

Trabajos originales

El umbral de estimulación endocavitaria. Su relación con la duración del impulso

Drs. BERNARDO B. LOZADA (h), ALEJANDRO DUSSAUT (h), ALFREDO CRESPO y
MARIO D'ANGELO *

RESUMEN

El presente estudio fué diagramado con el fin de determinar la relación entre el umbral de estimulación y la duración del impulso.

En un total de 62 pacientes se efectuaron 555 mediciones correlativas de umbral en voltaje y amperaje, con anchos de pulso variables entre 2.0 y 0.5 milisegundos. Luego se calcularon la resistencia, carga y energía correspondientes a cada determinación.

Tanto la tensión como la corriente umbral se incrementaron al disminuir la duración, conformando una curva de tipo exponencial, que fue utilizada para construir un nomograma.

Del análisis de los resultados se desprende la necesidad de utilizar otro parámetro (como la energía umbral) que permita incluir a la duración del impulso.

Por último, se hacen diversas consideraciones sobre el aumento del umbral en el postimplante, y su relación con el umbral medido en el acto quirúrgico.

Uno de los elementos más importantes a tener en cuenta como parámetro de evaluación de la correcta ubicación de un electrodo estimulador endocavitario es, para los distintos autores y grupos de trabajo, el umbral de estimulación electrosistólica (1, 2).

Sin embargo, pese a su ubicación prioritaria de un esquema ampliamente conocido y aceptado, resulta sorprendente comprobar la gran disparidad de criterios existente. (3, 12).

La mayor parte de las veces, hemos podido comprobar cómo los umbrales se determinan indistinta e indiscriminadamente en tensión (volts) o en corriente (miliamperes), dependiendo quizás únicamente del equipo

con que se cuente en ese momento; y como una variable fundamental (la duración del impulso estimulador) no es tomada en cuenta casi nunca.

Hasta hace poco tiempo, la mayoría de los generadores de pulso se presentaban con características técnicas similares, siendo su ancho de pulso de alrededor de 1 milisegundo, duración ésta también la más común para los marcapasos externos utilizados para medir el umbral. Desde hace unos meses, con la aparición de distintos generadores con diferente duración de impulsos, el problema ha llegado a complicarse notoriamente, ya que pocas veces coincide la duración del impulso utilizado para determinar el umbral con la duración programada del generador a implantar, con su lógica consecuencia = la medición de umbrales falsos.

Es así como hemos visto repetirse con frecuencia inusitada un fenómeno raro años atrás: el de la "elevación del umbral" pocos días después del implante; y no porque sea éste un hecho intrínsecamente nuevo, sino porque, como pretendemos demostrar, actualmente se pone en evidencia con mayor facilidad (13-15).

Con el fin de evaluar la influencia de la duración del impulso utilizado para medir el umbral, en la determinación de los valores obtenidos, se diagramó el presente trabajo. En él se pretende, no sólo aportar soluciones prácticas al problema, sino también definir un parámetro básico y universal para la medición del umbral, que permita comparaciones válidas ante distintas situaciones metodológicas.

* Centro Especializado en Marcapasos, Independencia 947, Buenos Aires.

MATERIAL Y METODOS

En un total de 62 pacientes a los cuales se implantaba un catéter ELA BRA 3060 por primera vez, se efectuaron mediciones de umbral con 5 diferentes duraciones de impulso: 0.5, 0.8, 1, 1.5 y 2 milisegundos, repitiéndose la determinación 3 veces para cada duración, y estableciéndose su promedio.

Los umbrales fueron medidos simultáneamente en valores de tensión y de corriente, sin variar la posición obtenida radiológicamente, y progresando desde niveles supraumbrales hasta la primera falla.

Para ello se utilizó un marcapaso de amplitud, frecuencia y duración variables, con lectura digital instantánea de duración, voltaje y milamperaje, con una forma de onda rectangular (de corriente constante) (Sistema Susi). De esta manera, tales valores, que fueron obtenidos a los 0.25 milisegundos de iniciado el impulso, pueden ser homologados a cualquier punto del mismo.

De estas mediciones fueron seleccionadas 555, correspondientes a 111 determinaciones con las 5 duraciones prefijadas, obtenidas en 37 pacientes, de manera que se ordenaran correlativamente desde 0.1 mA hasta 8mA para 2 milisegundos de duración.

Mediante la aplicación de la Ley de Ohm se calculó la resistencia, partiendo de los valores de tensión y corriente obtenidos.

$$R = \frac{V}{I}$$

La carga transferida al corazón en cada impulso fué calculada en coulombs; siendo esta unidad la cantidad de electricidad transportada por una corriente de 1 ampere en 1 segundo ($Ca = I \times t$). Dado lo pequeño de los valores obtenidos, éstos fueron expresados en microculombios (miliamperes por milisegundo).

La Energía entregada por cada estímulo fue calculada en joules, es decir, la producida por una fuente constante de 1 voltio con una corriente de 1 ampere durante 1 segundo ($E = V \times I \times t$).

Por iguales razones que para el anterior cálculo, estos valores fueron expresados en microjoules, es decir, el producto de voltios por miliamperes por milisegundos.

RESULTADOS

La transcripción de **todos** los resultados excede notoriamente el marco de este trabajo, por su gran extensión; de manera que nos veremos limitados a valores promedio que quedan graficados en diferentes curvas.

1) **Tensión umbral:** en la figura 1 pueden observarse 4 curvas, promedio de una "familia de curvas" de tensión mínima de estimulación, o umbral de estimulación en voltaje, a diferentes duraciones.

Los resultados utilizados para la graficación fueron agrupados de acuerdo a valores de corriente determinados simultáneamente para cada uno de ellos, según las cifras promedio expresadas junto a cada curva. En los cuatro puede observarse igual fenómeno: a menor duración del impulso mayores cifras de tensión mínima necesaria para estimular; esto es, mayor umbral. Cada curva, insistimos, es el promedio de otras 10 secundarias; así, la gráfica inferior, de corriente promedio 0.84 miliamperes, es la resultante de mediciones obtenidas desde 0.1 a 1.0 mA, con las 5 duraciones prefijadas, partiendo desde 2.0 milisegundos. Los valores de tensión que se deducen del gráfico (p. ej. = 0.57 voltios para 0.5 milisegundos con corriente promedio 0.84 mA, en la curva inferior), son también valores promedio, obtenidos de otras 10 mediciones (para el mismo ejemplo, desde 0.34 a 0.78 voltios).

2) **Corriente umbral:** Esta medición fue utilizada como variable inicial, dada la frecuencia con que se determina el umbral en miliamperes en nuestro medio.

En la figura 2 se resumen los resultados, con igual metodología que la descrita más arriba.

Las 37 curvas originales fueron agrupadas en 4 curvas promedio, según valores medios de tensión que se consignan a la derecha de cada una.

Los valores de miliamperaje mínimo de estimulación son progresivamente crecientes en cuanto se acorta la duración del estímulo. Así, puede observarse en la curva inferior, que un umbral de 0.55 mA determinado con 2.0 milisegundos de duración, se transforma en 1.25 mA a 0.5 milisegundos (tensión promedio = 0.4 volts). Ya que en nuestro medio suele expresarse el umbral de estimulación en términos de corrien-

Umbral de estimulación
en Tensión (volts)

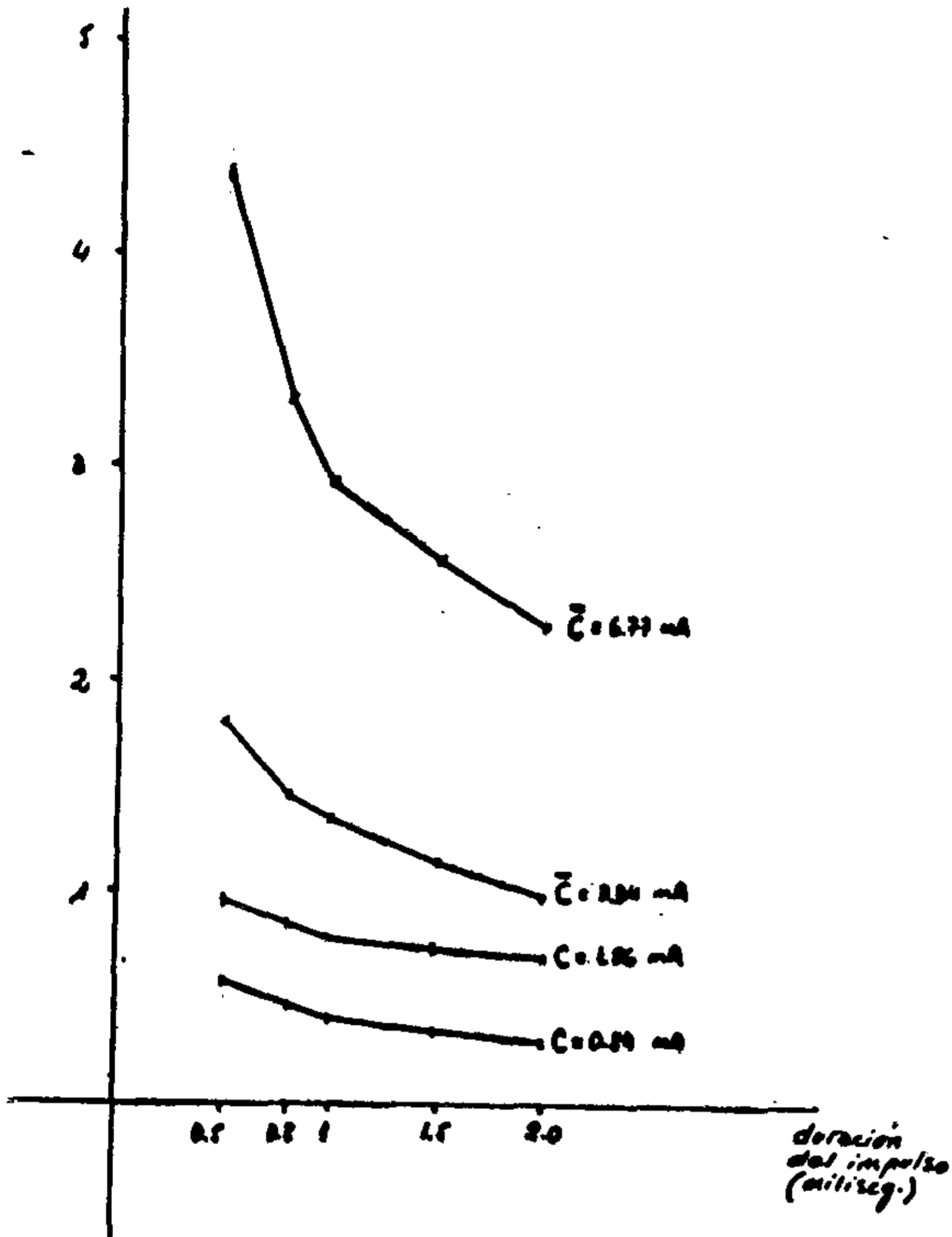


Figura 1: Curvas de tensión umbral versus duración del estímulo empleado.

Umbral de estimulación
en Corriente (miliamparos)

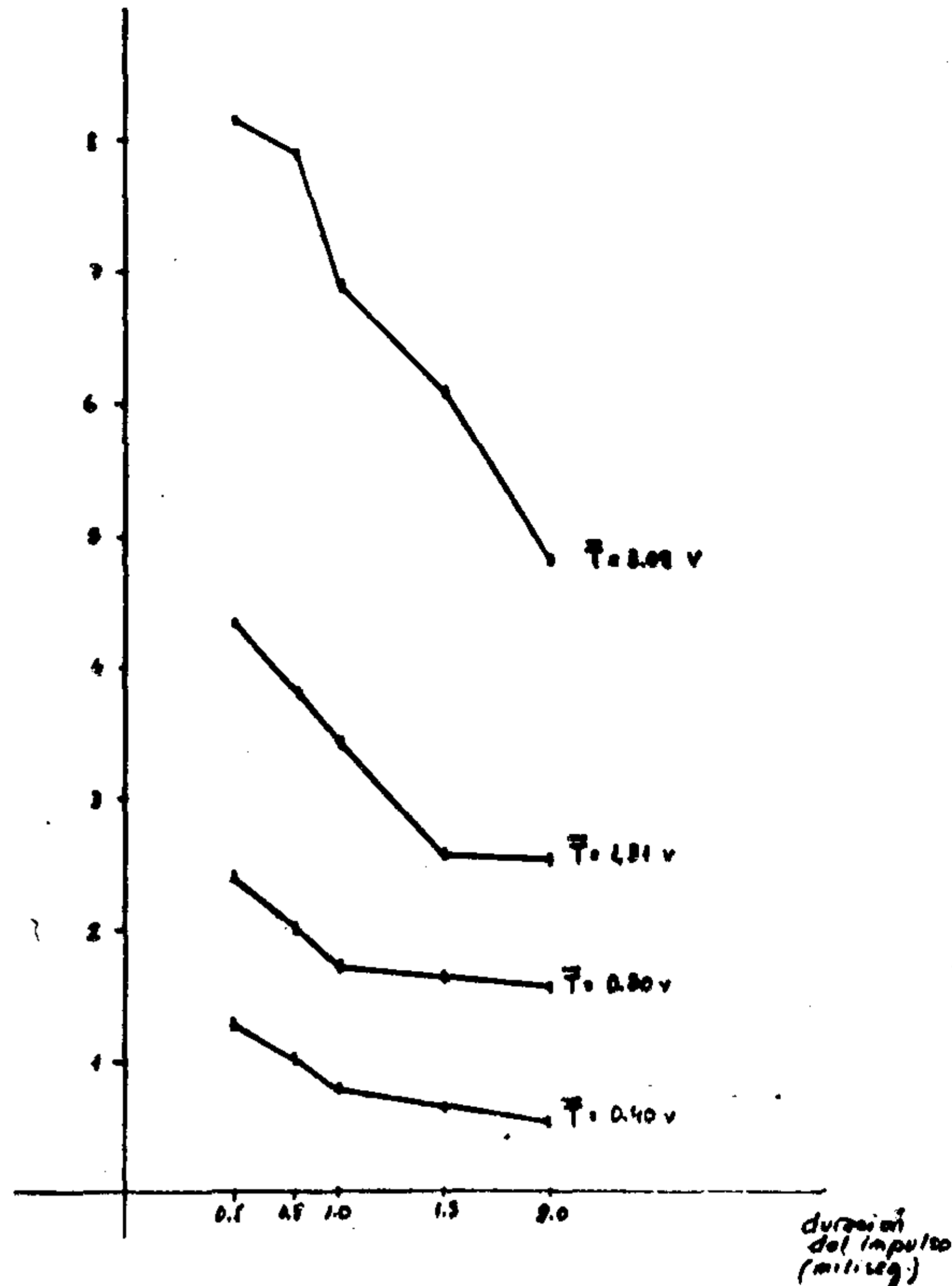


Figura 2: Curvas de corriente umbral en relación a la duración del estímulo. Según se explica en el texto se trata de 4 curvas promedio de otras 37 originales, agrupadas a manera de "familia de curvas".

te umbral, hemos construido una serie de curvas más completa, a manera de nomograma, que utiliza **todos** los valores obtenidos en miliamperes, y no solamente su promedio, y que será desarrollada hacia el final del trabajo.

3) **Resistencia:** Los valores de resistencia óhmica oscilaron entre 300 y 600 ohms en el 99 % de los casos.

Los valores promedio, obtenidos a partir de las tensiones y corrientes medias mencionadas, fueron utilizados para construir 4 curvas, que se ven en la figura 3.

Estas curvas se entrecruzan aleatoriamente manteniéndose en general paralelas, sin que pueda determinarse claramente influencia alguna de las distintas duraciones sobre la resistencia calculada.

Sin embargo, si se determinan previamente intervalos de clase de un tamaño de 50 ohms, agrupando luego estas resistencias según una tabla de frecuencias de aparición sobre aquellos intervalos, y se grafican estos puntos, surge claramente una curva de

tipo gaussiana levemente asimétrica (figura 4), con una media de 424, 35 ohms, una desviación estandar de 49,89 y un error standard de 3,78.

De acuerdo con esta distribución normal, puede estimarse que en el 95 % de los pacientes se determinará un valor que estará comprendido entre 275 y 575 ohms; resistencia ésta que incluye la del electrodo.

4) **Carga eléctrica transferida:** Las gráficas de la figura 5 ejemplifican la fundamental influencia de la duración del impulso en esta medición.

Cada una de las curvas muestra como los mayores umbrales en miliamperes se corresponden con cargas más elevadas en forma lineal, y cómo la duración del impulso modifica la **pendiente** de estas rectas. Así, resulta claro que, para mantener una carga constante, puede tanto reducirse el amperaje al tiempo que se incrementa la duración del estímulo; como, a la inversa, aumentar la corriente en tanto se reduce el ancho de pulso.

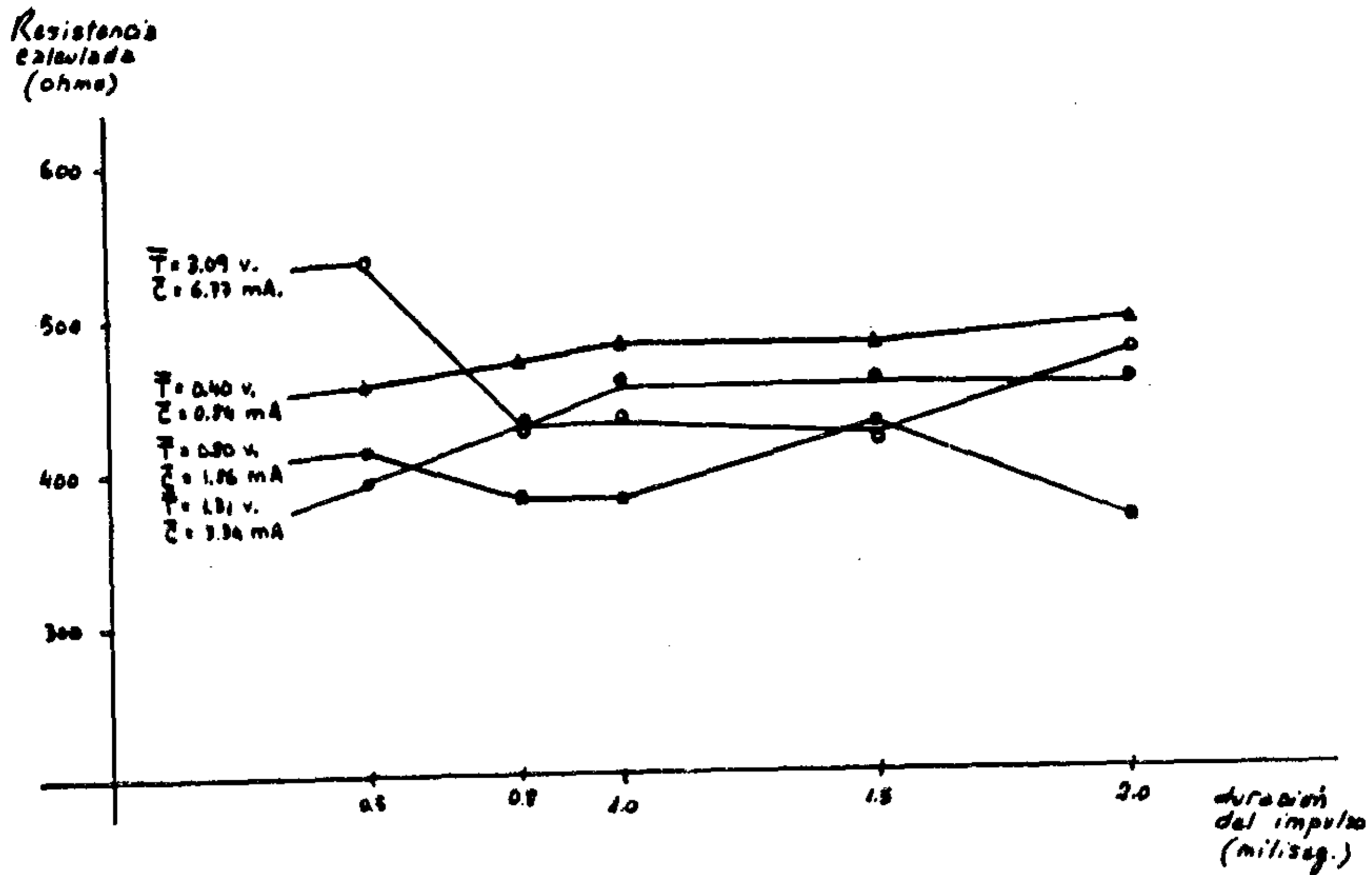


Figura 3: Curvas promedio de resistencia óhmica del electrodo y la interfase según la duración del estímulo.

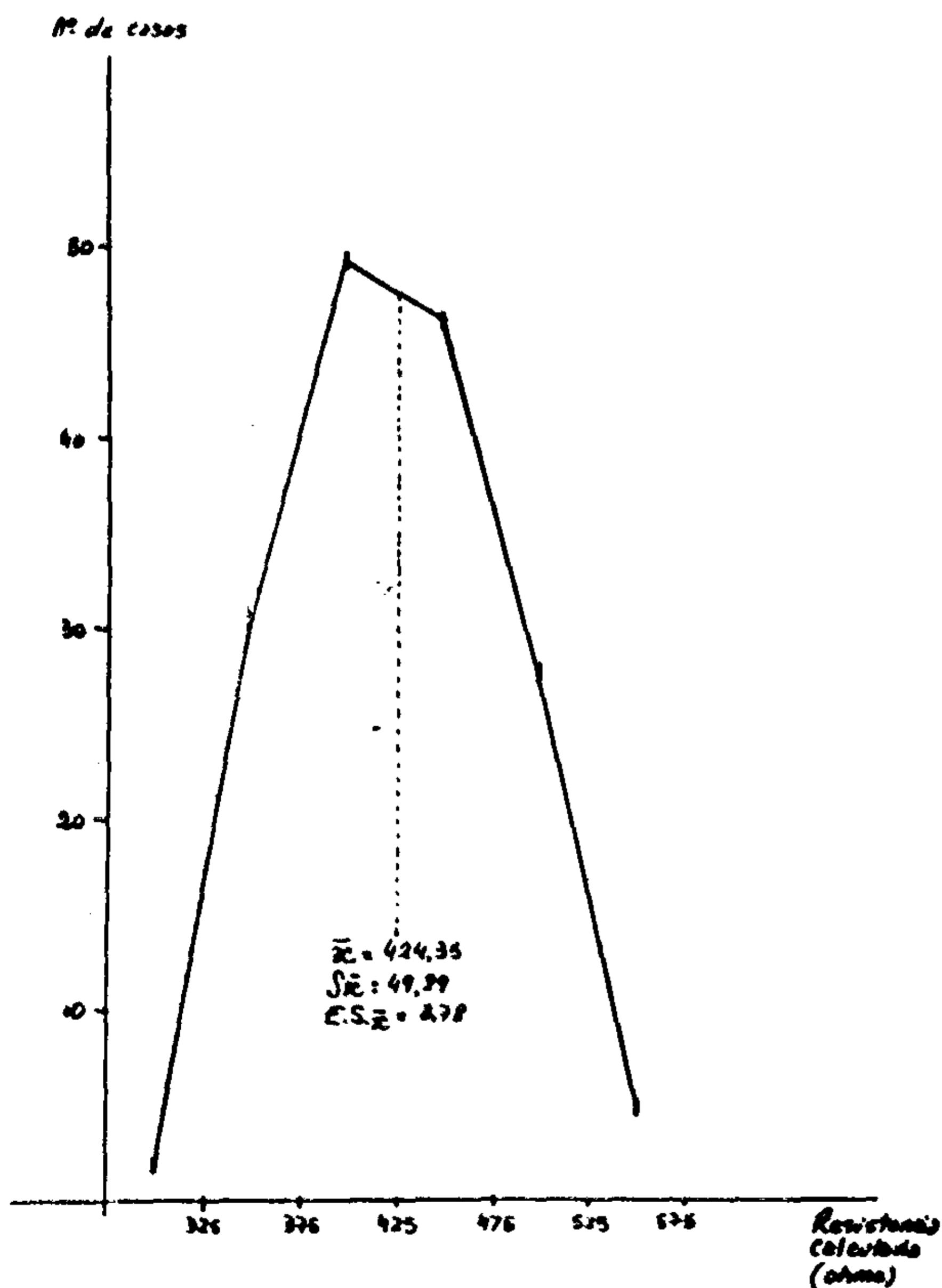


Figura 4: Distribución de frecuencias sobre intervalos de clase de las distintas resistencias calculadas. Curva de tipo gaussiana.

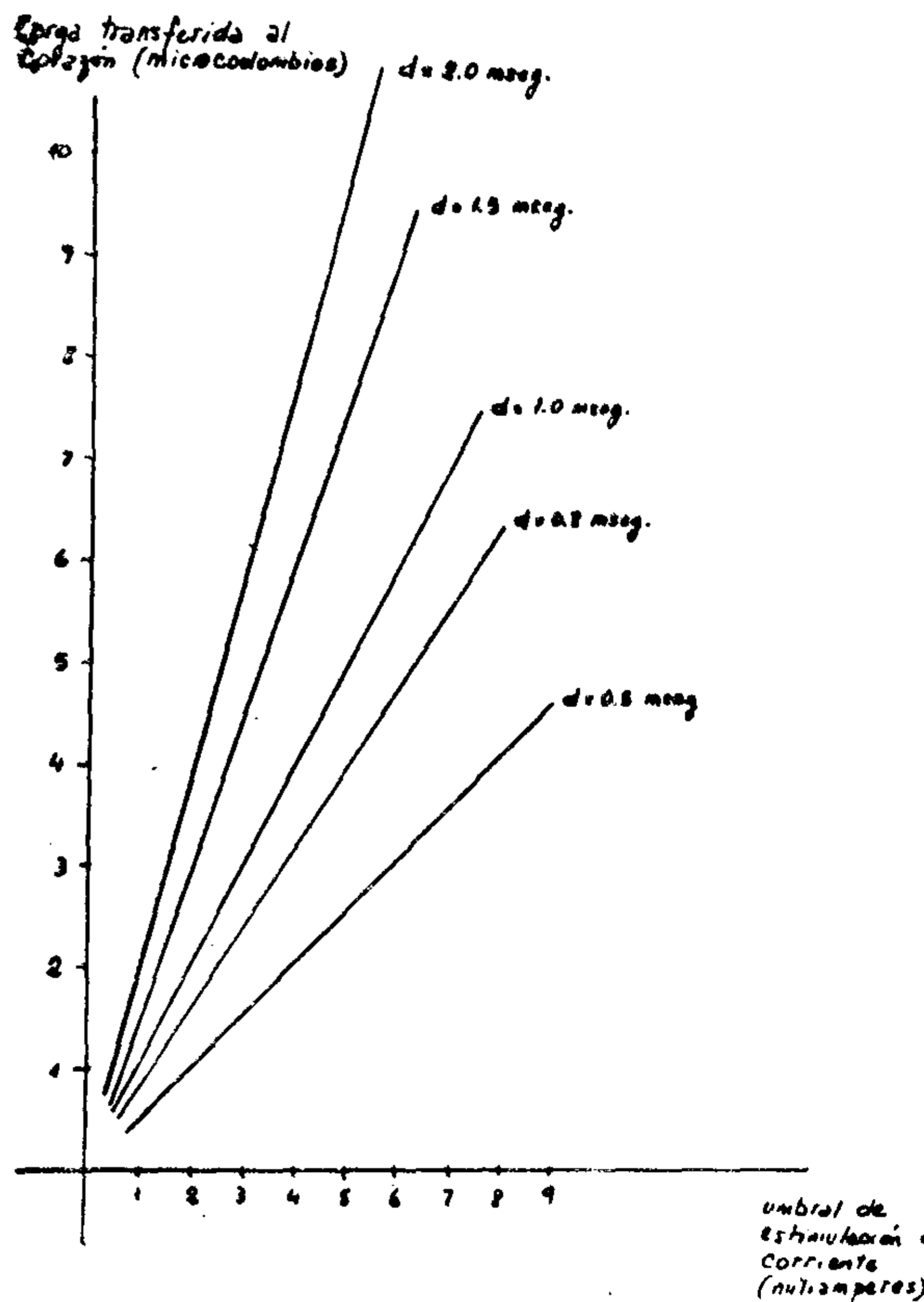


Figura 5: Variaciones de la carga eléctrica transferida al corazón por cada impulso según el miliamperaje y la duración utilizados.

Nº de Casos

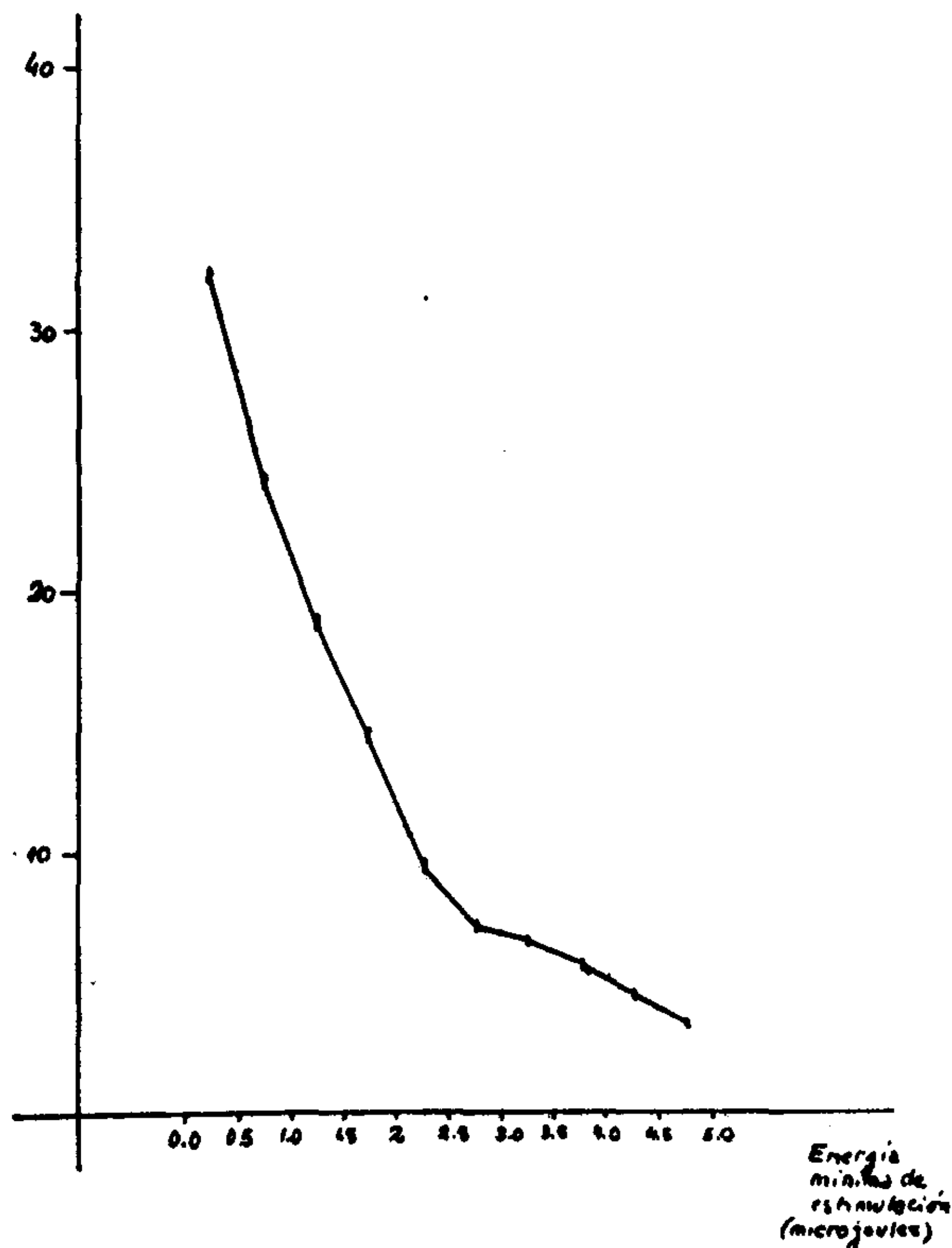


Figura 5: Incidencia según intervalos de clase de la energía umbral calculada a partir de tensión, corriente y duración medidos. Distribución de tipo hemigaussiana.

Es decir, que por ejemplo, una carga de 4 microcoulombios puede obtenerse indistintamente con 8 miliamperes y 0.5 milisegundos, 4 mA y 1 ms., o 2mA y 2 ms.

5) **Energía umbral:** Los valores de energía (calculados y expresados en microjoules) mínima para lograr estimulación (es decir, la energía umbral), se encuentran resumidos en la figura 6. La curva que en ella se ve representa los valores de energía según una distribución de frecuencias, de lo que resulta una curva hemigaussiana.

Los valores obtenidos son en general muy bajos, menores a 2 microjoules, y están directamente influídos por las 3 variables fundamentales; tensión, corriente y tiempo, por lo que representan un valor final y completo del umbral de estimulación, como será discutido más adelante.

De cualquier manera, y aunque no está graficado en la figura mencionada, volvemos a hacer notar que el mismo valor de energía umbral puede obtenerse modificando indistintamente la tensión, corriente o dura-

ción del impulso. Por ejemplo, una energía de 1 microjoules puede entregarse al corazón con una tensión de 1 voltio, una intensidad de 2 miliamperes y una duración de 0,5 milisegundos; o bien con una tensión de 1 voltio, corriente 0.5 miliamperes y duración 2 milisegundos.

Como se ve, las diferencias pueden ser notables, especialmente con referencia a los valores de corriente umbral, si se modifica la duración del impulso.

DISCUSION Y CONCLUSIONES

Del análisis de las curvas de tensión umbral y corriente umbral versus duración, surge claramente que las mediciones por ellas expresadas se incrementan a medida que la duración del estímulo disminuye.

Esta progresión no es lineal, sino aparentemente exponencial, con un importante cambio de pendiente entre 0.8 y 1 milisegundo (figuras 1 y 2). En general, puede decirse que estas curvas se disponen a modo de "familia de curvas", esto es, en forma paralela, con un comportamiento similar. Sin embargo, resulta también evidente que las pendientes de ascenso a partir de 1 milisegundo y hasta 0.5 ms. son mayores para las curvas superiores, que señalan determinaciones de umbral más elevadas.

Este comportamiento del umbral de estimulación, tanto en voltaje como en amperaje, al mismo tiempo que explica la constancia de la resistencia ohmica del sistema de electrodos e interfase, impone la necesidad de algunas reflexiones sobre la naturaleza del mismo.

Ya que la tensión umbral y la corriente umbral son variables que (descartadas las características físico-químicas del electrodo, que en nuestro estudio fue siempre el mismo) expresan una propiedad bioeléctrica de la interfase, es aceptable suponer que serán notoriamente influídas por el tiempo de estimulación (ancho de pulso), ya que cualquier fenómeno biológico debe incluirlo necesariamente. Esto puede suponerse cierto dentro de ciertos límites, puesto que al ser la curva que define tal función, de naturaleza exponencial, es lícito inferir que los valores de tensión o de corriente tienden a hacerse paralelos al eje de abscisas y ordenadas a medida que el tiempo se incre-

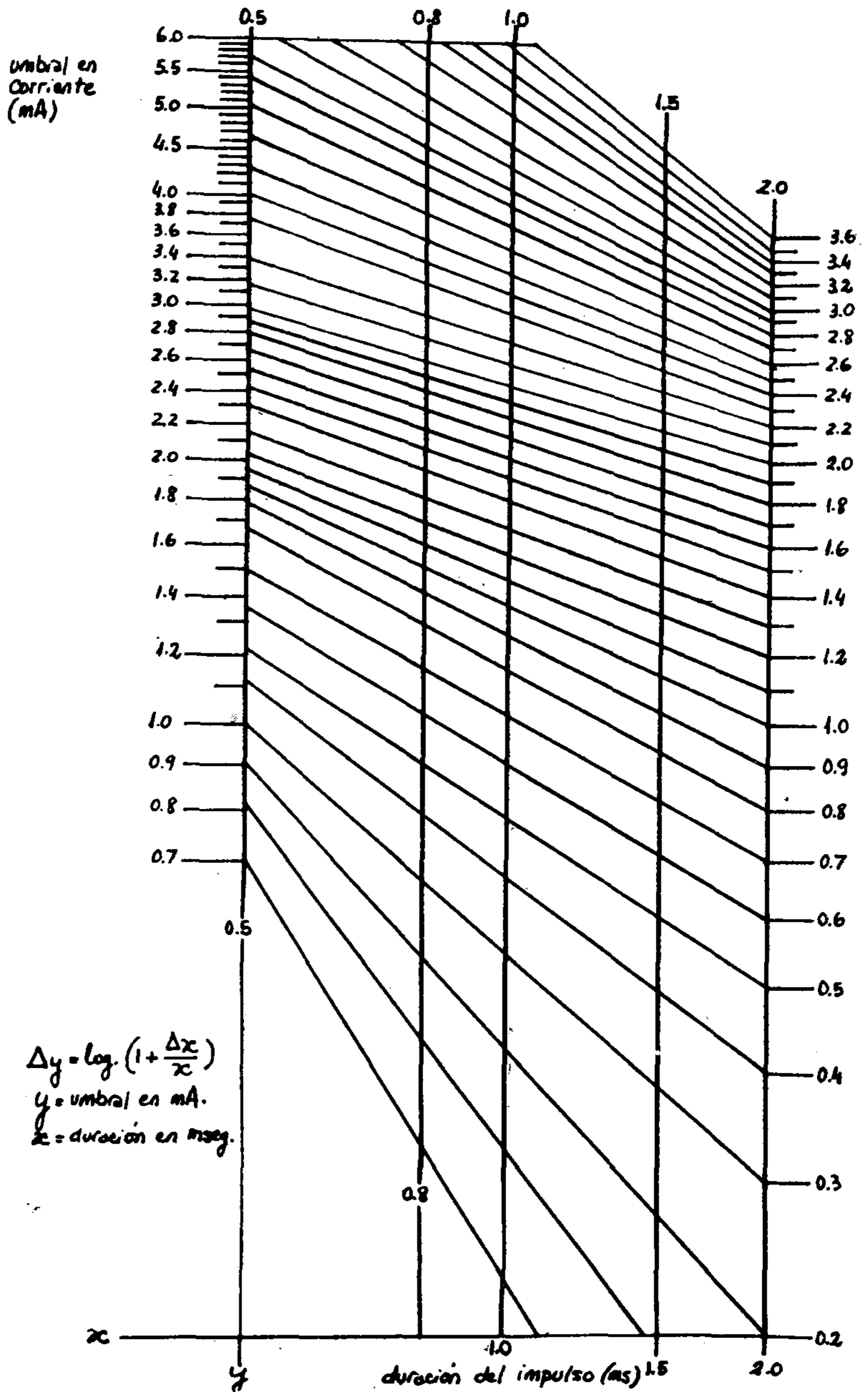


Figura 7: Nomograma de correlación para la determinación del umbral de estimulación a distintas duraciones de impulso (todos los derechos reservados).

mente o se reduzca. Se llega así a determinar una nueva constante = la cronaxia, o mínimo tiempo necesario para estimular con intensidad doble de la umbral, cuando esta intensidad se hace ya invariable a pesar del aumento en la duración del impulso. Puede decirse entonces que no existiría diferencia entre el umbral medido con 10 milisegundos de duración o con 15; como tampoco grandes modificaciones hasta llegar a

1,5 ms. De allí y hasta 0,5 milisegundos se produce el cambio de pendiente de la curva de determinaciones umbrales, hasta que pasado este último valor el asintotismo de la función hace que pequeñas variaciones de duración se traduzcan en muy importantes variaciones del umbral. (16)

Por otra parte, la mayoría, si no todos los generadores de pulso disponibles en la actualidad, están programados dentro de esta

última gama de duración del estímulo (0,5 a 1,5 ms.). (17)

Como la resistencia total (incluida la del electrodo y la de la interfase) es aparentemente invariable para cada individuo en forma instantánea, independientemente de la duración del estímulo, podrá suponerse que puede determinarse el umbral indistintamente, en tensión o en corriente. Esto parece avalado no sólo por el similar comportamiento de las curvas de umbral con una u otra escala, sino también por la distribución gaussiana de los valores de resistencia. Sin embargo, debemos recordar que en nuestro estudio se utilizó siempre el mismo electrodo, con una resistencia propia constante. Si se usaran diferentes catéteres, sería más acertado medir el umbral en tensión (voltios), ya que la medición de corriente estará influida por distintas resistencias, dificultando su comparación en una serie de pacientes, e impidiendo la determinación de límites de seguridad claros.

Por otra parte, resulta importante conocer el tipo de generador a implantar, para utilizar una u otra medición. Un marcapaso de voltaje constante requerirá preferentemente una medición en tensión, mientras que uno de corriente constante o corriente limitada deberá implantarse midiendo la corriente umbral. Por último, puede decirse que es aparentemente más exacta la medición en términos de amperaje por lo que técnicamente el panorama tiende a complicarse y las opiniones de distintos autores a dividirse. (18)

Todo lo antedicho hace que los umbrales medidos habitualmente sean en general falsos, por 2 razones:

1º) Las mediciones de tensión o corriente por separado no definen exactamente la conductividad ni la resistencia de la interfase, que es lo que permanece invariable para cada paciente y para cada ubicación del electrodo.

2) La duración del estímulo del marcapaso transitorio pocas veces coincide con la del definitivo a implantar, por lo que, aún cuando se determine siempre el umbral con igual método, las falacias pueden ser notables; más aún cuando no sólo se implantan generadores con diferente ancho de pulso, sino cuando se obtiene el umbral con varios marcapasos externos de diferente programa-

ción. Vease, sino, el siguiente ejemplo, extraído de nuestros resultados: un umbral medido con marcapasos Medtronic 5880, de 2 milisegundos de ancho de pulso, puede ser de 0,9 mA. Al implantarse un generador Stanium 58, de 0,5 ms. de duración de impulso, el umbral real se transforma automáticamente en 2 mA.

Es así que, buscando un valor, que, al tener en cuenta todos los factores, representará el umbral "básico", calculamos la carga transferida. Esta determinación (corriente por tiempo) presenta las mismas objeciones que el amperaje, ya que de él depende en gran medida. La influencia del tiempo, según se desprende de la figura 5, permite, sin embargo, hacer algunas consideraciones que han sido parcialmente expuestas en el capítulo de resultados, pero que fundamentalmente pueden resumirse diciendo que lo que permanecerá constante es la carga mínima necesaria para estimular o carga umbral, lo que implica el aumento de la corriente ante la disminución de la duración y viceversa.

Este concepto puede extenderse también en relación a la frecuencia de estimulación, y, en consecuencia, al presunto desgaste del generador (19).

Es aparentemente otra medición, la energía umbral, la que parece más adecuada para determinar la correcta ubicación del electrodo y el funcionamiento del sistema en el futuro, ya que se tiene en cuenta para su cálculo las 3 variables fundamentales: corriente, tensión y duración.

De esta manera, la constancia de las mediciones de tensión y corriente, que definen la resistencia de cada individuo, de cada electrodo y de cada ubicación del mismo, se vería modificada por la duración del estímulo, llegándose a un valor "real" del umbral en término de energía, que puede aplicarse a cualquier generador, sean cuales sean sus características. Sin embargo, hemos expresado real entre comillas, porque existen 2 elementos que distorsionan, incluso, esta medición:

1) la resistencia del electrodo, que puede ser variable según el modelo utilizado. Ello podría obviarse conociendo este valor y restándolo de la resistencia medida, para luego recalcular la corriente en base a la resistencia resultante; y

2º) el hecho de que, en realidad, el marcapasos trabaja contra una carga externa que debe definirse como **impedancia** y no como resistencia, ya que es un sistema de corriente alterna, con todos los fenómenos que ello supone (polarización, etc.), y que esta variable es sumamente difícil de determinar con nuestros métodos de trabajo (20).

De cualquier manera, y con muy pequeños errores, puede decirse que el umbral en términos de energía representa el valor más adecuado para ser utilizado, por lo que proponemos su uso más frecuente.

En nuestro estudio, pudo determinarse que más del 75 % de los pacientes presentan energías umbrales inferiores a los 2,5 microjoules, ya que la mayoría de los generadores entregan entre 25 y 50 microjoules (5 V., 10 mA. y 0,5 a 1 ms.), este límite deja un importante margen de seguridad, aunque deba tenerse presente que un incremento relativamente pequeño de la corriente o la tensión se traduce en un aumento importante de la energía umbral, ya que esta última se incrementa según el cuadrado de la intensidad, manteniendo la duración constante ($E = I^2 R.t.$).

Un ejemplo puede ilustrar mejor este concepto: un umbral medido en 2 microjoules (1 voltio, 2 miliamperes y 1 milisegundo) puede transformarse en 18 microjoules (es decir, incrementarse 9 veces), con solo modificarse el voltaje umbral a 3 v. y la corriente a 6 milamperes (en ambos casos, $R = 500$ ohms), lo que puede producirse perfectamente con la reacción inflamatoria post-implante en la primera semana.

Reconociendo las dificultades que plantea no sólo la medición del umbral en términos de energía, sino también el manejo conceptual de este parámetro, al que no estamos habituados, hemos ideado un nomograma que relaciona la medición más frecuentemente utilizada (corriente umbral con la variable de mayor peso (duración del estímulo). (Figura 7).

Dicho gráfico ha sido construido sobre escala logarítmica, teniendo en cuenta la naturaleza exponencial de las curvas representadas, por lo que la función que la define es la siguiente:

$$\Delta y = \log. \left(1 + \frac{\Delta x}{x} \right) \quad (21), \text{ donde } =$$

Δy = variación experimentada por el umbral medido en corriente ante la variación de duración (diferencia de corriente umbral entre 2 puntos de la recta).

Δx = variación de la duración del estímulo o diferencia entre las duraciones de 2 estímulos utilizados para definir la recta.

x = duración del estímulo utilizado inicialmente.

Así, por ejemplo, si se quisiera conocer el umbral para 0.5 milisegundos (Medtronic 5944 - Stanium SB) si éste ha sido medido con 2 milisegundos (con un marcapaso externo Medtronic 5880, p. ej.), debería calcularse:

$$y = \log. \left(1 + \frac{2-0,5}{2} \right), \text{ y este valor adicio-}$$

narse al umbral obtenido a 2 milisegundos.

Todas las intersecciones entre las líneas verticales que marcan duraciones de impulso) y las oblicuas (que definen la función umbral) son mediciones **reales** y no calculadas, pero las curvas han sido "suavizadas", ubicando dentro del rango de error de cada medición, el punto que permita el trazado de una línea recta.

Mediante la utilización de este nomograma puede determinarse rápidamente el umbral que corresponde al generador a implantarse, partiendo del umbral medido con el marcapasos externo.

Se busca entonces la intersección entre la duración utilizada en la medición externa y el umbral obtenido, y desde allí se traza una recta paralela a las graficadas, hasta alcanzar la intersección de la misma con la duración del marcapasos a implantar = en este punto puede leerse el umbral correspondiente con un error $\pm 0,1$ mA.

Así, un umbral determinado a 2 milisegundos, de 0,7 miliamperes, corresponde a 1,5 miliamperes para 0.5 milisegundos, con valores intermedios a 0,8, y 1,5 milisegundos.

Sobre este nomograma puede ubicarse una "zona de seguridad", que no ha sido graficada en salvaguarda de la sencillez del esquema, pero que puede definirse por debajo de la recta que va desde 0.7 mA con 2 ms. a 1.5 mA con 0.5 ms., zona en la cual cualquier medición es aceptable, una zona intermedia (entre la recta anterior y la definida por los puntos 1.2 mA/2 milisegundos y 2 mA/0.5

milisegundos), la separa de la zona francamente inaceptable, por encima de estos últimos valores.

Estos límites han sido trazados de acuerdo a nuestra experiencia anterior y a la luz de lo discutido líneas arriba. El área de seguridad mencionada es la que corresponde a valores de energía umbral menores a 0,40 microjoules. Un margen de incremento predecible podría asumirse hasta llegar a 4 microjoules, quedando así una diferencia apreciable hasta alcanzar los 25 microjoules que suele entregar un generador. Por otra parte, las energías umbrales entre 0,40 y 1,20 microjoules se disponen en la zona que llamamos intermedia. Una elevación 10 veces por encima de estos valores no llegaría a hacer peligrar la estimulación (se alcanzaría un máximo de 12 microjoules) pero podría modificar substancialmente el comportamiento del generador en el futuro.

Por supuesto, la zona peligrosa es inaceptable, se define con energías umbrales que superan los 1,20 microjoules, y que, por lo tanto, pueden alcanzar cifras de 12 y más en el postimplante inmediato, pudiendo comprometerse la respuesta al estímulo.

Teniendo en cuenta todo lo expresado anteriormente, expondremos aquí el procedimiento seguido por nuestro equipo en la determinación de la correcta ubicación del electrodo con referencia al umbral de estimulación:

1º) determinación de la tensión umbral y corriente umbral en forma simultánea con duración del estímulo prefijada, igual a la del marcapaso a implantar.

2º) cálculo de la energía umbral.

3º) cálculo de la resistencia.

4º) control del generador contra esta resistencia medida, la cual se "simula" en una caja de resistencias variables, obteniendo así:

— voltaje

— amperaje

— duración del estímulo

bajo estas condiciones particulares.

5º) cálculo de la energía entregada por el generador según los parámetros antes medidos.

6º) determinación de la relación de seguridad existente entre la energía umbral, con su potencial incremento posterior, y la energía entregada por el generador en las condiciones **reales** de funcionamiento.

Aún cuando no se calcule la energía umbral, y no se controle el generador a implantar, por carecer de los medios adecuados, podrían estimarse todas estas variables asumiendo 500 ohms de resistencia promedio (424,35 en nuestra serie), conociendo las duraciones respectivas de los generadores en juego, y, por supuesto, determinando los respectivos umbrales en corriente según el nomograma presentado. La utilización de la fórmula $E = I^2.R.t$ permitirá establecer el margen de seguridad existente, en términos de energía.

Algunas consideraciones pueden hacerse sobre el incremento del umbral en el postimplante, con ulterior falta de respuesta miocárdica. En la mayoría de los casos, se trata del aumento de umbral que siempre se produce en la primera semana, dependiendo de la sección del electrodo y la capacidad reactiva del endocardio (22), solo que ahora, con la generalización de falsas mediciones de umbral, parece haber aumentado su frecuencia.

Un umbral de 1,5 mA, que una época considerábamos aceptable, puede verse en un paciente que al 3er. o 4º día pierde respuesta ante el estímulo.

Si la batería entrega 10 mA, según el fabricante ¿cómo es posible que ocurra este fenómeno? Ni aún el normal incremento hasta 4.5 mA podría explicarlo.

Sin embargo, si el umbral antedicho ha sido medido con un marcapasos externo de 2 milisegundos, como es habitual, y el generador implantado tiene 0.5 milisegundos de ancho de pulso, la medición resulta totalmente falsa, en tanto y cuanto la real se aproxima a los 2,5 miliamperes. Si consideramos, ahora sí el aumento del umbral producido por reacción tisular, llegamos a 7.5 miliamperes.

Sí, por fin, nos atenemos al hecho de que el miliamperaje indicado por el fabricante para el generador está calculado **para 500 ohms de resistencia**, y ésta muchas veces es diferente en las condiciones reales de funcionamiento (sin tener en cuenta la impedancia), podríamos explicar fácilmente la falta de respuesta.

En nuestro ejemplo, si la tensión umbral fuera 1.5 voltios y la resistencia 600 ohms, la corriente realmente entregada por ese generador oscilaría alrededor de 8 mA. De manera que, una aparente gran diferencia

entre 1.5 mA de umbral erróneamente medido y 10 mA teóricos de corriente entregada se transforman en el escaso margen entre **7.5 miliamperes reales postimplante y 8 miliamperes verdaderamente entregados** por el generador, lo que con facilidad explica las fallas de estimulación ante las variaciones diarias (y fisiológicas) del umbral.

De haberse utilizado como medición la energía umbral, ésta habrá sido inicialmente de 1,8 microjoules $(2,5\text{mA})^2 \cdot 600 \text{ ohms} \cdot 0,5 \text{ milisegundos}$), considerada como inaceptable.

Esta variación del umbral luego del implante, responde, como ha sido dicho, a la capacidad reactiva del endocardio y a la sección del electrodo estimulador, por lo que no deberían utilizarse catéteres gruesos y con electrodos terminales de gran superficie y baja densidad de corriente para generadores de ancho de pulso reducido.

Por último, y a la luz de todas estas consideraciones, parecería correcto decir que la duración ideal del ancho de pulso (desde el punto de vista del umbral) para un generador implantable, sería del orden de los 0.8 a 1 milisegundos, habida cuenta de que en este rango es donde se producen los cambios de pendiente de las curvas citadas. Una duración menor, si bien prolonga la vida del generador (23), lo hace en virtud de la disminución de la energía entregada (no más de 25 microjoules) en cada pulso, lo que, por contrapartida, reduce notoriamente el margen de seguridad con respecto a la energía umbral, provocando importantes dificultades en el logro de una ubicación adecuada del electrodo por parte del cirujano, lo que puede resultar insalvable en el caso del cambio de generador. Por otro lado, una duración mayor de 1 milisegundo no aporta demasiadas ventajas, ya que, como puede verse en las figuras 1 y 2, a partir de este punto las curvas comienzan a hacerse paralelas al eje horizontal, denunciando la escasa variación del umbral ante duraciones más prolongadas.

SUMMARY

ENDOCAVITARY STIMULATION THRESHOLDS. ITS RELATION WITH PULSE DURATION

In order to get a relation between threshold and pulse duration, the present study was performed. 555 correlative voltage threshold

and current threshold measurements were done in 62 patients, using variables stimuli from 0.5 to 2 miliseconds width.

Resistance, electric charge and energy were calculated for each measurement.

Both voltage and current threshold increases while the spike width becomes shorter, making a logarithmic function, which was used to design a nomogram.

From results analysis can be remarked the usefulness of energy threshold.

At last, a discussion of long term threshold rises and its relation with initial threshold value is done.

BIBLIOGRAFIA

- Colombi, Guy Feune de; Dussaut (h), A.; Lozada (h), B.: Marcapasos implantables. Observaciones sobre 426 pacientes. Academia Argentina de Cirugía, Buenos Aires, agosto 1972.
- Dussaut (h), A.; Lozada (h), B. y Dussaut, J.: Nuevos conceptos en el control y seguimiento a largo plazo de los pacientes con marcapaso. La "enfermedad del marcapaso". Soc. Arg. de Angiología, Buenos Aires, octubre 1974.
- Davies, J. G. y Sowton, E. G.: Electrical threshold of the human heart. Brit. Heart. J., 28: 231, 1966.
- Preston, J. A. y Judge, R. D.: Alteration of pacemaker threshold by drugs and physiological factors. Ann. N. Y. Acad. Sci., 167: 686, 1969.
- Preston, T. A.; Fletcher, R. D.; Luccesi, B. R.; Judge, R. D. y Arbor, A.: "Changes in myocardial threshold. Physiologic and pharmacologic factors in patients with implanted pacemakers. Am. Heart J., 74: 235, 1967.
- Davies, J. G.: Threshold measurements in pacemaking. Proc. Conf. Res. Card. Pacing, 197, Larcet 583, 1959.
- Dekker, E.; Büller, J. y Erven, F. A. van: Unipolar and bipolar stimulation threshold of the human myocardium with chronically implanted pacemaker electrodes. Am. Heart J., 71: 671, 1966.
- Nash, D. T.: Threshold of Cardiac Stimulation: "Acute studies". Ann. N. Y. Ac. Sci., 111: 877, 1964.
- Preston, T. A.; Judge, R. D.; Lucchesi, B. R.; Bowers, D. L.: Myocardial threshold and impedance in complete heartblock. Method for assessing pacemaker function and malfunction. Circulation, 32: 173, 1965.
- Thalen, H. J. Th. y Berg, J. W. van den: Threshold measurement and electrodes of the cardiac pacemakers. Acta Physiol. Pharm. Nocol., 14, 227, 1967.
- Batlle, F. F. y Bertolasi, C. A.: Cardiopatía isquémica. Buenos Aires, Argentina, 1974. Intermédica Editores, pág. 314.
- Westerholm, C. J.: Threshold studies in transvenous cardiac pacemaker treatment. Scand. J. Thor. and Cardio. Surg., Supplementum 8, 1971.
- Camerini, F.; Giardelli, L.; Silvestri, F.; Pivotti, F.; Baldi, N. y Medugno, G.: Variaciones de umbral y anatómo-patológicas en la estimulación endocárdica permanente. VII Congreso Mundial de Cardiología, Buenos Aires, Argentina, 1974.

15. Bertolasi, G. A.; Justich, P. G.; Pisani, N. y Colombi, G. F. de: *Las arritmias cardíacas. Su tratamiento por métodos electrónicos.* Buenos Aires, Argentina, 1965. Ed. Vergara, págs. 97 y 102.
16. Thalen, R. J. Th.; Berg, J. W. van den; Heide, J. N.; Homan Vander y Niveeen, J.: *The artificial cardiac pacemaker.* Holanda, 1970. Royal Van Corcum Editores, 2 edición, págs. 129-133.
17. *Cardiac Pacing - Proceedings of the 4th International Symposium.* Cröningen, Holanda, 1974.
18. Lozada (h), B.; Colombi, G. F. de y Dussaut (h), A.: *El bloqueo cardíaco de origen chagásico tratado con la implantación de marcaasos.* X Congreso Argentina de Cardiología, Mar del Plata, 1973.
19. Trabucco, H. D.; Eserequis, M.; Posse, R. A.; De Pedro, F. L.; Martín, J.; Andersen, E. y Mazzanti, G.: *Importancia de la carga eléctrica transferida al corazón por los marcapasos.* Rev. Arg. Cardiología, 47: 321, 1974.
20. Thalen, M. J. Th.; Berg, J. W. van den; Heide, J. N.; Honan, van der; y Niveeen, J.: *Op. Cit.*, págs. 181-191.
21. Hövel, J.: *Tabla de logaritmos a cinco decimales.* La Plata, Argentina, 1962. Ed. C. Calomino, págs. 21-15.
22. Lagergren, H. y Wesperholm, C. J.: *Electrodes for cardiac pacing, 4th International Symposium of Cardiac Pacing.* Cröningen, Holanda, 1974.
23. Furman, S.; Garvey, J. y Hurzeler, Ph.: *Pulse duration variation and electrode size as factors in pacemaker leneevity.* The J. of Thoracic and Card. Surgery, 69, 382, 1975.

Señores

Revista Argentina de Cardiología

Azcuénaga 980 - T.E.83-9480

Adjunto cheque-giro postal sobre Buenos Aires, para que me suscriban por el año 1976 a la Revista Argentina de Cardiología.

Nombre

Dirección F. C.

Localidad Provincia

.....
Firma