERSONAL .....	1
II:	MOTIVACION GENERAL .....	4
III:	INTRODUCCION .....	7
	RESUMEN HISTORICO .....	8
	TECNICAS CLASICAS DE REGISTRO EMG .....	12
	- electrodos de detección .....	12
	- dispositivo amplificador .....	18
	- detección y registro .....	21
	EVOLUCION DE LOS CONOCIMIENTOS ANATOMO- FISIOLOGICOS SOBRE LA UNIDAD MOTORA .....	25
	- concepto anátomo-estructural .....	26
	- concepto funcional .....	36
	ELECTROMIOGRAFIA CONVENCIONAL .....	42
	- detección EMG normal .....	43
	- detección EMG en la patología .....	47
	- limitaciones de la EMG clásica .....	63
	TECNICAS MODERNAS DE DETECCION Y DE RE- GISTRO .....	66
	- electrodos de detección .....	68
	- dispositivo amplificador .....	75
	- nuevos accesorios .....	77

IV : HIPOTESIS DE TRABAJO .....	81
V : OBJETIVOS .....	86
VI : MATERIAL Y METODO .....	88

MATERIAL

- sujetos examinados .....	90
- equipo técnico e instrumental ...	94
- técnica utilizada .....	95

METODO

- m. exploración .....	104
- m. análisis de potenciales .....	106
- m. estadística .....	117

VII: RESULTADOS .....	121
-----------------------	-----

POBLACION TOTAL .....	122
-----------------------	-----

SUJETOS SANOS .....	128
---------------------	-----

PACIENTES .....	144
-----------------	-----

COMPARACION SANOS/PACIENTES .....	152
-----------------------------------	-----

PACIENTES CON NEUROPATIA .....	160
--------------------------------	-----

PACIENTES CON MIOPATIA .....	174
------------------------------	-----

COMPARACION NEUROPATICOS/MIOPATICOS ..	189
--	-----

VIII: DISCUSION .....	199
INFLUENCIA DE LA TECNICA EN LOS RESULTADOS .....	200
INTERPRETACION DE LOS RESULTADOS.	203
- sujetos sanos .....	205
- pacientes .....	217
VALORES DE REFERENCIA .....	227
IX : CONCLUSIONES .....	232
X : RESUMEN .....	236
XI : BIBLIOGRAFIA .....	241
XII: ANEXOS	
I .....	266
II .....	297
III .....	328

MOTIVACION PERSONAL

En los 10 años largos que he dedicado hasta ahora al ejercicio de la especialidad en la Unidad de Electromiografía del Hospital Clínico y Provincial de Barcelona, he experimentado distintas sensaciones:

- la sorpresa, al encontrarme, en los años iniciales, frente a una técnica de exploración de la cual la información recibida durante los estudios universitarios había sido prácticamente nula, y que brindaba una serie de posibilidades diagnósticas en la patología neuromuscular.

- el entusiasmo, al obtener los primeros resultados y al observar el paulatino incremento de la responsabilidad en el diagnóstico de las enfermedades neuromusculares dentro del ambiente hospitalario.

- la inquietud en la búsqueda de la información apropiada a través de los artículos científicos y del contacto con otros especialistas, lo cual no siempre fue fácil.

- la necesidad de no perder de vista la perspectiva de las interesantes posibilidades de investigación en el campo de la electromiografía y, como consecuencia de todo ello,

- el peso de una responsabilidad que, sin que me hubiera sido exigida por mis superiores, me había impuesto a mi mismo y de la cual debía tomar conciencia exacta.

En relación a cada una de dichas sensaciones, la motivación personal para realizar tareas de investigación ha sido diferente.

El estímulo necesario para iniciar un trabajo como el presente tuvo su origen indudablemente en la confianza depositada por el Grupo de Investigación Muscular (dirigido por el Prof. A. Urbano Márquez) para con la Unidad de Electromiografía. La posibilidad práctica de ponerlo en marcha surgió de un productivo período sabático que me fue concedido por el Hospital Clínico en forma de beca para ampliación de estudios en el extranjero.

Durante mi estancia en Strasbourg, bajo la supervisión del Prof. M. Jesel, pude desarrollar una idea basada en los dos principios fundamentales que atraían mi atención en el ámbito de la investigación en electromiografía: la necesidad de obtener una información objetiva en el examen neuromuscular y la voluntad de utilizar para ello, accesorios e instrumental asequible a cualquier laboratorio de electromiografía.

Los resultados obtenidos en la puesta en práctica de dicha idea, a través de una técnica de detección y registro de potenciales de propia creación, ordenados posteriormente bajo la dirección del Prof. A. Urbano Márquez, han dado como fruto la presente tesis.

MOTIVACION GENERAL

Las técnicas de investigación electrofisiológica y de diagnóstico neuromuscular han sufrido en los últimos años una notable evolución, la cual prosigue todavía en la actualidad.

Los resultados meramente empíricos obtenidos en las primeras detecciones electromiográficas han dado paso de modo paulatino a una cada vez más precisa definición de la estructura periférica del sistema neuromuscular, constituyendo sin duda, actualmente, una base imprescindible para el diagnóstico de determinada patología.

La contrapartida de esta constante evolución se halla en la prudencia con la que deben valorarse los datos obtenidos en un caso concreto al aplicar técnicas de exploración poco conocidas.

Si a este hecho se une el elevado coste de los modernos aparatos técnicos y del material y personal necesarios para su implementación, puede comprenderse el hecho de que en muchos centros se limiten las exploraciones electrofisiológicas a los modelos "standard", según descripciones efectuadas por los autores más clásicos y con un rendimiento diagnóstico medio.

De este modo, los laboratorios que logran poner en marcha una nueva técnica de exploración electromiográfica

son realmente escasos, renunciando la mayoría a cualquier posibilidad de investigación o, como mucho, aplicando la metodología referida por otros autores, siempre que ello sea posible, a fin de comprobar un determinado hecho científico. En este contexto, la puesta en práctica de determinadas técnicas modernas por parte de los laboratorios modestos puede definirse prácticamente como utópica.

El espíritu del presente trabajo y su principal motivación reside precisamente en el intento de hacer asequible a los laboratorios modestos una técnica de investigación electrofisiológica que, sin ninguna sofisticación permita un estudio íntimo de la unidad motora y de las modificaciones estructurales y funcionales que en ella tienen lugar en condiciones patológicas.

Si ello puede servir a las inquietudes científicas de determinado grupo de electromiografistas, se habrá conseguido el objetivo primordial.

I N T R O D U C C I O N :

I: RESUMEN HISTORICO

II: TECNICAS CLASICAS DE REGISTRO  
ELECTROMIOGRAFICO

## I : RESUMEN HISTORICO

La primera exploración electromiográfica que se llevó a cabo con finalidad diagnóstica fue realizada, al parecer, por Proebster en 1928, en un paciente afecto de parálisis obstétrica del plexo braquial. Dicho autor utilizó la técnica propuesta por Piper en 1907 que consistía en la medición de la oscilación eléctrica que se producía en un galvanómetro durante la contracción muscular (107)

Usando el mismo fundamento, Wertheim-Salomonson (175), aportó datos para la diferenciación entre el espasmo tónico y el reflejo tetánico muscular, en 1920. No obstante, el galvanómetro no podía permitir la diferenciación de la actividad de las fibras musculares que, de acuerdo a la definición de "unidad motora", aportada en 1925 por Liddell y Sherrington (108), debería producirse de manera sincrónica.

La imagen electrofisiológica del potencial de acción aislado durante la contracción muscular pudo obtenerse en el año 1929, con la introducción de los electrodos coaxiales de aguja, de Adrian y Bronck (2), los cuales todavía se utilizan en la actualidad.

Adrian y Bronck aportaron asimismo las primeras definiciones sobre las características de los potenciales de acción, introdujeron el uso del altavoz en la exploración

electromiográfica y describieron la ausencia de actividad eléctrica en reposo en un músculo normal.

A partir de las bases mencionadas, diversos autores aportaron modificaciones sustanciales en los registros. Entre ellos cabe destacar los sistemas de amplificación diferencial ideados por Matthews en 1934 (117), que permitieron una mejor diferenciación entre el potencial de acción y el ruido de fondo del osciloscopio.

Neurólogos, traumatólogos y fisiólogos de la época se apresuraron a aplicar la nueva técnica de detección en sus pacientes afectados de enfermedades neuromusculares: Lindsley (109), en 1935 describe los potenciales de acción observados en un enfermo de miastenia gravis; Denny-Brown y Pennybacker (40), describen en 1935 los elementos de fibrilación, que aparecen en las parálisis agudas, de los de fasciculación, que corresponden a la pulsación espontánea de una unidad motora; Denny-Brown y Nevin registran en 1941 una salva miotónica, y Hoefler, en el mismo año registra el temblor rítmico de un paciente parkinsoniano en reposo.

Buchthal y Clemensen describen en 1941, las diferencias observadas en los potenciales de acción de pacientes afectados de lesiones neurógenas y de pacientes afectados de lesiones miógenas (16), en un artículo que hasta la actualidad ha constituido un punto de referencia utilizado por la mayoría de los electromiografistas. En 1944, Weddell,

Fenstein y Pattle (174) publican un compendio de las posibilidades diagnósticas brindadas por la electromiografía en el estudio de la patología neuromuscular, procediendo a la primera comparación de resultados referidos a sujetos sanos.

La primera referencia al uso cotidiano en la clínica neurológica en la exploración electromiográfica se describe en 1941 (7), aunque fueron todavía escasos los especialistas que confiaron en los resultados obtenidos.

Los registros electromiográficos efectuados hasta entonces obedecían a una base empírica: habiendo partido del concepto de unidad motora, se identificó el potencial de acción electromiográfico como el resultado de la actividad eléctrica de dicha unidad motora. Esta base empírica empezó a ser cuestionada a partir de los primeros resultados de las exploraciones histológicas (175). Wohlfart describió la existencia de campos de fibras musculares atroficas en las enfermedades neuromusculares crónicas, cuya extensión variaba entre 10 y 50 fibras, iniciando con ello la polémica sobre la cantidad de fibras musculares que formaban parte de la unidad motora.

El estudio anátomo-histológico realizado por Fenstein en 1955 (66) aportó el concepto de "tasa de inervación". Dicho concepto fue definido como el número de fibras musculares que dependen de un solo axon motor en un determinado músculo del organismo. Los estudios de Fenstein fueron efectuados teniendo en cuenta una sección muscular

completa, así como el número de axones motores del tronco nervioso (calculándolos en un 60 % del total de fibras nerviosas). La tasa de inervación resultó ser una cifra de gran variación en el organismo humano: 1/25 para el músculo cutáneo del cuello, 1/200 para el músculo abductor corto del pulgar, y 1/2000 para el músculo gemelo. Con los datos aportados por Fenstein podía descartarse que los campos atróficos de Wohlfart correspondieran a unidades motoras enteras.

La escuela de Buchthal en Coopenhague aportó en la década de los 50, datos de gran interés en relación a la organización anatómica de las fibras de la unidad motora. De dicha escuela surgieron los conceptos de "territorio de la unidad motora" y "subunidad motora", que aunque posteriormente discutidos y superados, tuvieron el interés de atraer la atención de numerosos investigadores que marcaron el camino para alcanzar uno de los mayores logros de la historia de la electromiografía: la detección de la actividad aislada de una fibra muscular in vivo.

En la actualidad, los estudios electromiográficos son indispensables en el diagnóstico de las afecciones neuromusculares y su presencia en los centros de diagnóstico de hospitales generales o regionales, así como en clínicas privadas es cada vez más amplia.

## II: TECNICAS CLASICAS DE REGISTRO ELECTROMIOGRAFICO

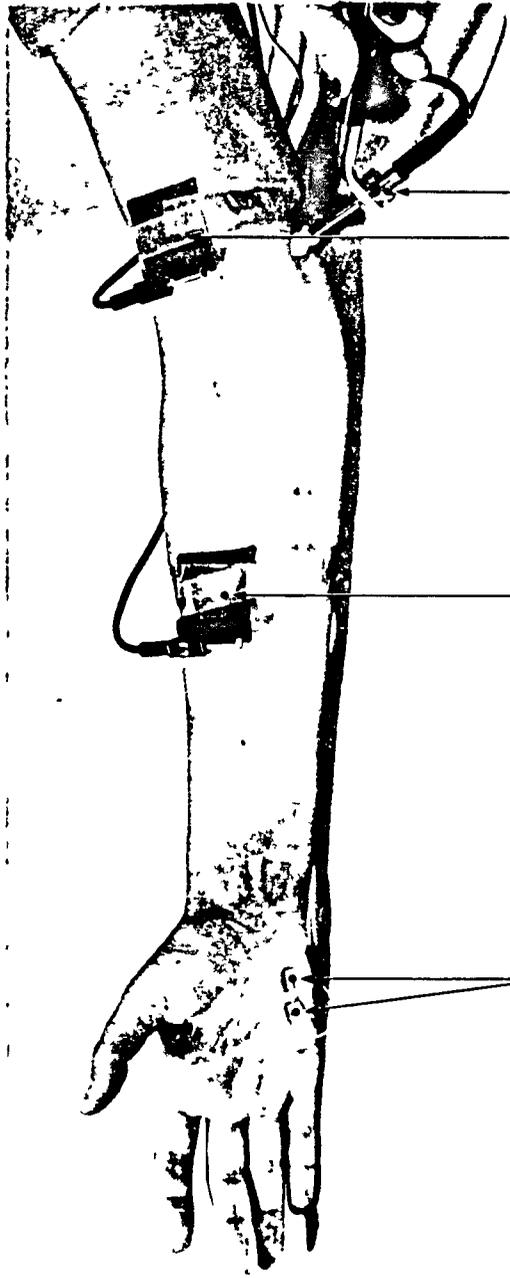
En tanto la exploración electromiográfica fue un instrumento utilizado unicamente en el terreno de la investigación, los propios especialistas construían o diseñaban los aparatos de detección con los que pudieran obtener una imagen más adecuada a sus proyectos científicos. Paulatinamente, sin embargo, la industria electro-médica ha ocupado su propio espacio en el ámbito de la electromiografía, existiendo en la actualidad un extenso mercado (demasiado extenso ?), en el que puede escogerse un utillaje acorde con las necesidades de cada laboratorio de neurofisiología.

Los elementos que componen clásicamente un sistema de detección electromiográfica pueden esquematizarse en tres grupos: electrodos de detección, dispositivos amplificadores y dispositivo de observación y registro.

### 1.- Electrodos de detección:

La amplia gama de electrodos que pueden utilizarse para la detección electromiográfica se halla encuadrada en dos grupos: electrodos cutáneos y electrodos de aguja:

a): electrodos cutáneos (electromiografía de superficie o "global") - Consisten en dos aros de metal o dos placas rectangulares que pueden hallarse montadas en una superficie de material inerte (polivinilo), o simplemente ser solidarias de sendos cables que los conectarán al sistema



electrodo de  
detección

electrodo  
indiferente

estimulador monopolar y  
su electrodo de referencia

figura 1

Electrodos cutáneos de estimulación y de detección

amplificador (figura 1). La colocación de estos electrodos en la superficie cutánea del vientre muscular proporciona una información global de la actividad eléctrica desarrollada durante la contracción, sin ninguna posibilidad de discernir entre las distintas corrientes de acción que son detectadas. Su uso se ha limitado al estudio de la actividad eléctrica de contracción en su conjunto, dando lugar a los conceptos de "energía de la contracción" e "integración del electromiograma", válidos para estudio de cinesiología, coordinación motora, alteraciones del tono u otras disfunciones de origen central, etc. Recientemente se han iniciado una serie de investigaciones sobre las modificaciones del espectro de frecuencias que tiene lugar en el electromiograma de superficie durante la fatiga muscular (59, 64, 124), lo cual supone ciertamente una revalidación de la utilidad de la E. M. G. global.

b): electrodos de aguja (electromiografía de inserción o "elemental") - Consisten en agujas de material noble que garantice la ausencia de polarización al contactar con los tejidos orgánicos (típicamente el acero inoxidable o el platino). En su interior llevan montados uno o dos filamentos de platino, aislados del resto de la aguja o cánula, y que alcanzan el exterior a través de la superficie biselada (figura 2). La aguja que contiene un solo filamento interno se denomina "monofilar" y detecta las diferencias de potencial existentes entre el punto medio del bisel donde emerge el filamento y la superficie oval del

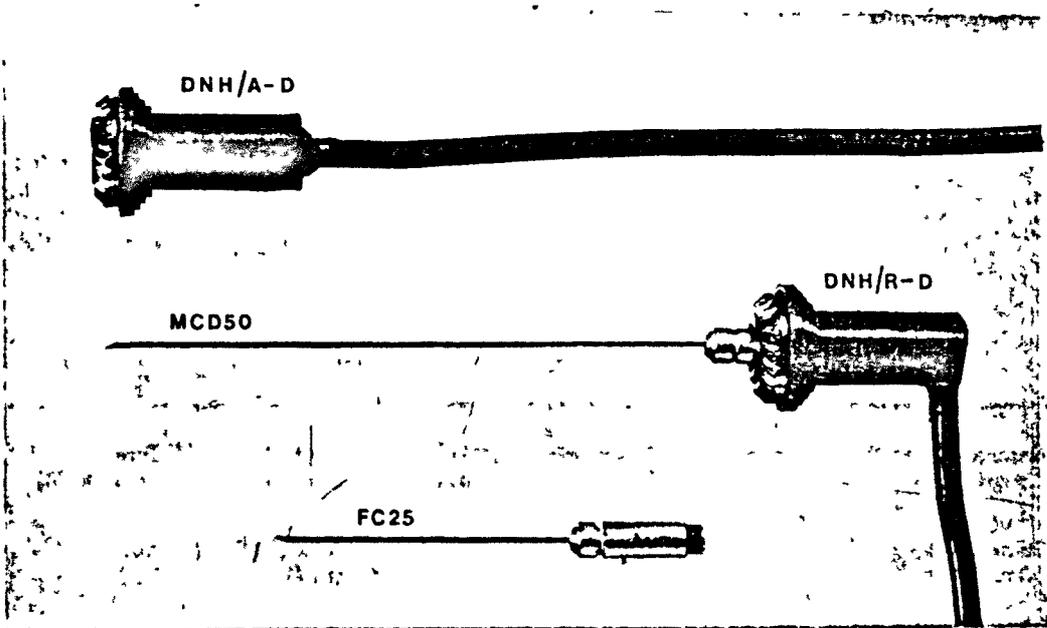


figura 2

Electrodos de aguja y  
conexiones al preamplificador

extremo de la cánula. La superficie activa del electrodo puede variar entre 0.4 y 0.7 mm<sup>2</sup>. La aguja que contiene dos filamentos en su interior se denomina "bifilar" y detecta las diferencias de potencial existentes entre los dos puntos de emergencia de dichos filamentos en el extremo biselado de la aguja. La cánula actúa, en este caso, como electrodo indiferente. La superficie activa es de alrededor de 0.4 mm<sup>2</sup>. (figura 3).

Se recomienda un tratamiento despolarizador para los electrodos de aguja de uso cotidiano, mediante el sistema de una simple inmersión en suero fisiológico y aplicación de una corriente de bajo voltaje hasta la aparición de burbujas en la superficie de derivación, o aplicando directamente una pila de uso corriente en conexión a los dos polos del electrodo.

Desde Adrian y Bronck hasta la actualidad, la mayoría de electromiografistas han utilizado el electrodo de aguja coaxial monofilar para efectuar los registros convencionales de los potenciales de acción y del patrón de interferencia. Algunos autores, sin embargo, han utilizado el electrodo bifilar: Landau, en 1951 (102) mostró que los artefactos registrados a menudo con dicho electrodo eran únicamente el producto de una manipulación inadecuada y destacó la necesidad de un buen emplazamiento de la aguja tras la inserción. Petersen, en 1949 (133) efectuó estudios comparativos entre los dos tipos de registro, señalando la menor duración de los potenciales de acción registrados con el electrodo bifilar. Algunos autores han propuesto, posteriormen-

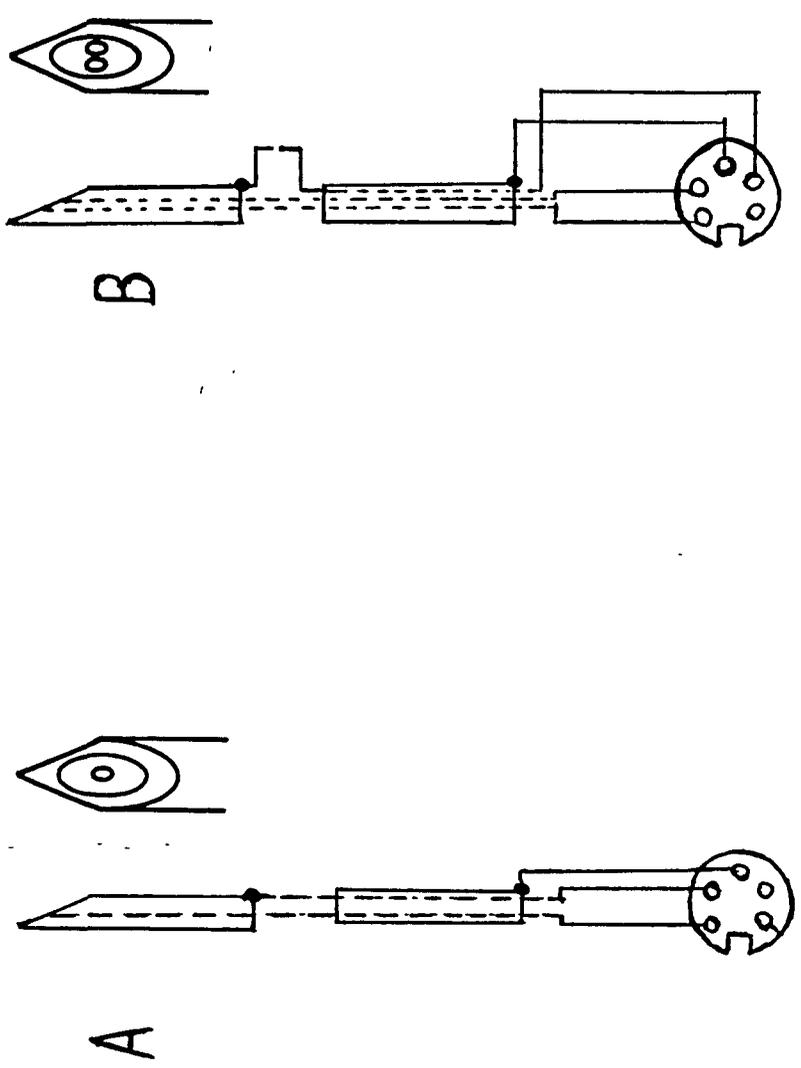


figura 3

Esquema de las derivaciones de los electrodos de aguja

A: monofilar

B: bifilar

te la utilización del electrodo bifilar a fin de poder seguir la pulsación de un potencial de unidad motora en los registros de patrón interferido. Otros autores han propuesto su uso en la práctica rutinaria para un análisis detallado de la respuesta evocada en las pruebas de estímulo-detección (M. Jesel, comunicación personal).

## 2.- Dispositivo amplificador:

Los amplificadores usados en electromiografía son distintos de los que se emplean en electroencefalografía, a partir de las ideas desarrolladas por Matthews (117).

Sea por medio de resistencias o de circuitos integrados, el efecto logrado por el amplificador diferencial es el de transformar una mínima diferencia de potencial en una señal eléctrica de suficiente envergadura para poder ser proyectada en un tubo de rayos catódicos, manteniendo una relación lineal con la señal original.

El límite máximo de amplificación queda condicionado por el ruido de fondo, que se define como el movimiento de los electrones en el interior de los circuitos y que será más o menos manifiesto según la calidad de los materiales empleados en su construcción. Para F. Isch, en 1963 (91), un buen amplificador debe permitir la diferenciación neta de una señal de 10 microV. de amplitud. Posteriormente este valor ha sido disminuido ostensiblemente, lográndose en la actualidad una diferenciación de señal inferior a los 2 microV.

El espectro de frecuencias usado habitualmente en los registros convencionales se sitúa entre 5 y 5000 Hz. Los aparatos clásicos permitían una selección limitada del espectro de frecuencias a utilizar, permitiendo una variación según tres opciones (figura 4), aunque en la actualidad son posibles un mayor número de combinaciones.

La impedancia de los electrodos ha sido desde siempre un factor condicionante en la fabricación de los amplificadores de electromiografía. La impedancia de un instrumento eléctrico, que sería igual a su resistencia si se empleara corriente continua, es un valor difícil de determinar cuando se emplea corriente alterna. En la práctica, no obstante, no es necesario calcular los valores de impedancia de los electrodos, construyéndose los amplificadores a partir de datos empíricos. El problema no está en los electrodos de superficie, en los cuales es posible una oportuna reducción de la resistencia cutánea mediante una buena limpieza de la piel o por la aplicación de pastas conductoras. Por el contrario, con los electrodos de aguja es indispensable efectuar un análisis previamente a su utilización clínica: aplicando un generador de frecuencias a los electrodos conectados al amplificador debe observarse el paso sin distorsión de las frecuencias correspondientes a la actividad electromiográfica. F. Isch considera la cifra de 80 M $\Omega$ ., como un valor apropiado para la impedancia de entrada de los amplificadores. Buch-

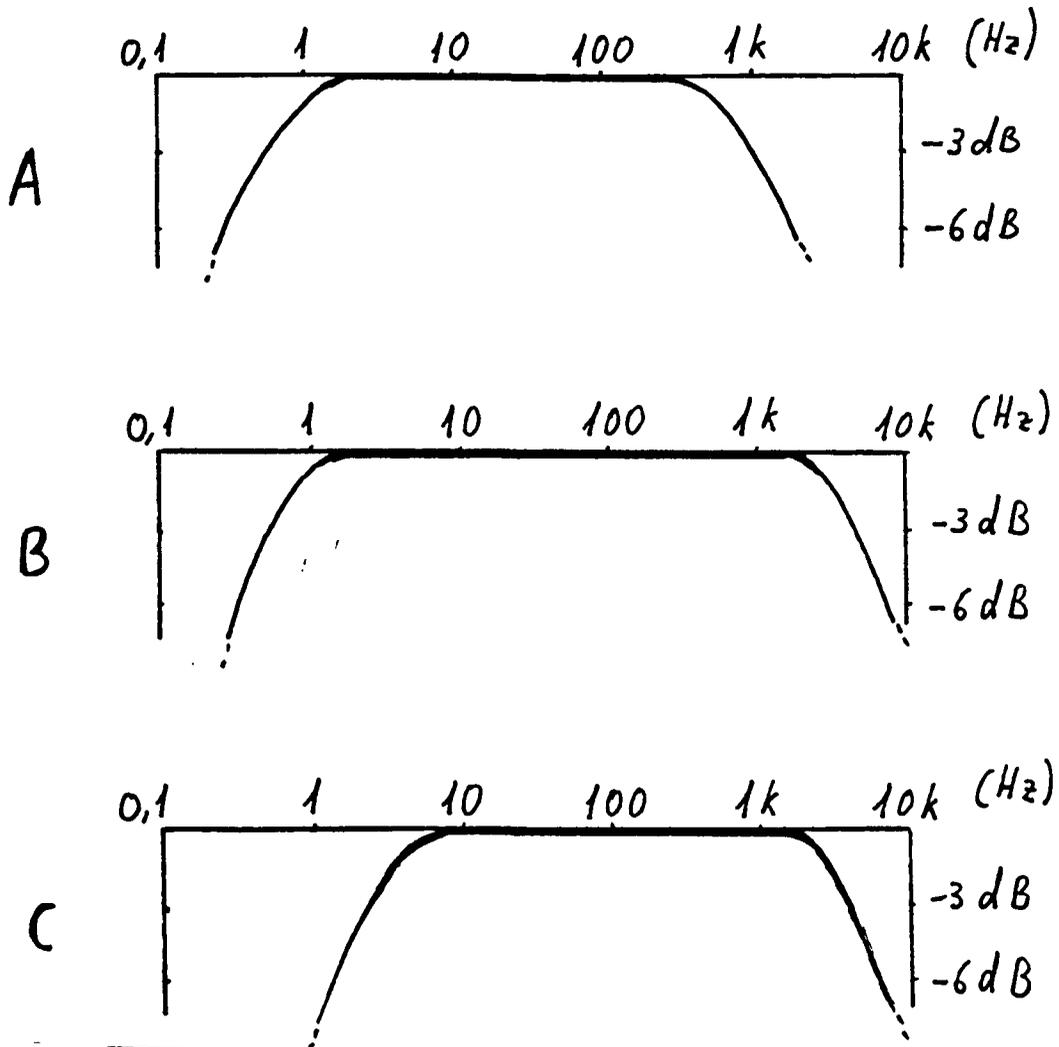


figura 4

Filtros de frecuencias de la señal eléctrica usados en electromiografía clásica:

- A : Espectro de frecuencias bajas (1 - 1000 Hz)
- B : Espectro amplio de frecuencias (1 - 5000 Hz)
- C : Espectro de frecuencias altas (10 - 5000 Hz):

thal (19) recomienda un valor 3 a 5 veces superior al que se obtendría si se aplicara corriente continua.

### 3.- Observación y registro de los potenciales de acción:

El aparato de electromiografía dispone normalmente de dos osciloscopios: uno de ellos destinado a la visualización en tiempo real de la actividad mioeléctrica y otro que puede entrar en funcionamiento a voluntad del explorador para registro de un fragmento de la imagen observada. En la actualidad se utilizan dispositivos de memoria analógica o digital sustituyendo el segundo osciloscopio.

El empleo de los rayos catódicos es indispensable para el registro de la actividad electromiográfica, cuya rapidez de oscilación no puede ser adecuadamente reflejada por otros tipos de registro. Obviamente, la imagen mioeléctrica puede ser regulada a voluntad, modificando el tiempo de resolución de la imagen, así como la ganancia del amplificador. Es posible también proceder al disparo del barrido osciloscópico por medio de un artefacto eléctrico, típicamente una estimulación.

Conectado al amplificador se sitúa un sistema de altavoz. Según la frecuencia de las corrientes de acción, el sonido reproducido será más o menos agudo. La intensidad del sonido variará según la amplitud de la corriente de acción. De este modo, el altavoz permite una localización más cómoda del punto ideal de detección del potencial de acción. La proximidad inmediata de un foco de actividad eléctrica se



percibe acústicamente con un sonido muy nítido, semejante al disparo de un arma de fuego.

El registro de la señal acústica en un soporte magnético adecuado, permite aparte del almacenamiento y ulterior reproducción, el tratamiento computarizado de la oscilación electromiográfica.

Aparte de los elementos referidos hasta aquí como constituyentes de la técnica electromiográfica clásica para el registro de los potenciales de acción, es preciso añadir algunas técnicas complementarias que no constituyen parte del objeto esencial del presente trabajo, aunque su empleo es habitual e incluso imprescindible en la obtención de un diagnóstico neuromuscular.

Estas técnicas son:

- la estímulo-detección, que permite el estudio de las respuestas musculares evocadas a la estimulación eléctrica de un nervio motor, o bien el estudio de las respuestas evocadas en segmentos proximales de un tronco nervioso tras estimulación de sus terminaciones sensitivas o del propio trayecto del tronco nervioso. Ello permite calcular la velocidad de conducción motora y sensitiva, respectivamente. La valoración de diversos parámetros en los potenciales evocados, junto a las cifras obtenidas en el cálculo de la velocidad de conducción ofrecen una indispensable información sobre el estado del tronco nervioso periférico.

- la estimulación repetitiva, que permite el estudio de la transmisión neuromuscular, según idea de Harvey y Masland (83,84), perfeccionada y standardizada por Desmedt (41, 42, 43). La técnica se emplea específicamente en el diagnóstico de los síndromes miasteniformes al ofrecer una información sobre el estado de la placa motora y su fatigabilidad a distintas frecuencias de estimulación.

- el estudio de las respuestas reflejas que se observan tras la estimulación de un tronco nervioso mixto. Permiten una valoración del estado funcional de los segmentos más proximales de los troncos nerviosos, poco accesibles a las técnicas de estímulo-detección. Por otra parte, dado que los mecanismos reflejos medulares se hallan directamente influidos por diversos mecanismos de regulación central es posible estudiar globalmente el estado funcional de las vías centro-medulares por medio de las relaciones entre las respuestas directas y reflejas, tal como mostró Mayer en 1965 (118). Finalmente, las relaciones entre la respuesta osteo-tendinosa a la estimulación mecánica y la respuesta muscular a la estimulación eléctrica ofrecen una información sobre el estado de las motoneuronas gamma y de los reguladores del tono muscular (15).

- la medición cuantitativa de la señal eléctrica informa sobre la cantidad de actividad eléctrica desarrollada durante la contracción muscular. Los primeros intentos de medición fueron realizados por Walton, en 1952 (170), proce-

diendo a la valoración audimétrica de las frecuencias eléctricas. Posteriormente, Rosenfalck (139) procedió a la medición cuantitativa del voltaje medio de la señal. Finalmente, en 1963, Willison (176) sentó las bases de lo que en la actualidad constituye la electromiografía computarizada.

- investigación del punto motor del músculo. Buchthal calculó la velocidad de propagación del influjo eléctrico en la membrana de la fibra muscular utilizando el denominado multielectrodo, partiendo de la determinación del punto motor (22, 23). Desmedt realizó estudios de la topografía de la inervación terminal (41), y Coërs utilizó la determinación de la zona de inervación muscular al proceder a las técnicas de tinción vital (33, 34).

E V O L U C I O N   D E   L O S   C O N O C I M I E N T O S  
A N A T O M O - F I S I O L O G I C O S   S O B R E  
L A   U N I D A D   M O T O R A :

I : CONCEPTO ANATOMO-ESTRUCTURAL

II: CONCEPTO FUNCIONAL

## I: CONCEPTO ANATOMO-ESTRUCTURAL

La posibilidad de aislar un potencial unitario durante la contracción muscular voluntaria y la reciente definición de "unidad motora" publicada por Liddell y Sherrington en 1929 (108), llevaron implícita la idea de que dicho potencial unitario correspondía a la pulsación sincrónica de todas las fibras musculares de la unidad motora.

Algunos resultados obtenidos inicialmente mediante las exploraciones electromiográficas apoyaron la misma idea: Denny-Brown y Pennybacker (40) diferenciaron los elementos de fibrilación observados en afecciones neurógenas y correspondientes a la pulsación aislada y espontánea de las fibras musculares denervadas, de los elementos de fasciculación, correspondientes a la pulsación de una unidad motora. Buchthal y Rosenfalck (21) mostraron en 1955 que los potenciales de acción obtenidos en la musculatura facial son de menor tamaño que los obtenidos en músculos de las extremidades, en estrecha correspondencia con los estudios de Fenstein (66) sobre la tasa de inervación de dichos músculos y, consecuentemente, con el tamaño de las unidades motoras.

No obstante, tal como ha sido señalado, los resultados histológicos no guardaron relación con el concepto electrofisiológico de unidad motora.

Impulsado tal vez por estos hechos, Buchthal y sus cola-

boradores desarrollaron en la década de los 50 una serie de trabajos a fin de delimitar la extensión territorial de la unidad motora y de determinar la cantidad de fibras musculares cuya actividad es recogida por medio del electrodo coaxial.

Para el primer fin se empleó un multielectrodo con 12 superficies de derivación de 1.5 mm. de diámetro, distribuidas en un espacio de 2.5 cm. (25). Mediante la inserción de dos ejemplares como el descrito, cruzados perpendicularmente a la dirección de las fibras musculares, se procedió a la detección de la actividad motora mejor definida en las derivaciones centrales y al estudio del paulatino decrecimiento en la definición del potencial a medida que se alejaba de las derivaciones centrales. De este modo, en el músculo biceps se hallaron potenciales de acción correspondientes a la misma unidad motora a distancias de hasta 6 mm.

Para la segunda finalidad se empleó también un multielectrodo cuyas superficies de derivación fueron, en este caso, de tamaño y distribución irregular: 6 derivaciones de 50 micras de diámetro y 6 derivaciones de 100 micras de diámetro. Las distancias entre dichas derivaciones fueron de 150 micras en las centrales y de 300 micras en las extremas, tal como muestra la figura 5 (24). Cada superficie de derivación se conectó individualmente a un amplificador distinto y tras la localización y centralización de un potencial de acción con el multielectrodo, se proce-

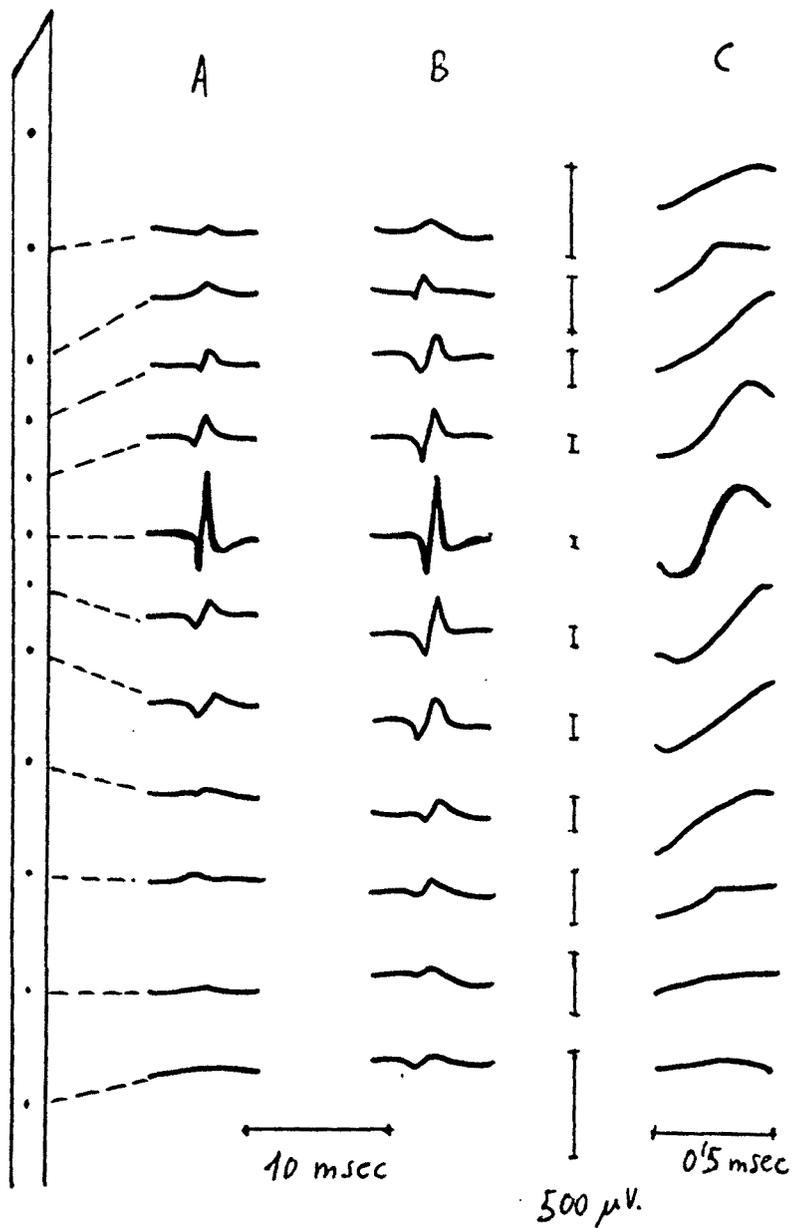


figura 5

Multielectrodo de Buchthal

- A: Potencial de acción en su detección original
- B: Aumento de la ganancia en registros alejados
- C: Aumento del tiempo de resolución

dió a determinar el progresivo decrecimiento de la amplitud de los potenciales recogidos en las otras derivaciones. Buchthal y cols. (22, 23) asumieron que el potencial de acción de mayor amplitud se detectaba en la derivación central siguiendo una difusión perpendicular a partir del foco de actividad, es decir de la fibra muscular en pulsación. Conociendo las distancias entre las derivaciones del multielectrodo y la amplitud exacta del mismo potencial registrado en ellas, los autores trasladaron los datos obtenidos a las gráficas de relación logarítmica entre distancia de detección y amplitud del potencial detectado utilizadas anteriormente por Lorente de No en la representación del potencial de acción de un tronco nervioso y por Hakanson en la representación del potencial de acción de fibra muscular detectado *in vitro* (80). Buchthal y cols. (24) asignaron valores aleatorios a la distancia mínima electrodo-fibra muscular obteniendo curvas semejantes a las diseñadas en otras circunstancias por Lorente de No y por Hakansson. (figura 6).

Los resultados obtenidos con los experimentos mencionados llevaron a Buchthal a definir el radio de acción en el que podía registrarse la actividad de fibras musculares de la misma unidad motora a un valor de 0.15 mm. Siendo que en el músculo biceps braquial el diámetro medio de las fibras musculares es de 56 micras, pueden contarse de 10 a 30 fibras musculares en el área de las dimensiones referidas.

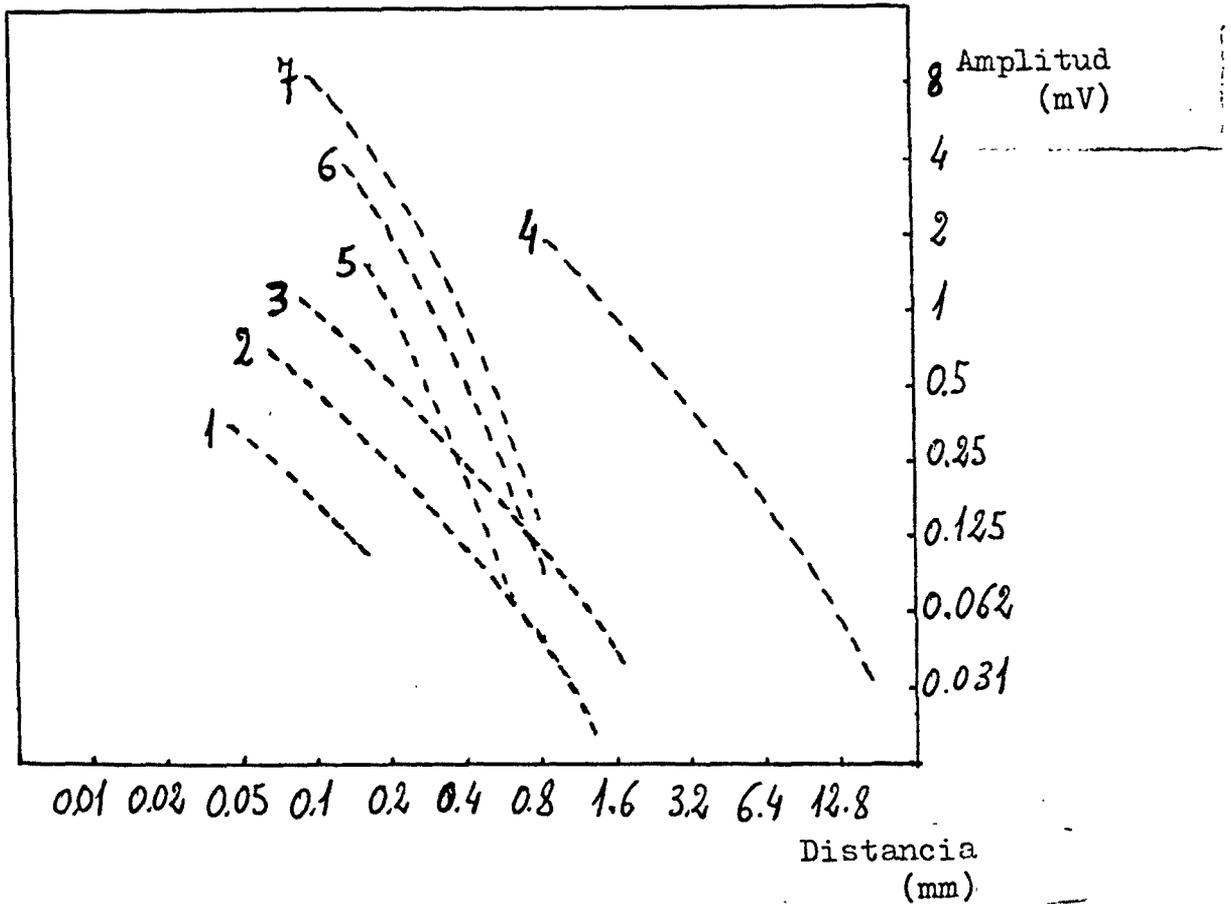


figura 6

Curvas amplitud/distancia, en escala logarítmica

1,2,3 : fibras musculares in vitro (Hakansson)

4 : fibra nerviosa in vitro (Lorente de No)

5,6,7 : fibras musculares in vivo (Buchthal)

De las investigaciones efectuadas por Buchthal nació el concepto de "subunidad motora" (22, 23, 24, 27, 29), que fue ampliamente aceptado y compartido por la mayoría de electromiografistas. Se asumió que la unidad motora se hallaba dividida en una serie de paquetes o grupos de fibras musculares (en número de  $10 \pm 6.7$ ), distribuidos irregularmente en los fascículos musculares. El potencial de acción electromiográfico sería el resultado de la detección de la actividad eléctrica desprendida en la pulsación de las fibras musculares de una de tales subunidades.

De todos modos, algunos datos obtenidos por otros investigadores de la época no apoyaban el concepto de subunidad. Krnjevic y Miledi mostraron en 1958 (97) que las fibras musculares del diafragma de la rata que pertenecían a una única unidad motora, presentaban una distribución completamente dispersa. Las investigaciones histoquímicas efectuadas por Edstrom y Kugelberg (58) y Kugelberg y Edstrom (100, 101) aportaron nuevas ideas sobre la distribución de las fibras musculares de la unidad motora. Tras aislar un axón motor del músculo tibial anterior del ratón albino, procedieron a una estimulación repetitiva hasta la exhaustión del glucógeno de la fibra muscular contraída. En el espécimen histológico extraído inmediatamente fueron teñidas las fibras con un marcador del glucógeno y se evidenció que en la mayoría de los casos (76 %), las fibras musculares se hallaban aisladas, y sin contac-

to entre ellas. El resto formaban agrupamientos de dos o, como máximo, tres fibras.

Obviamente es arriesgado deducir a partir de dichas investigaciones que en el hombre, las fibras musculares se hallan distribuidas de igual forma, siendo imposible una comprobación histológica de tal índole. No obstante, las investigaciones electrofisiológicas aportaron en aquel momento la posibilidad de registrar la actividad aislada de una fibra muscular en la contracción voluntaria (53). Por medio del electrodo de Eckstedt pudo constatarse que en un área de unas 200 micras de radio, donde pueden situarse unas 25 fibras musculares se detectaba únicamente la actividad de una fibra muscular en el 60 % de los casos, sin que entre las restantes fibras hubiera ninguna que pulsara sincrónicamente (es decir, que perteneciera a la misma unidad motora). Posteriores investigaciones con dicho electrodo (155) permitieron afirmar que en el ser humano sano nunca se observan más de tres fibras musculares pertenecientes a la misma unidad motora en el área de influencia del electrodo de Eckstedt.

En 1973, el propio Buchthal abandona el concepto de subunidad motora (31), para llegar a la conclusión de que las fibras musculares forman, en una sección transversa completa del músculo "...un mosaico en el que la irregularidad y la dispersión de las que forman parte de una misma unidad motora es constante".

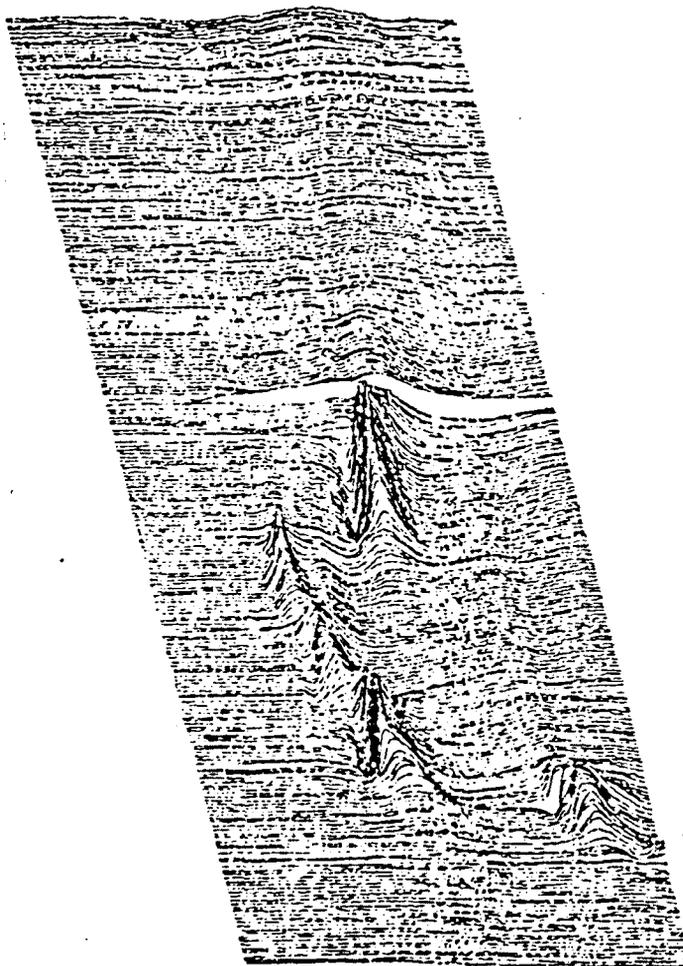


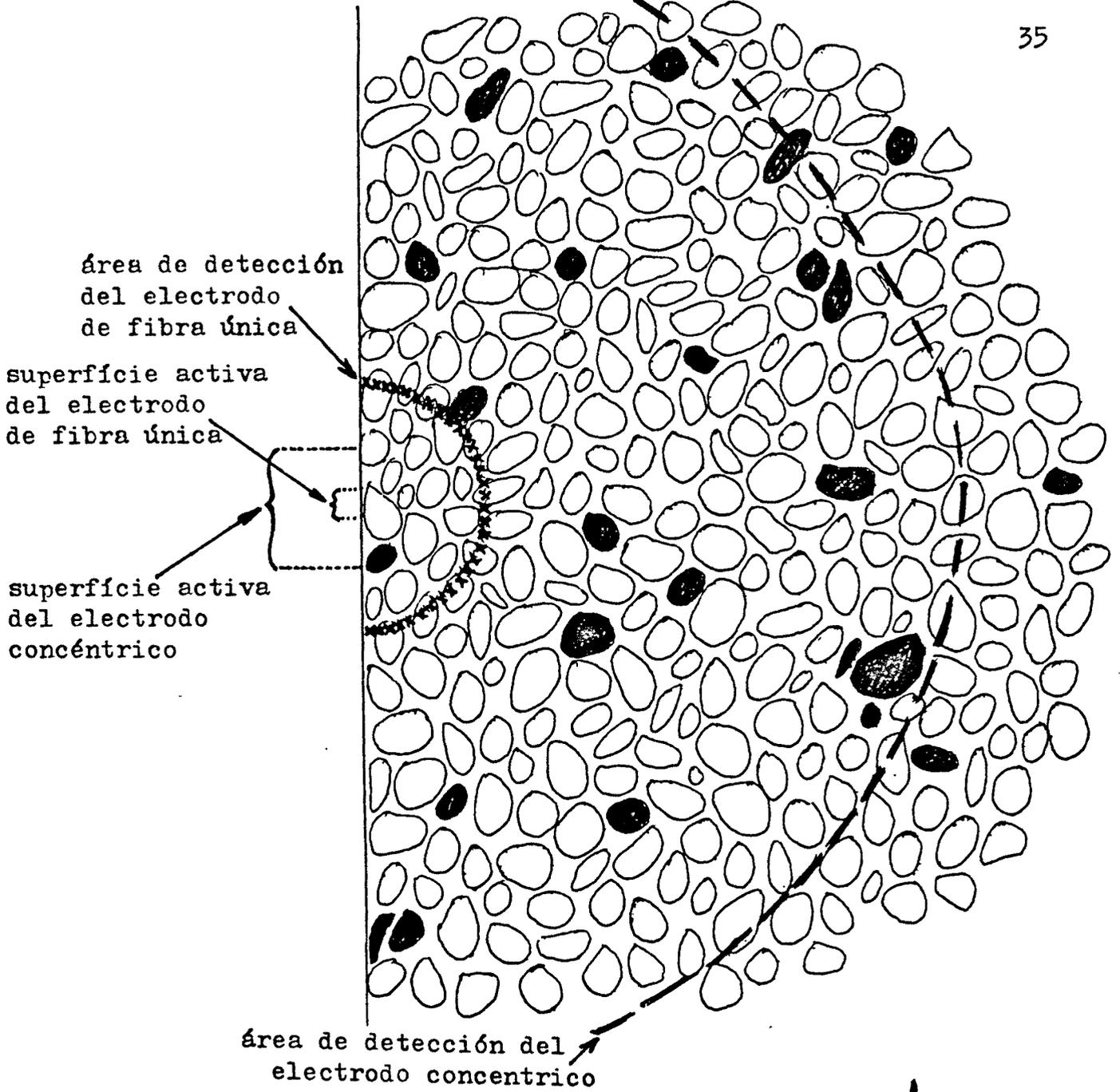
figura 7

Actividad eléctrica recogida en la pulsación de una  
única unidad motora en una determinada zona muscular

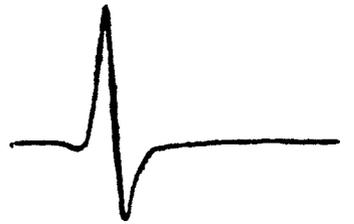
Stalberg, Electromyography Seminar.  
Marsella, Sept. 1982

Aunque hasta la actualidad no ha sido todavía posible conocer con seguridad la distribución espacial de las fibras musculares de una unidad motora, las últimas investigaciones electromiográficas apoyan los hallazgos histológicos de Kugelberg y Edstrom en el ratón: En 1980, Stalberg desarrolla una nueva técnica de estudio de la unidad motora (157), mostrando la detección por separado de varias fibras musculares de una misma unidad (figura 7).

Con los datos referidos no es descabellado proceder a un diseño teórico de las fibras musculares incluidas en el área de detección de un electrodo coaxial, comparándola al área de detección del electrodo de Eckstedt, en una imaginaria sección muscular. Junto a ello, en la figura 8 se representan esquemáticamente los potenciales de acción hipotéticos obtenidos con cada uno de los electrodos.



potencial de acción detectado con electrodo de fibra única



potencial de acción detectado con electrodo concéntrico



figura 8

## II: CONCEPTO FISIOLÓGICO

La unidad motora está regida en su funcionamiento por la ley del todo o nada. La contracción de las fibras musculares se efectúa de modo conjunto o no se efectúa, dependiendo de la llegada de un estímulo nervioso o eléctrico. Dicha contracción se ha entendido clásicamente de modo sincrónico, definiéndose el potencial de acción observado como el resultado de la sumación de los pequeños potenciales de acción pertenecientes a las fibras musculares cuya actividad se haya recogido (79).

Los potenciales de acción registrados en sujetos sanos mediante el electrodo de aguja coaxial pueden presentar una morfología, amplitud y duración variables, según una serie de factores físicos y fisiológicos, bien analizados por Buchthal y cols. en 1954 (19, 20). Algunos ejemplos de dichos potenciales obtenidos en un mismo sujeto, mediante el mismo electrodo ilustran dicha variabilidad (figura 9).

A la vista de estos potenciales, y según el esquema de la figura 8, surge la idea de que el referido sincronismo de la contracción de las fibras musculares no es totalmente perfecto, ya que en tal caso no podría observarse mucha diferencia entre el potencial de acción obtenido por pulsación de una sola fibra y el obtenido por la pulsación sincrónica de un conjunto de ellas.

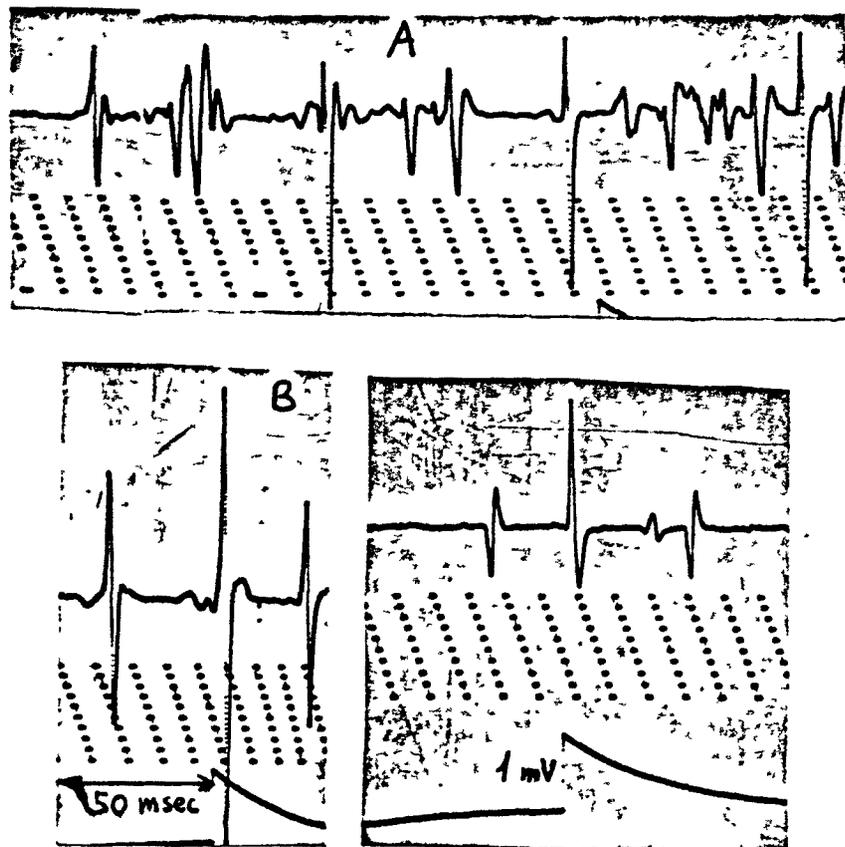


figura 9

Diversos ejemplos de potenciales de unidad motora registrados en individuos sanos (electrodo coaxial).

A: Patrón intermediario. Los fenómenos de sumacion y cancelacion de la actividad eléctrica impiden el reconocimiento del potencial unitario.

B: Efecto de potenciacion eléctrica de dos unidades motoras distintas.

La detección de potenciales de morfología, duración y amplitud variable obedece a una doble explicación:

A.- Influencia de factores fisiológicos:

Las fibras musculares de un músculo alargado transcurren en su mayoría, desde un tendón al otro, aunque algunas de ellas terminan de modo ciego y otras se fusionan entre sí, tal como fue demostrado por Isaacs en 1963, mediante sus estudios histológicos seriados en músculo de cobaya (90).

En el crecimiento fisiológico, la unión neuromuscular y el ramo nervioso terminal van a ser arrastrados un cierto trecho, dependiendo del grado de alargamiento de cada fibra muscular. Buchthal y cols. demostraron en 1955 (23) que las placas motoras de un músculo determinado se hallan más alejadas unas de otras en un individuo adulto con relación a las de un niño. Llamaron "zona de inervación" al espacio ocupado por la mayor cantidad de placas motoras de un músculo y determinaron que en el biceps braquial de un individuo adulto, la zona de inervación es de una extensión aproximada de 4 cm. y se sitúa entre el 1/3 proximal y el 1/3 medio del músculo. Posteriormente se comprobó que la zona de inervación puede ser determinada mediante el electrodiagnóstico clásico (107) al obtener respuestas masivas con estimulación farádica (estímulos de duración inferior a 1 milisec.). Según Desmedt (41), los potenciales de acción electromiográficos registrados alrededor de la zona de inervación muestran una deflexión inicial brusca

de polaridad negativa, mientras que los registrados en zanas alejadas de la placa motora van precedidos de una inflexión suave de polaridad positiva. Finalmente, la extensión de la zona de inervación puede ser estudiada histológicamente por medio de la técnica de tinción vital con azul de metileno propuesta por Coërs en 1952 (33).

La determinación de la zona de inervación permite llegar a la deducción que dos fibras musculares pertenecientes a la misma unidad motora pueden poseer su unión neuromuscular en puntos relativamente alejados, existiendo obviamente un tiempo de demora de la llegada del influjo nervioso a una fibra con respecto a la otra.

La propagación del influjo nervioso a lo largo de la membrana de la fibra muscular constituye un nuevo factor diferencial entre las fibras musculares. Stalberg demostró en 1966 (147) que la velocidad de propagación de un estímulo en la membrana de la fibra muscular se halla en relación al diámetro de dicha fibra, siendo función, además de la velocidad de repolarización y de la frecuencia exigida de pulsación.

El tiempo de transmisión neuromuscular a nivel de la placa motora no debe constituir en condiciones normales un factor diferencial, cifrándose en un tiempo de alrededor de 1 msec. (114), el que se emplea en efectuar dicha transmisión.

La posición del electrodo con respecto a las fibras musculares detectadas constituirá un factor de azar para la recepción de la actividad eléctrica desarrollada en su área de influencia.

B.- Influencia de factores físicos:

El electrodo de detección electromiográfico puede ser comparado a una lente exploradora, a través de la cual podemos observar la intimidad estructural del músculo. El ángulo de visión de esta lente se correspondería con el área en la que el electrodo puede captar la actividad eléctrica (superficie activa).

Las fibras musculares distribuidas al azar en el interior de dicha área, serían observadas como un conjunto de focos activos, mientras que las fibras musculares de unidades motoras momentáneamente en reposo no serían "observadas" por el electrodo, al carecer de actividad.

Aunque las relaciones espaciales entre las fibras musculares de una misma unidad motora son de un valor constante, la proyección de su actividad en el electrodo utilizado será un valor relativo de tal modo que se observará una mayor separación entre los focos de actividad cuanto menor sea la superficie activa del electrodo, y viceversa. Puede ocurrir, lógicamente, que la separación de la actividad de dos fibras musculares de una misma unidad motora sea visible únicamente utilizando un electrodo de reducida super-

fície activa, pasando desapercibida al utilizar un electrodo de superficie mayor.

En el osciloscopio de rayos catódicos, la mencionada separación de la actividad eléctrica quedará representada a modo de una separación temporal. De este modo, un potencial de acción global, siendo la suma de la actividad detectada en las distintas fibras, mostrará una duración, morfología y amplitud de acuerdo a las características de la superficie de detección.

El electrodo coaxial convencional posee una superficie activa de dimensiones intermedias: la imagen osciloscópica no permite definir claramente los distintos focos activos, pero tampoco permite observar una imagen uniforme.

ELECTROMIOGRAFIA CONVENCIONAL :  
RENDIMIENTO DIAGNOSTICO Y  
PROBLEMATICA

I: LA DETECCION ELECTROMIOGRAFICA NORMAL

II: LA DETECCION ELECTROMIOGRAFICA EN LA  
PATOLOGIA NEUROMUSCULAR

III: LIMITACIONES DE LAS TECNICAS CLASICAS

## I: LA DETECCION ELECTROMIOGRAFICA NORMAL

A pesar de la variabilidad de las características paramétricas de los potenciales de acción electromiográficos registrados en sujetos sanos, el análisis estadístico permite extraer una serie de cifras límite de la normalidad de un potencial de unidad motora.

Buchthal (21) y Petersen (133) fueron los primeros en determinar dichos límites de normalidad, aunque sus conclusiones no fueron refrendadas por otros autores que procedieron posteriormente a los mismos estudios.

F. Isch, en la escuela francesa de Electromiografía definió en 1963 las siguientes características de normalidad paramétrica de los potenciales unitarios:

- duración entre 4 y 8 milisec.
- amplitud entre 0.3 y 2 miliv.
- morfología bifásica o trifásica o, en todo caso, menos del 10 % de potenciales polifásicos.

Según Isch, el parámetro duración es el más definitorio del potencial unitario, siendo los otros parámetros más dependientes de variables físicas. Sin embargo, el parámetro duración es en el que menos coincidencias se observa entre los resultados de distintos autores.

En nuestro departamento de Electromiografía se han apli-

cado desde su etapa inicial los criterios de la escuela francesa.

Algunos condicionantes físicos tienen relativa importancia en la configuración del potencial de acción electromiográfico: el potencial es más breve en músculos con una tasa de inervación elevada, la duración es mayor en individuos de edad avanzada, la amplitud disminuye en la detección a bajas temperaturas, el porcentaje de potenciales polifásicos aumenta en un músculo fatigado, etc.

Para permitir el análisis de los potenciales es indispensable la colaboración del paciente, manteniendo un grado mínimo de contracción sostenida. La frecuencia normal de pulsación de la unidad motora a una contracción débil es de 5 a 12 ciclos por segundo, siendo imposible para un músculo normal mantener una frecuencia estable de pulsación por debajo de 5 Hz. (131). Por encima de 15 Hz. se hace difícil reconocer el potencial aislado de una unidad motora dada la superposición de la actividad eléctrica de otras unidades (figura 9, figura 10).

El aumento de la fuerza de contracción muscular es consecuencia de la aparición de nuevas unidades motoras (sumación espacial) y del aumento gradual de la frecuencia de pulsación (sumación temporal). De este modo, pueden reconocerse tres estadios en el proceso de gradación de la contracción muscular: estadio simple, en el cual, los potenciales de acción aparecen bien individualizados; esta-

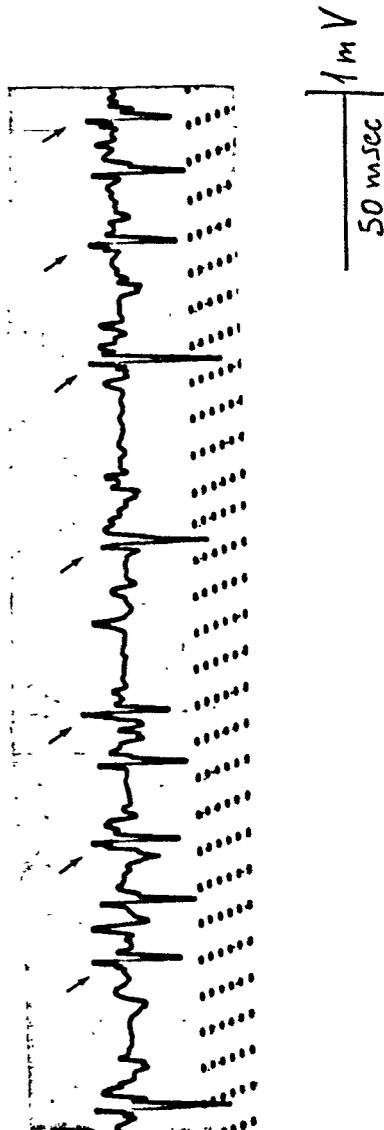


figura 10

Patron intermediario.

Potencial de unidad motora en sucesivas pulsaciones.

dío intermediario, en el cual, la superposición de potenciales de acción dificulta el reconocimiento de los potenciales individuales, y el estadio interferencial, en el que la línea de base no es ya visible, la amplitud ha aumentado notablemente y no pueden reconocerse las formas individuales, profundamente modificadas por los fenómenos de potenciación y cancelación de la actividad eléctrica. Finalmente, en una contracción mantenida, la actividad eléctrica tiende a hacerse oscilante, tal vez debido a un mecanismo de sincronización de las descargas de las motoneuronas espinales (28). El trazado observado entonces ("ritmo de Piper") es parecido al que fue observado en la utilización del galvanómetro para las primeras detecciones electromiográficas.

De los dos mecanismos descritos para lograr el aumento de la fuerza muscular, la sumación espacial constituye el mecanismo principal, significando un 80% del aumento de tensión muscular por unidad de peso (92).

## II: LA DETECCION ELECTROMIOGRAFICA EN LA PATOLOGIA NEUROMUSCULAR

La patología neuromuscular puede hallarse representada de varias formas en la detección electromiográfica:

### 1.- Potenciales de acción patológicos:

Existen algunos potenciales de acción cuya identificación es ya indicativa de algún tipo de afección neuromuscular, mientras que en otros casos son los potenciales de unidad motora los que adquieren formas característicamente patológicas:

#### A/ Potenciales patológicos en reposo:

En situación de reposo no deben observarse potenciales de acción de ningún tipo en un individuo normal. De todos modos, tras la inserción del electrodo puede observarse la descarga de algunas unidades motoras y, ocasionalmente, se observa la aparición de pequeños potenciales monofásicos, denominados por Ludin "potenciales de nervio" (112), y que coinciden con la detección de algún filete nervioso terminal y se acompañan de dolor que desaparece, junto con los potenciales al modificar la posición del electrodo.

En las afecciones neuromusculares pueden aparecer potenciales de fibra muscular en reposo, espontáneamente o tras la movilización del electrodo o la percusión mecánica de

los tejidos de la vecindad. Son los elementos de "fibrilación" (figura 11, a). Su aspecto es característico: forma bifásica, duración breve (menor de 2 milisec.) y amplitud reducida (entre 0.05 y 0.5 miliv), aunque puede sobrepasar en ocasiones 1 miliv., dependiendo de la distancia entre el electrodo activo y el origen de la fibrilación. Su sonido es inconfundible ("goteo sobre zinc"), en razón de la breve duración y de la brusquedad de su inflexión inicial. Su forma de presentación es también característica: aisladamente, con un típico ritmo progresivamente acelerado, o más frecuentemente, en forma de ráfagas que se van agotando lentamente. En ocasiones aparecen mezclados con otro tipo de actividad de denervación: ondas lentas positivas o potenciales lentos ("positive sharp waves") (figura 11, b). Estos elementos se caracterizan por una punta negativa brusca, seguida de una oscilación positiva lenta, que regresa suavemente a la línea de base en el espacio de 20 a 100 milisec. Es típica su frecuencia rítmica de pulsación, que desde los 50 a 80 ciclos por seg. tiende de modo lento al agotamiento. La movilización del electrodo puede originar nuevas descargas de las mismas características.

Algunos autores incluyen como actividad patológica en reposo a los elementos de fasciculación espontánea (figura 12, a), aunque a menudo es difícil asegurar el estado de reposo muscular completo y, consecuentemente, diferenciarlos de la pulsación voluntaria de una unidad motora

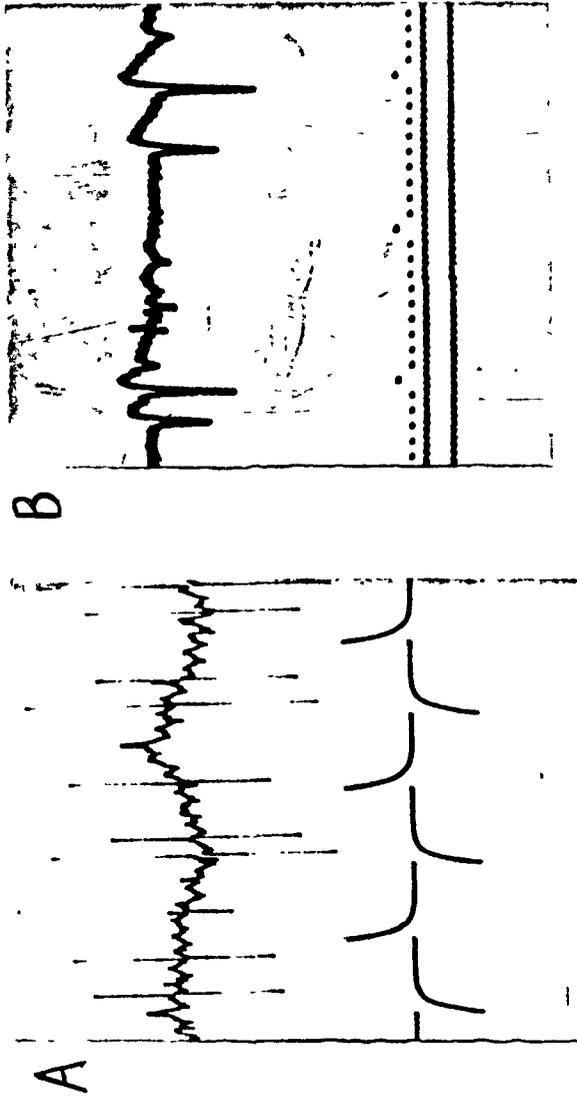


figura 11

Potenciales patológicos en reposo

A: fibrilacion

B: ondas lentas positivas

Calibración: cada punto: 1 miliseg./ 1 cm.: 100 uV

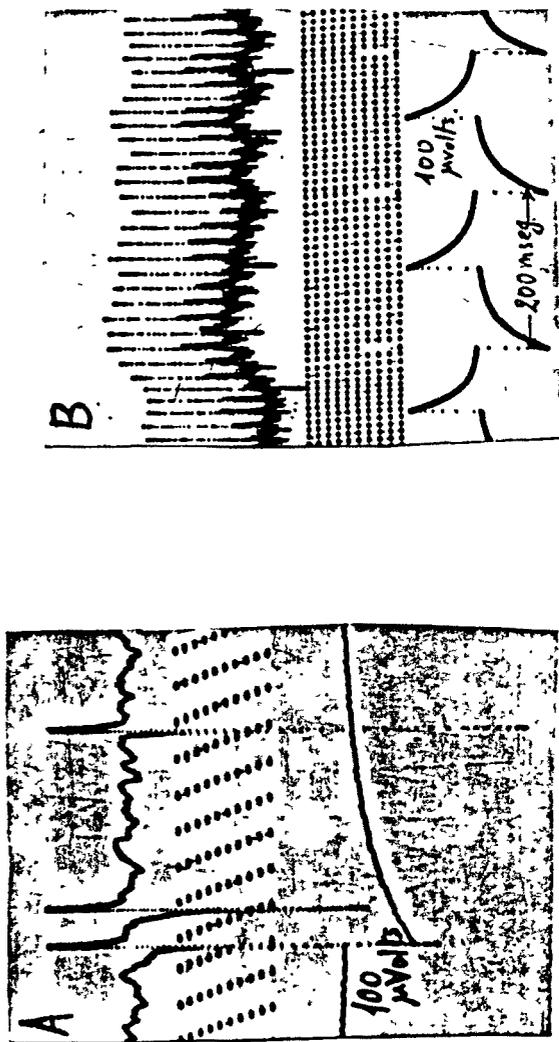


figura 12

Potenciales anormales en reposo

A: fasciculacion

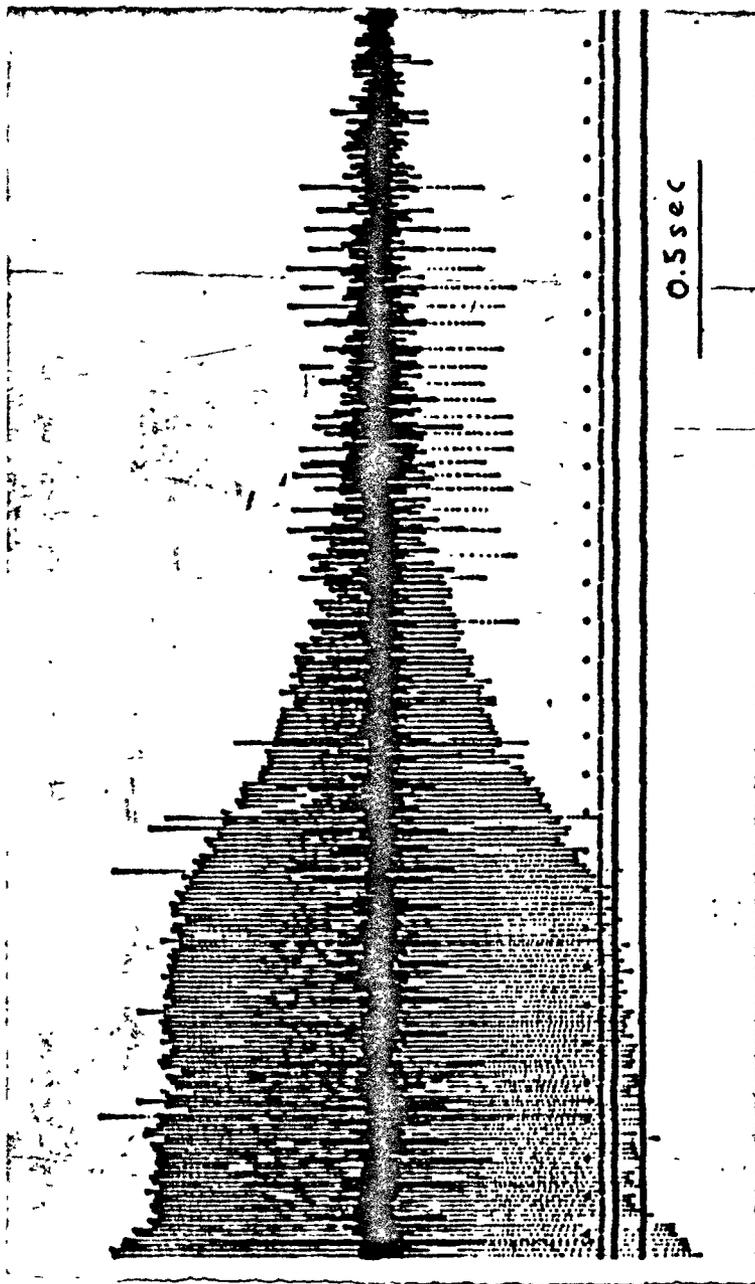
B: descarga repetitiva de alta frecuencia

(167).

Las ráfagas pseudomiotónicas o descargas irregulares de alta frecuencia ("bizarre high frequency potentials"), bien estudiadas por la escuela polaca (62, 63), constituyen también un tipo de actividad espontánea de difícil valoración. Consiste en la pulsación ultrarápida de una o varias unidades motoras como respuesta a algún mínimo estímulo mecánico (figura 12, b). Esta actividad puede ser observada en condiciones normales en la vecindad de la zona de inervación del músculo, pero puede ser consecuencia de fenómenos irritativos neuromusculares locales que podrían indicar una situación patológica (168).

Es preciso señalar en el orden práctico que la abundancia de elementos de fasciculación y/o de descargas repetitivas de alta frecuencia es altamente sugestiva de un proceso patológico neuromuscular. La valoración del examen electromiográfico en conjunto confirmará o no tal posibilidad.

Finalmente, ciertas afecciones neuromusculares cursan con determinados tipos de actividad mioeléctrica que les son patognomónicos. Así, las ráfagas miotónicas se detectan en las afecciones musculares que cursan con miotonía y son un indicio de la dificultad de decontracción. Consisten en la pulsación repetida a frecuencias iniciales de alrededor de los 100 Hz., de una o algunas fibras mus-



**figura 13**

Descarga miotónica  
músculo abductor corto del pulgar  
paciente afecto de miotonía de Steinert

culares, agotándose característicamente, de modo progresivo, a diferencia de las descargas pseudomiótónicas que cesan bruscamente (figura 13).

B/ Formas patológicas de los potenciales de unidad motora:

Dada la variabilidad en los parámetros de los potenciales de unidad motora, es aconsejable el estudio de un cierto número de potenciales unitarios antes de extraer conclusiones sobre el estado funcional del sistema neuromuscular del sujeto examinado.

La experiencia personal aconseja la movilización de la aguja electrodo en el mismo punto de inserción y en varias direcciones, en busca de los potenciales que presenten una inflexión inicial más brusca, indicativa de la proximidad del foco activo.

Siguiendo a F. Isch (91), los potenciales de unidad motora patológicos pueden clasificarse en tres grupos:

- elementos de amplitud reducida:

a: polifásicos "nacientes" (figura 14, a), formados por varios potenciales elementales, y que dan en el altavoz un sonido sordo, muy característico. Se observan en los fenómenos de reinervación troncular.

b: potenciales "punta breve" (figura 14, b), formados por un potencial unitario, de duración acortada. Se observan en la patología miógena.

- elementos de amplitud normal:

a: potenciales de forma simple y de duración alargada,

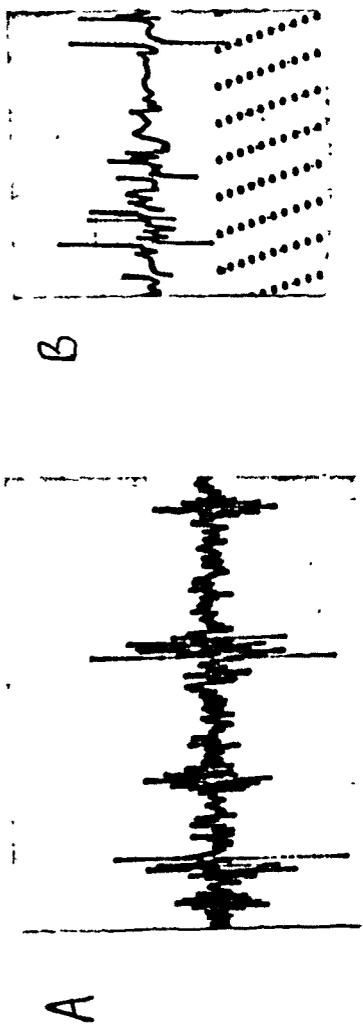


figura 14

Formas patológicas de los potenciales de unidad motora

A: polifásicos "nacientes"

B: potenciales breves

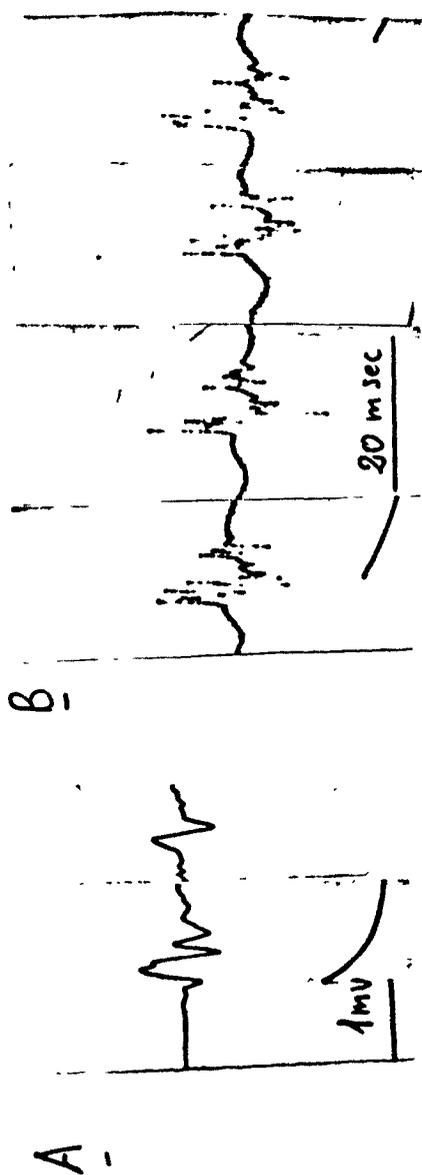


figura 15

Formas patológicas de los potenciales de unidad motora

A: Potenciales de duración alargada

B: Potenciales "destruidos"

frecuentemente superior a los 6 milisec. y que carecen en la mayoría de ocasiones de un potencial punta (figura 15, a). Se observan en una situación del electrodo relativamente alejada del foco activo.

b: polifásicos en "puntas breves", o potenciales destruidos ("dechiquetés") (figura 15, b). Su morfología es estable en sucesivas pulsaciones y su duración puede ser notablemente alargada, superando incluso los 10 milisec. Se observan en la patología miógena.

c: agrupamientos de corrientes de acción. Consisten en fenómenos eléctricos de potenciación de la actividad mioeléctrica en determinados momentos. Son inestables en sucesivas pulsaciones y pueden observarse en cualquier situación funcional del sistema neuromuscular.

- elementos de amplitud aumentada:

a: corrientes de acción de alto voltaje (figura 16, a). Son potenciales formados por la superposición de varios potenciales de unidad motora, probablemente debida a la interacción de elementos vecinos. Se observan en las afecciones neurógenas crónicas y puede observarse su desincronización tras la administración endovenosa de calcio.

b: potenciales gigantes (figura 16, b). No son el resultado de la sincronización de las unidades motoras y por ello, no reaccionan con la administración endovenosa de calcio. Constituyen el resultado de procesos de reinervación colateral.

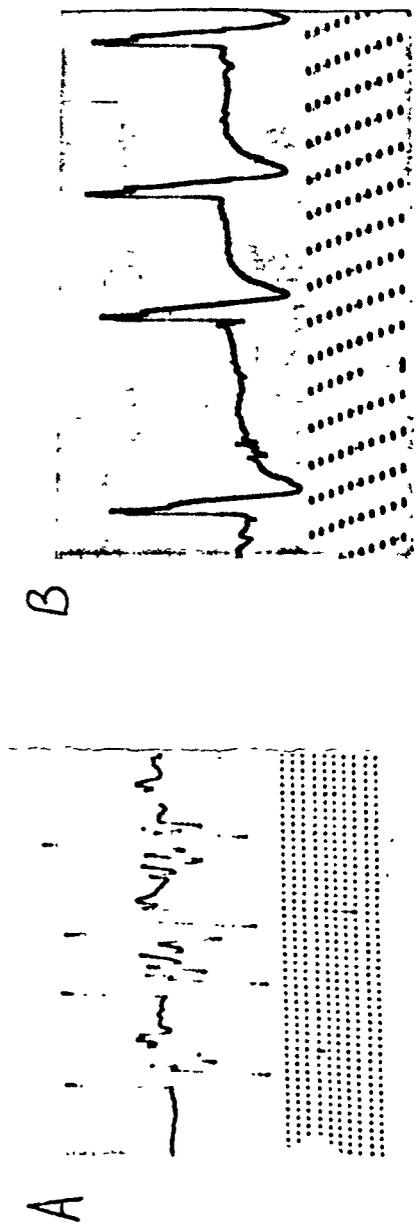


figura 16

Formas patológicas de los potenciales de unidad motora

A: Sincronización de unidades motoras

B: Potenciales gigantes

Calibración: cada punto: 1 miliseg./ 1 cm.: 2 mV.

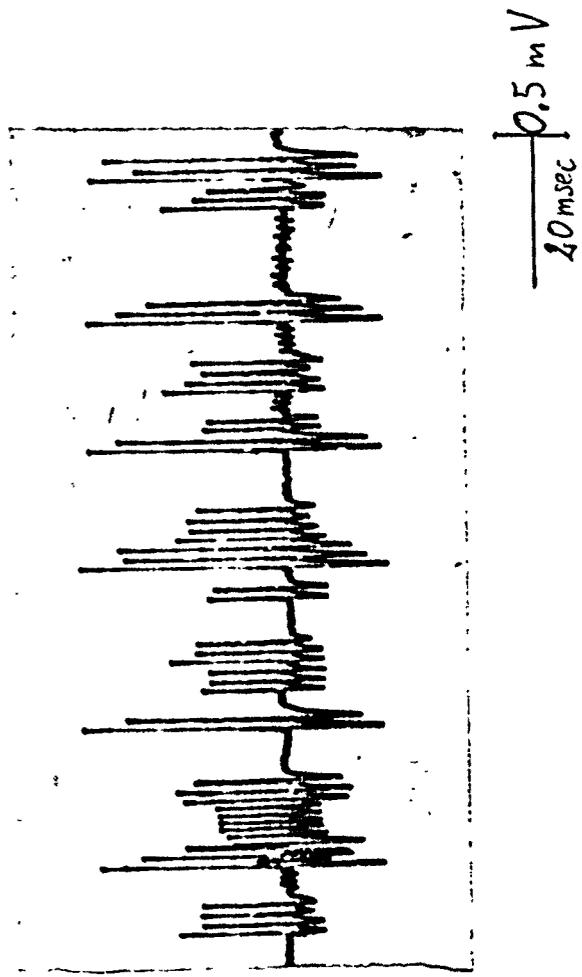


figura 17

Pulsación anormal de la unidad motora  
(dobletes, multipletes)

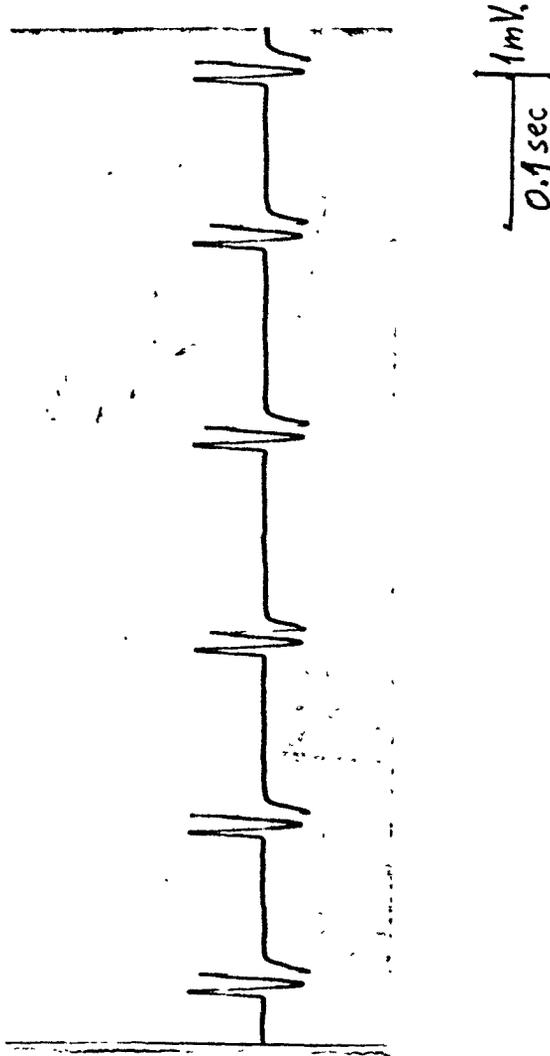
Paciente efecto de tetania

## 2.- Pulsación anormal de la unidad motora:

Las unidades motoras en el organismo humano varían su frecuencia de pulsación en relación a las necesidades de la contracción muscular, dentro de unos márgenes de normalidad.

Existen, no obstante, frecuencias de pulsación que no pueden ya ser consideradas como normales. Así ocurre en el doblete, triplete o múltiplete (figura 17), consistente en la actividad repetida de un potencial de unidad motora a frecuencias de hasta 500 Hz. Estos elementos indican un cierto grado de hiperexcitabilidad de la unidad motora y pueden provocarse en sujetos normales en condiciones de isquemia y/o hiperpnea. Ciertas enfermedades que afectan el metabolismo del calcio (típicamente el hipoparatiroidismo) facilitan la observación de estos fenómenos anormales en la pulsación de la unidad motora.

Una significación parecida puede darse a la doble descarga, fenómeno analizado por Partanen y Lang (128, 129) y que consiste en la pulsación repetida de una unidad motora con un intervalo constante de tiempo, entre 8 y 12 milisec., es decir, a una frecuencia de alrededor de 100 Hz. (figura 18). Según los autores, el fenómeno puede ser debido a la puesta en funcionamiento de circuitos reflejos axonales locales.



**figura 18**

Pulsación enormal de la unidad motora

Dobles descargas.

### 3.- Fenómenos anormales en la gradación de la contracción:

Se ha mencionado ya que en el proceso normal de aumento de la fuerza de contracción, el proceso de sumación espacial es de mayor importancia que el de sumación temporal. Cuando la sumación temporal es de mayor importancia que la sumación espacial puede determinarse la existencia de un déficit de inervación (92). De todos modos, el "predominio de la sumación temporal" únicamente debe admitirse después de haber seguido la pulsación de un mismo potencial unitario a partir de una fase de contracción débil, en que ha podido ser bien individualizado. La frecuencia de pulsación que puede ser observada sin la interferencia de otras unidades motoras es de alrededor de 15 ciclos/sec. Frecuencias de pulsación más elevadas pueden considerarse ya patológicas, dependiendo de la riqueza de unidades motoras que pueda observarse.

Por otra parte, la rápida aparición de un patrón de interferencia a esfuerzos moderados constituye el criterio patológico inverso: Un número excesivo de unidades motoras ha debido ser reclutado para desarrollar la fuerza exigida, lo cual sugiere una menor energía de contracción para cada unidad motora. La combinación de este dato con la detección de irregularidades en la morfología de los potenciales unitarios es altamente sugestiva de una patología miógena.

#### 4.- Irregularidades en la contracción muscular:

La pulsación asincrónica de las distintas unidades motoras es causa de la constitución de un patrón de interferencia en la contracción voluntaria máxima. En efecto, los fenómenos eléctricos de potenciación y cancelación de la actividad impiden el reconocimiento de los potenciales unitarios.

Existen, sin embargo, algunas condiciones en que la imagen electromiográfica de contracción máxima deriva hacia un cierto grado de sincronización de las corrientes de acción. Tal es el caso del ritmo de Piper, alcanzado en el mantenimiento de una contracción muscular hasta la fatiga (159).

Por otra parte, los fenómenos de sincronización de la actividad eléctrica pueden ser indicio de una patología centro-piramidal. En tal caso, los estímulos que alcanzan la motoneurona del asta anterior se transmiten en forma de ráfagas. El análisis de estas "salvas de contracción", el efecto de diversas maniobras clínicas sobre ellas y el estudio de las sincinesias y de la musculatura antagonista aporta ciertos criterios que permiten una orientación diagnóstica del tipo de patología central (sindr. extrapiramidal, distonías, enf. degenerativas, etc.).

### III: LIMITACIONES DE LA EXPLORACION ELECTROMIOGRAFICA CONVENCIONAL

La exploración electromiográfica convencional debe entenderse como una continuación del examen clínico neurológico del paciente (115).

El electromiografista, siendo conocedor de la situación clínica del paciente debe proceder a la constatación o al descubrimiento de determinados hechos funcionales en el sistema neuromuscular esquelético y a su interpretación de acuerdo con los hechos clínicos. Precisamente este aspecto del examen electromiográfico determina que deba ser personal médico especializado quien proceda personalmente al examen.

La estrecha relación entre la clínica y la electromiografía condiciona en cierta medida la información aportada por el examen electromiográfico en diferentes aspectos:

a/ en el diagnóstico de una determinada patología:

En ocasiones, la estricta interpretación de los resultados de un examen electromiográfico no permite llegar a conclusiones definitivas. En este momento, el conocimiento de un determinado hecho clínico puede potenciar la valoración de algunos datos que en otro caso carecerían de importancia.

b/ en la valoración de la evolutividad de un proceso:

En las lesiones traumáticas de nervio, la aparición de formas de reinervación constituye un hecho electromiográfico objetivo y de sumo valor pronóstico, pero en contraposición, en determinadas enfermedades crónicas o que evolucionan a brotes, la exploración electromiográfica aporta escasos argumentos objetivos para establecer un aspecto cuantitativo de la lesión neuromuscular. En estos casos, los aspectos clínicos de dolor, incapacidad funcional, etc. pueden influir en la valoración de aspectos electromiográficos determinados en los que puede participar un cierto grado de subjetivismo.

c/ en la repetibilidad de la exploración:

La estricta interpretación de los resultados obtenidos en dos exploraciones electromiográficas sucesivas practicadas por un mismo explorador a un mismo paciente probablemente no ofrecería las mismas cifras, a pesar de que las conclusiones obtenidas serían sin lugar a dudas, las mismas. De nuevo, el hecho clínico ha de orientar el criterio del electromiografista en la selección de los resultados electromiográficos.

d/ en la reproductibilidad de la exploración:

Siendo la exploración electromiográfica una consecuencia de un hecho clínico, es probable que distintos exploradores procedieran de modo distinto al realizar el examen de

un mismo paciente, obteniendo cifras obviamente distintas en el análisis estricto de sus resultados. No obstante, sus conclusiones tendrían con toda seguridad un gran parecido.

e/ en una justa valoración de los resultados en relación a la colaboración del paciente:

La exploración electromiográfica precisa de la colaboración del paciente. Una contracción irregular y/o mal sostenida puede dar lugar a imágenes pseudopatológicas que el explorador debe valorar con estricto criterio. Sin un conocimiento exacto de la situación clínica y del estado psicológico del paciente es posible en estos momentos proceder a interpretaciones erróneas.

TECNICAS MODERNAS DE  
DETECCION Y REGISTRO

I : ELECTRODOS DE DETECCION

II : AMPLIFICADORES

III: NUEVOS ACCESORIOS

La evolución técnica en el campo de la electrónica junto a una cada vez más intensa colaboración entre los investigadores médicos y los ingenieros ha propiciado en los últimos años el surgimiento de nuevas posibilidades de detección y registro electromiográfico, así como el mejor conocimiento y consiguiente perfeccionamiento de las técnicas clásicas.

Como sucede en otros campos de la investigación, los resultados actuales deben considerarse como circunstanciales y relativos, ya que el constante avanzar de la investigación deja sentir su influencia año tras año en el campo del diagnóstico neuromuscular. El camino hacia un futuro dominado por la cibernética puede ya intuirse actualmente en los más modernos y complicados sistemas computarizados.

Sería imposible efectuar un estudio exhaustivo de todas las posibilidades actuales en el campo de la exploración electromiográfica. Algunas de ellas son de aplicación limitada a uno o pocos laboratorios y de divulgación escasa. Por ello, la intención del presente capítulo es la de efectuar una relación somera y la consiguiente descripción de las técnicas modernas que más influencia tienen en una mejor interpretación de los registros electromiográficos, así como de las que han sido acogidas mayoritariamente como parte indispensable de una exploración neuromuscular completa.

## I: ELECTRODOS DE DETECCION

El utillaje habitual de un laboratorio de electromiografía es, tal como ha sido mencionado en capítulos anteriores, el tipo de electrodo de aguja coaxial de Adrian y Bronck, en su modelo monofilar.

Algunos electromiografistas han propuesto el uso de determinados electrodos confeccionados con la finalidad de estudiar ciertos estados funcionales del sistema neuromuscular normal o patológico. Sin embargo, la mayoría de los electrodos confeccionados con este fin no ha tenido trascendencia, con la excepción hecha del llamado electrodo de "fibra única" ("single-fiber electrode"), según describe Eckstedt en 1964 (53).

Dicho electrodo, aunque su utilización todavía no está plenamente difundida, ha entrado a formar parte de los accesorios habituales en muchos laboratorios de electromiografía.

El electrodo consiste en una cánula biselada, al igual que la utilizada en la fabricación de los electrodos coaxiales pero que, a diferencia de estos últimos, presenta una hendidura lateral en la cara opuesta al bisel, donde se abren al exterior una o una serie de orificios en los que terminan otros tantos hilos conductores (figura 19). Los hilos conductores se hallan montados en resina epóxido y derivados a tierra a través de las paredes de la cá-

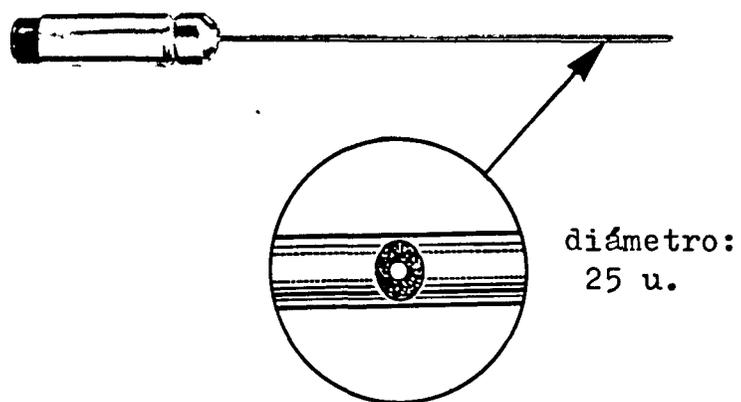


figura 19

Electrodo de "fibra unica"

nula.

En los modelos comúnmente usados, los orificios por los que emergen los hilos conductores se hallan dispuestos en dos hileras paralelas, enfrentando uno, dos o tres alambres a una serie de 4, 8 u 11, de tal manera que todas las superficies activas se hallan derivadas a pares (54). El diámetro de cada una de las derivaciones es de 25 micras. La distancia que separa los orificios alineados es de 60 micras y la que separa las dos hileras de orificios es de 200 micras.

Con la arquitectura descrita se facilita la captación de la actividad de una fibra muscular aislada, cuyo diámetro medio puede considerarse de alrededor de 50 micras. El electrodo con un mayor número de derivaciones ofrece la ventaja de una mayor facilidad de detección de los potenciales de acción ya que puede cubrir un espacio de mayor extensión en cada una de las inserciones efectuadas, sin necesidad de remover constantemente el electrodo.

El tamaño de la cánula ha sido también estudiado a fin de evitar una excesiva fragilidad y flexibilidad, y provocar el mínimo dolor posible en su manipulación en el seno de la masa muscular. A estos fines se adapta, al parecer, un diámetro de 0.5 mm. y una longitud de 4 cm., situando la hendidura con las superficies activas entre el tercio distal y el tercio medio del electrodo.

El daño provocado por la introducción del electrodo en algunas de las fibras musculares puede ser fuente de artefactos y dificultar la interpretación del potencial de acción registrado (151). Por ello es aconsejable la limpieza periódica del electrodo, empleando un papel esmerilado para lijar el bisel, donde podrían existir muescas o melladuras causadas por el roce con los tejidos conjuntivos o ligamentosos o por el apoyo sobre algún relieve óseo. Precisamente a fin de evitar el registro de la actividad de fibras lesionadas se procedió a situar la superficie activa en el costado opuesto al bisel.

El principal efecto conseguido por la reducción del tamaño de la superficie activa del electrodo es el de delimitar el espacio en el que puede ser captada la actividad eléctrica circundante. Al reducirse el número de fibras musculares incluidas en el área de acción del electrodo, los potenciales de acción registrados mostrarán ciertas características diferenciales: la inflexión positivo-negativa inicial será brusca, recta y breve (tiempo de resolución inferior a los 200 milisec.). No obstante, es posible también captar potenciales de acción globales, en cuyo caso la pericia del explorador deberá contribuir a posicionar el electrodo de tal modo que lleguen a diferenciarse fácilmente los distintos potenciales individuales.

Con el electrodo de Eckstedt es difícil captar la actividad eléctrica originada más allá de las 200 micras de la

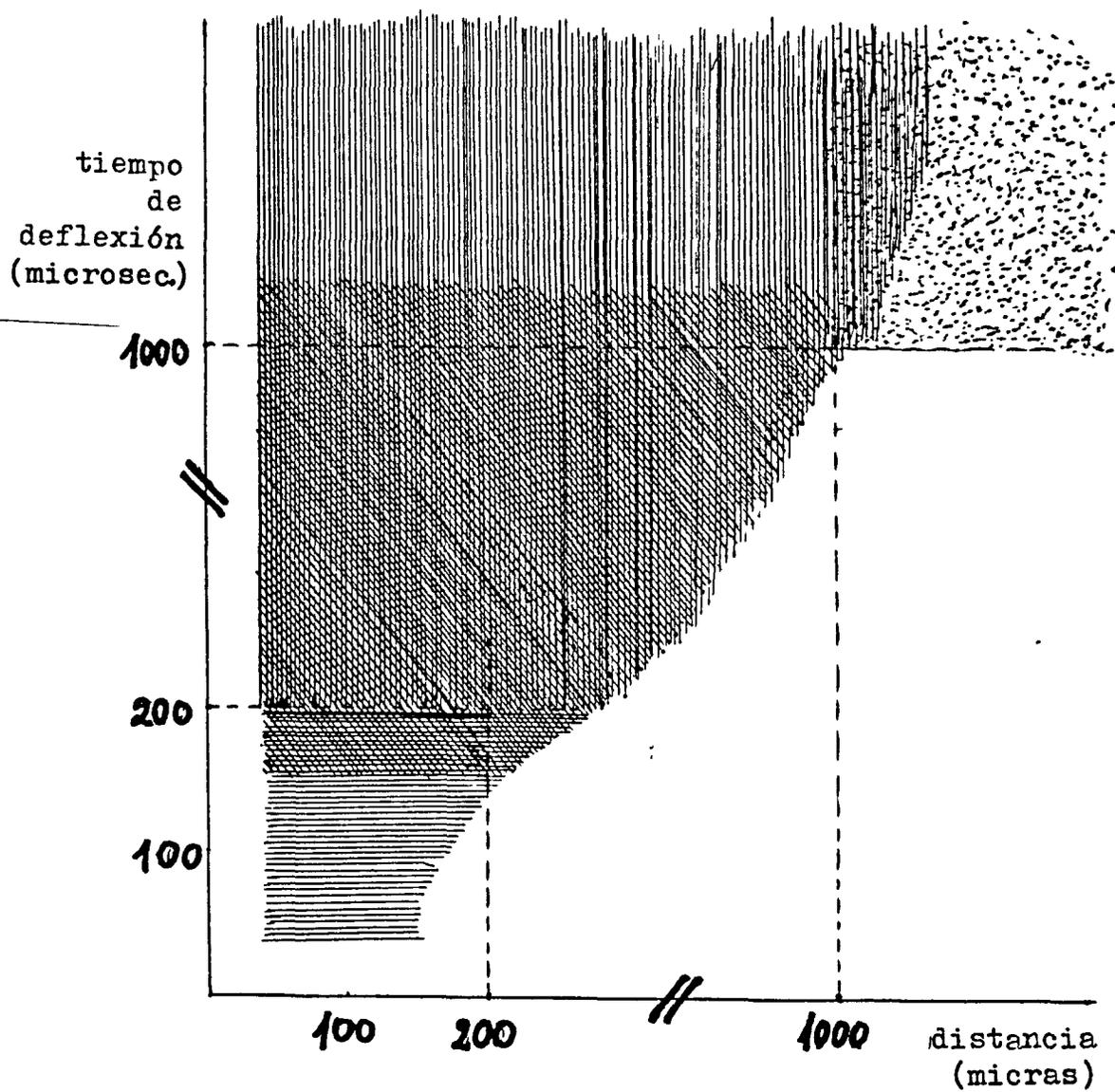


figura 20

Tiempo de deflexión inicial del potencial de acción según el electrodo empleado y la distancia a la que puede situarse con respecto a la fuente de actividad.

rayado horizontal: electrodo de fibra única

rayado vertical: electrodo monofilar

rayado oblicuo: electrodo bifilar

punteado: electrodo de superficie

cánula, mientras que con el electrodo coaxial pueden obtenerse potenciales originados incluso 1 mm. separados de la cánula. De esta forma, la selectividad del registro limita el campo de acción del electrodo, y viceversa. En la figura 20 se representa esquemáticamente la relación selectividad del registro-campo de acción del electrodo para cada uno de los electrodos de detección más utilizados.

La porción del potencial de acción más demostrativa de la selectividad del registro efectuado es la pendiente positivo-negativa inicial. La figura 21, tomada de Hakansson (80), muestra la influencia de la distancia en la deformación del potencial recogido en la pulsación de una fibra muscular aislada. A mayor distancia, la duración del potencial es mayor, la pendiente positivo-negativa tiene un mayor tiempo de resolución y la amplitud disminuye.

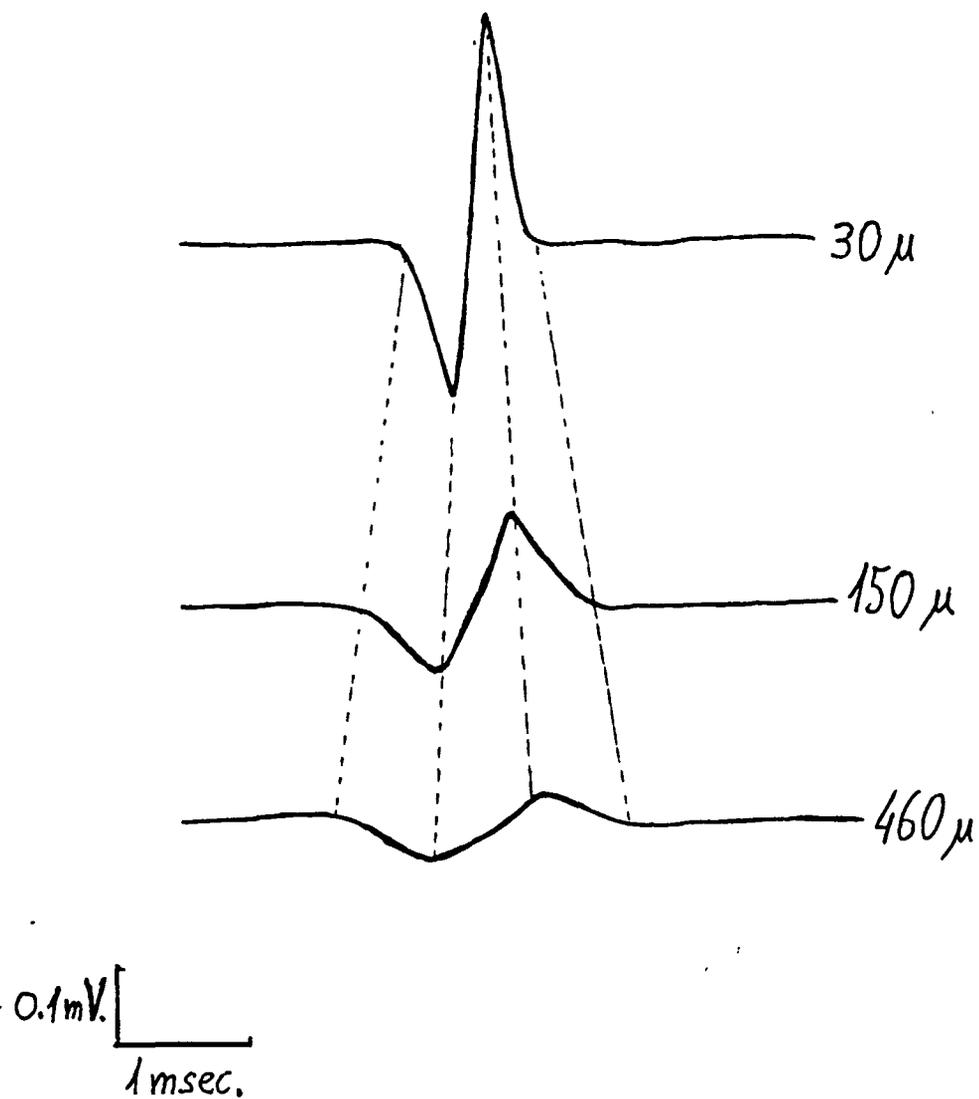


figura 21.

Potencial de acción detectado en la contracción de una fibra muscular de tamaño medio, a distancia variable (Fibra aislada e inmersa en solución de Ringer)

## II: AMPLIFICADORES

El incentivo necesario para proceder a una remodelación de los amplificadores clásicos vino dado por la aparición de los electrodos de detección de pequeña superficie. La impedancia originada en tales electrodos resultaba demasiado elevada para obtener buenos registros con los amplificadores clásicos. La selectividad de la detección quedaba enmascarada por las distorsiones ocurridas en los circuitos de amplificación.

El tema fue analizado en el Congreso Internacional de San Diego de 1969 (65), en el cual fueron precisadas las características técnicas de los nuevos amplificadores:

- Impedancia superior a 200 MOhm.
- Capacitancia inter-electrodos de 3 a 5 micromicrofaradios.
- Espectro de frecuencias entre 1 y 20.000 Hz, con caída de 3 dB en 0.5 y en 40.000 Hz.
- Posicionamiento fácil de distintos niveles de filtraje, especialmente en relación a las bajas frecuencias.
- Fidelidad de un mínimo del 80 % de la amplitud del potencial, al ser registrado en las frecuencias altas.
- Ausencia de deformación de la señal introducida en circuitos de demora.
- Modo de rechazo común de 1/700 en cualquier combinación de derivaciones.

- Ruido de fondo inferior a 6 microvolts. de amplitud.  
En amplificaciones superiores a 100 microV/cm., el grosor de la línea de base debe permanecer inalterable.
- El grado de incertidumbre en las mediciones no debe superar 1 mm., espacio ocupado por el haz de rayos catódicos.

Las características técnicas descritas siguen vigentes en la actualidad (135).

### III: NUEVOS ACCESORIOS

A lo largo de los 50 años de historia de la electromiografía, diferentes autores han propuesto accesorios técnicos a fin de lograr determinados registros electromiográficos (103, 106, 146). La mayoría de accesorios técnicos propuestos han tenido un ámbito de aplicación restringido o una finalidad científica concreta.

No obstante, entre todos los sistemas propuestos, y dejando aparte las modernas técnicas computarizadas (10, 11), el accesorio denominado "línea de demora" ha conseguido una aceptación generalizada y se instala actualmente ya de base en la mayoría de los modernos sistemas electrofisiológicos.

El análisis de los potenciales de unidad motora en electromiografía convencional precisa del empleo de una gran cantidad de papel de registro, dada la separación normal entre las sucesivas pulsaciones. Por otra parte, la superposición de volúmenes de conducción lejanos o de otras unidades motoras vecinas dificulta el aislamiento de una unidad motora. La base técnica del sistema de línea de demora consiste en el disparo del barrido por el propio potencial de acción, el cual será representado en el osciloscopio con un cierto retraso gracias a una serie de circuitos apropiados (127).

De este modo el potencial de acción puede ser analizado sin gasto excesivo de papel de registro y con la ventaja de poder estudiar las relaciones temporales entre los distintos componentes de la unidad motora en sucesivas pulsaciones (figura 22).

El sistema de línea de demora no causa distorsión en el potencial de acción retardado. En el caso de un potencial con una deflexión inicial positivo-negativa inferior a 100 microsec. y utilizando para el registro un filtraje de 32 KHz. podría observarse una ligera suavización de la punta del potencial, una ligera disminución de la amplitud y el alargamiento del tiempo de resolución en el orden de 1 milisec. Sin embargo, y a pesar de que dichas distorsiones mínimas carecerían de importancia, no es frecuente utilizar filtrajes tan elevados.

En los potenciales de duración alargada y con un inicio suave y aplanado es posible calcular una duración inferior a la que se obtendría en barrido libre. Este efecto desaparece al proceder a registros a corta distancia, obteniendo potenciales con deflexión inicial brusca.

Al sistema de línea de demora se incorporó la posibilidad de seleccionar el potencial con el que se desea disparar el barrido, mediante la ventana de "trigger" (38). Su aplicación permite evitar el disparo del barrido por cual-

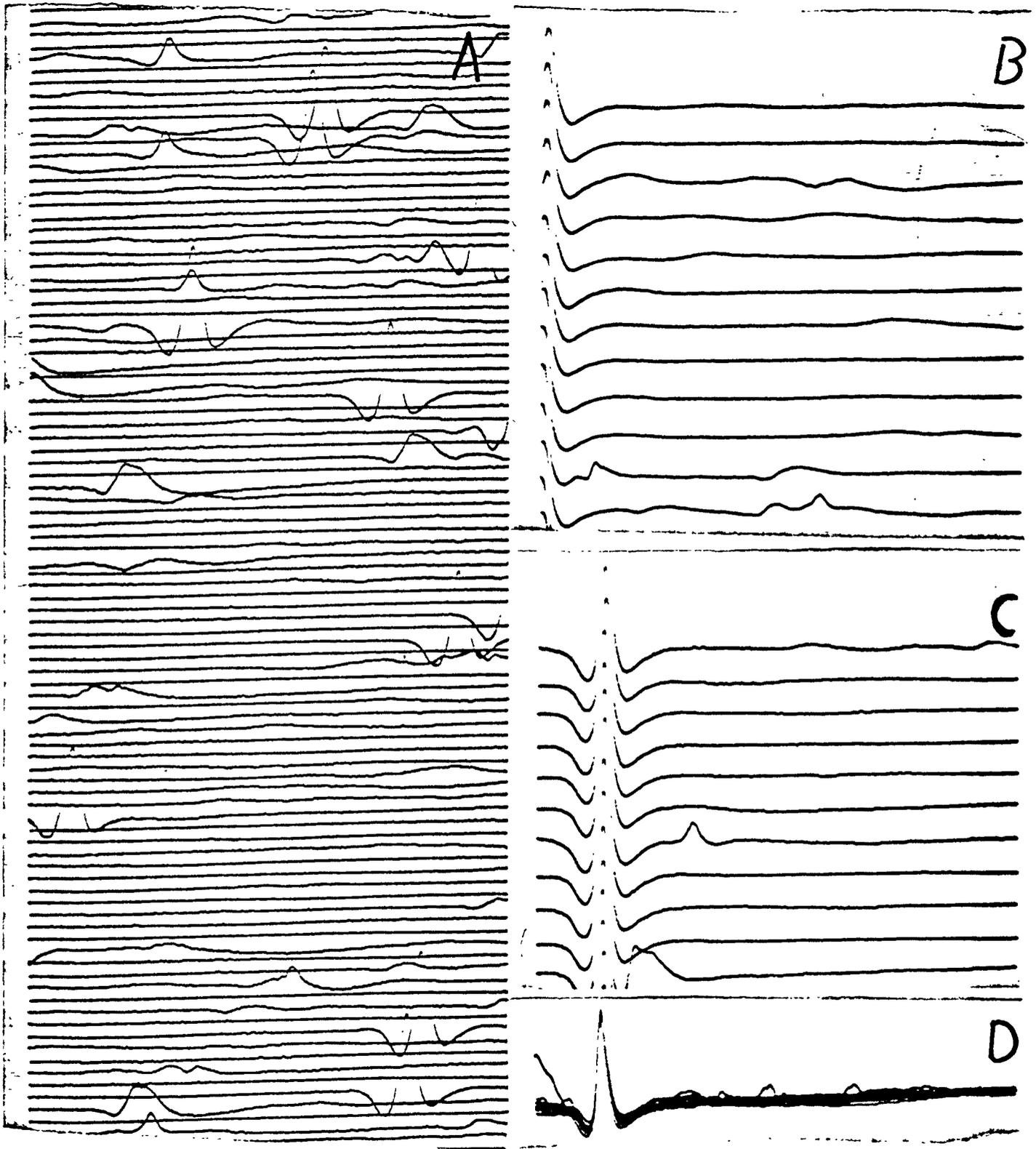


figura 22 Empleo de la línea de demora  
 A - Registro en barrido libre  
 B - Disparo automático por el propio potencial  
 C - Potencial retardado en barridos sucesivos  
 D - Potencial retardado en barridos superpuestos

quier oscilación (incluidos los posibles artefactos eléctricos extraños)y, con cierta pericia, seleccionar un determinado potencial para que sea observado siempre en una misma posición en el osciloscopio.

El sistema de línea de demora fue ideado como respuesta a la necesidad de un estudio fino de la morfología y características de los potenciales obtenidos con el electrodo de Eckstedt en una sola fibra muscular. Junto a dicho electrodo ha sido utilizado en mayor medida en trabajos de investigación. Recientemente, sin embargo, se ha revalorizado su función al ser utilizado por algunos autores (14, 46) junto al electrodo coaxial , posibilitando un estudio funcional y amplio de la unidad motora.

## H I P O T E S I S   D E   T R A B A J O

.

La unidad motora constituye en diferentes aspectos, una unidad funcional. El potencial de acción obtenido en la pulsación sincrónica de las fibras musculares inervadas por un mismo axón puede ser considerado como la representación más lógica de dicha unidad funcional.

Es ya conocido que tanto el número de fibras musculares de una unidad motora como el número de unidades motoras es variable para cada músculo del organismo. Para los músculos de la eminencia tenar, el número de fibras musculares por unidad motora (tasa de inervación) es de 100 a 200, mientras que para el músculo tríceps sural, esta cifra se sitúa alrededor de las 2000. La tensión muscular desarrollada en la contracción máxima parece estar en relación tanto con el número total de unidades motoras como con su tasa de inervación.

Diferentes procesos patológicos que cursen con destrucción de fibras musculares o de las vías nerviosas de la unidad motora, comportarán necesariamente una disminución de su capacidad funcional. En tal situación, y como mecanismo de respuesta del organismo en un intento de mantener las primitivas capacidades, tienen lugar en el seno de la unidad motora, una serie de modificaciones que han sido puestas de manifiesto gracias a la técnica de detec-

ción "single fiber" (51, 58, 143, 151, 156).

Por medio de la técnica de fibra única ("single fiber") puede determinarse el número de fibras musculares activas que dependen de la misma motoneurona en un área de 200 micras de radio. Con ello, mediante la metodología propuesta por los especialistas puede calcularse la densidad de fibras de un músculo (154). Por otra parte, el análisis de los potenciales de acción de dos fibras musculares pertenecientes a la misma unidad motora y que pueden ser ocasionalmente captados en una misma inserción, permite conocer la situación funcional de la transmisión neuromuscular (153).

Los mismos especialistas en la técnica de fibra única han señalado algunas de sus limitaciones principalmente en cuanto a una utilización rutinaria y sistemática en las exploraciones diagnósticas. Es imprescindible una notable colaboración del paciente y es necesario emplear un largo tiempo en la exploración. El utillaje principal y los accesorios tienen un elevado coste. Y algunos pacientes pueden mostrarse reacios a una nueva inserción tras las imprescindibles exploraciones efectuadas con el electrodo coaxial convencional.

Las modificaciones en el seno de la unidad motora a que se ha aludido como respuesta del organismo a una situa-

ción patológica son prácticamente imposibles de estudiar en electromiografía convencional, donde la superposición de los diferentes potenciales individuales, así como de los volúmenes de conducción alejados del punto de detección, configuran un potencial global en el que no es posible dar un significado concreto a las oscilaciones que lo constituyen.

Los factores que más importancia tienen en la configuración global del potencial de acción obtenido en electromiografía convencional son:

- la situación al azar del electrodo de detección con respecto a las fibras musculares activas y la relativamente gran cantidad de ellas que se sitúan dentro del área de influencia.
- la captación de potenciales de acción alejados a distancias de hasta varios milímetros, los cuales se representarán a modo de un volumen de conducción interfiriendo en la morfología inicial de la unidad motora.
- la superposición de potenciales de acción de otras unidades motoras que dificultarán el reconocimiento de un mismo potencial en sucesivas pulsaciones.

Si fuera posible eliminar o, como mínimo, atenuar los factores mencionados, el resultado obtenido en la detección mediante electrodo coaxial podría gozar de un mayor significado. Por otra parte, la investigación de dicha po-

sibilidad ofrece el interés de emplear un utillaje con el que el electromiografista se halla ya familiarizado y cuyo coste no representa sobrecarga en el presupuesto.

La eliminación o atenuación de los factores mencionados puede lograrse por medio de ciertas modificaciones técnicas en la detección y el registro de los potenciales de acción: filtraje de la señal eléctrica, delimitación del área de influencia del electrodo, reconocimiento fácil del potencial de acción a estudiar, etc.

La hipótesis del presente trabajo consiste en comprobar si mediante la aplicación de ciertas modificaciones técnicas a la sistemática de exploración electromiográfica convencional es posible analizar con detalle los fenómenos eléctricos que acontecen en el seno de la unidad motora en condiciones patológicas.

## OBJETIVOS

- 1.- Creación de una técnica basada en electromiografía convencional, con la cual puedan visualizarse por separado los potenciales de acción de diferentes fibras musculares pertenecientes a la misma unidad motora.
- 2.- Definición de los parámetros de referencia en los potenciales de acción recogidos con dicha técnica en sujetos sanos.
- 3.- Utilización de la técnica en el estudio de la unidad motora en músculos de pacientes afectados de diferentes enfermedades neuromusculares de larga evolución.

## M A T E R I A L       Y       M E T O D O

## MATERIAL:

- I : SUJETOS EXAMINADOS
  - VOLUNTARIOS SANOS
  - PACIENTES NEUROMUSCULARES
- II : EQUIPO TECNICO E INSTRUMENTAL
- III: TECNICA UTILIZADA

## METODO:

- I : METODOLOGIA DE LA EXPLORACION
- II : ANALISIS DE LOS POTENCIALES DE ACCION
  - COMPONENTES
  - LATENCIA "PEAK TO PEAK"
  - FASES
  - AMPLITUD MAXIMA
  - RELACION DE AMPLITUDES
  - DURACION
  - "JITTER"
  - BLOQUEO
- III: ANALISIS ESTADISTICO

## M A T E R I A L

I : SUJETOS EXAMINADOS

- VOLUNTARIOS SANOS

- PACIENTES NEUROMUSCULARES

II : EQUIPO TECNICO E INSTRUMENTAL

III: DESCRIPCION DE LA TECNICA UTILIZADA

## I : SUJETOS EXAMINADOS

### A: VOLUNTARIOS SANOS

La técnica de exploración creada se aplicó en una primera fase del trabajo a un grupo de sujetos voluntarios en los que no se observaron signos de afectación neuromuscular alguna y que por ello podían ser considerados sanos a efectos del presente estudio. Fueron informados detalladamente de la exploración a realizar y de las posibles molestias a sufrir en el momento del examen.

El grupo constaba de 23 sujetos (19 varones y 4 hembras), cuyas edades estaban comprendidas entre 17 y 78 años, con una media de 42,6 años.

## B: PACIENTES NEUROMUSCULARES

En una segunda fase se ha procedido a la exploración de 30 pacientes afectos de enfermedades neuromusculares diversas.

Estos pacientes fueron diagnosticados en base a los resultados de exploraciones clínicas, biológicas e histológicas practicadas con anterioridad. En referencia a dicho diagnóstico fueron clasificados en dos grupos: 12 pacientes afectos de neuropatías, y 18 pacientes afectos de miopatías.

En el grupo de pacientes con neuropatía, todos los sujetos examinados fueron varones. Su edad media era de 42,7 años y las edades extremas, de 21 y 73 años. En el grupo de pacientes con miopatía fueron examinados 6 varones y 12 hembras, con una media de edad de 46,2 años y edades extremas de 17 y 75 años.

En las tablas I y II se detalla la relación completa de los pacientes examinados, con el diagnóstico más probable, el tiempo de evolución de la enfermedad y la valoración de la fuerza muscular en el segmento dinámico en el que participa el músculo utilizado en la exploración (tibial anterior), según los criterios de Daniels y Worthingham (39).

En el apéndice I se adjunta un resumen de la historia clínica de cada paciente.

PACIENTE	DIAGNOSTICO	EDAD	SEXO	EVOL.	TEST MUSC.
J.J. (H936/82)	E. L. A.	62	M	1 a.	5
P.S. (P879/82)	Kugelberg-Welander	47	M	10 a.	4
C.W. (HL08/77)	Amiotrofia espinal	34	M	6 a.	4
F.W. (H747/82)	" "	26	M	18 m.	4+
E.O. (P1097/82)	Radiculitis	50	M	6 a.	4-
P.S. (P1108/82)	Neuropatia axonal	73	M	15 a.	4-
A.M. (P1020/82)	" "	50	M	20 a.	4-
G.S. (HL903/81)	" "	51	M	1 a.	5
M.D. (P1013/82)	Sdr. heredo-degenerativo	48	M	2 a.	4-
B.H. (P638/82)	" "	17	M	2 a.	4
G.W. (P771/82)	Traum. nervio perif.	34	M	6 m.	3
P.G. (P1037/82)	" "	21	M	6 m.	3+

tabla I : Relación de pacientes afectados de enfermedades neurogénas

PACIENTE	DIAGNOSTICO	EDAD	SEXO	EVOL.	TEST MUSC.
E.P. (P748/82)	Distrofia muscular	22	M	2 a.	5
E.M. (P527/82)	" "	26	M	5 a.	4-
J.G. (P176/82)	Miopatía de cinturas	43	F	20 a.	4
C.W. (P3010/79)	" "	20	M	2 a.	4
M.M. (E820/80)	Miopatía mitocondrial	62	F	5 a.	4+
A.S. (P1224/82)	Distrofia miotónica	27	F	5 a.	4+
I.M. (P1160/82)	Miastenia gravis	69	F	1 a.	4-
F.B. (P1456/79)	Gluco genosis	31	F	4 a.	4
J.W. (P1062/82)	Cardiomiopatía	31	M	5 a.	5
M.B. (P1104/82)	" "	68	F	3 a.	4+
E.H. (P647/82)	Polimiositis	62	M	1 a.	4
L.A. (Hp2601/82)	" "	65	F	2 a.	4
H.B. (Hp6922/82)	Miositis miasteniiforme	73	M	6 a.	4
C.F. (P1563/80)	" "	36	F	2 a.	4
A.S. (P1009/77)	Colagenosis	53	F	5 a.	4+
A.M. (P358/82)	" "	60	F	1 a.	4+
J.C. (P2786/79)	Dermatomiositis	17	F	3 a.	4-
B.W. (P1034/82)	" "	68	F	8 m.	4

tabla II : Relación de pacientes afectados de enfermedades miógenas

## II : EQUIPO TECNICO E INSTRUMENTAL

El aparato de electromiografía utilizado ha sido un modelo MS 6 - MEDELEC, de dos canales, uno de ellos dotado de un amplificador modelo AV-6, incorporando un circuito de línea de demora y una banda de frecuencias regulable de modo independiente en su paso alto y en su paso bajo. Los registros han sido efectuados en papel foto y termo -sensible, KODAK, Direct-Print, Linagraph, 1896.

Se ha utilizado un mismo electrodo de aguja en todas las exploraciones: el modelo E/ND-2 (MEDELEC). Sus características son las de una aguja coaxial bifilar, de  $0,019 \text{ mm}^2$  de superficie activa. En todos los casos se ha colocado un electrodo indiferente con derivación a masa en la extremidad contralateral.

En cuanto al análisis estadístico se ha utilizado un microordenador en base de datos IBM, equipado con el sistema SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)

### III: DESCRIPCION DE LA TECNICA UTILIZADA

Los puntos esenciales de la técnica electromiográfica desarrollada de acuerdo a los planteamientos del presente trabajo, con la finalidad de visualizar separadamente la actividad de las diferentes fibras musculares de la unidad motora, son: la delimitación de un espectro de frecuencias adecuado, el uso de un electrodo de aguja coaxial bifilar, la optimización de la posición del electrodo con respecto al foco de actividad, y el registro de los potenciales de acción mediante el sistema de línea de demora.

#### A.- Espectro de frecuencias entre 180 y 32000 Hz.

El espectro de frecuencias utilizado en la exploración electromiográfica convencional suele situarse entre los 5 y los 5000 Hz., y en la técnica de fibra única se sitúa entre 500 y 20000 Hz. En el primer caso, la delimitación del paso alto de frecuencias comporta una discreta suavización de las inflexiones recogidas en fuentes de actividad cercana al electrodo, y en el segundo caso, la delimitación del paso bajo comporta la no captación de los volúmenes de conducción originados a distancias relativamente alejadas del electrodo.

Los límites propuestos en el presente trabajo permiten la captación de los potenciales punta, respetando inflexiones iniciales de hasta 30 microsec., gracias a un paso al-

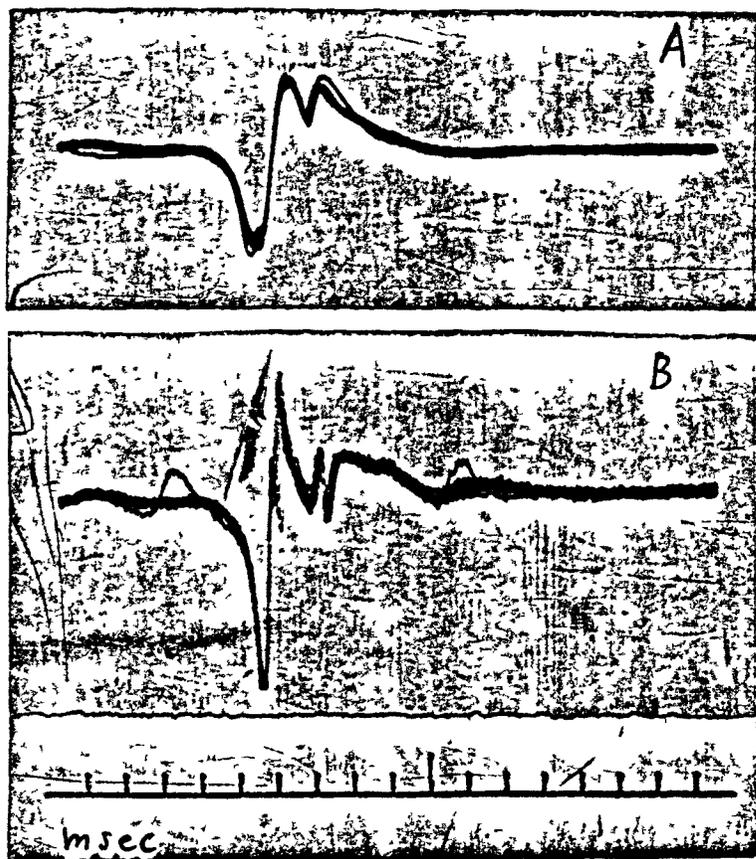


figura 23

Un mismo potencial de unidad motora registrado en sucesivas pulsaciones superimpuestas.

en A: espectro de frecuencias entre 5 y 5000 Hz.

en B: " " " " 180 y 32000 Hz.

to suficientemente elevado. El límite inferior ha sido escogido en un punto intermedio entre el usado en electromiografía convencional y en fibra única, con la finalidad de eliminar volúmenes de conducción lejanos de escasa importancia y de mantener la posibilidad de registrar la actividad individualizada de algunas fibras a cierta distancia del electrodo (130).

En la figura 23 se observa un mismo potencial de unidad motora registrado mediante un amplificador con frecuencias entre 5 y 5000 Hz. y con frecuencias entre 180 y 32.000 Hz.

#### B.- Electrodo bifilar

Una de las diferencias de mayor importancia entre los electrodos de aguja coaxial monofilar y bifilar reside en el hecho de una definición más concreta del espacio en el que se recoge la actividad eléctrica por parte del electrodo bifilar, al evitar la participación de la cánula como superficie de referencia. De este modo, la actividad eléctrica recogida no será compensada por la influencia de fibras musculares alejadas de la punta del electrodo y será más factible la observación individualizada de la actividad de las distintas fibras que constituyen la unidad motora bajo estudio.

En la figura 24 puede observarse el mismo potencial de unidad motora registrado mediante electrodo monofilar y mediante electrodo bifilar, gracias a un mecanismo comuta-

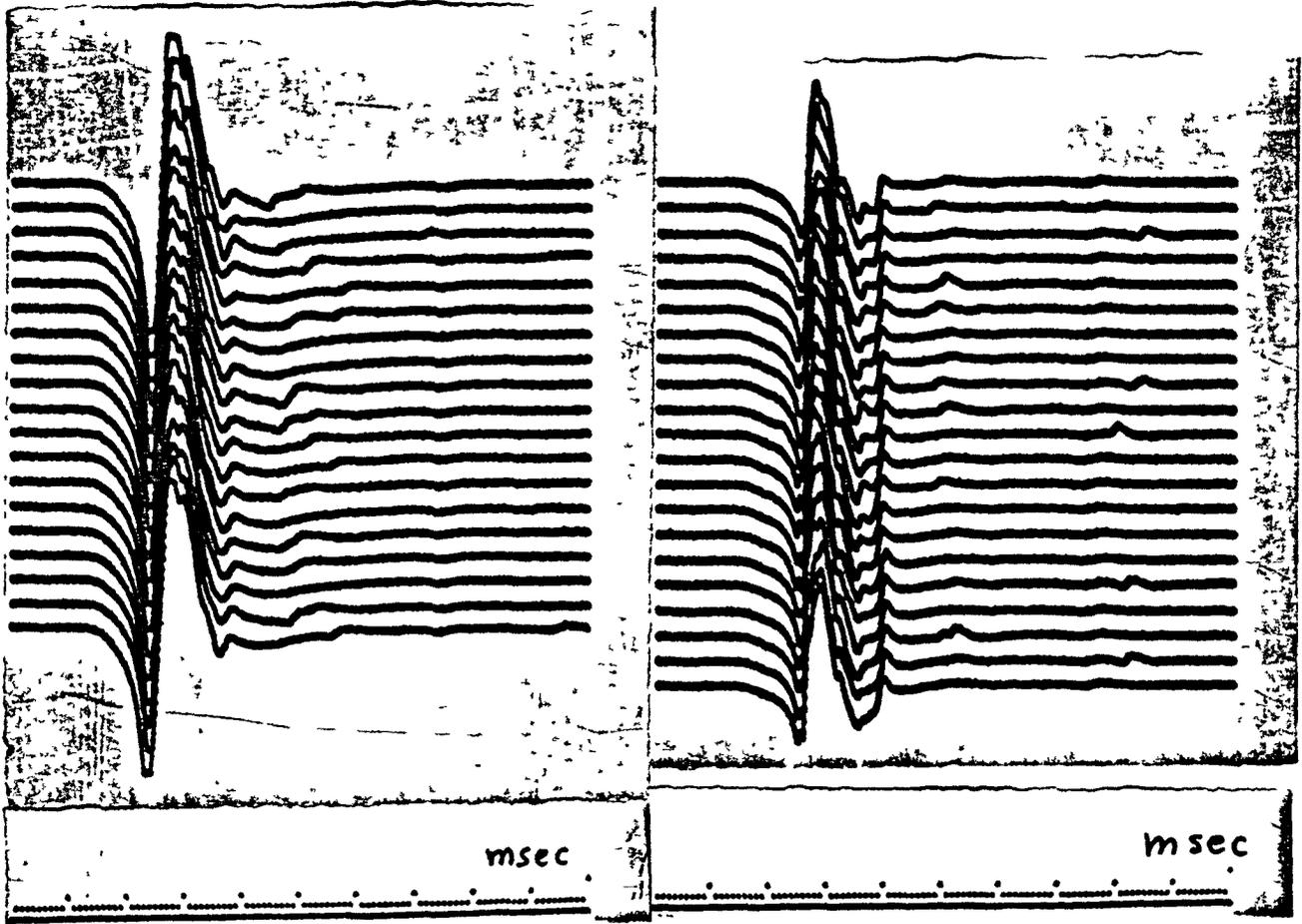


figura 24

Registros sucesivos del mismo potencial de unidad motora  
en -A- registrado con electrodo monofilar  
en -B- registrado con electrodo bifilar

dor que facilita el cambio de las características del electrodo mediante la simple maniobra de unir o separar los dos filamentos internos de la aguja coaxial.

#### C.- Óptima posición del electrodo

La utilización del electrodo bifilar ya comporta de por sí la colocación precisa de la aguja en contacto con las fibras musculares activas (102). Esto se consigue mediante suaves desplazamientos de la aguja en dirección profundidad/superficie y en rotación sobre su eje, guiados por el sonido del propio potencial de acción o por la amplitud conseguida en la imagen osciloscópica. Esto ha sido tenido especialmente en cuenta al efectuar los registros, considerando una posición óptima del electrodo aquella en la que se observa la mayor amplitud por un menor tiempo de resolución en la pendiente positivo-negativa inicial del potencial.

La mejor definición del potencial inicial facilita naturalmente una mejor definición en las restantes puntas del resto del potencial.

#### D.- Línea de demora

La utilización del sistema de línea de demora en el registro de la actividad eléctrica facilita el reconocimiento de las distintas fases del potencial de acción y de la actividad eléctrica perteneciente a una misma unidad moto-

ra. En electromiografía convencional es posible también identificar los distintos componentes del potencial de acción (figuras 25 y 26), aunque es una tarea mucho más laboriosa y comporta un importante gasto de papel de registro.

• Por otra parte, el sistema de línea de demora ofrece la ventaja de una observación bien definida de las relaciones temporales que eventualmente pueden cambiar en sucesivas pulsaciones entre dos o más componentes del mismo potencial.

Habitualmente ha sido elegida la inflexión positivo-negativa inicial del potencial de acción para efectuar el disparo automático del barrido osciloscópico.

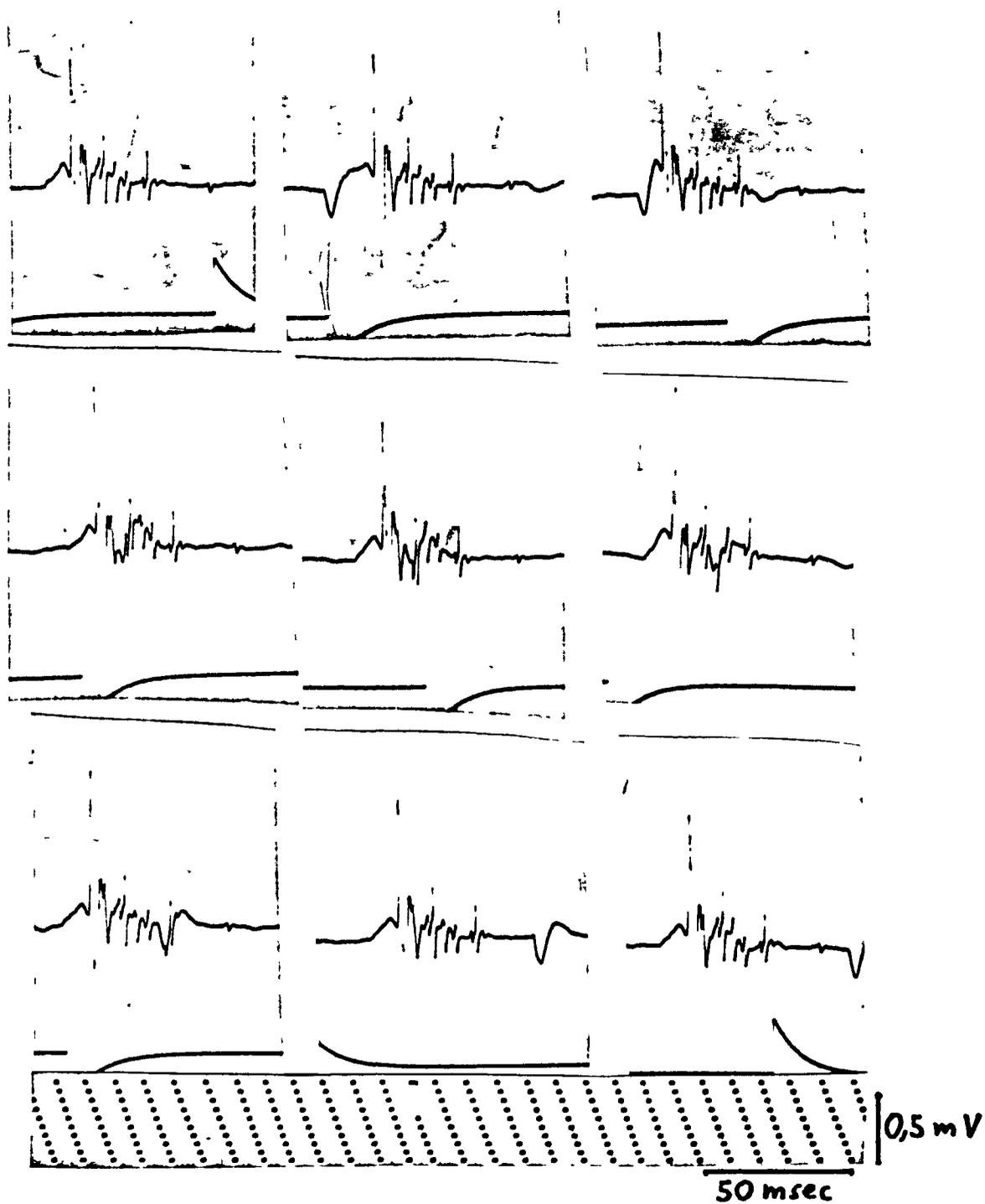


figura 25

M. glúteo mayor izquierdo.

Lesión traumática cono medular terminal

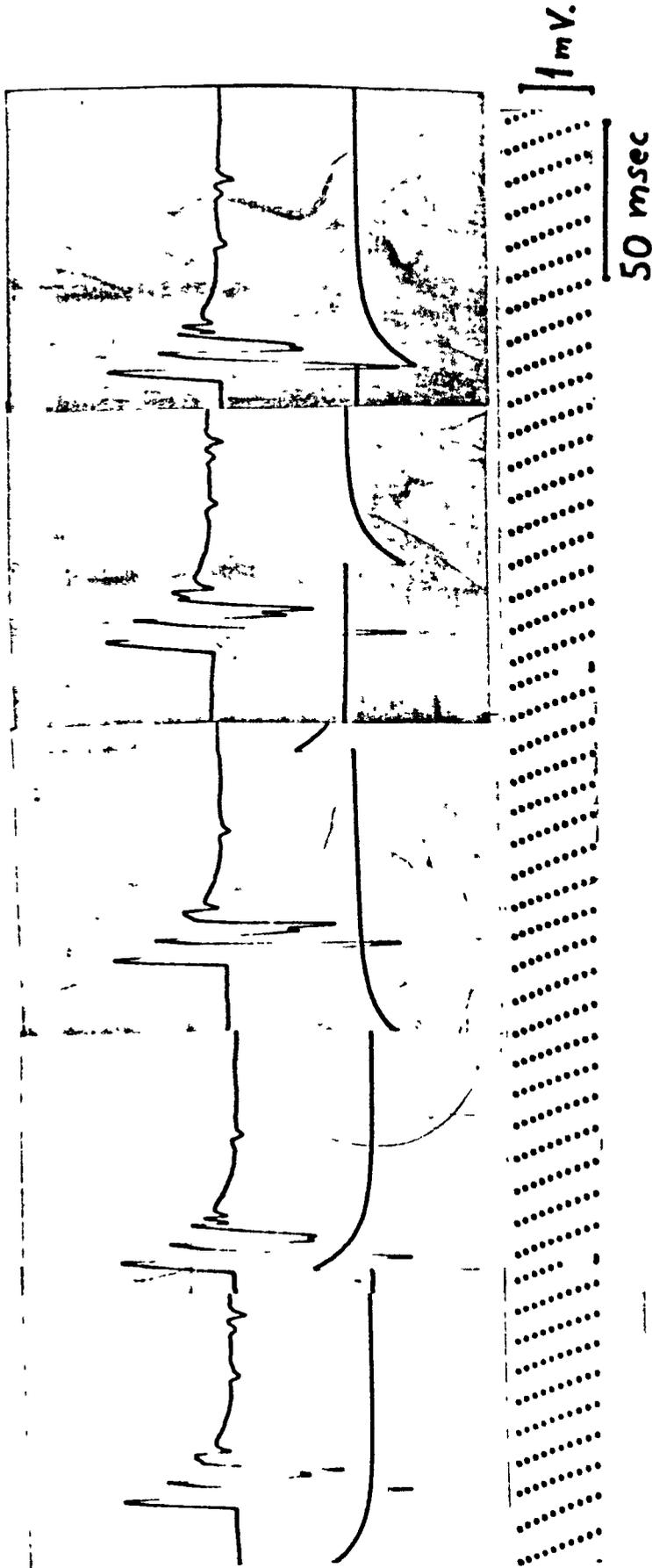


figura 26

Potencial de unidad motora con distintos agrupamientos de actividad.  
Bloqueo intermitente del último agrupamiento. Secuelas de poliomielitis.

## M E T O D O

- I : METODOLOGIA DE LA EXPLORACION
- II : METODOLOGIA DE ANALISIS DE LOS POTENCIALES  
DE ACCION
- III : METODOLOGIA DE ANALISIS ESTADISTICO

## I : METODOLOGIA DE LA EXPLORACION

En todos y cada uno de los sujetos explorados (voluntarios sanos y pacientes) se siguió la misma metodología exploratoria:

El individuo a examinar fue instalado cómodamente en la camilla de exploración de una sala mantenida a temperatura constante entre 18 y 22 °C.

Se indicó al sujeto la necesidad de mantener una contracción muscular de moderada intensidad durante el desarrollo de la exploración y se procedió a la inserción del electrodo en la vecindad del punto motor del músculo escogido. La propia imagen osciloscópica sirvió en muchas ocasiones como un mecanismo de feed-back para que el sujeto explorado realizara una adecuada contracción muscular.

Cuando tras la inserción del electrodo fue detectado algún potencial de acción, se procedió a posicionar el electrodo de tal modo que fuera captada la máxima amplitud para un tiempo de resolución mínimo en la inflexión inicial.

El disparo automático del barrido del osciloscopio fue regulado de acuerdo con el potencial de acción visualizado escogiendo principalmente como rasgo más característico, la primera inflexión positivo-negativa.

El sistema de línea de demora fue aplicado de tal modo que pudiera observarse la totalidad de la actividad eléc-

trica desarrollada en la pulsación de la unidad motora, teniendo en cuenta la eventual existencia de componentes tardíos, separados del conjunto principal de la actividad que configura el potencial de unidad motora. La autenticación de dichos componentes tardíos como parte integrante de la unidad motora en estudio se efectuó en los registros sucesivos, grabados en superimposición de imágenes o en paso a paso, en un mínimo de 10 pulsaciones.

En cada uno de los músculos explorados se ha tendido a la obtención de un mínimo de 10 potenciales de acción distintos aunque ello ha sido imposible en algún caso entre los pacientes en que la escasa cantidad de unidades motoras funcionantes o la fatiga del paciente han aconsejado la terminación del examen en un músculo concreto. Los potenciales fueron recogidos en distintas posiciones de la aguja electrodo, modificando la dirección mediante suaves giros o desplazamientos sobre el eje, o bien efectuando una nueva inserción.

Todas las exploraciones han sido realizadas por el mismo examinador, utilizándose el mismo electrodo (convenientemente esterilizado después de cada exploración, y las mismas condiciones técnicas.

## II : METODOLOGIA DE ANALISIS DE LOS POTENCIALES

Los potenciales de acción obtenidos fueron estudiados detalladamente en los parámetros que se refieren a continuación y que se esquematizan en la figura 27.

### 1.- COMPONENTE

Definimos como componente de un potencial de acción a aquel agrupamiento de actividad eléctrica de morfología estable en sucesivas pulsaciones de la unidad motora y que no presenta ningún espacio libre de actividad eléctrica entre la inflexión inicial y el retorno a la línea de base (figura 28). De este modo, un potencial de acción de dos componentes será aquel que se halle constituido por dos agrupamientos de actividad eléctrica separados entre sí por un espacio de línea isoelectrica que se mantendrá relativamente constante en sucesivas pulsaciones. El potencial de tres componentes estará formado por tres agrupamientos de actividad eléctrica separados por dos espacios de línea isoelectrica, y así sucesivamente. El número de componentes de un potencial se expresará en cifra abstracta.

### 2.- LATENCIA "PEAK TO PEAK"

Definimos como latencia "peak to peak" el intervalo existente entre dos componentes, calculado a partir de la

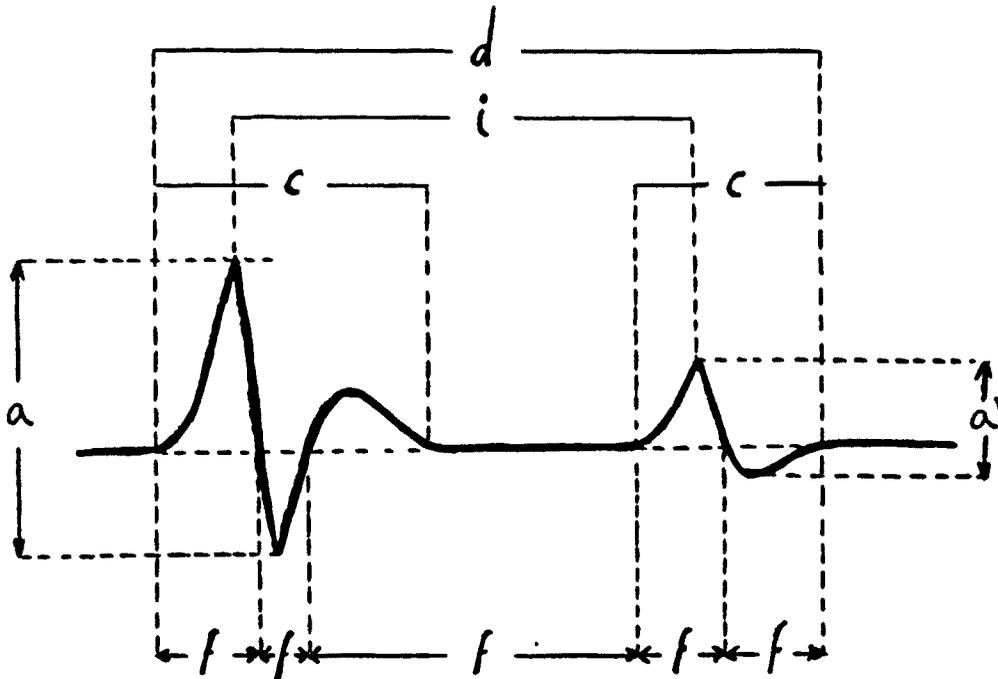


figura 27

REPRESENTACION ESQUEMATICA DE LOS PARAMETROS  
ANALIZADOS EN EL POTENCIAL DE ACCION

- c : componente del potencial de accion
- d : duracion del potencial
- i : intervalo de tiempo entre componentes  
(latencia "peak to peak")
- f : fase del potencial de accion
- a : amplitud del potencial de accion
- a/a' : relación de amplitudes entre componentes

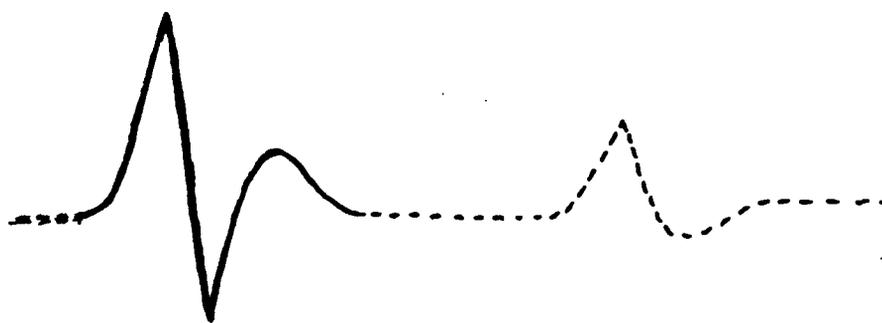


figura 28

COMPONENTE del potencial de acción

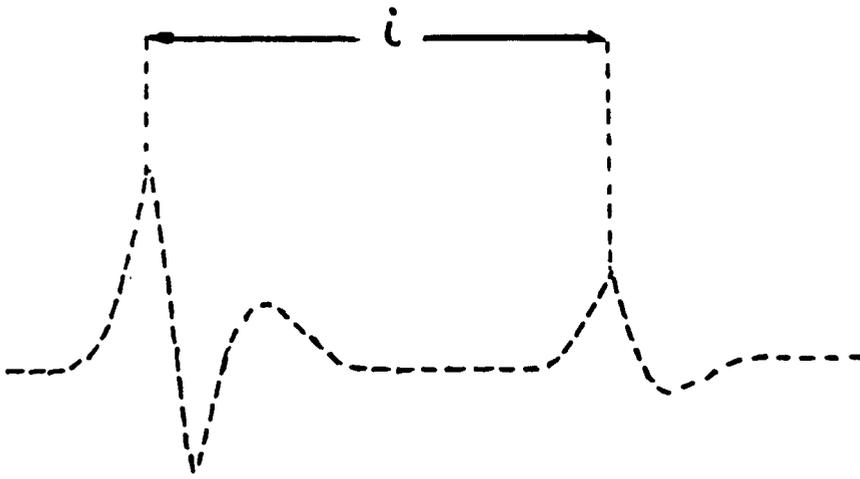


figura 29

Intervalo (o latencia) "peak to peak"

oscilación de mayor amplitud (figura 29).

### 3.- FASES

Definimos como fase de un potencial de acción a la actividad eléctrica situada en una misma polaridad, sea negativa o positiva (es decir, el espacio comprendido entre dos cruces sucesivos de la línea de base, según el esquema de la figura 30). Un potencial de acción de dos fases será aquel que presente un cambio de polaridad en la oscilación eléctrica entre su inflexión inicial y el retorno final a la línea de base. A efectos prácticos, el número de fases fue contado según el número de cruces de la línea de base, añadiendo una fase por el último retorno a la línea isoeléctrica. Las fases han sido contabilizadas en el agrupamiento principal de actividad eléctrica y en el conjunto del potencial de acción. En este último caso, y en el supuesto de que dos componentes presenten la misma polaridad, el retorno a la línea isoeléctrica del primero de ellos fue contabilizado también como una fase. La cantidad de fases del potencial se expresa en cifra abstracta.

### 4.- AMPLITUD

Definimos la amplitud del potencial de acción como la mayor distancia existente entre dos puntas de polaridad opues-

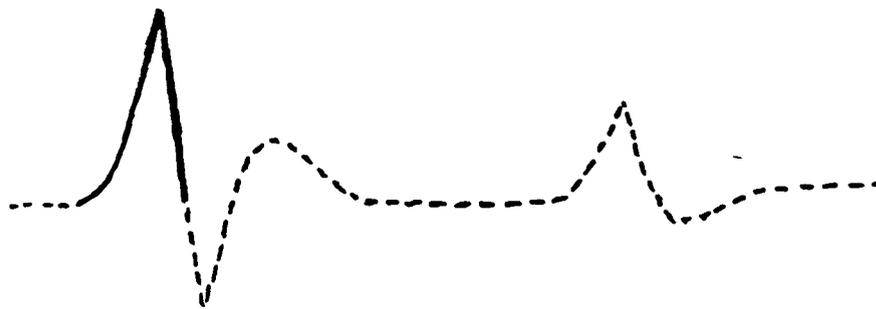


figura 30

FASE del potencial de acción

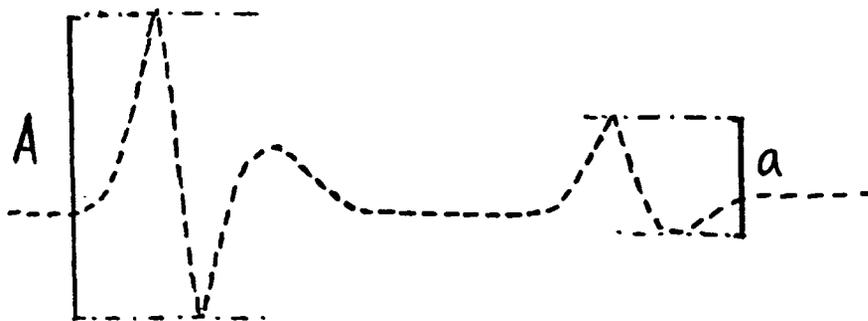


figura 31

A : AMPLITUD del potencial de acción

A/a : RELACION DE AMPLITUDES entre componentes

ta dentro de un mismo componente (figura 31). La amplitud del potencial se expresará en milivolts.

#### 5.- RELACION DE AMPLITUDES

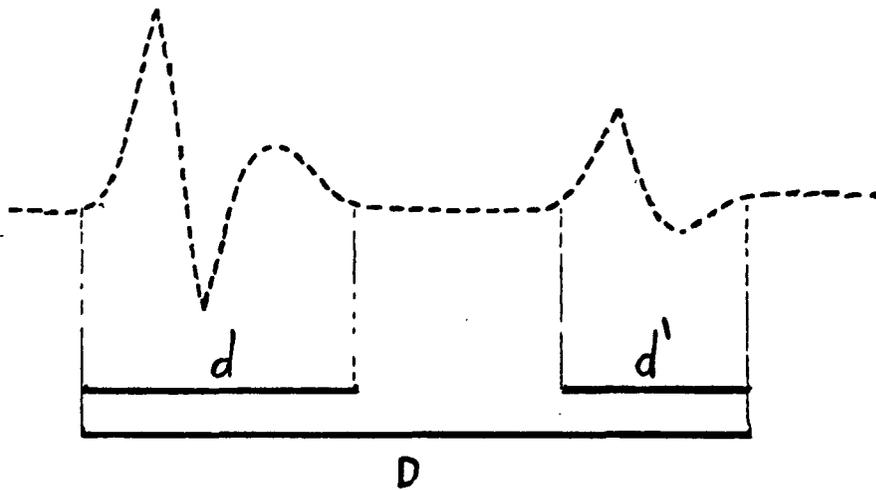
Definimos la relación de amplitudes entre componentes como la fracción cuyo numerador sea la amplitud observada en el componente menor, y cuyo denominador sea la amplitud observada en el componente mayor, dentro de un mismo potencial de acción (figura 31). Dicha fracción se expresará en cifras abstractas.

#### 6.- DURACION

Definimos la duración total del potencial de acción como el intervalo existente entre la inflexión inicial del primer componente y el retorno final a la línea de base del último componente, dentro de un mismo potencial de acción (figura 32). En esta medida se incluyen las suaves inflexiones post-potencial, así como los espacios de línea isoelectrica entre componentes. La duración se ha calculado también en el componente principal del potencial. Se expresará en milisegundos.

#### 7.- "JITTER"

Definimos como "jitter" la variabilidad existente en la latencia diferencial entre dos componentes de un mismo potencial o entre dos fases de un mismo componente (figura



figura\_32

D : DURACION TOTAL del potencial de acción

d - d' : DURACION PARCIAL de un componente

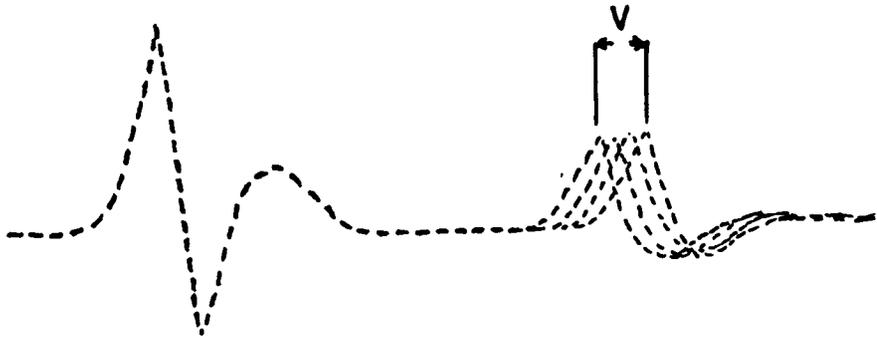


figura 33

Fenómeno "jitter" en el segundo componente

v: valor cuantitativo del "jitter"

33). La palabra "jitter" ha sido escogida por analogía al fenómeno descrito por Eckstedt en las detecciones en fibra única (53). Un potencial de acción presentará el fenómeno "jitter" cuando en un cierto número de imágenes superpuestas se observe la disminución de la nitidez del haz de rayos catódicos en la representación de una fase o de un componente. El valor cuantitativo del "jitter" se obtiene al calcular el espacio diferencial máximo observado entre las distintas pulsaciones superpuestas. El número de potenciales en "jitter" se expresará en cifras abstractas. El valor cuantitativo del "jitter" se expresará en milisegundos.

#### 8.- BLOQUEO

Definimos como bloqueo de una fase o de un componente de un potencial de acción al hecho de la ausencia esporádica de dicha fase o componente, lo cual quedará puesto de manifiesto por la continuidad de la línea isoeléctrica en algunas de las pulsaciones registradas. Su valor se expresará en cifras abstractas.

### III : METODOLOGIA DE ANALISIS ESTADISTICO

El conjunto de la información obtenida ha sido analizado estadísticamente, mediante el siguiente protocolo:

- a/ estudio conjunto de todos los potenciales.
- b/ estudio de los potenciales registrados en sujetos sanos.
- c/ estudio de los potenciales registrados en pacientes.
- d/ estudio comparativo de los dos grupos anteriores.
- e/ estudio de los potenciales registrados en pacientes afectados de neuropatía.
- f/ estudio de los potenciales registrados en pacientes afectados de miopatía.
- g/ estudio comparativo de los dos grupos anteriores.

Para ello se han utilizado los siguientes métodos estadísticos:

#### 1.- Estadística básica

- A/ Distribución de frecuencias. Representación histográfica.
- B/ Test de normalidad distribucional de Kolmogorov-Smirnoff (48).
- C/ Medidas de centralización y de dispersión en los parámetros que siguen una distribución gaussiana (138).

## 2.- Métodos estadísticos de comparación univariante

A/ En los parámetros con distribución gaussiana:

- aplicación del test t de Student (123), en el caso de variancias homogéneas

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{X}'}{\frac{S}{\sqrt{N}}}$$

- aplicación del test Z (48), en el caso de variancias no homogéneas

$$Z = \frac{\bar{X} - \bar{X}'}{\frac{S}{\sqrt{N}} + \frac{S'}{\sqrt{N}'}}$$

B/ En los parámetros con distribución no gaussiana:

aplicación del test U de Mann-Whitney para pruebas no paramétricas con datos independientes (48)

$$z = \frac{U - n \cdot n' / 2}{\sqrt{n \cdot n' (n + n' + 1) / 2}}$$

## 3.- Métodos estadísticos de comparación bivalente (48)

A/Cálculo del coeficiente de correlación lineal:

$$R = \frac{\sum xy - \sum x \sum y / N}{\sqrt{(\sum x^2 - (\sum x)^2 / N)(\sum y^2 - (\sum y)^2 / N)}}$$

B/Cálculo de la recta de regresión

$$y = a + bx$$

$$a = \frac{\sum xy - \sum x \sum y / N}{\sqrt{\sum x^2 - (\sum x)^2 / N}}$$

$$b = \bar{y} - a\bar{x}$$

#### 4.- Métodos estadísticos de comparación multivariante

A efectos del análisis computarizado de los potenciales registrados se ha procedido a codificar la información según las siguientes variables:

- V1 : número de orden de los potenciales
- V2 : número de orden de los individuos explorados
- V3 : sexo de los individuos explorados
- V4 : músculo examinado
- V5 : edad de los individuos examinados
- V6 : clasificación diagnóstica del individuo
- V7 : número de componentes del potencial
- V8 : número de fases del potencial
- V9 : número de fases del componente principal
- V10: duración del componente principal
- V11: "jitter" en el componente principal
- V12: amplitud del potencial
- V21: duración total del potencial
- VG1: mayor latencia "peak to peak" entre componentes de un mismo potencial
- VG2: mayor relación de amplitudes entre componentes de un mismo potencial.
- VG3: mayor fenómeno "jitter" en los componentes de un potencial
- VG4: mayor proporción de fenómenos de bloqueo en los componentes de un potencial.

Una vez introducida la información en el miniordenador se ha procedido a su tratamiento mediante el sistema SPSS (Statistical Package for the Social Sciences), efectuando un análisis multifactorial discriminante lineal con incorporación escalonada de variables según la mayor F entre grupos o la menor lambda de Wilks (37, 96).

El análisis discriminante ha sido aplicado en un primer tiempo al conjunto de las variables referidas y a la totalidad de los potenciales registrados en los dos grupos a comparar. En un segundo tiempo se han escogido al azar el 60 % de los potenciales, con los que se ha efectuado un nuevo análisis discriminante, aplicándose el resultado al 40 % restante. Y en un tercer tiempo se ha procedido al análisis discriminante de todos los potenciales de ambos grupos a comparar, utilizando únicamente las variables que afectan al componente principal del potencial.

## R E S U L T A D O S

- I : POBLACION TOTAL
- II : SUJETOS SANOS
- III: PACIENTES
- IV : ESTUDIO COMPARATIVO SANOS/PACIENTES
- V : PACIENTES AFECTOS DE NEUROPATIA
- VI : PACIENTES AFECTOS DE MIOPATIA
- VII: ESTUDIO COMPARATIVO PACIENTES AFECTOS DE  
NEUROPATIA/PACIENTES AFECTOS DE MIOPATIA



## I : POBLACION TOTAL

El número de potenciales analizados ha sido de 967, obtenidos en 84 músculos de 53 individuos.

El músculo utilizado en la exploración ha sido el tibial anterior. En ocasiones se han efectuado registros de un solo músculo y en otras ocasiones se han efectuado registros bilaterales. No existiendo referencias bibliográficas sobre posibles aspectos paramétricos diferenciales entre los potenciales recogidos en músculos de uno y otro lado y no observándose diferencias morfológicas evidentes, se ha procedido al análisis conjunto de todos los potenciales sin tener en cuenta el lado en el que fueron registrados.

Se ha procedido a la representación histográfica de las frecuencias relativas de observación de cada uno de los valores en cada uno de los parámetros analizados en los 967 potenciales (figuras 34, 35, 36 y 37). En ninguno de los casos se observa distribución bimodal.

Se ha procedido a la superposición de la gráfica de distribución normal (gaussiana) estimada a partir de la media y variancia de la muestra, observando en todos los parámetros valores diferenciales ( $D_i$ ) que sobrepasan en proporción superior al 5 % los límites dados en la tabla R de

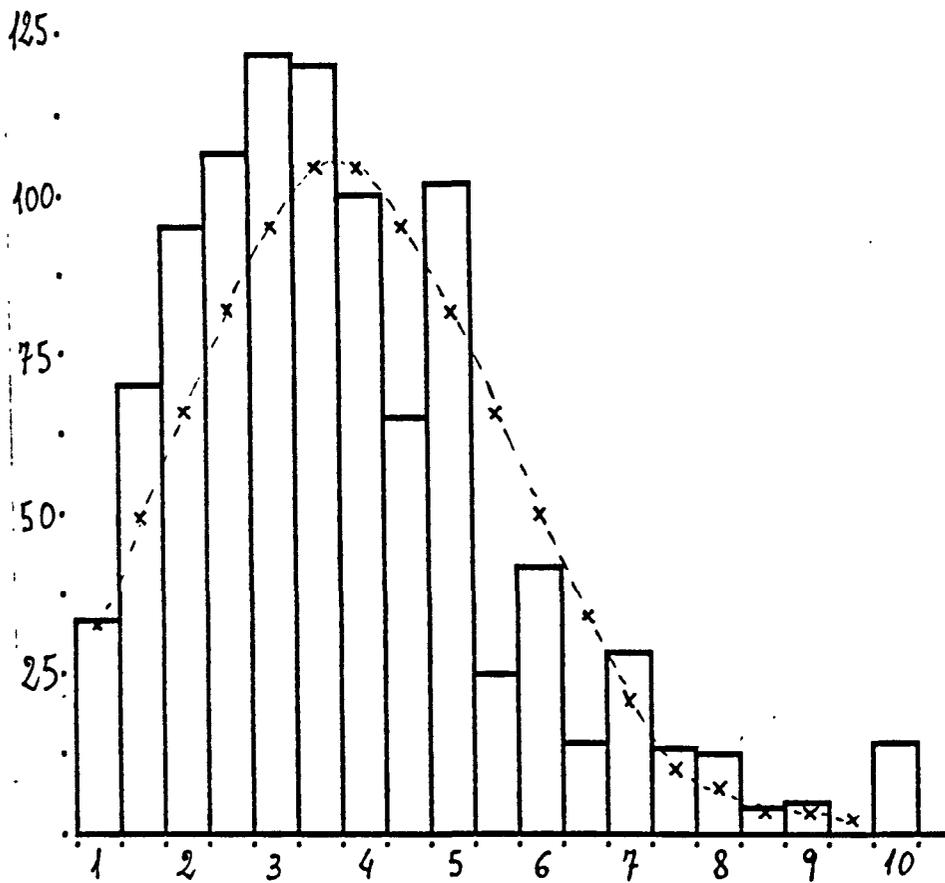


figura 34

Distribución de frecuencias

Duración del componente principal

Población total (N= 967)

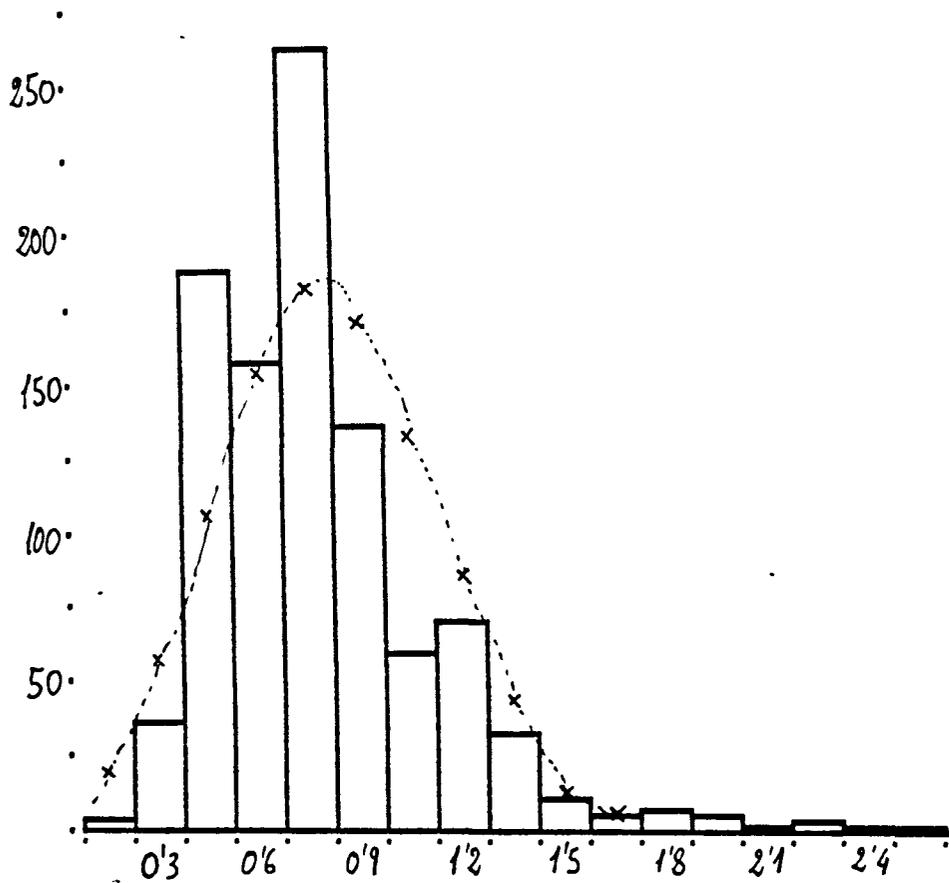


figura 35

Distribución de frecuencias

Amplitud máxima del potencial

Población total (N= 967)

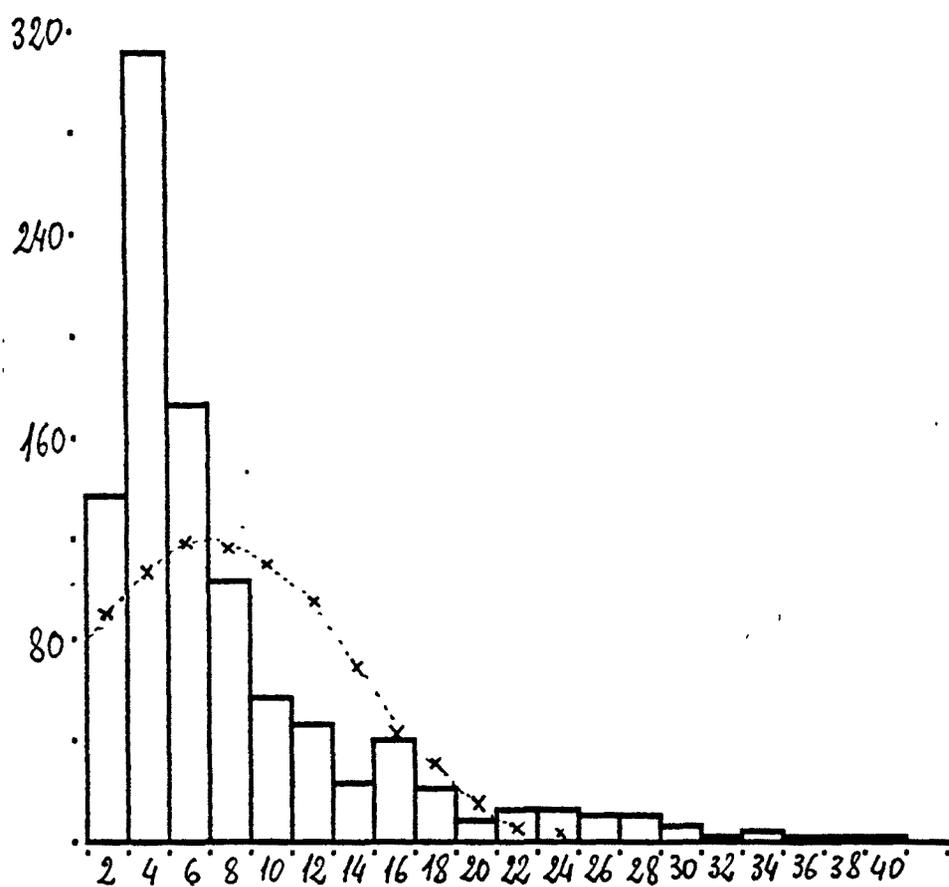


figura 36

Distribución de frecuencias

Duración total del complejo

Población total (N= 967)

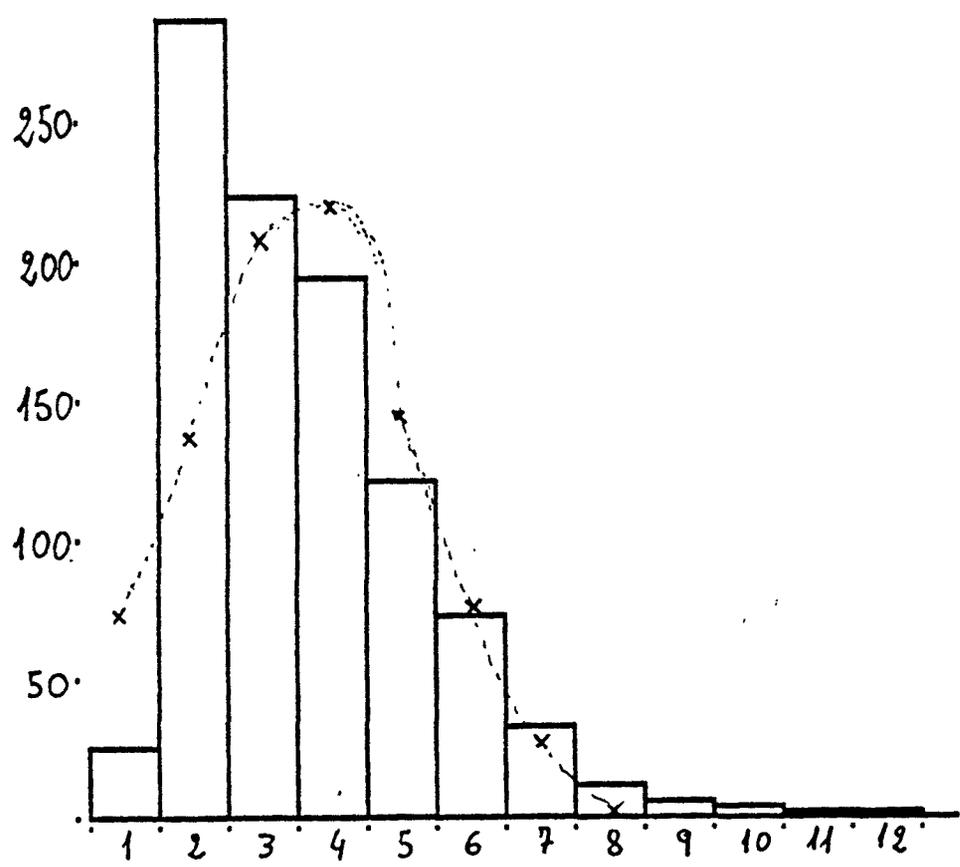


figura 37

Distribución de frecuencias

Fases del componente principal

Población total (N= 967)

Lilliefors (48), pudiéndose considerar por lo tanto que en ninguno de los parámetros se sigue una distribución de frecuencias normal.

## II : SUJETOS SANOS

El número total de potenciales analizados en este grupo de población ha sido de 452, obtenidos en 36 músculos de 23 individuos.

Se ha procedido a la representación histográfica de las frecuencias relativas de observación de cada uno de los valores en cada uno de los parámetros analizados (figuras 38, 39, 40 y 41).

En cada caso se ha superpuesto la gráfica de distribución normal (gaussiana), estimada a partir de la media y de la variancia de la muestra. En la mayoría de los parámetros existen diferencias ( $D_i$ ) que sobrepasan en proporción superior al 5 % los límites señalados en la tabla R de Lillefors. No obstante, en los parámetros con una distribución próxima a la normal se han efectuado los cálculos para las medidas de centralización y de dispersión.

La relación completa de las cifras obtenidas en el análisis de cada uno de los potenciales se adjunta en el apéndice II.

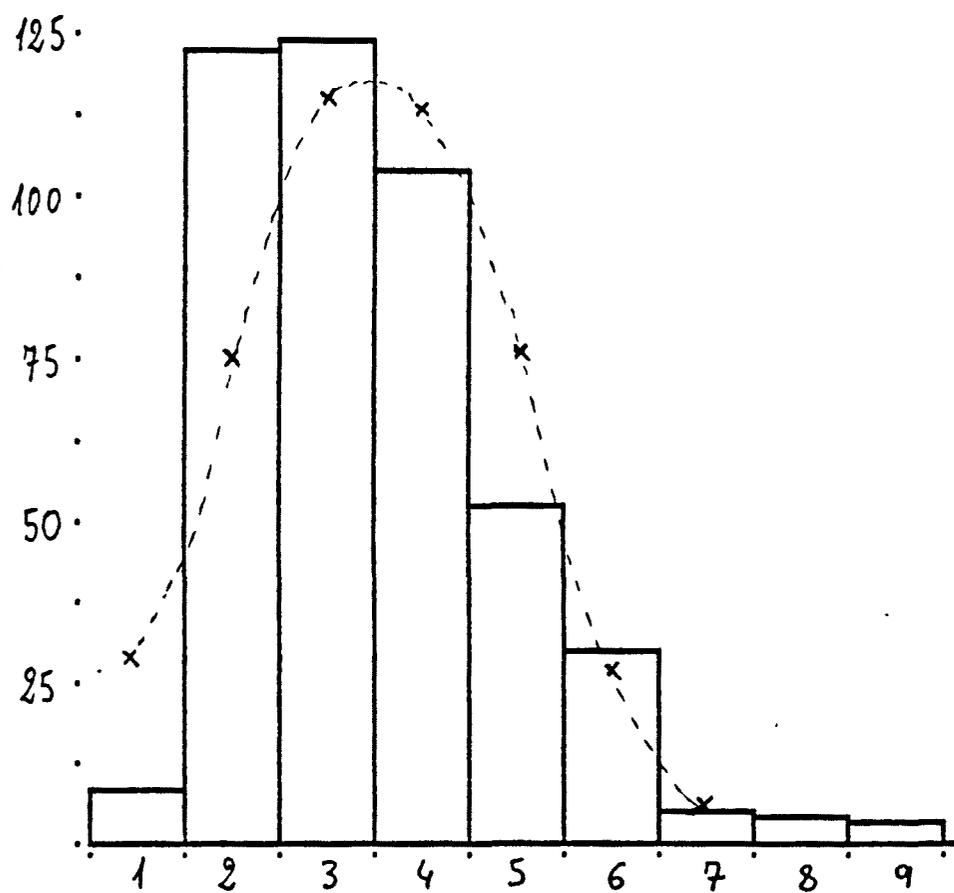


figura 38

Distribución de frecuencias

Fases del componente principal ( $3,5 \pm 1,4$ )

Sujetos sanos (N= 452)

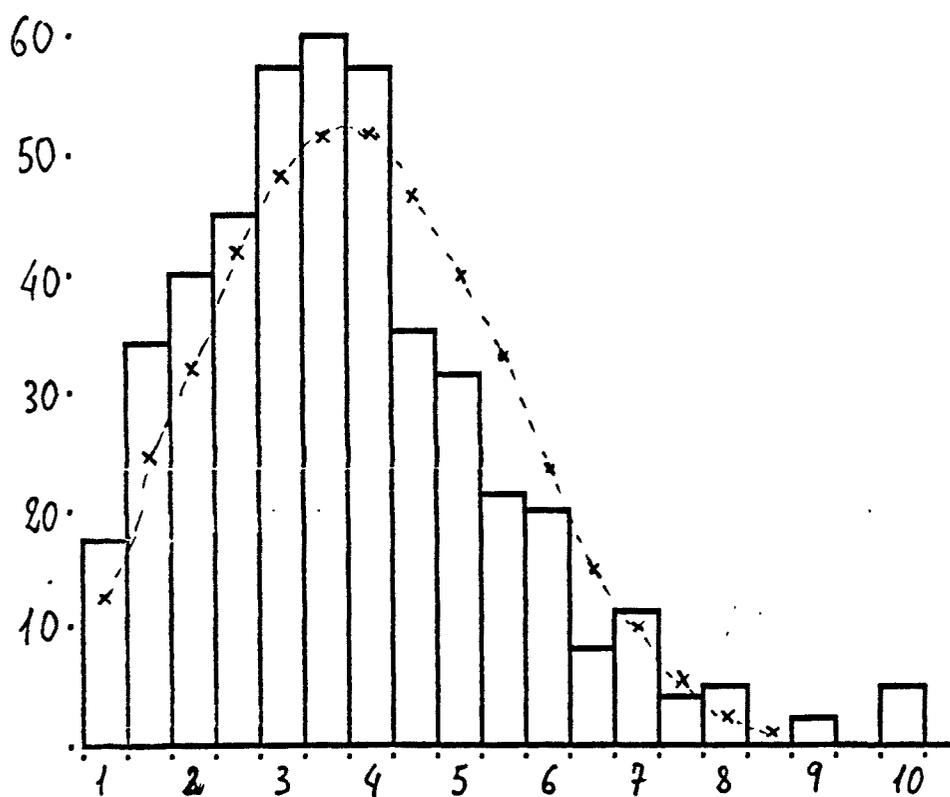


figura 39

Distribución de frecuencias

Duración del componente principal ( $3,86 \pm 1,7$  milisec.)

Sujetos sanos (N= 452)

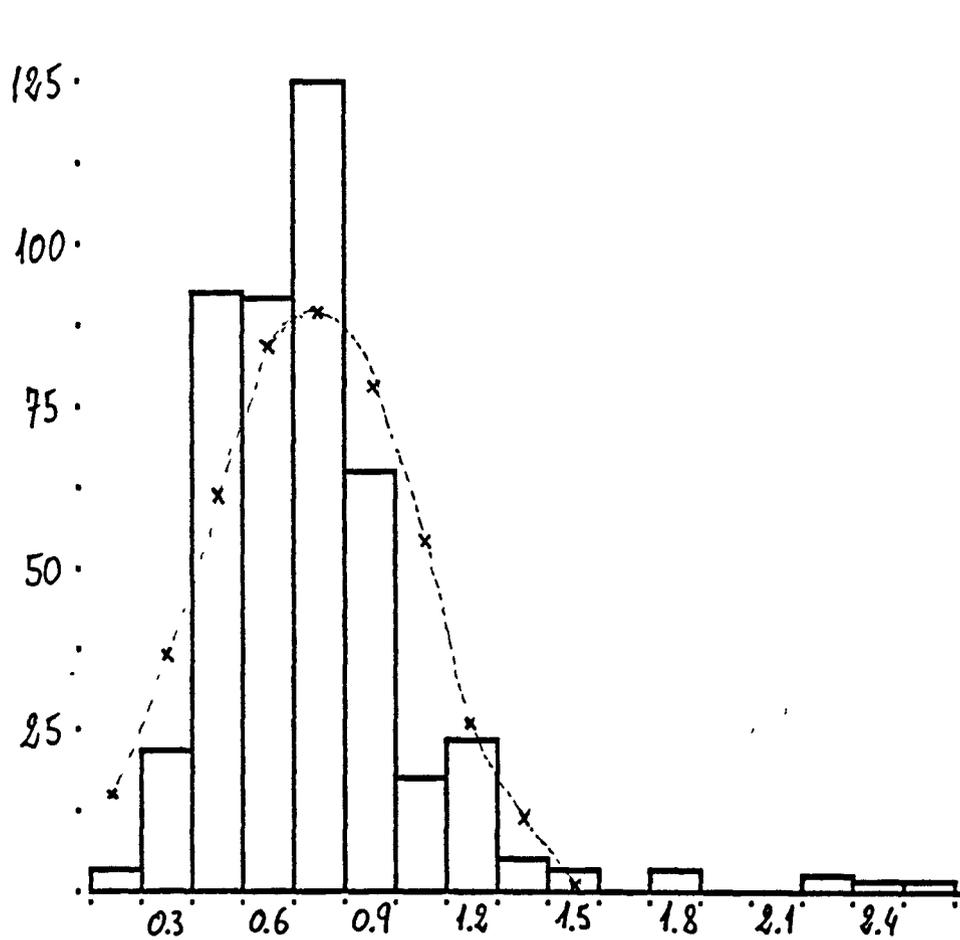


figura 40

Distribución de frecuencias

Amplitud máxima del potencial ( $0,66 \pm 0,3$  miliV.)

Sujetos sanos (N= 452)

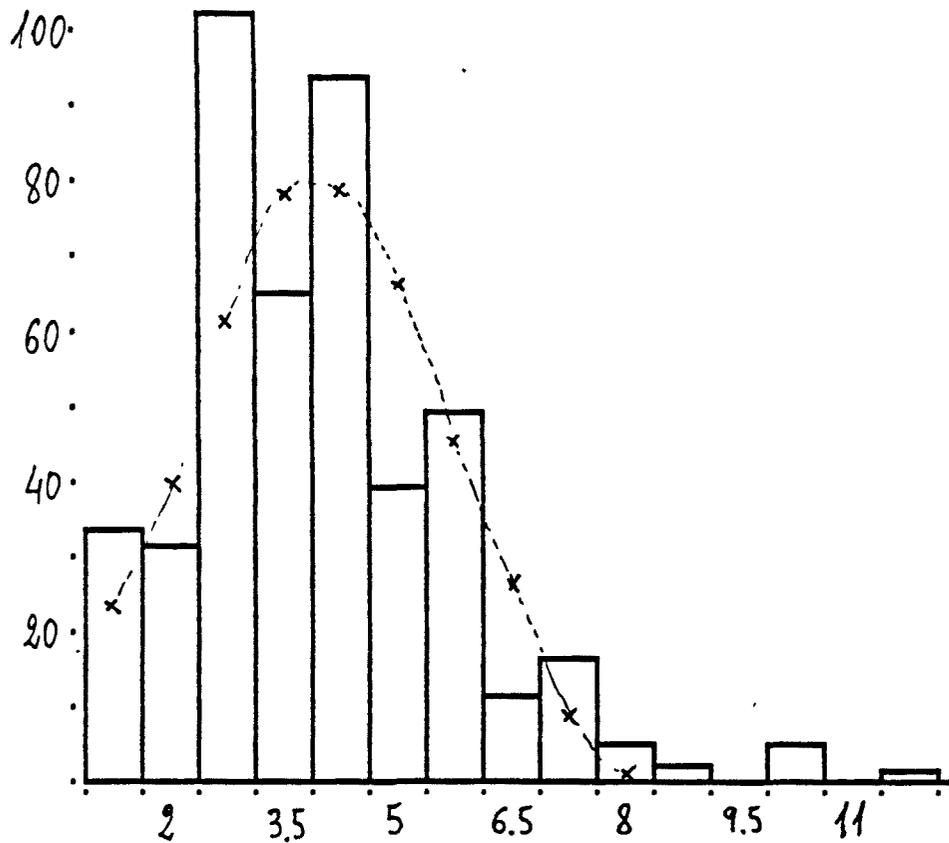


figura 41

Distribución de frecuencias

Duración total del complejo ( $3,96 \pm 1,7$  milisec.)

Sujetos sanos (N= 452)

## ANALISIS DETALLADO DE CADA UNO DE LOS PARAMETROS

### 1.- COMPONENTES

La mayoría de potenciales estuvieron constituidos por un único componente. Estos fueron 420 (92,8 %). El resto mostraron dos componentes. Estos fueron 33 (7,2 %). No fue observado ningún potencial con más de dos componentes. Los potenciales constituidos por dos componentes fueron observados en 21 de los 36 músculos explorados, en una proporción media del 16,2 %. El número máximo de estos potenciales observado en un mismo músculo fue de 3.

### 2.- LATENCIA "PEAK TO PEAK"

En los 33 potenciales constituidos por dos componentes, el espacio entre las puntas más representativas de cada uno de los componentes fue de 2,13 milisec., con una desviación standard de 1,2 milisec. El valor máximo observado fue de 4 milisec.

### 3.- FASES

El número medio de fases por potencial fue de 3,53 con una desviación standard de 1,39. Los 33 potenciales constituidos por dos componentes muestran 4 o más fases. Excluyendo dichos potenciales, el número medio de fases por potencial (de un solo componente en esta ocasión), es de

3,50  $\pm$  1,41. El número máximo de fases en un potencial ha sido de 9.

#### 4.- AMPLITUD

El valor medio obtenido en la amplitud máxima de los potenciales analizados en este grupo es de 0,658  $\pm$  0,3 milivolts, con un valor máximo observado de 2,8 milivolts.

#### 5.- RELACION DE AMPLITUDES

En los 33 potenciales constituidos por dos componentes se ha procedido a calcular la relación de amplitudes entre ellos, obteniéndose un valor medio de 1/3,5 y una desviación standard de 1/2,8. El valor máximo observado fue de 1/12.

#### 6.- DURACION

La duración media de todos los potenciales analizados en este grupo es de 3,96 con una desviación standard de 1,7 milisec. La duración media del componente principal del potencial es de 3,86  $\pm$  1,7 milisec. Y la duración media de los potenciales constituidos por dos componentes es de 5,13  $\pm$  1,7 milisec. El valor máximo observado fue de 12 milisec.

#### 7.- "JITTER"

El fenómeno descrito como "jitter" ha sido observado en

38 ocasiones (8,4 %). En 30 ocasiones (80 %) el fenómeno "jitter" fue observado en potenciales de un solo componente y en 8 ocasiones (20 %) fue observado en potenciales constituidos por dos componentes. El fenómeno "jitter" ha sido observado en 18 de los 36 músculos explorados, en una proporción del 14,7 % de los potenciales registrados en dichos músculos. El valor cuantitativo del fenómeno "jitter" fue de  $0,097 \pm 0,04$  milisec., con un valor máximo de 0,15 milisec.

#### 8.- BLOQUEOS

En ninguno de los potenciales registrados se han observado fenómenos de bloqueo.

## ESTADISTICA COMPARATIVA BIVARIANTE

Entre algunos parámetros seleccionados se ha procedido a efectuar los cálculos de la posible correlación lineal y de la consiguiente recta de regresión:

## 1.- Latencia "peak to peak" / Relación de amplitudes

$$r = 0,285$$

En la figura 42 se representan los puntos de correlación y la hipotética recta de regresión.

## 2.- Nº de fases / Duración media

$$r = 0,965$$

En la figura 43 se representa gráficamente la recta de regresión.

## 3.- Nº de fases / Porcentaje de potenciales en "jitter"

$$r = 0,933$$

En la figura 44 se representa la recta de regresión correspondiente.

## 4.- Valor cuantitativo del "jitter" / Latencia con respecto al punto de disparo del barrido

$$r = - 0,239$$

En la figura 45 se representan los puntos de correlación y la hipotética recta de regresión.

]

N = 33  
 R = .285336456  
 Y = 4 + .08X

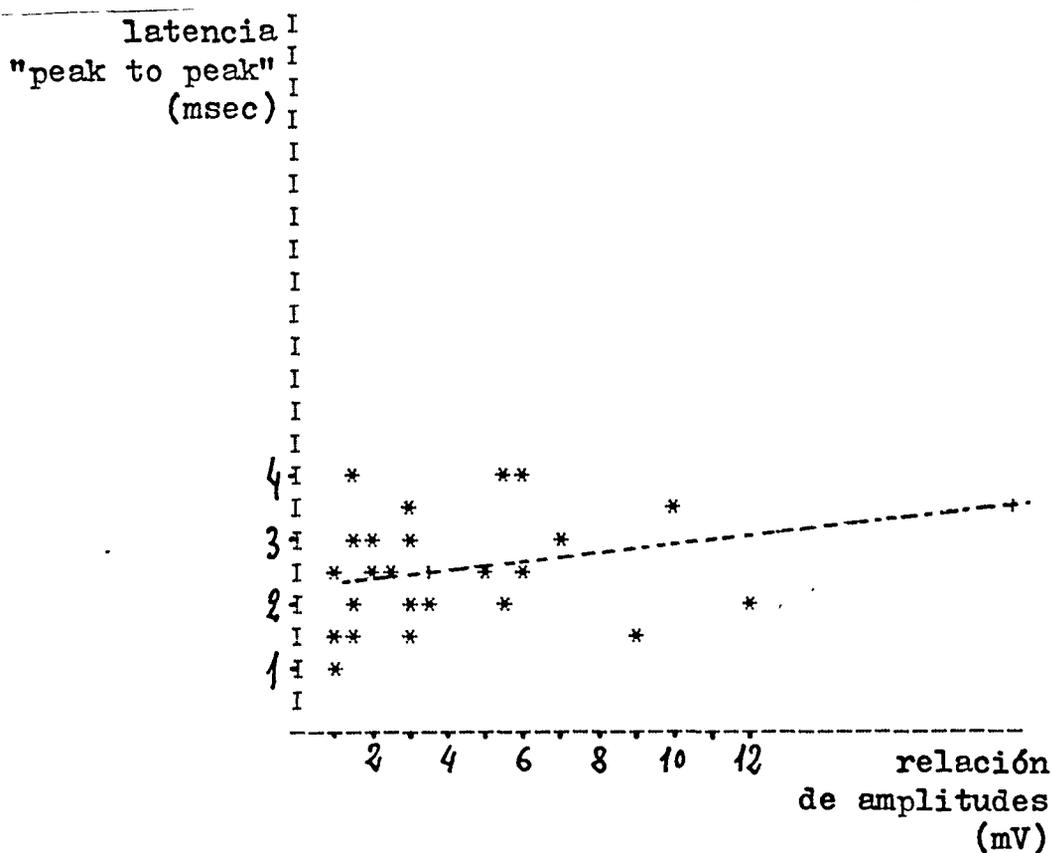


figura 42: Relación de amplitudes entre componentes y latencia "peak to peak"

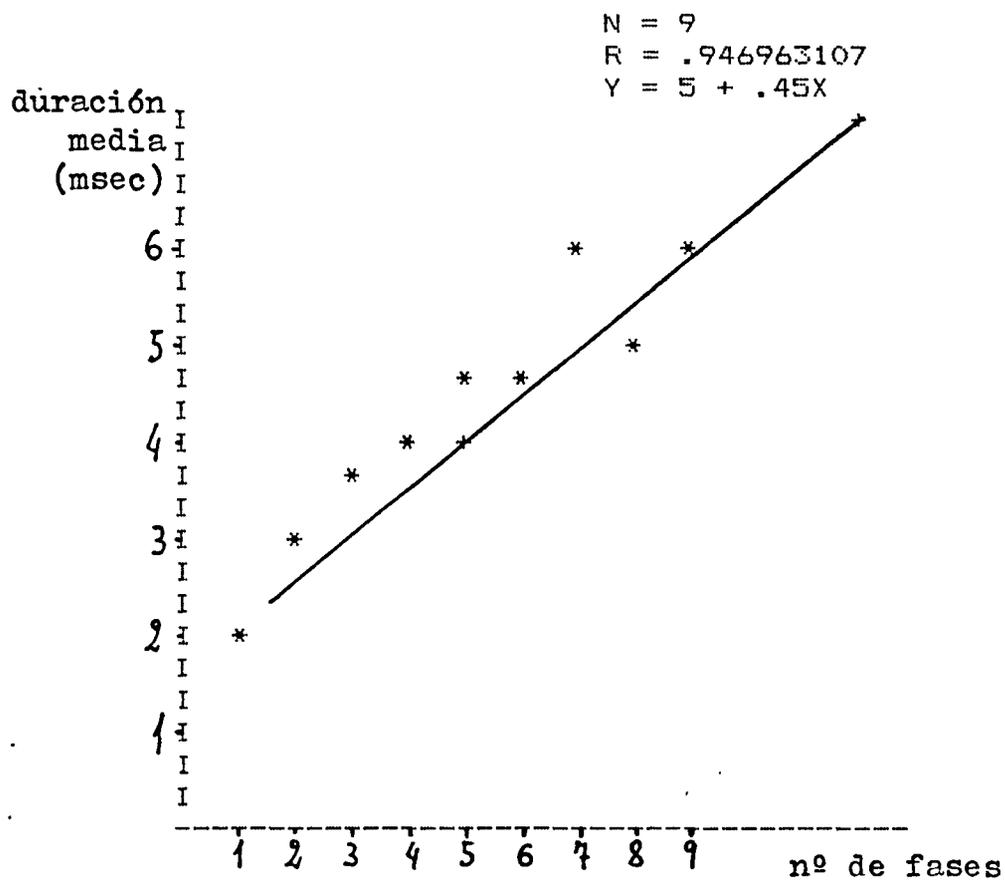


figura 43: Grupos de potenciales según el nº de fases  
y duración media de cada uno de los grupos

N = 7  
 R = .933568982  
 Y = 5 + .36X

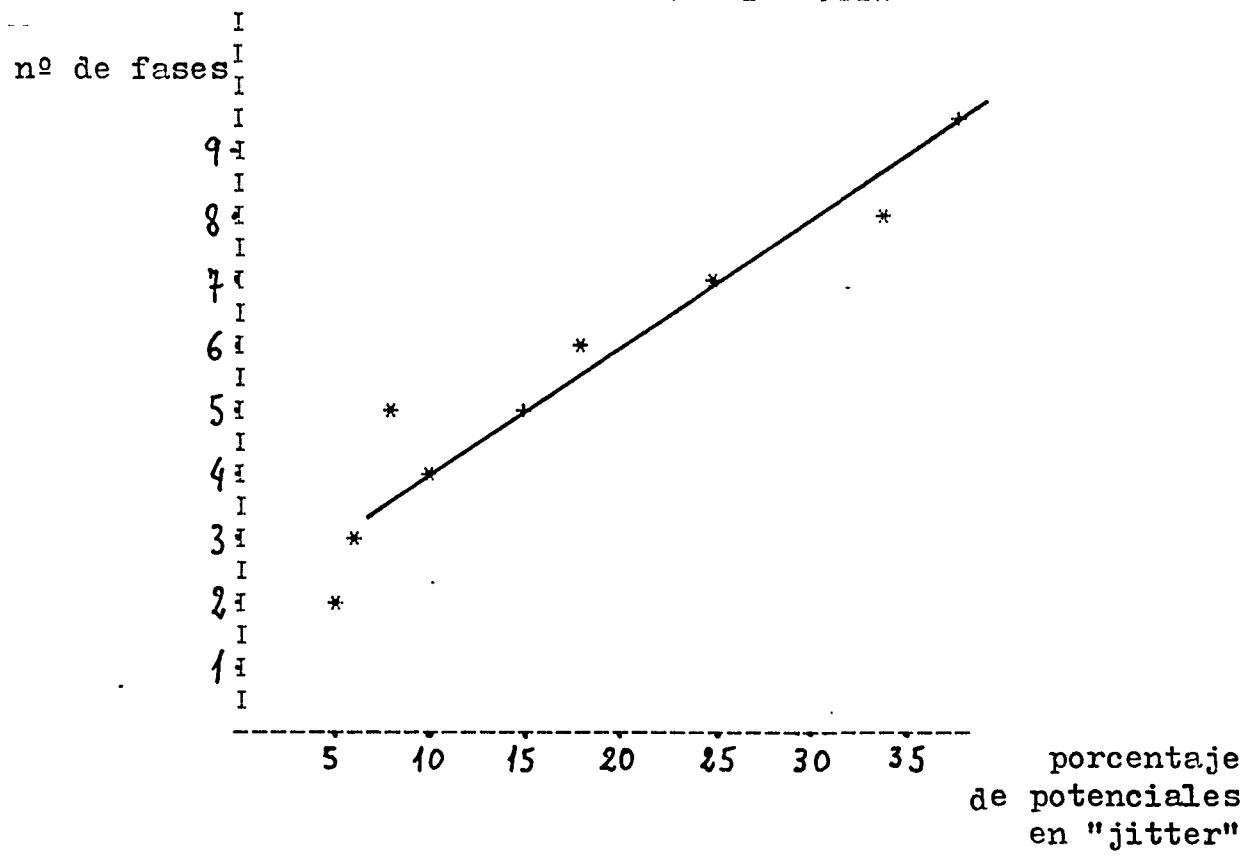


figura 44: Porcentaje de potenciales en "jitter", según su distribución por nº de fases.

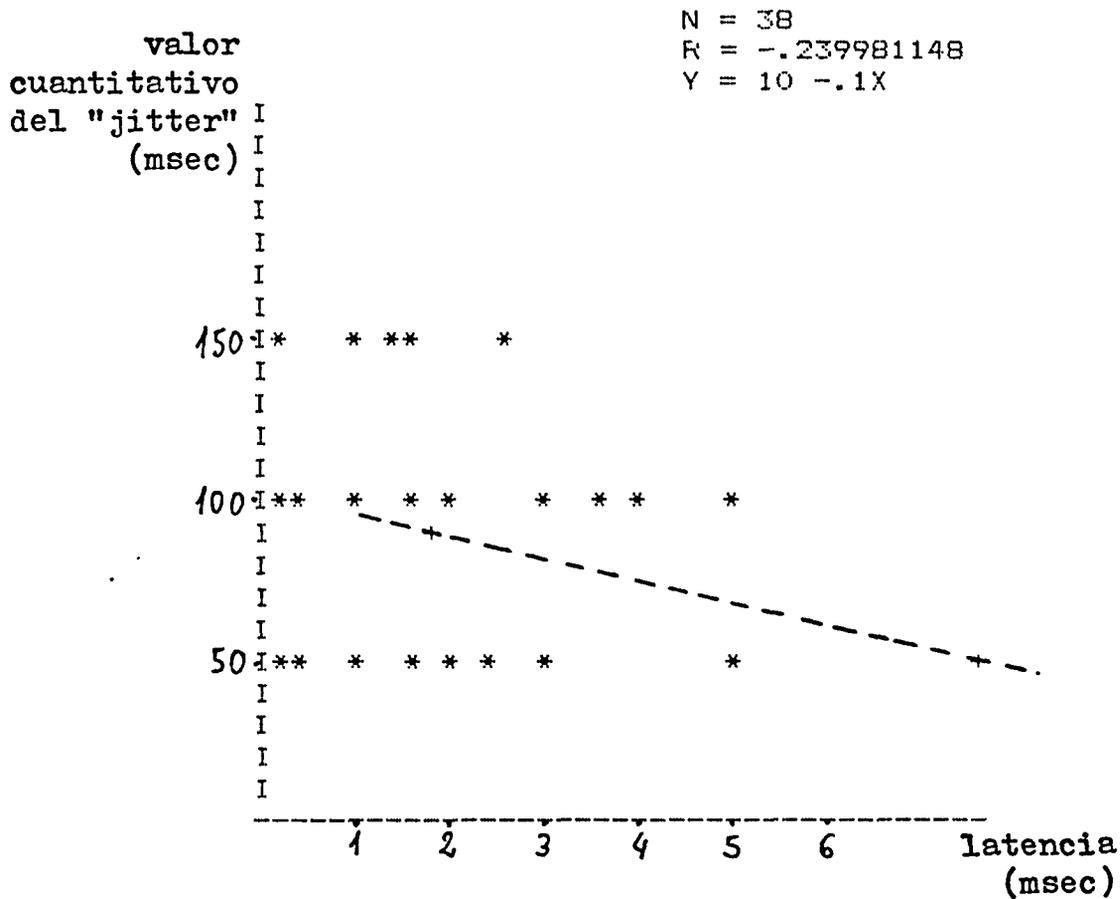


figura 45 Relación entre el punto de aparición del "jitter" y su valor cuantitativo

## EJEMPLOS DE LOS POTENCIALES REGISTRADOS EN SUJETOS SANOS

En las figuras 46 y 47 se adjuntan algunas muestras de los potenciales registrados en sujetos sanos.

En la figura 46 a puede observarse un potencial de acción con una notable inflexión post-potencial, de retorno suave a la línea isoelectrica, repetido sucesivamente en registros paso a paso de 7 pulsaciones. Las flechas indican los puntos escogidos como inicio y final de la oscilación eléctrica, en vistas al cálculo de la duración.

En la figura 46 b y 46 c pueden observarse potenciales polifásicos (6 y 9 fases, respectivamente).

En la figura 47 d se observa un potencial constituido por dos componentes sin cambio de polaridad entre ellos, por lo cual se ha contabilizado una fase en el retorno a la línea isoelectrica después del primer componente.

En la figura 47 e y 47 f se observa un mismo potencial, constituido por dos componentes que han sido usados alternativamente para el disparo del barrido. Puede observarse la aparición del fenómeno "jitter" en el componente no utilizado para el disparo del barrido.

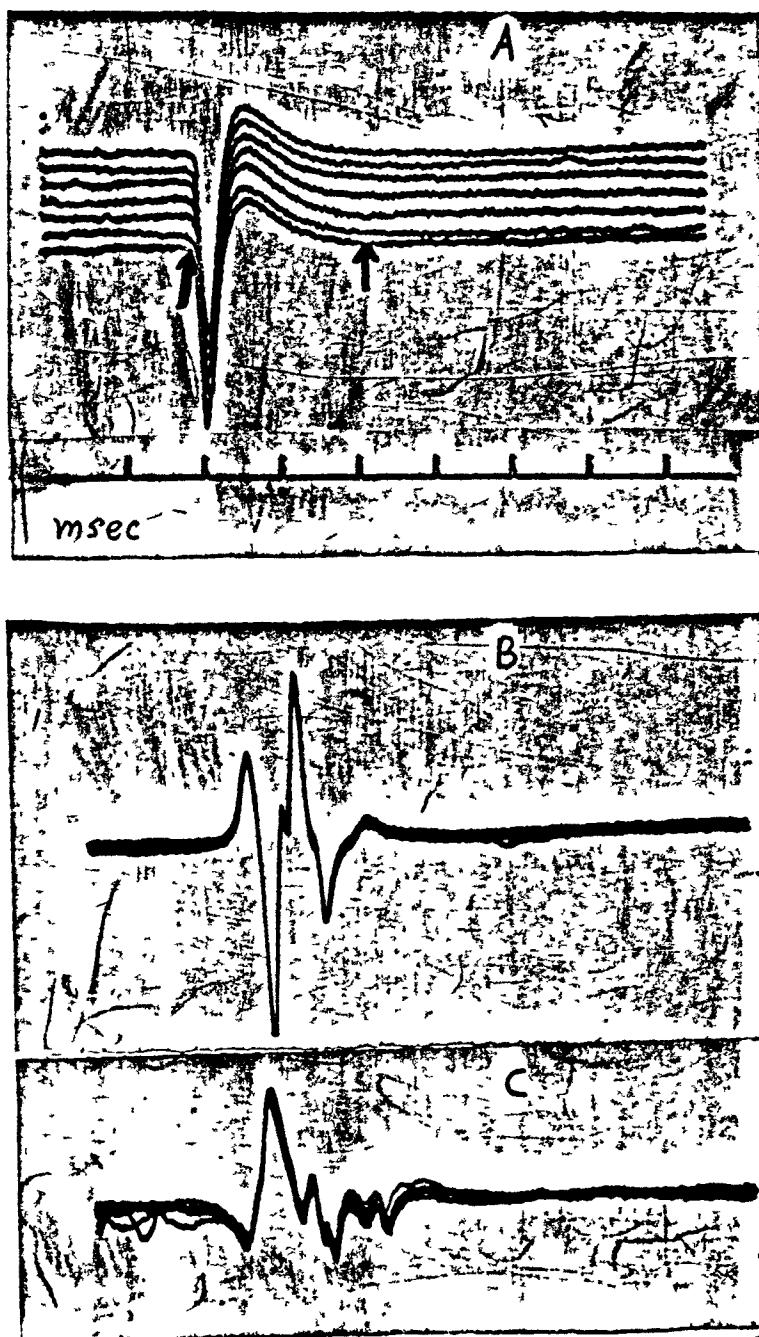


figura 46

Ejemplos de potenciales registrados en sujetos sanos

A.- Potencial difásico. Post-oscilación alargada

B y C.- Potenciales polifásicos: 5 y 9 fases respectivamente

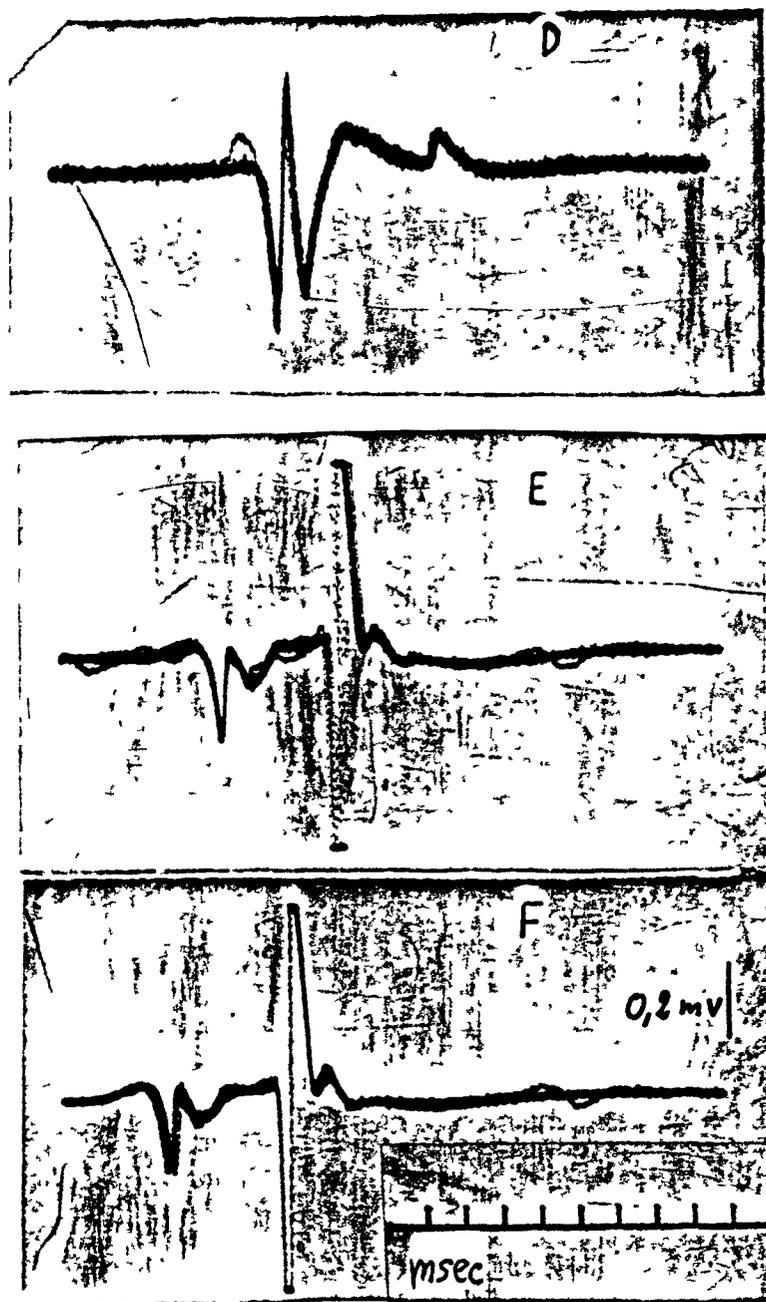


figura 47

Ejemplos de potenciales registrados en sujetos sanos

D.- Potencial con dos componentes. 6 fases

E y F.- El mismo potencial, efectuando el disparo del barrido con uno y otro componente. "Jitter" de 50 usec., aprox.

### III : PACIENTES

El número total de potenciales analizados en este grupo de población ha sido de 515, obtenidos en 49 músculos de 30 individuos.

En cada uno de los parámetros analizados en dichos potenciales se ha procedido a la representación histográfica de las frecuencias relativas de observación de sus valores (figuras 48, 49, 50 y 51).

En cada gráfica se ha superpuesto la curva de distribución normal (gaussiana), estimada a partir de la media y de la variancia de la muestra.

En la mayoría de los parámetros se comprueba la existencia de diferencias ( $D_i$ ) superiores a los límites de la tabla R de Lillefors, en más del 5 %. Sin embargo, en algunos parámetros cuya distribución está próxima a la normalidad se han efectuado los cálculos para las medidas de centralización y de dispersión.

La relación completa de las cifras obtenidas en el análisis de cada uno de los potenciales se adjunta en el apéndice III.

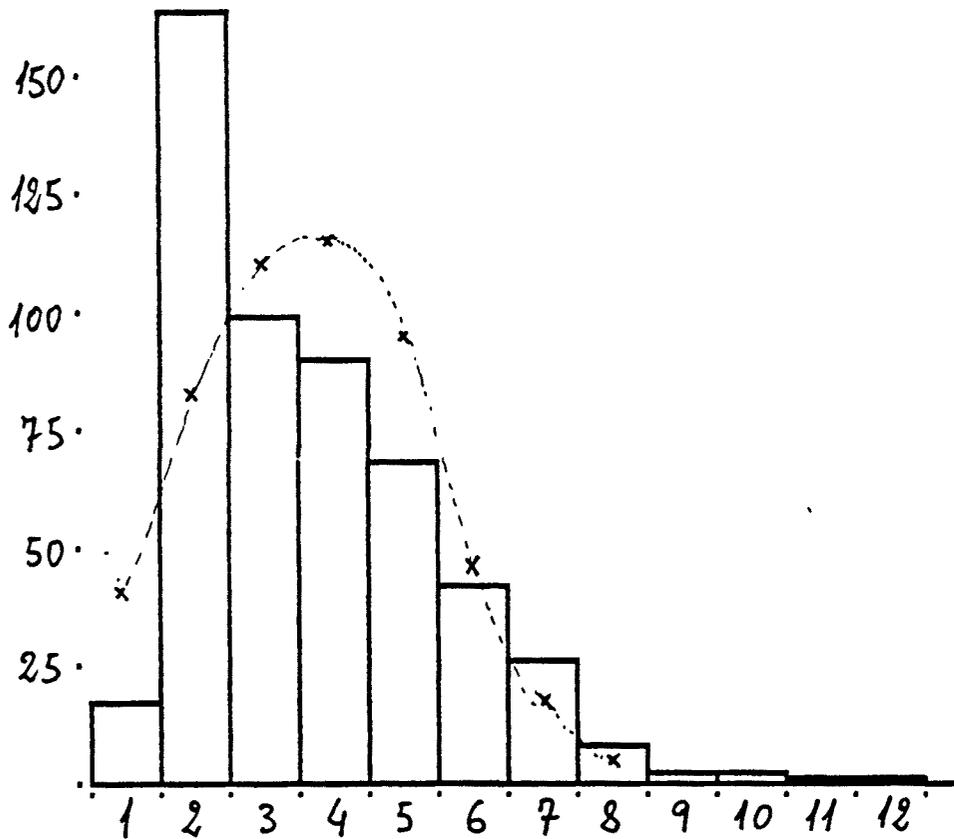


figura 48

Distribución de frecuencias

Fases del componente principal ( $4,2 \pm 1,7$ )

Pacientes (N=515)

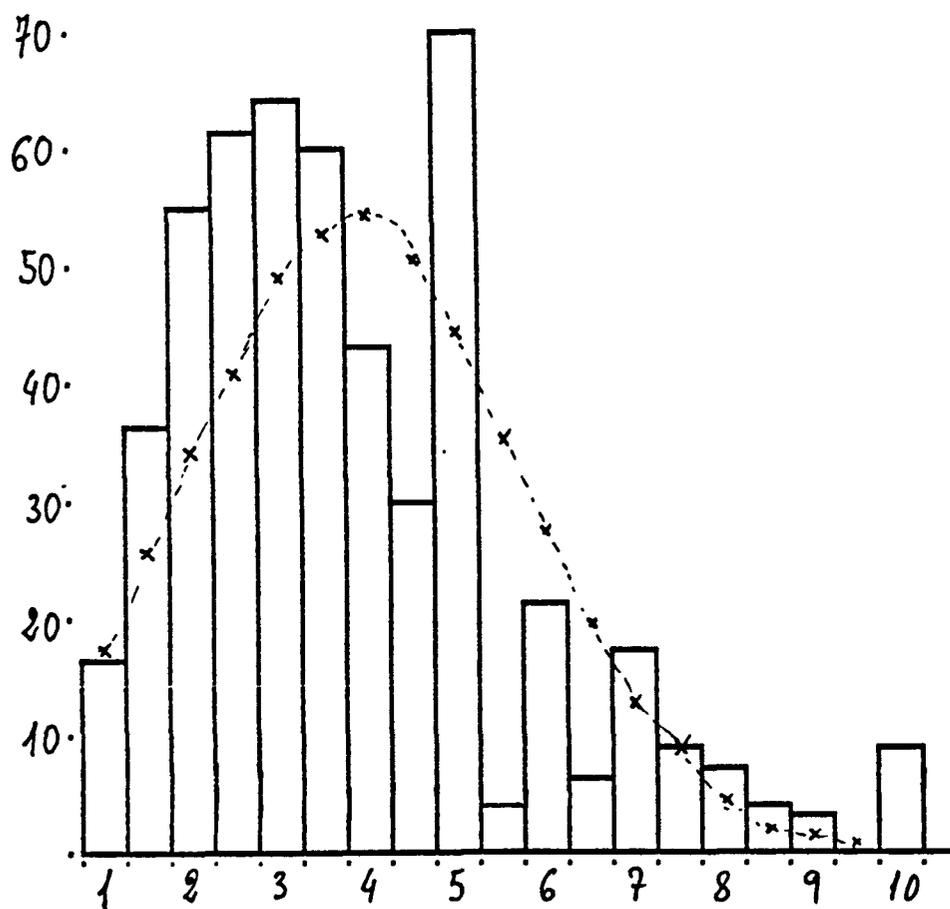


figura 49

Distribución de frecuencias

Duración del componente principal ( $4,3 \pm 1,8$  milisecc.)

Pacientes (N= 515)

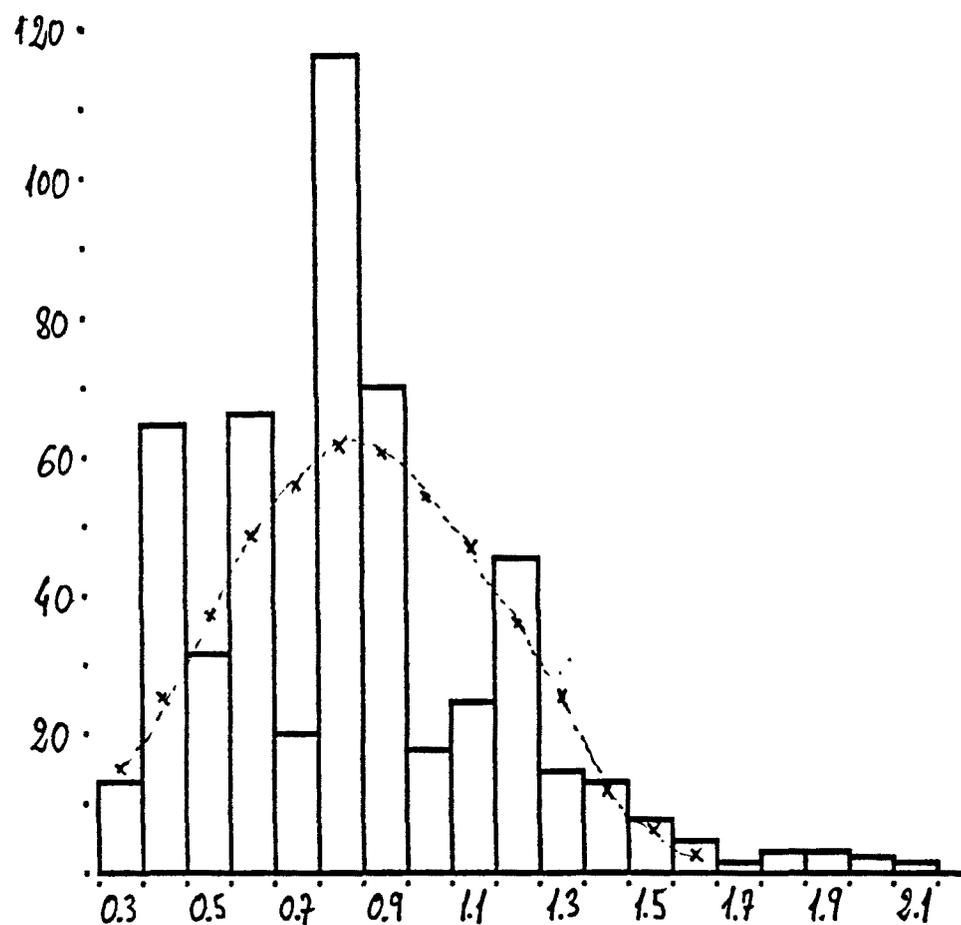


figura 50

Distribución de frecuencias

Amplitud máxima del potencial ( $0,8 \pm 0,3$  mV.)

Pacientes (N=515)

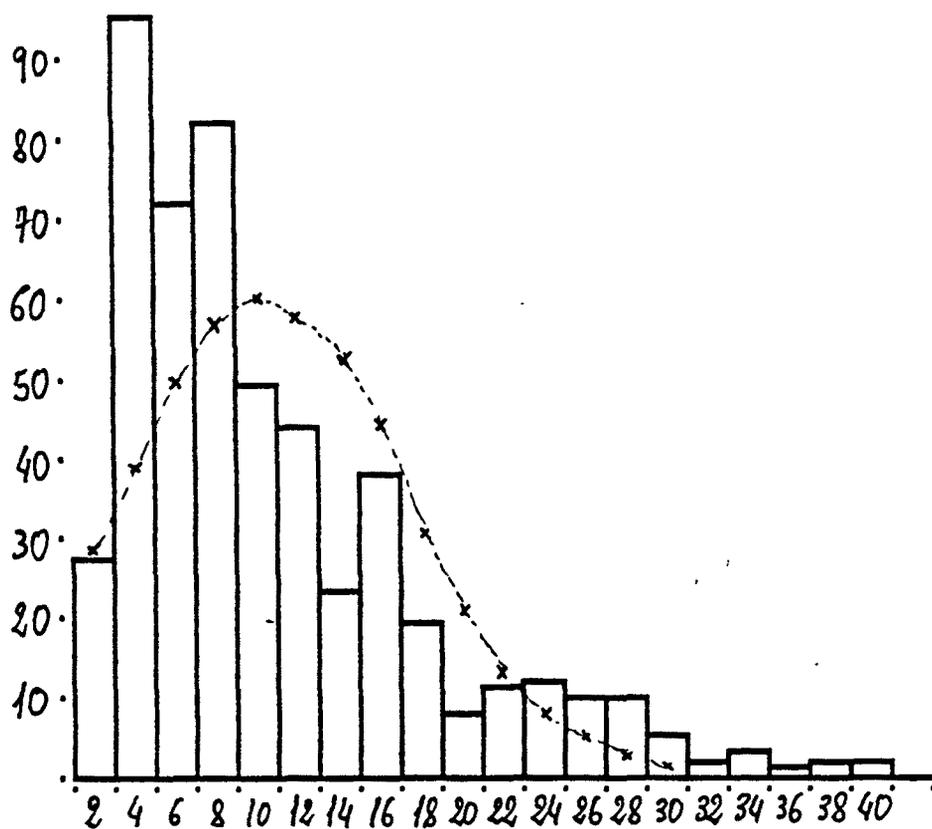


figura 51

Distribución de frecuencias

Duración total del complejo ( $10,3 \pm 7,5$  milisec.)

Pacientes (N= 515)

## ANALISIS DETALLADO DE CADA UNO DE LOS PARAMETROS

### 1.- COMPONENTES

Los potenciales constituidos por un solo componente han sido 148 (28,7 %). Los potenciales constituidos por dos componentes han sido 256 (49,8 %). Los potenciales constituidos por más de dos componentes se distribuyen del siguiente modo: 53 potenciales con 3 componentes (10,3 %), 33 potenciales con 4 componentes (6,4 %), 18 potenciales con 5 componentes (3,5 %), y 6 potenciales con 6 componentes (1,2 %). En todos los músculos explorados han sido observados potenciales con más de un componente, con una proporción media del 42,3 %.

### 2.- "LATENCIA PEAK TO PEAK"

El valor medio observado para la latencia "peak to peak" ha sido de  $8,93 \pm 6,81$  milisec., ~~han~~ un valor máximo observado de 35 milisec.

### 3.- FASES

El número medio de fases por potencial ha sido de 4,81, con una desviación standard de 1,79. El número medio de fases de los potenciales constituidos por un solo componente es de  $4,21 \pm 1,75$ . El número máximo de fases observado es de 12.

#### 4.- AMPLITUD

El valor medio de la amplitud de todos los potenciales analizados en este grupo fue de  $0,806 \pm 0,3$  milivolts, observándose un valor máximo de 3,1 milivolts.

#### 5.- RELACION DE AMPLITUDES

El valor medio de la relación de amplitudes entre los componentes de un mismo potencial ha sido de  $1/4 \pm 1/3,5$ . El valor máximo observado fue de  $1/18$ .

#### 6.- DURACION

La duración media obtenida en el análisis de todos los potenciales de este grupo de población ha sido de 10,33, con una desviación standard de 7,48 milisec. El valor máximo observado es de 40 milisec. En los potenciales constituidos por un solo componente, la duración media fue de  $4,33 \pm 1,81$  milisec.

#### 7.- "JITTER"

Los potenciales en los que se ha observado el fenómeno "jitter" son 271 (52,7 %). Entre ellos, 37 están constituidos por un solo componente (13,6 %) y 234 están constituidos por más de un componente (86,4 %). El valor cuantitativo medio del "jitter" ha sido de  $0,87 \pm 0,91$  milisec. El valor máximo observado ha sido de 7 milisec.

## 8.- BLOQUEOS

El fenómeno del bloqueo ha sido observado en 176 potenciales (34,2 %). En ellos, el componente que realiza el bloqueo se halla ausente por término medio en 2,4 ocasiones de cada 10 registros sucesivos.

#### IV : ESTADISTICA COMPARATIVA ENTRE EL GRUPO DE SUJETOS SANOS Y EL GRUPO DE PACIENTES

##### A: METODOS ESTADISTICOS DE COMPARACION UNIVARIANTE

En cada uno de los parámetros analizados se ha procedido a la comparación estadística entre los dos grupos, utilizando las pruebas adecuadas, según el grado de proximidad a la distribución normal de las frecuencias de observación de los valores. En la mayoría de casos, únicamente ha podido ser comparada la diferencia en la tendencia central de las curvas distribucionales (U de Mann - Whitney).

En cualquier caso se ha procedido finalmente al cálculo del índice  $z$  y a la comparación con las tablas de significancia, escogiendo un límite de riesgo  $\alpha$  de 0,05 y una probabilidad de coincidencia bilateral.

##### 1.- COMPONENTES

Se ha efectuado la comparación de la tendencia central de distribución de :

- a/ los potenciales constituidos por un solo componente
- b/ los potenciales constituidos por dos componentes
- c/ los potenciales constituidos por más de dos componentes

En todos los casos existen diferencias muy significativas entre los dos grupos de población comparados. ( $p < 0,01$ ).

## 2.- LATENCIA "PEAK TO PEAK"

Dada la proximidad a una distribución normal se ha comparado la tendencia central y la dispersión de los valores en los sujetos sanos ( $2,13 \pm 1,2$  miliseg.) y en los pacientes ( $8,93 \pm 6,91$  miliseg.).

Las diferencias observadas son muy significativas ( $p < 0,01$ )

## 3.- FASES

Se ha efectuado la comparación de la tendencia central de distribución de :

- a/ el número de fases del conjunto de actividad eléctrica
- b/ el número de fases del potencial principal.

En los dos casos se observan diferencias muy significativas ( $p < 0,01$ ).

## 4.- AMPLITUD

Dada la proximidad a una distribución normal se han comparado los valores medios y los de dispersión en los sujetos sanos ( $0,658 \pm 0,3$  milivolts.) y en los pacientes ( $0,806 \pm 0,3$  milivolts.).

Las diferencias observadas son muy significativas ( $p < 0,01$ )

## 5.- RELACION DE AMPLITUDES

La comparación de la tendencia central de distribución de

los valores muestra diferencias significativas ( $p < 0,05$ ).

#### 6.- DURACION

Se ha efectuado la comparación entre la tendencia central de distribución de :

- a/ duración total de la actividad eléctrica
- b/ duración del potencial principal

Las diferencias son muy significativas en a) ( $p < 0,01$ ), y significativas en b) ( $p < 0,05$ ).

#### 7.- "JITTER"

Se ha efectuado la comparación de la tendencia central de distribución de :

- a/ porcentaje de potenciales en "jitter".
- b/ porcentaje de observaciones de "jitter" en el componente principal.
- c/ valor cuantitativo del "jitter"

En todos los casos, las diferencias observadas son muy significativas ( $p < 0,05$ ).

#### 8.- BLOQUEOS

La comparación de la tendencia central de distribución de los valores muestra diferencias muy significativas ( $p < 0,01$ )

## B/ METODOS ESTADISTICOS DE COMPARACION MULTIVARIANTE

El análisis discriminante se ha efectuado:

- a/ con el conjunto de las variables referidas, en la totalidad de los potenciales registrados.
- b/ con el conjunto de las variables referidas escogiendo al azar el 60 % de los potenciales, y aplicando posteriormente los resultados obtenidos al 40 % restante.
- c/ con las variables que únicamente afectan al componente principal de la actividad eléctrica, utilizando el conjunto de los potenciales registrados.

En a) y en b), la primera variable en ser incorporada al análisis ha sido V7 (número de componentes del potencial), con una F de 404.4983 y una lambda de Wilks de 0.7046. En ambos grupos, la segunda variable en ser incorporada al análisis ha sido VG2 (mayor diferencia en la relación de amplitudes entre componentes), con una F de 245.4889 y una lambda de Wilks de 0.6625. En ambos grupos, la tercera variable incorporada ha sido V11 (fenómeno "jitter" en el primer componente), con una F de 182.519 y una lambda de Wilks de 0.6375. Con las tres variables referidas, el análisis discriminante clasifica correctamente el 83,76 % de los casos, utilizando la totalidad de los potenciales o solamente el 60 % de ellos. En este último caso, la aplicación del análisis discriminante al 40 % restante permite una clasificación del 83,77 %.

Los coeficientes de la función discriminante canónica

no standardizada son los siguientes:

V7 : 0.9523719

VG2: 0.1818737

V11: 2.382199

K (constante) : - 1.888739

En la figura 52 se muestra el esquema de la distribución histográfica de los potenciales analizados en el eje determinado por la función discriminante.

Aparte de la mencionada función canónica se han obtenido otras en otras combinaciones de variables, con menor porcentaje de clasificación correcta. La ulterior incorporación de variables a las utilizadas en la función canónica referida, mejora solo mínimamente el porcentaje de clasificaciones correctas, alcanzándose un máximo de 83,87 % al utilizar 5 variables, en detrimento de la agilidad del proceso.

En c), la primera variable en ser incorporada al análisis ha sido V11 (fenómeno "jitter" en el primer componente), con una F de 34.786 y una lambda de Wilks de 0.9652. En un segundo tiempo, la variable incorporada ha sido V12 (amplitud del potencial), con una F de 27.1604 y una lambda de Wilks de 0.9466. Los límites mínimos de tolerancia no permiten a partir de este punto la incorporación de nuevas variables. Utilizando las dos variables referidas, el porcentaje de clasificación correcta es del 57,7 %, pudiéndose observar en la figura 53 la representación histográfica es-

ALL-GROUPS STACKED HISTOGRAM

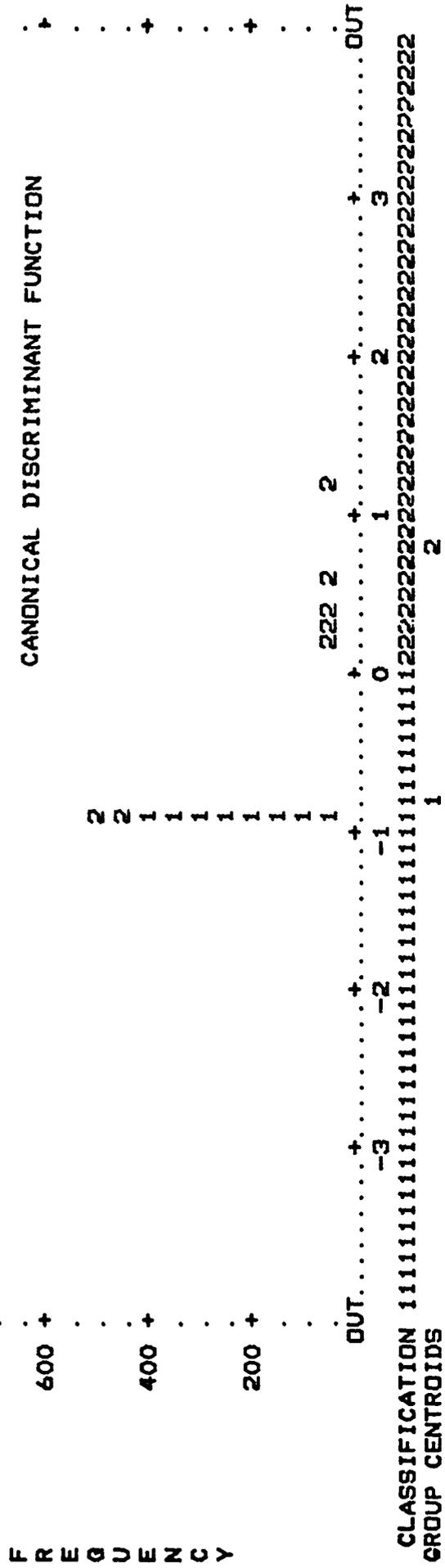
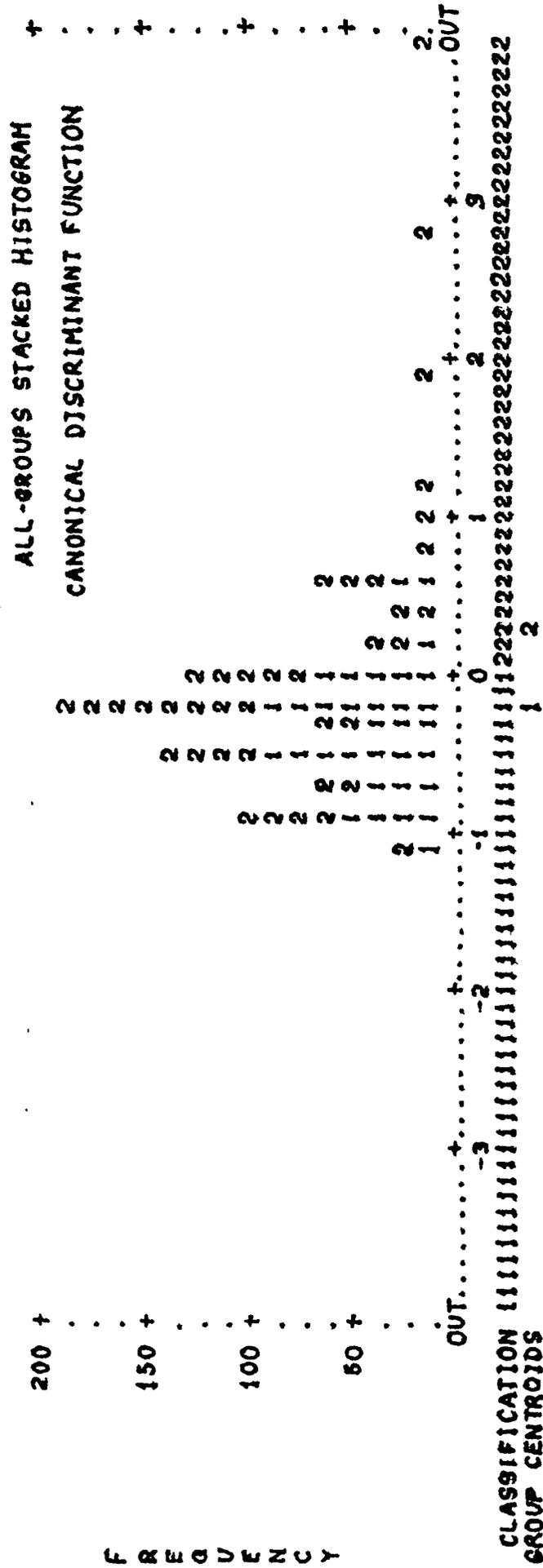


figura 52



CLASSIFICATION RESULTS

ACTUAL GROUP	NO. OF CASES	PREDICTED GROUP MEMBERSHIP
GROUP 1	452	319 70.6%
GROUP 2	515	237 46.4%

PERCENT OF "GROUPED" CASES CORRECTLY CLASSIFIED: 57.70%

figura 53

quemática de dicha clasificación en el eje determinado por la función canónica hallada.

Los coeficientes de dicha función canónica no standardizada son los siguientes:

$V_{11} : 5.5499$

$V_{12} : 1.9089$

$K \text{ (constante)} : - 1.677884$

## V : PACIENTES AFECTOS DE NEUROPATIA

El número total de potenciales analizados en este grupo de población ha sido de 197, obtenidos en 19 músculos de 12 individuos.

En cada uno de los parámetros analizados se ha procedido a la representación histográfica de las frecuencias relativas de observación de los valores (figuras 54, 55, 56 y 57).

En cada caso se ha procedido a la superposición de la curva de distribución normal o gaussiana, estimada a partir de la media y variancia de la muestra.

Las diferencias entre la distribución normal y la teórica (Di) sobrepasan en todos los casos y en proporción superior al 5 % los límites de tolerancia de la tabla R de Lilliefors. A pesar de ello, en los parámetros que muestran una distribución próxima a la normal, se han calculado las medidas de centralización y dispersión.

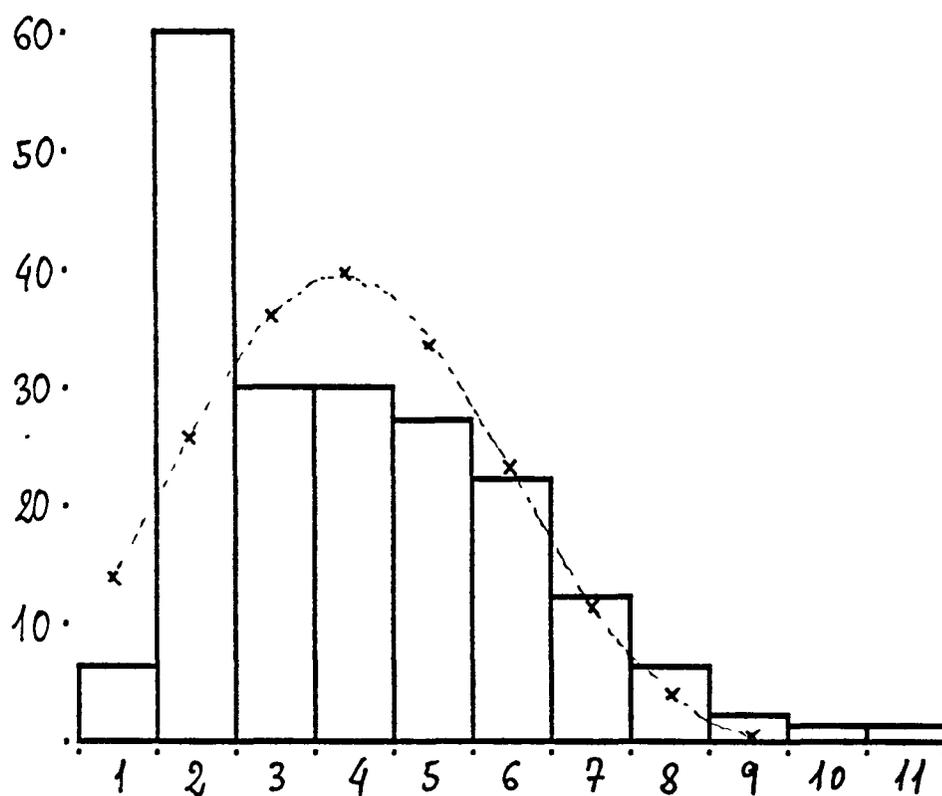


figura 54

Distribución de frecuencias

Fases del componente principal ( $4,8 \pm 1,9$ )

Pacientes con afección neurógena (N= 197)

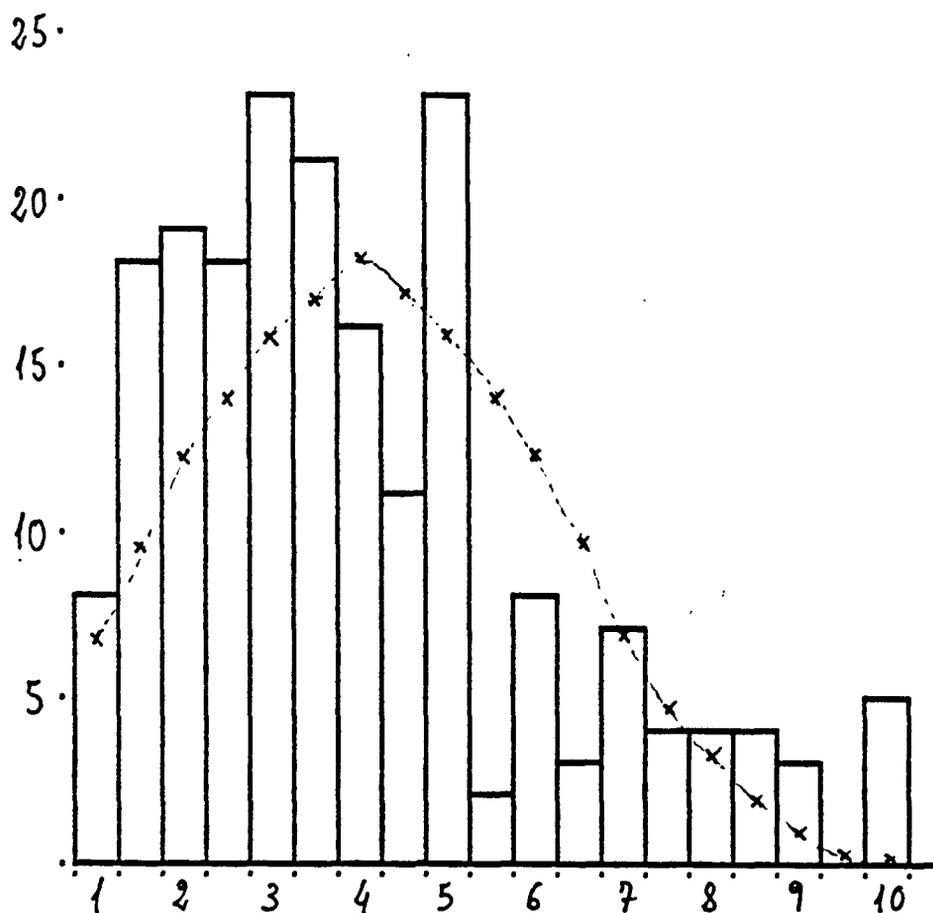


figura 55

Distribución de frecuencias

Duración del componente principal ( $4,7 \pm 2,-$  milisec.)

Pacientes con afección neurógena (N= 197)

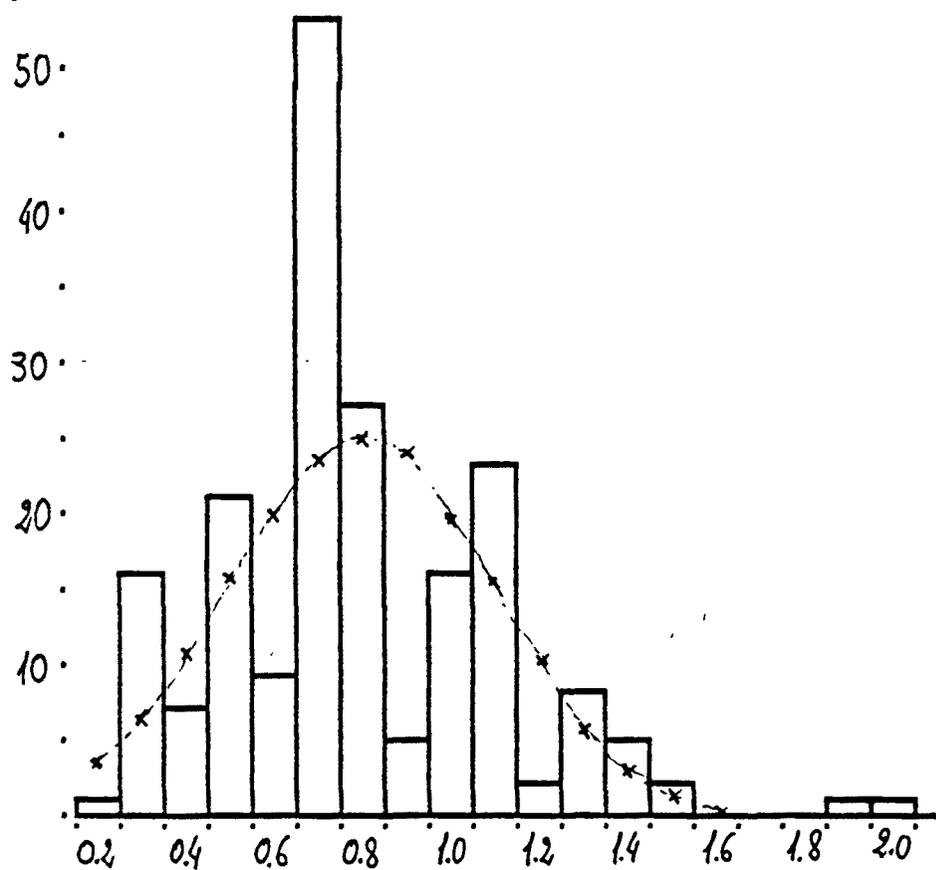


figura 56

Distribución de frecuencias

Amplitud máxima del potencial ( $0,83 \pm 0,3$  miliV.)

Pacientes con afección neurógena (N= 197)

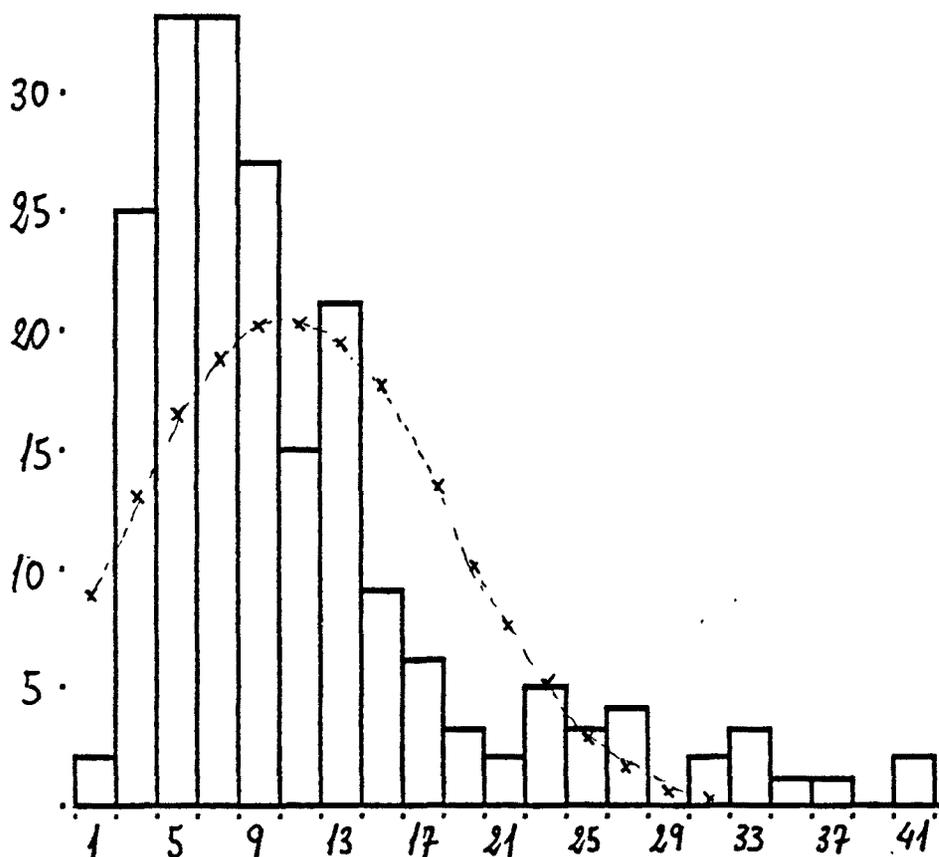


figura 57

Distribución de frecuencias

Duración total del complejo ( $10,2 \pm 7,7$  milisec.)

Pacientes con afección neurógena (N= 197)

## ANALISIS DETALLADO DE CADA UNO DE LOS PARAMETROS

## 1.- COMPONENTES

El número de potenciales constituidos por un solo componente es de 64 (32,4 %). El número de potenciales constituidos por dos componentes es de 86 (43,6 %). Los potenciales constituidos por más de dos componentes se distribuyen como sigue: 22 potenciales muestran 3 componentes (11,1 %); 14 potenciales muestran 4 componentes (7,1 %); 8 potenciales muestran 5 componentes (4 %) y 3 potenciales muestran 6 componentes (1,5 %). Los potenciales con más de un componente han sido observados en todos los músculos examinados, con una proporción media del 42,3 %.

## 2.- LATENCIA "PEAK TO PEAK"

El valor medio de la latencia "peak to peak" ha sido de  $8,47 \pm 6,83$  milisec. El valor máximo observado ha sido de 35 milisec.

## 3.- FASES

El número medio de fases por potencial ha sido de 4,95 con una desviación standard de 1,89. En el componente principal, el número medio de fases es de  $4,86 \pm 1,9$ . El valor máximo observado es de 12.

#### 4.- AMPLITUD

El valor medio de la amplitud de los potenciales analizados en este grupo ha sido de  $0,83 \pm 0,3$  milivolts, con un valor extremo de 3,1 milivolts.

#### 5.- RELACION DE AMPLITUDES

El valor medio observado ha sido de  $1/4,5$  y la desviación standard ha sido de  $1/4$ . El valor máximo observado ha sido de  $1/15$ .

#### 6.- DURACION

La duración total media ha sido de 10,25 milisec., con una desviación standard de 7,72 milisec. La cifra máxima observada ha sido de 40 milisec. La duración media del componente principal ha sido de  $4,76 \pm 2,02$  milisec.

#### 7.- "JITTER"

El fenómeno "jitter" ha sido observado en 120 potenciales (60,9 %). En 24 de ellos, dicho fenómeno se observó en el primer componente (20 %), mientras que en los 96 potenciales restantes (80 %) se observó en otros componentes. El valor cuantitativo medio del "jitter" ha sido de  $1,03 \pm 1,16$  milisec. El valor máximo observado ha sido de 7 milisec.

## 8.- BLOQUEOS

El fenómeno del bloqueo ha sido observado en 81 potenciales (41,1 %). En ellos, el componente que realiza el bloqueo se halla ausente por término medio en 2,5 ocasiones de cada 10 registros sucesivos.