

Gavilán, C. y Sanjuán, J.: Acta O.R.L. Iber-Amer, XIII, 1: 26-53, 1962.

612.79

FACULTAD DE MEDICINA DE VALLADOLID
CATEDRA DE OTORRINOLARINGOLOGIA: Dr. C. GAVILAN

ACERCA DE LA RESISTENCIA ELECTRICA DE LA PIEL HUMANA

Técnica previa a todo estudio electrobiológico

Dres. CESAR GAVILAN y JULIO SANJUAN

(Valladolid)

(Madrid)

Toda actividad orgánica voluntaria o involuntaria va precedida y seguida inmediatamente de una variación de potencial eléctrico, comprobable y medible siempre que se disponga de los medios adecuados a cada caso, teniendo en cuenta, principalmente, las características del fenómeno, tales como frecuencia, intensidad y tensión.

Es posible, según esto, captar y transportar a una gráfica, a una pantalla de rayos catódicos o a cualquier otro sistema o mecanismo, la actividad de un nervio sin distinción de ninguna clase, la actividad de un músculo y su estímulo, tan frecuente hoy día en el caso del músculo cardíaco (electrocardiografía), la actividad de la corteza cerebral (electroencefalografía), la actividad de un órgano sensorial, tal como el oído (potencial coclear) o, finalmente, la variación de un potencial a las distintas posiciones de los elementos entre los que se manifiesta, en el caso de la electronistagmografía.

Recibido en la Redacción el 21-X-61.

Trabajo realizado con la beca concedida por la Fundación «Juan March» para el año 1961.

En unos casos podremos tomar o recoger el potencial objeto de estudio directamente del tejido productor o conductor del fenómeno, caso frecuentísimo en la experimentación animal; pero esto no suele ocurrir cuando se trata del hombre. Se puede decir que, salvo raras y contadas excepciones, cuando deseamos medir o controlar la actividad de algún sector de la economía hemos de hacerlo de una manera indirecta, es decir, basándonos en el hecho de que todo potencial eléctrico se propaga en el medio en que se desarrolla, de una forma más o menos concéntrica, según la capacidad conductora de los tejidos circundantes y forma especial de las estructuras.

Todo esto trae como consecuencia inmediata el hecho siguiente: Si deseamos registrar un fenómeno electrobilógico de una forma incruenta, caso más frecuente en la clínica, forzosamente deberemos situar dos electrodos en dos lugares distintos del organismo, de tal forma que entre ambos exista una diferencia de potencial máxima debida al fenómeno en estudio, y si, como decimos, ha de ser incruenta la maniobra, los electrodos deberán tomar contacto con una superficie epitelial, llegando así al núcleo de la cuestión. La resistencia que ofrece el seno de los tejidos al paso de la corriente es mínima si la comparamos con la que opone una delgada capa de epitelio plano poliestratificado. Igualmente existe una gran diferencia, si bien no tan acusada, entre la resistencia de este último tejido y la de una capa de epitelio cilíndrico.

Una breve ojeada al problema nos lleva de la mano a considerar la importancia que puede tener el disminuir en lo posible la resistencia que opone la piel al paso de corrientes eléctricas, cuando éstas, merced a su débil tensión, se han de medir en microvoltios y han de ser, por lo tanto, convenientemente amplificadas con todas las consecuencias que una fuerte amplificación lleva consigo. Esta cuestión adquiere, por lo tanto, carta de primera categoría cuando se trata de fenómenos cuyas tensiones se miden en microvoltios: electroencefalografía, electronistagmografía, electrococcleometría.

Pensando en este problema que nos atañe muy de cerca en dos de las técnicas últimamente mencionadas, hemos realizado un estudio de la resistencia óhmica de la piel humana, tratando de reducir ésta al mínimo posible sin utilizar para ello ningún medio cruento. Este trabajo nos servirá, pues, de base en

ulteriores investigaciones, cuando se trate de una técnica de aplicación de electrodos cutáneos.

MATERIAL

Podemos resumir el material empleado en el presente trabajo de la siguiente forma:

- 1.º Objeto de estudio: epidermis humana.
- 2.º Unidad de medida: óhmetro.
- 3.º Substancias para rebajar la resistencia: disolventes, detergentes y conductores.
- 4.º Electrodos utilizados.

Analizaremos uno a uno cada apartado, haciendo hincapié en los puntos más importantes para la fácil comprensión del mismo.

1.º Hemos estudiado la resistencia eléctrica de la piel en el hombre y sus variaciones frente a una serie de productos que luego analizaremos. Para ello hemos trabajado preferentemente sobre dos zonas del organismo: *a*) la piel del antebrazo y de la mano, y *b*) la piel del conducto auditivo externo y de la membrana timpánica.

2.º Como unidad de medida nos hemos servido de un polímetro electrónico, con funciones también de voltímetro a válvula, modelo «VT-2», del Laboratorio de Metrología Electrónica, trabajando con él en su función de óhmetro. Este polímetro electrónico, en la posición mencionada, trabaja con una fuente de corriente continua que le suministra una pila seca de 1,5 v, lo cual tiene importancia, como veremos más adelante en el capítulo de discusiones, por los posibles errores que puede introducir.

3.º El punto crucial del trabajo lo constituyen las substancias que hemos probado con el fin directo de disminuir la resistencia óhmica de la piel. Pensando en la resistencia cutánea de la membrana timpánica y del conducto auditivo externo, objetivo de gran interés para nuestras investigaciones sobre potenciales microfónicos cocleares, hemos realizado un estudio previo sobre una serie de disolventes, con el fin de comprobar su acción sobre el cerumen acumulado en mayor o menor cantidad sobre estas estructuras. Hay que tener en cuenta que tiene tanto valor la delicada y tenue capa ceruminosa que reviste

habitualmente el conducto auditivo externo, como la masa más o menos voluminosa que se puede lavar y limpiar fácilmente con una sencilla maniobra.

Con este fin hemos rogado a la Srta. FELISA ALONSO, doctor en Ciencias Químicas y profesor adjunto de la Cátedra de Química Orgánica de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Valladolid, nos hiciera un estudio de los disolventes más al alcance del médico, en cuanto a su poder sobre el cerumen humano, para la cual se han seguido los siguientes pasos:

I) El cerumen es parcialmente soluble en agua, tanto en frío como en caliente, y la solución parcial resultante es de carácter neutro.

II) Se ha probado la acción de un ácido —ácido clorhídrico diluido— y de un álcali —hidróxido sódico diluido—. En el primero era insoluble totalmente; en el segundo, parcialmente soluble, lo que indica que el producto tiene carácter ácido.

III) A continuación se probaron los siguientes disolventes:

- 1.º Alcohol de 96° (p. e.=78°). Poco soluble.
- 2.º Alcohol absoluto (p. e.=78°). Ligeramente soluble.
- 3.º Metanol (p. e.=64°). Ligeramente soluble, más que en el alcohol absoluto.
- 4.º Etilenglicol (p. e.=197°). Ligeramente soluble, menos que en alcohol y metanol.
- 5.º Acetona (p. e.=56°). Insoluble.
- 6.º Eter (p. e.=36°). Insoluble.
- 7.º Acetato de etilo (p. e.=78°). Parcialmente soluble.
- 8.º Cloroacetato de etilo (p. e.=144°). Muy poco soluble.
- 9.º Eter de petróleo (p. e.=60-80°). Parcialmente soluble.
- 10.º Eter de petróleo (p. e.=80-100°). Parcialmente soluble.
- 11.º Keroseno (p. e.=200-300°). Ligeramente soluble.
- 12.º Benceno (p. e.=80°). Muy poco soluble en frío y parcialmente soluble en caliente.
- 13.º Tolueno (p. e.=110°). Ligeramente soluble.
- 14.º Xileno (p. e.=144°). Ligeramente soluble.
- 15.º Cloroformo (p. e.=61°). Soluble.
- 16.º Tetracloruro de carbono (p. e.=76°). Muy ligeramente soluble.
- 17.º Sulfuro de carbono (p. e.=50°). Parcialmente soluble, parece que hay reacción de desprendimiento gaseoso.

Sin entrar en detalles, se ve claramente que el mejor disolvente del cerumen, entre los 17 productos probados, es el cloroformo.

Al mismo tiempo que los mencionados disolventes hemos estudiado detenidamente otros productos, que podríamos englobar bajo dos denominaciones diferentes: a) detergentes y b) conductores.

En el primer grupo, detergentes, incluimos una serie de productos de uso corriente en el mercado nacional. Han sido consultadas las casas productoras de dichos detergentes con el fin de obtener una orientación química de sus composiciones, y transcribimos el informe directo que de ellas hemos recibido:

1.º «Solución acuosa de una sal sódica del alcohol láurico sulfatado, convenientemente estabilizada para lograr su máximo poder detergente y espumante» Este producto se conoce en el mercado nacional bajo el nombre de «Mistol», y que denominaremos a lo largo del trabajo por su inicial (M). Dicho producto se ha utilizado en su concentración comercial, conocida por ese nombre (M); diluido al 50% en agua (M. D.) y en su forma concentrada (S. M.).

2.º «Solución hidroalcohólica de tetrapropilen-bencén-sulfonato sódico, alquilfenol polioxietilenado y pequeñas cantidades de sales amónicas de otros tensoactivos aniónicos y productos auxiliares con un contenido total de 31 % de materia activa y con un pH comprendido entre 5,8 y 6,5.» Se conoce en el mercado bajo el nombre de «Raky» (R) y ha sido estudiado en su concentración habitual (R) y diluido al 50 % en agua (R. D.).

En el segundo grupo, elementos conductores, se encuentran una serie de pastas y líquidos electrolíticos cuya misión es facilitar la propagación de la corriente eléctrica a lo largo de aquellos tejidos por ellos impregnados, camino del electrodo activo o punta de prueba. Se han estudiado los siguientes:

1.º Pasta «Electro-Jelly», de la casa Fukuda, que denominaremos de ahora en adelante pasta E. Jelly.

2.º Una pasta preparada para este fin a base de

Agua	700 g
Cloruro sódico	300 »
Glicerina.	70 »

Acido fénico	3 »
Goma tragacanto	23 »
Polvo de piedra pómez	0,4 »

y que denominaremos pasta E. X.

3.º Una solución saturada de ClNa en agua (s. s. ClNa).

Mencionamos también los electrodos en el recuento del material utilizado, por tener características distintas según sea el electrodo indiferente o activo; para el primer caso nos hemos servido de una lámina de estaño que introducida en la boca se adapta perfectamente a la forma de la lengua y bóveda palatina, al comprimir aquélla por la acción de la musculatura lingual. Así, pues, salvo comprobaciones aisladas que mencionaremos más adelante, las experiencias se han realizado con un electrodo invariable, tanto en calidad como en colocación, de tal forma que cualquier variación en las cifras obtenidas pueda ser achacada al producto utilizado.

El electrodo activo o punta de prueba ha sido en algunos casos el mismo terminal del polímetro electrónico, y en otras ocasiones un fino hilo de cobre de 0,2 mm de diámetro recubierto por una capa de barniz extraduro; un hilo de cobre más grueso, de unos 0,8 mm, o bien un fino pincel de gamuza montado sobre el hilo de 0,8 mm últimamente creado e impregnado en alguno de los productos citados en el apartado anterior.

La coordinación y múltiple combinación de los elementos citados ha sido objeto de un minucioso estudio merced a la siguiente técnica:

TECNICA

Si entre dos puntos, electrodo activo e indiferente, mantenemos una diferencia de potencia de 1,5 v y unimos esos dos electrodos por un supuesto conductor absoluto, la tensión caerá a 0 inmediatamente, pero si esos dos electrodos están unidos por una resistencia, es indudable que la tensión caerá tanto más cuanto menor sea dicha resistencia. Si transportamos ahora esa variación de tensión a una escala graduada convenientemente en ohmios, unidad de resistencia eléctrica, podremos hacer una lectura directa de la resistencia a la corriente eléctrica del elemento que hemos intercalado entre las dos puntas de los electrodos.

Cuando lo que tratamos de medir es un elemento de resistencia uniforme, es indudable que la resistencia obtenida se repartirá también uniformemente en la masa del elemento; dicho de otro modo, nos dará la medida intrínseca de la resistencia propia de la materia que compone el elemento en estudio.

Ahora bien, cuando, por el contrario, el cuerpo interpuesto entre los dos electrodos no es ni con mucho de composición homogénea, y, por lo tanto, en su constitución entran sustancias de resistencia eléctrica muy variable, el problema es distinto, ya que la cifra que nos marque el óhmetro no expresará la resistencia óhmica de la sustancia que compone el objeto de estudio, sino la cifra global resultante de la suma de todas las resistencias de cada elemento que compone dicho cuerpo. Este es el caso cuando tratamos de medir la resistencia óhmica tal como nosotros lo hemos realizado.

Como ya hemos indicado antes, el electrodo indiferente, compuesto de una placa de estaño, ha sido colocado en el interior de la cavidad bucal y en perfecto contacto con la superficie dorsal de la lengua y con la bóveda palatina, mientras que el electrodo activo —¡punta de prueba!— se situaba en la cara anterior del antebrazo, en el dorso de la mano o en el interior del conducto auditivo externo. Por esto se deduce que la corriente tiene que atravesar una serie de tejidos de diversa resistencia eléctrica y más o menos abundantes, según el electrodo activo estuviera en el antebrazo, en el dorso de la mano o en el conducto auditivo externo.

Sin embargo, hemos de recordar el concepto anteriormente expuesto, «la resistencia que ofrece el seno de los tejidos internos del organismo al paso de la corriente es mínima, si la comparamos con la que opone una delgadísima capa de epitelio plano poliestratificado». A esto se debe el que las cifras que podemos obtener al situar los electrodos más o menos separados entre sí no difiera macroscópicamente, siempre y cuando la resistencia de la piel sea la misma.

Cuando situamos los dos electrodos en alguna de las posiciones ya indicadas, obtenemos, pues, una cifra correspondiente a la resistencia óhmica del epitelio cilíndrico de la cavidad bucal, más la resistencia óhmica del seno de todos los tejidos internos interpuestos entre la cavidad bucal y el punto de aplicación del electrodo activo y más la resistencia óhmica de la

piel en el punto de aplicación del electrodo activo y más la resistencia óhmica de la piel en el punto de aplicación del electrodo. Dado que la resistencia propia de los tejidos internos es mínima y máxima la de la piel y que, por otra parte, el factor correspondiente a la resistencia del epitelio cilíndrico poli-estratificado de la cavidad bucal es siempre constante, al no variar nunca la colocación del electrodo, las diferencias en los valores obtenidos con una u otra aplicación de sustancias en la piel reflejará directamente la influencia que esas sustancias tienen, en el sentido de disminuir la resistencia óhmica de ese tejido o de aumentarla si el caso ocurre a la inversa. Por lo tanto, estrechando el cerco alrededor del tema que encabeza el trabajo, las cifras obtenidas sobre la escala graduada del polímetro electrónico no representarán nunca un valor absoluto de resistencia cutánea por intervenir esos otros factores, pero sí reflejarán claramente un valor relativo de resistencia cutánea, por las condiciones inmediatamente expuestas.

Aún hay más; los valores obtenidos sufrirán variaciones apreciables según la presión con que apliquemos el electrodo activo, sobre todo al aplicarlo sobre una superficie cutánea sin preparar. Igualmente variarán al variar la superficie de contacto, dando cifras menores al aumentar ésta. Con este fin hemos preferido utilizar como electrodo activo un hilo de cobre de 0,2 mm de diámetro, de tal forma que la presión viene dada simplemente por la flexibilidad del hilo, que es macroscópicamente constante, o bien el fino pincel de gamuza, que no permite tampoco una presión mayor que la propia rigidez de la misma, al estar impregnada en un líquido cualquiera.

Teniendo en cuenta las objeciones anteriores, hemos realizado una serie de medidas sobre la piel del hombre, procurando buscar puntos próximos y de resistencia similar al tratar de hacer comparaciones con distintos productos. Con este fin hemos medido primeramente una superficie reducida de piel sin preparar para buscar puntos de resistencia parecida, y sobre esta superficie ya marcada con lápiz dermatográfico hemos aplicado distintos disolventes, detergentes o conductores de una forma aislada, o combinando dos o más productos hasta obtener la cifra mínima, repitiendo así las pruebas con el fin de obtener una certeza en los resultados. Es decir, hemos intentado buscar con qué producto o productos se logra dismi-

nuir la resistencia óhmica de la piel de una forma más eficaz.

Al mismo tiempo hemos hecho pruebas de duración de los efectos obtenidos. Es importante obtener un producto que disminuya la resistencia durante un tiempo prudencial, ya que, como luego se verá, hay combinaciones que disminuyen rápidamente la resistencia, pero que su efecto se deja sentir durante muy breve tiempo, inferior sin duda al requerido para un estudio detenido de un fenómeno electrobiológico.

No contentos con los resultados, hemos medido también la resistencia propia de algunos de los productos utilizados, realizando estas medidas, o bien en el seno propio del líquido considerando una cantidad similar y una distancia entre electrodos igualmente similar, o bien impregnando algodones o trozos de gamuza en distintos productos y procurando que la

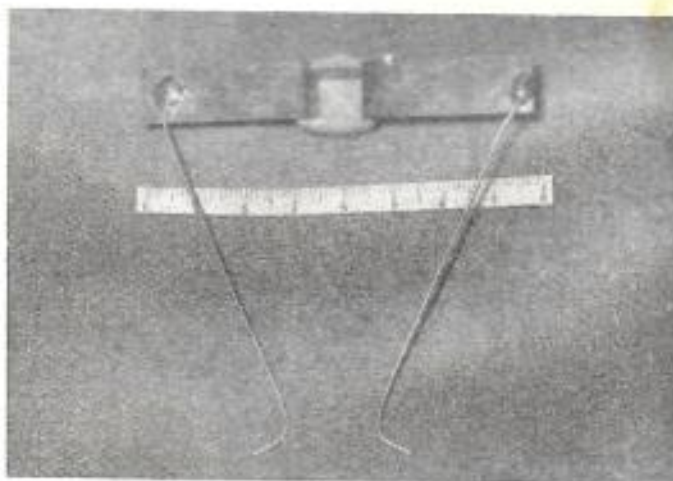


FIG. 1

masa del algodón o de la gamuza fuera lo más parecida posible en cada caso y que la cantidad de líquido vertido fuera la misma.

Y, finalmente, conscientes de la relatividad de todas estas medidas y deseosos de alcanzar una que tuviera cierto valor absoluto, hemos perseguido el concepto de «resistividad», y resistividad de un material no es sino la resistencia en ohmios de un cubo de ese producto que mida 1 cm en cada una de sus aristas. Con este fin hemos construido un cubo de esas características en substancia plástica (Diapol), salvo en dos de

sus caras, una frente a la otra, que eran de una lámina conductora (fig. 1). Al rellenar ese cubo de un líquido cualquiera, es fácil medir la resistividad del producto vertido con sólo aplicar las puntas de prueba a cada una de sus dos caras metálicas.

Es decir, resumiendo: hemos estudiado las variaciones introducidas en la resistencia óhmica de la piel al aplicar sobre ella uno o varios de los productos mencionados; hemos me-

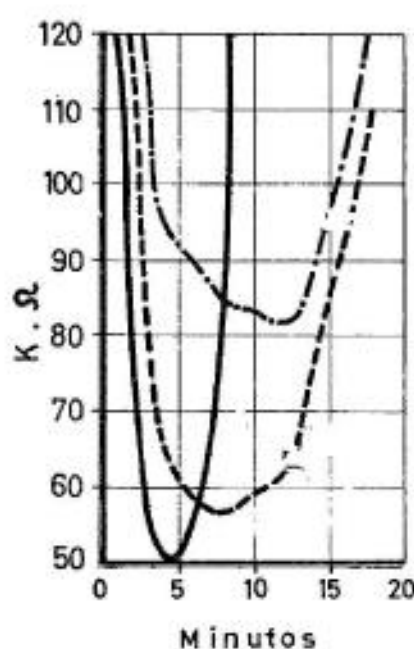


FIG. 2

— Sol. sat. de ClNa.
 - - - - - Pasta E. X.
 - . - . - Pasta E. Jelly.

dido la resistencia intrínseca de los disolventes, detergentes y conductores utilizados más frecuentemente y con mejores resultados y hemos hallado la resistividad de los mismos, midiendo, en último lugar, la duración del efecto óptimo obtenido con los mejores productos, bien sea en forma aislada o en combinación con otros; todo ello sirviéndonos generalmente de un electrodo indiferente en la boca y de uno activo de hilo de cobre o pincel de gamuza impregnado en la substancia de óptimos resultados.

RESULTADOS OBTENIDOS

Nos parece oportuno considerar los resultados de nuestros estudios en un doble aspecto: Por una parte, las medidas realizadas sobre una determinada región del organismo bajo la influencia de uno o varios productos, es decir, *resultados «in vivo»*, y, por otra parte, las medidas realizadas directamente en el seno del producto objeto de estudio, o bien impregnando algodones o trozos de gamuza, es decir, *resultados «in vitro»*.

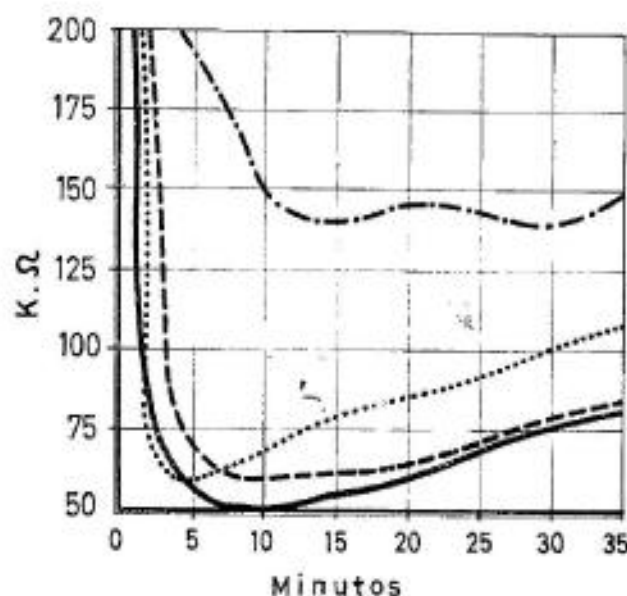


FIG. 3

- Toque con sol. sat. de ClNa + gamuza impregnada con M. y pasta E. X.
- - - Toque con pasta E. X. + gamuza impregnada con M. y pasta E. X.
- Toque con sol. sat. de ClNa + gamuza impregnada con M. y sol. sat. de ClNa.
- . - . - Pasta E. X. + gamuza impregnada con M.

Teniendo en cuenta que todas las cifras obtenidas en las diferentes medidas no poseen más que un valor relativo, sobre todo las realizadas «in vivo», carece de interés acumular cerca de 1.000 cifras cuando no se pueden relacionar unas con otras

más que de una forma inmediata. No es nuestro objetivo dar una cifra patrón normal de la resistencia cutánea obtenida en sucesivas medidas sobre distintas personas, sino encontrar la mejor forma de disminuir la resistencia cutánea independiente de la región a considerar, siempre y cuando se trate de un epitelio plano poliestratificado. Con este fin omitiremos los datos que carecen de interés, resaltando únicamente aquellos otros básicos para el fin del trabajo.

RESULTADOS «IN VIVO»

El primer punto a considerar, al intentar disminuir la resistencia óhmica de la piel, ha de ser esa capa aislante, normal, con que las glándulas sebáceas y sudoríparas revisten y lubrican aquélla. Solamente una vez hayamos librado esa barrera biológica nos encontraremos en condiciones de aplicar una sustancia con elevado factor de conductibilidad, que nos facilitará un perfecto contacto entre electrodo y piel.

Esto nos marca ya un camino a seguir y una dualidad de productos a utilizar; unos para eliminar la capa grasa superficial —disolventes de las grasas o detergentes— y otros para facilitar el contacto electrodo-piel —pasas o líquidos electrolíticos. Ambos productos convenientemente seleccionados se potencian en sus propios efectos, obteniendo de este modo el efecto óptimo deseado.

Podemos comprobar la eficacia de cada tipo de sustancias, estudiando de una forma aislada una serie de productos de idéntica finalidad, o bien asociándolos a otro producto de acción distinta, sin variar éste, de tal forma que exista un factor constante y otro variable, permitiéndonos esto el estudio del factor variable.

Según esto hemos estudiado la acción de una serie de disolventes de las grasas y de detergentes, asociándolos a un factor constante, un líquido electrolítico. Las pruebas se han realizado sobre la cara anterior del antebrazo, y los resultados obtenidos, media aritmética de las diferentes mediciones realizadas, son los siguientes:

Eter de petróleo	200 MgΩ
Disulfuro de selenio	170 »
Tetracloruro de carbono	20 »

Cloroformo.	17 »
Eter sulfúrico.	10 »
Alcohol 90°.	200 KΩ
R. D.	180 »
M.	130 »

Igualmente hemos comprobado la acción de los disolventes más eficaces (englobemos a los disolventes y detergentes bajo el primer nombre para facilitar la descripción), estudiando la resistencia cutánea en puntos similares del dorso de las manos, aplicando primero uno de éstos y a continuación un líquido electrolítico, o bien, sin aplicar el primero, es decir, solamente con el líquido electrolítico, obteniendo de esta forma las siguientes cifras, media aritmética de todas las pruebas:

M. + líquido electrolítico	28 KΩ
Solamente líquido electrolítico.	43 »
<hr/>	
Alcohol + líquido electr.	70 KΩ
Solamente líq. electr.	80 »
<hr/>	
Eter sulfúrico + líq. electr.	55 KΩ
Solamente líq. electr.	65 »

Se ha probado la acción aislada de los disolventes más eficaces sobre la cara anterior del antebrazo. Para esto primeramente hemos medido la resistencia cutánea en distintos puntos del antebrazo, sin ninguna preparación, y a continuación hemos limpiado el mismo con distintos disolventes:

Antebrazo sin preparación	15 a 20 MgΩ
Después de aplicar: éter de petróleo.	5 »
» » » éter sulfúrico.	1.500 KΩ
» » » alcohol	700 »
» » » R.	100 »
» » » S. M.	100 »
» » » M.	90 »

Todas las pruebas anteriores marcan claramente la superioridad de ciertos productos, disolventes o detergentes de la superficie cutánea. Con el fin de aquilatar aún más los resultados, hacemos una serie de pruebas comparativas entre ellos. En primer lugar, comparación entre los dos detergentes en estudio, M y R.

Con este fin se han hecho seis pruebas en partes próximas de la cara anterior del antebrazo, obteniendo los siguientes resultados:

M.	2.000 K Ω	800 K Ω	520 K Ω	1.400 K Ω	1.200 K Ω	1.100 K Ω
R.	1.500 »	810 »	700 »	3.300 »	1.000 »	1.300 »

Seleccionado el mejor de los casos, hemos realizado una serie de pruebas con distintas concentraciones del producto, a fin de obtener la concentración óptima:

M.	1.400 K Ω	1.100 K Ω	2.800 K Ω	2.000 K Ω
S. M.	2.220 »	1.400 »	3.400 »	5.000 »

M.	2.000 K Ω	4.500 K Ω	600 K Ω	5.000 K Ω	3.800 K Ω
M. D.	9.000 »	10.000 »	450 »	8.000 »	10.000 »

Una vez estudiado el valor de los principales disolventes, queda hacer otro tanto con los elementos conductores, los líquidos o pastas electrolíticas. Podemos, pues, hacer este estudio, al igual que el caso anterior, analizando aisladamente dichos productos o asociándolos a un disolvente invariable.

Aplicación de una pasta electrolítica en la cara anterior del antebrazo sin previa preparación:

Pasta E. Jelly	1.000 K Ω
Pasta E. X.900 »

Aplicación de la misma pasta en sitios similares previa limpieza con el detergente M:

Pasta E. Jelly	800 K Ω
Pasta E. X.	400 »

En iguales condiciones a las anteriores:

Sol. sat. de ClNa	70 K Ω
Pasta E. X.	100 »

Comparación de la pasta electrolítica X con la solución saturada de ClNa, sobre superficie previamente tratada con M.

Sol. sat. de ClNa	85 K Ω	75 K Ω	74 K Ω	130 K Ω	120 K Ω	280 K Ω
Pasta E. X.	80 »	70 »	74 »	130 »	900 »	240 »

Pruebas similares a las que hemos realizado sobre el antebrazo o dorso de la mano han sido hechas en el interior del conducto auditivo externo, bien sea sobre la propia pared del mismo o sobre la membrana timpánica. La única diferen-

cia estriba en el hecho de haber utilizado ya una serie muy reducida de productos teniendo en cuenta los resultados anteriores.

Las resistencias obtenidas directamente de la membrana timpánica y de las paredes del conducto auditivo externo, sin preparación alguna, son del orden de los 60 $\text{Mg}\Omega$ para la primera y de unos 150 $\text{K}\Omega$ para la segunda.

Estas resistencias descienden ligeramente al limpiar dichas superficies con alcohol, quedando reducidas a unos 8 $\text{Mg}\Omega$ en el primer caso y unos 50 $\text{K}\Omega$ para el segundo. Si en vez de tratar estas superficies con alcohol de 90° lo hacemos con M., desciende aún más la resistencia óhmica, alcanzando valores que oscilan en los alrededores de los 150 a 200 $\text{K}\Omega$ para la membrana del tímpano y 50 a 25 $\text{K}\Omega$ para la pared del conducto.

Pero aún se puede disminuir mucho más la resistencia de estas estructuras si añadimos, como antes hacíamos en el antebrazo, un buen conductor, un líquido electrolítico sobre la superficie tratada con M. De esta forma logramos descender la resistencia óhmica de la membrana del tímpano a valores comprendidos entre los 25 y los 8 $\text{K}\Omega$, siendo el caso más frecuente los 15 $\text{K}\Omega$, y la resistencia de la pared del conducto auditivo externo entre los 15 y los 8 $\text{K}\Omega$, con cifras más frecuentes en los alrededores de los 10 $\text{K}\Omega$.

Hemos estudiado, pues, la acción de ciertos disolventes y conductores sobre la piel del hombre en distintas regiones. Nos queda por valorar dos factores importantes:

1.º ¿Qué influencia puede tener la composición de los electrodos y su colocación?

2.º ¿Qué duración tendrá el efecto de estos distintos productos utilizados?

Estudio de los electrodos

Con el fin de comprobar la influencia de la situación del electrodo indiferente, se han realizado numerosas comprobaciones en distintos puntos del organismo fácilmente asequibles, manteniendo el otro electrodo fijo en el antebrazo, y se ha podido comprobar cómo las cifras mínimas se lograban en todos los casos, sin excepción alguna, al situar aquel electrodo, constituido por una delgada placa de estaño, en el interior de

la cavidad bucal, haciendo presión la lengua contra el paladar óseo. En el peor de los casos se ha obtenido una diferencia de unos 15 K Ω sobre otras localizaciones.

Se han comprobado una serie de electrodos activos, entre los cuales, ya mencionados, cabe resaltar el valor del hilo de cobre de 0,2 mm previa colocación en el punto deseado de un algodón impregnado en un líquido electrolítico. Este algodón cumple a su vez una misión al conservar la humedad durante

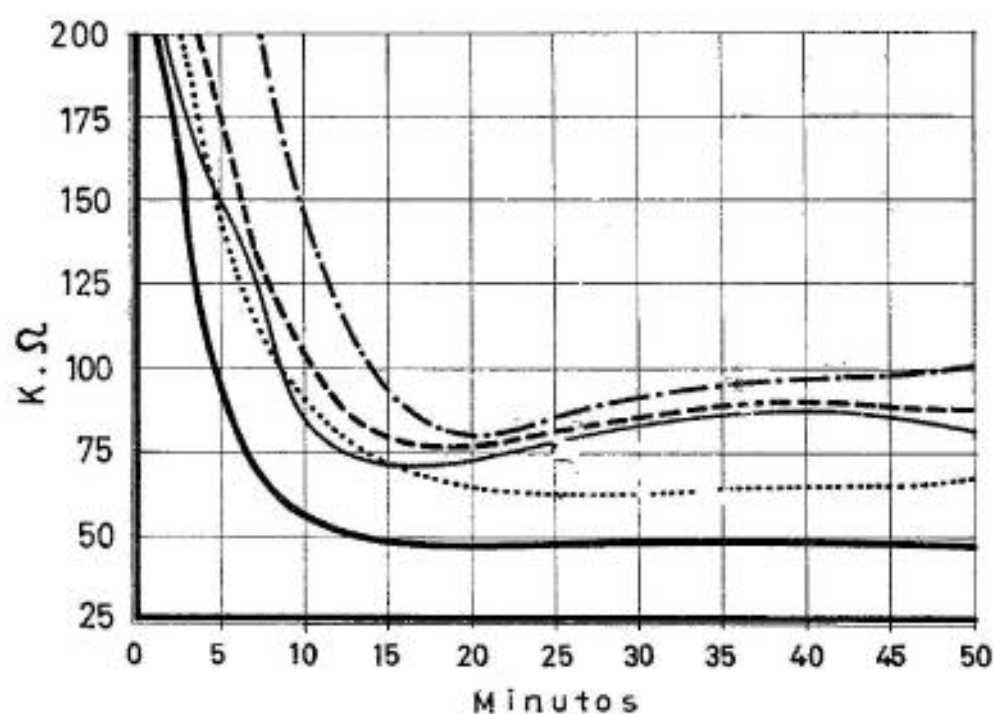


FIG. 4

- Algodón con sol. sat. de ClNa.
- Algodón con pasta E. X.
- Toque con sol. sat. de ClNa+algodón con pasta E. X.
- . - . Algodón con M. y pasta E. X.
- Algodón con M. y sol. sat. de ClNa.

cierto tiempo, prolongando la acción de los distintos preparados. Caso de no utilizarse este algodón intermedio, da unos excelentes resultados el electrodo preparado con un trocito de gamuza a modo de pincel, impregnándola en la solución electrolítica deseada. Igualmente se puede utilizar este tipo de electrodo sobre un algodón en las condiciones anteriores.

Duración de los efectos

Se han probado los distintos productos electrolíticos según tres formas distintas de aplicación. En un primer grupo hemos aplicado estas substancias directamente sobre la piel de la cara anterior del antebrazo preparada previamente con M. En un segundo caso se ha aplicado previa impregnación de un pequeño trozo de gamuza de 1 cm², y en un último grupo de controles lo hemos realizado previa impregnación de un trocito de algodón del tamaño aproximado al centímetro cuadrado también.

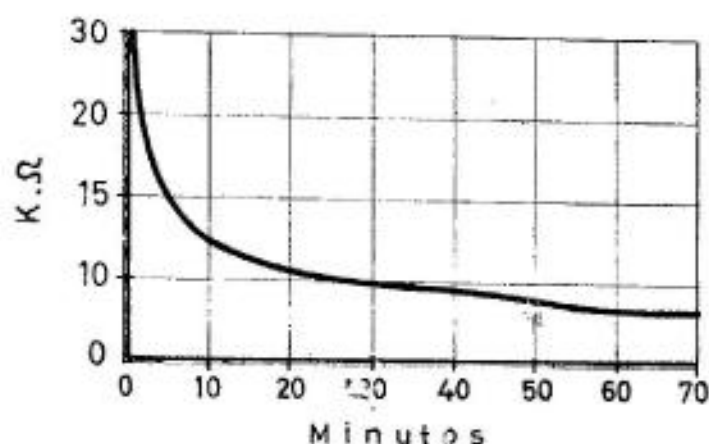


FIG. 5

— Algodón con sol. sat. de ClNa sobre membrana timpánica, previo toque con M.

La figura 2 representa los resultados de la aplicación directa de los distintos líquidos o pastas electrolíticas. En esta gráfica se puede apreciar claramente cómo desaparece o decrece el efecto rápidamente pasados los primeros 12 minutos en el mejor de los casos.

La figura 3 corresponde al segundo grupo de pruebas: aplicación sobre gamuza impregnada en la substancia. En estos casos se prolonga claramente la acción hasta alcanzar los 20 minutos.

Por último, la figura 4 representa el último conjunto de pruebas: aplicación sobre algodón impregnado. A los 50 minutos aún se puede decir que persiste la acción sin variaciones de interés clínico.

En cada caso se representa en el eje vertical las cifras correspondientes a Kilohmios, y en el eje horizontal, los tiempos expresados en minutos, contados a partir del mismo momento de la aplicación de la pasta electrolítica.

Todas estas pruebas han sido hechas, como ya hemos indicado, sobre la cara anterior del antebrazo, y con el fin de confrontar los resultados con el efecto producido sobre la membrana del tímpano, hemos realizado otra serie de pruebas sobre ésta, sirviéndonos ya solamente de la forma que mejor resultado nos ha suministrado, tanto en cuanto a la duración como en cuanto a la intensidad de la acción, es decir, limpieza con el detergente M, y aplicación de un algodón impregnado en una solución saturada de ClNa.

Con los resultados de esta nueva medida creamos la gráfica 5, en la que se aprecia fácilmente la duración del efecto durante 70 minutos como mínimo, con unos resultados bastante uniformes. No hemos proseguido la medida por fatiga del enfermo y al mismo tiempo por considerar innecesario prolongarla, debido a que es un tiempo más que suficiente para realizar cualquier estudio electrobiológico.

Hemos presentado, pues, los resultados más sobresalientes obtenidos en nuestras experiencias «in vivo», pero como consecuencia inmediata de estas experiencias, nos ha surgido la necesidad de estudiar el comportamiento intrínseco de aquellos productos con los que hemos logrado mejores resultados, prescindiendo, por lo tanto, del factor biológico variable en cada caso.

RESULTADOS «IN VITRO»

Este estudio, como decimos, íntimamente relacionado con los resultados anteriores, presenta tres facetas distintas; en una hacemos el estudio de la resistencia óhmica en el propio seno del líquido; en otra estudiamos el comportamiento del líquido impregnando un algodón, y en una última faceta estudiamos el comportamiento del líquido impregnando unas pequeñas tiras de gamuza. De esta forma buscamos una base al sorprendente resultado en cuanto a la duración y al propio tiempo a la intensidad de la acción que presentan los líquidos electrolíticos aplicados de estas últimas formas.

Medidas en el seno del líquido

Los valores obtenidos son los siguientes:

Pasta E. X.	22 K Ω
Pasta E. Jelly	26 »
M.	30 »
R.	30 »
R. D.	32 »
S. M.	40 »
S. S. ClNa	40 »

Medidas para hallar la resistividad

Resistividad de la s. s. ClNa	1.200 Ω
» R.	2.300 »
» S. M.	3.400 »
» pasta E. X.	3.500 »
» M.	4.000 »
» alcohol 90°	40.000 »
» éter sulfúrico	1 Mg Ω
» cloroformo	1,7 »
» tetracloruro de carbono.	∞

Medidas sobre algodón impregnado en el líquido

Se han impregnado varios algodones en diversas sustancias o mezclas de éstas, con el fin de comprobar el resultado óptimo «in vitro».

Algodón con M.+s. s. ClNa	55 K Ω
» » M.+pasta E. X.	55 »
» » M. solamente	60 »
» » s. s. ClNa	75 »
» » pasta E. X.	80 »
» » alcohol de 90°	300 »
» » agua.	320 »

Medidas sobre gamuza impregnada en el líquido

Con el fin de estudiar el comportamiento sobre un trozo de gamuza, se han realizado repetidas medidas impregnando aquél con un producto solamente o con una combinación de

un detergente y un conductor. El promedio de los resultados obtenidos ha sido el siguiente:

Productos aislados:

S. M.	45 KΩ
M.	60 »
Pasta E. X.	60 »
S. s. ClNa	60 »
R.	80 »
R. D.	150 »

Productos combinados:

M.+s. s. ClNa	50 KΩ
M.+pasta E. X.	45 »
S. M.+s. s. ClNa	45 »
S. M.+pasta E. X.	45 »
R.+s. s. ClNa	50 »
R.+pasta E. X.	55 »
R. D.+s. s. ClNa	50 »
R. D.+pasta E. X.	43 »

Estos, pues, son los resultados obtenidos en las experiencias «in vitro» que vienen a complementar eficazmente los datos recogidos en las anteriores medidas realizadas sobre determinados territorios de la economía.

Existe, pues, una perfecta relación entre unos y otros, y se comprende fácilmente la acción del detergente M., muy superior a la de los otros productos, ya que dicho producto es además de un buen detergente, en el estudio que nosotros hemos realizado, un buen conductor, reuniendo las dos propiedades necesarias en un solo producto. Esto nos explica el porqué de tan espectaculares resultados frente a los disolventes clásicos de las grasas.

DISCUSION

En las primeras mediciones realizadas sobre la eficacia de determinados disolventes y detergentes sobre la piel de la cara anterior del antebrazo, aparece ya una clara diferencia entre el alcohol y los detergentes M. y R. sobre los restantes disolventes. Debemos resaltar una vez más cómo todas las cifras que hemos acumulado a lo largo de este estudio no poseen

más que un valor relativo, pudiendo compararse solamente entre sí aquellas correspondientes a una misma prueba, pero sin valor para las restantes, ya que varía el lugar del antebrazo, varía el enfermo y varían una serie de condiciones que no hemos creído necesario estudiar de momento.

Al comparar el detergente M. con el alcohol y con el éter sulfúrico, asociándolo a un elemento conductor, resulta ser el primero el más eficaz, siguiéndole en el mismo orden los otros dos.

Igualmente salen beneficiados los detergentes comerciales al estudiarlos juntamente con disolventes de grasas de una forma individual. El más activo parece ser el que convencionalmente hemos denominado por la letra M., siguiéndole con muy poca diferencia R. y distanciándose ya bastante el alcohol y los restantes productos disolventes.

En cuanto a la eficacia de los distintos elementos conductores estudiados, no se puede decir que exista una clara superioridad de ninguno sobre los restantes. Parece ser más activa la pasta E. X., cuya fórmula se ha incluido ya en el apartado de *Material*. La sol. sat. de CNa es de una eficacia similar, y en último lugar se encuentra la pasta E. Jelly.

Las cifras obtenidas en la piel del conducto auditivo externo o en la membrana timpánica reflejan resultados similares a los antedichos; sin embargo, aparece una clara diferencia que deseamos resaltar: la resistencia óhmica de la piel en estos lugares es claramente inferior a la obtenida en la cara anterior del antebrazo o en el dorso de la mano, lo cual se deduce fácilmente del conjunto de cifras acumuladas.

El estudio que hemos realizado sobre los diferentes electrodos a utilizar refleja claramente la ventaja del pincel de gamuza, que conserva largo tiempo la humedad, cuando se trata de registrar fenómenos en el interior del conducto auditivo externo, sobre sus paredes o con más razón aún sobre la membrana timpánica. Cuando deseamos registrar un fenómeno en otra parte del organismo, cualquier tipo de electrodo es bueno.

En último lugar ya, tocante a las pruebas «in vivo», debemos hacer hincapié en la importancia que tiene la interposición de un algodón impregnado en un elemento conductor, entre el electrodo y la superficie de contacto, si deseamos que la acción ejercida con los detergentes y conductores se pro-

longue durante cierto tiempo. Todas las pruebas realizadas con este fin dan como resultado óptimo la aplicación de algodón impregnado, como acabamos de decir, frente a las distintas formas experimentadas. Parece ser también que el conductor ideal, de los tres probados, es la sol. sat. de ClNa, sin que exista una clara superioridad sobre los restantes. De esta forma se han logrado resultados permanentes durante más de 70 minutos.

Posce interés también la curva de acción de estos productos, ya que su acción máxima no se realiza de momento, sino solamente al cabo de unos minutos de la aplicación. A los diez minutos de la aplicación del algodón impregnado en s. s. ClNa se puede considerar alcanzado ya el punto de máxima eficacia, que se extenderá a lo largo del tiempo antedicho. No se debe realizar ninguna medida hasta tanto no haya transcurrido este tiempo, si deseamos obtener resultados homogéneos a lo largo de toda la prueba. De lo contrario introduciremos un factor de error en el registro de la amplitud de los fenómenos en estudio. Este tiempo de espera parece ser necesario para que el elemento conductor impregne convenientemente la superficie de los tejidos sobre los que se ha aplicado.

Las cifras obtenidas en las medidas realizadas «in vitro» vienen a confirmar y reforzar los resultados alcanzados. Como ya apuntamos antes, el valor de los detergentes, muy superior al de los disolventes estudiados, creemos que radica en el hecho de que a la vez que limpian la capa de grasa que recubre la piel, poseen un factor de conducción francamente favorable a la prueba.

Concluido este estudio, una de las objeciones que pueden oponerse al mismo al realizar la autocrítica necesaria en toda investigación, es que en él se considera el problema bajo el punto de vista de la resistencia eléctrica del organismo al paso de la corriente continua, sin tener en cuenta que, dadas las distintas estructuras por las que dicha corriente tiene que circular en cada caso, el conjunto de las mismas puede comportarse frente a la corriente alterna de distinto modo que frente a la corriente continua.

Ciertamente hemos pretendido, incluso, comparar en este sentido al organismo con un conjunto de resistencias y capacidades, que en el caso del cráneo podría esquematizarse tal

como lo hacemos en la figura 6, si bien de una manera simple.

Para el estudio de corriente de muy baja frecuencia, este conjunto ofrece una alta impedancia, dada su baja capacidad, representada por los condensadores C_1 y C_2 . En el caso de la captación de los potenciales cerebrales, de baja frecuencia, la caída de tensión es muy grande.

Así, pues, conscientes del posible error que podíamos introducir al trabajar siempre con corriente continua, y teniendo presente la posibilidad de la polarización de los electrodos utilizados para este trabajo, realizamos dos tipos de comprobaciones; en primer lugar, inversión de los electrodos, y, en segundo lugar, utilización de corriente alterna en vez de continua.

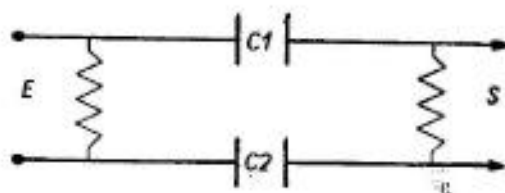


FIG. 6

1.º *Inversión de los electrodos*: El hecho de invertir los electrodos no varía para nada los resultados expresados.

2.º *Utilización de corriente alterna*: Hemos estudiado el problema empleando para ello corriente alterna sacada de un generador de audiofrecuencia, estudio que, por otra parte, nos era necesario como trabajo previo a la captación de los potenciales cocleares.

El método utilizado se presenta en la figura 7. A la salida del generador de audiofrecuencia medimos la tensión con el voltímetro (V) y la ajustamos a 1 ó 0,5 voltios, según el caso. Esta tensión se aplica a un sistema, por el que circulará a través de dos resistencias: RP, resistencia patrón de valor conocido, y RO, resistencia orgánica entre los dos puntos que se seleccionen con las puntas de prueba P_1 y P_2 . De este modo medimos con el polímetro electrónico, en su función de voltímetro, la tensión que aparece en los extremos de RP, que junto con la tensión que encontramos entre las puntas de prueba

P_1 y P_2 nos permitirá calcular, de una forma sencilla, la resistencia, o, mejor dicho, la impedancia orgánica a determinada frecuencia. Con este sistema hemos obtenido los siguientes resultados:

Todos los datos obtenidos en anteriores estudios, tomando como base la corriente continua, han podido ser confirmados, tanto en cuanto a su magnitud como en cuanto al período de latencia de 10 minutos. Así, pues, una vez realizados estos dos tipos de comprobaciones, persistimos y mantenemos las opiniones anteriormente presentadas con el valor relativo que las hemos asignado.

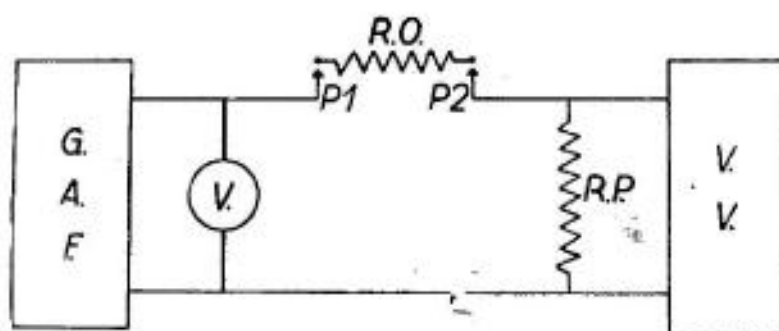


FIG. 7

Al realizar las correspondientes medidas con tal sistema sobre la membrana del tímpano, nos hemos enfrentado con el siguiente hecho:

La tensión de corriente alterna de 1 voltio que utilizábamos en las medidas, y que no producía la menor sensación en el enfermo, al aplicarla entre la boca y la membrana del tímpano daba lugar a una sensación francamente dolorosa, como de presión sobre la membrana timpánica. No aparecía ninguna sensación auditiva, sino única y exclusivamente dolorosa. ¿A qué se puede deber este hecho? ¿Por qué una tensión alterna de 1 voltio, que no produce la menor sensación sobre otras zonas del organismo, al aplicarla sobre el tímpano se convierte bruscamente en dolorosa?

Quizá la explicación de este hecho se encuentre precisamente en el resultado que hemos resaltado intencionadamente

renglones atrás; la resistencia de la membrana timpánica es muy inferior a la de cualquier otro punto del organismo, incluso inferior a la resistencia óhmica de la cavidad bucal —una vez preparada aquélla conforme a las directrices indicadas—. ¿Podría ser ésta la explicación de tal hecho?

En último lugar, y terminada ya la redacción del presente trabajo, hemos tenido la ocasión de probar el efecto que puede ejercer la iontoforesis, en el sentido de disminuir la resistencia eléctrica del organismo.

Con este fin hemos desarrollado la experiencia como sigue:

Primeramente medimos la resistencia eléctrica en un determinado lugar de la cara anterior del antebrazo previamente preparada conforme a las directrices ya apuntadas. Para esto nos hemos servido de un óhmetro «Philips», colocando un electrodo en la boca y la punta de prueba en el punto preparado. En este estado de cosas hemos obtenido cifras que oscilan en los alrededores de los 12.000 Ω .

A continuación hemos colocado dos electrodos de 5 \times 5 cm, revestidos de una delgada lámina de algodón impregnada en una solución saturada de cloruro sódico, en puntos opuestos del antebrazo, procurando que éstos se encuentren en la proximidad del anteriormente explorado, pero nunca superponiéndolos. Conectados los electrodos con una fuente de corriente continua, hemos hecho pasar entre ellos una corriente de 10 mA durante 10 minutos, y una vez transcurrido el tiempo indicado, hemos retirado los electrodos, preparando la piel según las directrices personales. Hecho esto, hemos medido la resistencia eléctrica entre la boca y cada uno de los puntos de aplicación de los electrodos de iontoforesis.

La resistencia a nivel del polo negativo del electrodo utilizado para la iontoforesis era aproximadamente la mitad que la obtenida anteriormente, es decir, unos 6.000 Ω , mientras que la resistencia a nivel del polo positivo no se diferenciaba prácticamente en nada de la primera medida realizada antes de la iontoforesis.

De momento no hemos realizado ninguna medida por esta técnica a nivel del conducto auditivo externo o de la membrana timpánica.

CONCLUSIONES

1.º Si deseamos rebajar la resistencia óhmica de la piel, debemos hacer uso de dos productos de diferente acción: primeramente, un elemento que elimine la capa grasa debida a las glándulas sebáceas y sudoríparas, y, en segundo lugar, una substancia de elevado poder conductor de la electricidad.

2.º El producto más eficaz para desarrollar la primera de las dos acciones indicadas anteriormente ha sido un detergente derivado del alcohol láurico, y cuyo nombre comercial es «Mistol».

3.º La concentración óptima de tal producto es aquella que se encuentra en el mercado bajo tal nombre. Una concentración superior, tanto como una dilución superior, entorpece claramente la acción.

4.º De los tres productos electrolíticos probados, sin que exista una clara diferencia entre sí, parece ser más eficaz la pasta electrolítica, que convencionalmente hemos denominado X en el capítulo de *Material*. Le sigue en eficacia la solución saturada de ClNa .

5.º Las cifras obtenidas utilizando como punta de prueba la propia del polímetro electrónico, un hilo alambre de cobre o un pincelito de gamuza impregnado en un elemento conductor, son prácticamente iguales, por lo cual se puede utilizar en cada caso el más adecuado.

6.º Si se desea prolongar la acción de esta preparación cutánea, se debe aplicar el líquido electrolítico impregnando un algodón, del tamaño adecuado a cada caso, sobre la superficie cutánea, previamente frotada suavemente con el detergente óptimo.

7.º Desde el momento de la aplicación del líquido o pasta electrolítica, y a lo largo de los diez primeros minutos, se va intensificando progresivamente la acción, para estabilizarse una vez transcurrido dicho tiempo y prolongarse a lo largo de más de una hora.

8.º La resistencia óhmica de la piel del conducto auditivo externo y de la membrana timpánica es claramente inferior a la de las distintas zonas de los miembros superiores e inferiores.

9.º Los resultados «in vitro», en el seno del líquido en es-

tudio, reflejan valores de resistencia óhmica ligeramente inferiores en el caso de la pasta electrolítica X, la pasta electrolítica Jelly y el Mistol.

10. En cuanto a la resistividad de los productos probados, el valor inferior corresponde a la solución saturada de ClNa en agua y el valor superior al tetracloruro de carbono.

11. Los resultados «in vitro», sobre un algodón impregnado en distintos productos, da valores inferiores para la asociación de Mistol+sol. sat. de ClNa o Mistol+pasta electrolítica X, encontrándose en tercer lugar el mencionado detergente sin ninguna asociación.

12. Encontramos que los disolventes de las grasas más conocidos poseen una elevada resistencia óhmica, mientras que los detergentes tienen cifras muy inferiores a aquéllos.

13. Las comprobaciones realizadas para respaldar estos resultados, bien sea invirtiendo los electrodos o utilizando un nuevo sistema a base de corriente alterna, confirman y apoyan plenamente éstos.

14. Encontramos que la membrana del tímpano, y no las paredes del conducto auditivo externo, poseen una elevada sensibilidad frente a la corriente alterna, muy superior, sin duda, a la de otras zonas del organismo, boca, antebrazo, dorso de la mano, etc.

15. La iontoforesis con una solución de cloruro sódico permite rebajar aún más la resistencia eléctrica a nivel del antebrazo que con las técnicas antes apuntadas. Para lograr este efecto, debemos colocar el electrodo conectado con el polo negativo de la fuente de corriente galvánica sobre el lugar en que deseamos disminuir al máximo dicha resistencia, y posteriormente preparar la piel con los productos antes indicados.

RÉSUMÉ

A PROPOS DE LA RÉSISTANCE ÉLECTRIQUE DE LA PEAU HUMAINE. TECHNIQUE ANTÉRIEURE À TOUTE ÉTUDE ÉLECTROBIOLOGIQUE.

On étudie la résistance électrique de la peau humaine à l'obstacle que celle-ci représente pour l'enregistrement de multiples phénomènes électrobiologiques. Afin de diminuer autant que possible cet obstacle, on essaye un à un et dans diverses combinaisons une série de dissolvants des graisses, de détergents et de liquides ou pâtes électrolitiques,

cherchant non seulement l'intensité de l'effet, mais aussi la durée de celui-ci. Les résultats de toutes les épreuves sont exprimés en ohmes et ses multiples.

SUMMARY

ABOUT HUMAN SKIN ELECTRIC RESISTANCE. PRIOR TECHNIC TO EVERY ELECTRO-BIOLOGY STUDY.

The electric resistance of the human skin is studied under the point of view of the obstacle that one represents for the record of manyfold electrobiologic phenomena. With the view of diminishing at all possible such an obstacle, a series of fatty solvents, detergents and liquids or pastes are tried one by one, searching not only the effect intensity but also the duration of same. The results of all these trials are expressed in ohms and their multiples.

ZUSAMMENFASSUNG

IN BEZUG AUF DEN ELEKTRISCHEN WIDERSTAND DER MENSCHLICHEN HAUT. EINE VORTECHNICK FÜR DAS ELEKTROBIOLOGISCHE STUDIUM.

Man studiert die elektrische Resistenz der menschlichen Haut vom Gesichtspunkt der Verhinderung aus, die sie für die Registrierung von vielseitigen elektrobiologischen Phänomenen darstellt. Mit dem Ziel, dieses Hindernis soweit wie möglich abzuschwächen, werden eine Serie von Lösungsmitteln der Fette, Reinigungsmitteln und Flüssigkeiten, oder elektrolitischen Pasten in verschiedenen Verbindungen nacheinander ausprobiert und nicht nur die Wirkungsintensität sondern auch die Zeitdauer desselben besucht. Die Resultate von allen Proben werden in Ohms und ihrer Mehrzahl ausgedruckt.

Leones de Castilla, 9, Valladolid.
Cartagena, 6, Madrid (2).

COMENTARIOS

Este es probablemente el primer trabajo publicado. El tema, denota las dificultades para obtener una respuesta microfónica por procedimientos incruentos. Cuestión que desde el hallazgo de Wever y Bray ha resultado el escollo que hizo que se abandonara su estudio.

Con el desarrollo de la tecnología electrónica, llegó el momento en el cual mediante filtros de paso muy críticos prácticamente sintonizados con el estímulo, más la aparición de los sistemas de promediado, resultaba factible eliminar el ruido que enmascara la débil señal microfónica y obtener limpiamente la respuesta coclear. Lamentablemente el criterio sobre la imposibilidad de su obtención, perduro ante los estudios sobre otros potenciales auditivos evocados de mayor entidad física, y consecuentemente de más sencilla obtención.

MICROPHONIC POTENTIAL PICKED UP FROM THE HUMAN TYMPANIC MEMBRANE

CÉSAR GAVILAN, M.D.

AND

JULIO SANJUAN, M.D.

VALLADOLID, SPAIN

The attempts made in the field of microphonics of the tympanic membrane have not been very numerous.¹⁻⁶ We are now able to present positive results of an electrical phenomenon of a microphonic nature observed in a totally bloodless way upon the surface of the tympanic membrane, in the manner set forth below.

MATERIAL

The experiment was carried out on persons possessing an anatomically sound tympanic membrane. In three cases the liminar tonal audiometry was normal. A fourth case was of a female otosclerosis patient, recently operated on for mobilization of the stapes, whose hearing at the time was in the region of 30 to 35 decibels in the middle frequencies and with good bone conduction.

A fifth case was that of another female otosclerosis patient upon whom a stapedectomy had been performed according to Shea's technique.

Numerous circuits have been tried to date and all of them show, in essence, a series of pre-amplification lineal stages followed by a selective system of audiofrequency with very narrow band filters, and ending in a few final stages of maximum gain without resulting in any disturbance. The lead from the whole connects with an independent loudspeaker control system (the auditive control of the experiment) to a double-beamed cathode ray oscillograph and to an integrating unit for taking data measurement results. It has finally

a lead for the magnetic measurement of experiments and further studies of the same. In this amplifier the correct functioning of the audiofrequency group filter has been the object of great care and attention. A diagram and results can be seen in Figure 1.

The stimulator comprises an audiofrequency R-C generator of low distortion and great stability which permits it to function at frequencies of between 25 kc and 15 kc per second. It has an emission potency control measured in decibels and an equal magnitude of zero for all frequencies and also comprises an emission resistance selector in order to be able to adjust itself correctly to the different charges. On guinea-pigs, work was carried out with a quartz crystal auricular encased in a special shield from which the sonic stimulus was taken by means of a plastic tube, 2.5 mm in diameter; on man we have worked with an electromagnetic loudspeaker with its corresponding shield, placing it at a distance from the exact place where the experiment was being carried out, and using, as a sound conductor, a plastic tube 4 mm in diameter and 1½ meters in length.

The audiofrequency generator gives, in addition, a signal which is independent of the one measured in decibels, and which remains constant even though the other varies quantitatively. The purpose of this signal is to feed the master measuring unit.

As a register system we used a double-beam oscillograph constructed with a DNM 13-14 tube. To this unit was incorporated an integrator system with a micro-amperemeter of wide vertical scale, the principal purpose of which is to be able to measure magnitudes less than the microvolt.

The measuring unit is capable of supplying from 0.1 microvolts to a complete diversion from the scale, up to 10 millivolts in 6 different grades. The caliber resistance used in this unit is within 0.5% of error.

Due to the inefficiency of the various electrodes used manually we have deemed it necessary, as did Ruben and his collaborators,⁶ to have a carrier system for the electrode which would allow us to set it accurately. For this we have devised a mechanism which enables us to adapt the electrode to the Zeiss operating microscope (Fig. 2) in such a way that, on focusing the microscope, the electrode or proof point stays at the desired point of contact in the center of the image and simultaneously with the focusing movement.

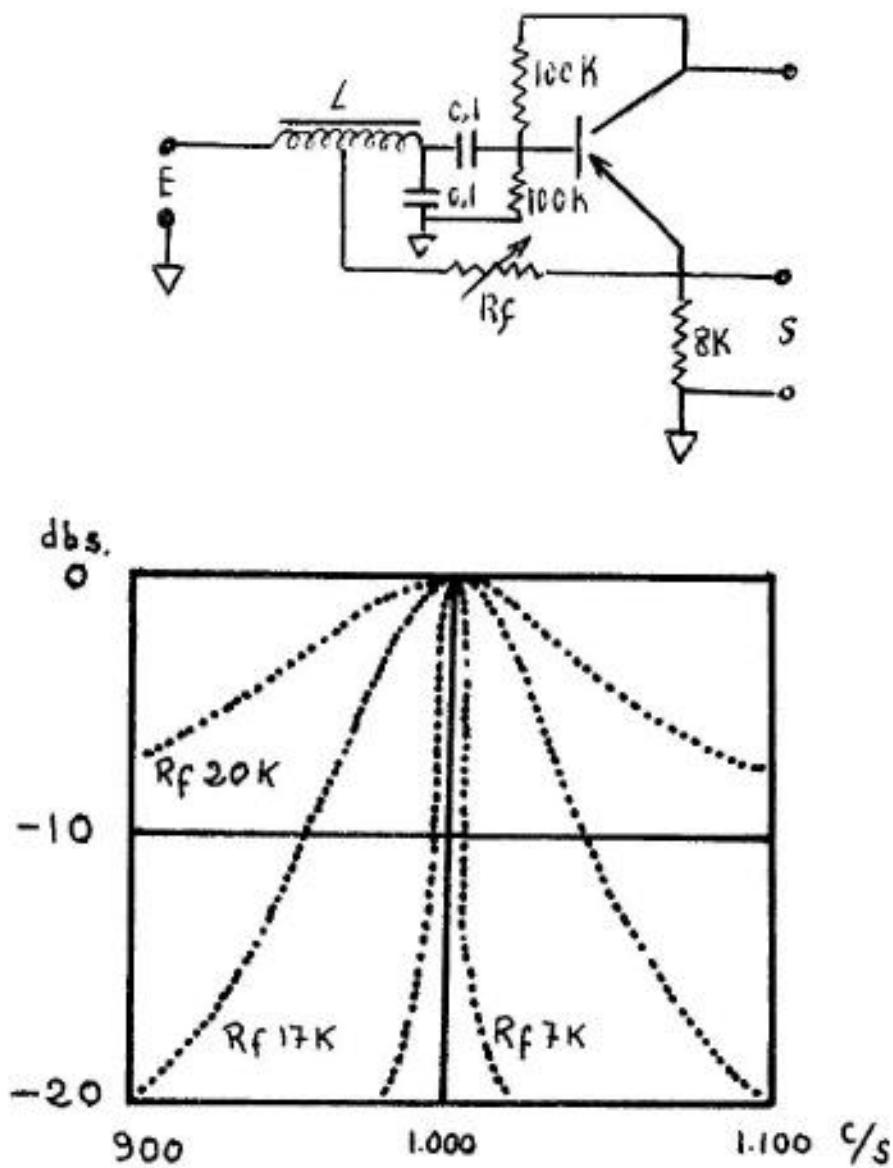


Fig. 1.

In addition, the lighting, vision and electrode being on the same axis, we are perfectly able to use an auricular speculum and by means of this to introduce the electrode at the desired point on the tympanic membrane, without vision being in any way impaired and having, at the same time, complete use of both hands for convenient handling of the microscope. The electrode we have used has always been copper wire, 0.1 mm in diameter, varnished in all parts except at its distal end. As a neutral electrode we used a metal plate introduced into the mouth and in perfect contact with the tongue and the hard palate. We were guided in this operation, by the experiments already carried

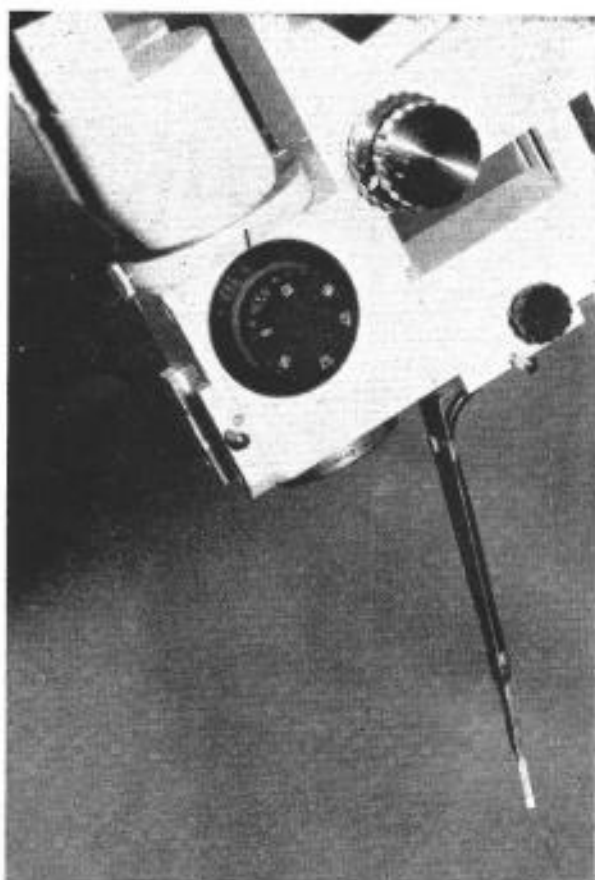


Fig. 2.—Electrode carrier mechanism adaptable to the Zeiss operating microscope.

out on guinea-pigs, by our desire to effect a totally bloodless exploration and, finally, on the results obtained in our experiments on the diminution of electrical resistance in the human skin.⁷

Neither the individual upon whom the exploration was conducted nor the room in which it took place needed any special shield or protection.

TECHNIQUE

As a first step we effected a cleaning of the tympanic membrane for the purpose of diminishing its electrical resistance, for in the study made on this we were able to reduce this resistance from 60 mg to about 10 k. With regard to all the characteristics in this preparatory step, we refer the reader to our study of electrical resistance in the human skin.⁷

A minimum period of ten minutes has elapsed after the cleaning and preparation of the tympanic membrane (time that was used for placing our instruments in readiness), we introduced the neutral electrode into the mouth, connecting it at the same time with the metal surgery table on which the patient was lying.

The active electrode, or proof point, remained fixed in the Zeiss operation microscope as described in Figure 2 and was placed in contact with the tympanic membrane. The preparation already carried made it unnecessary for the electrode to press upon the tympanic membrane and, above all, eliminated the need for any medical preparation, general or local, of the patient, as this operation is completely painless. The only requirement is absolute rest for which we sought the best possible position for the head, perfectly supported on a head-rest.

Once the electrodes were in position we brought the plastic sonic stimulus conductor into the immediate vicinity of the auricular speculum which we excited with varied pure tones: 250, 500, 1000 and 2000 cycles per second, studying the reaction received from the tympanic membrane on the oscillograph screen and measuring it with the measuring unit already mentioned.

RESULTS

In all the cases studied we obtained perfectly measurable signals, if not in all the frequencies explored certainly in some of them. The first three cases (1, 2 and 3) refer to sensitively normal ears, and the last two (4 and 5) to two patients operated upon for otosclerosis; Case 4 for mobilization of the stirrup, and Case 5 according to the Shea technique (stapedectomy).

All the results are expressed in microvolts and have been reached with an approximate excitation of 80 to 90 decibels in the extremity of the sound conductor tube.

		C	A	S	E	
<i>Frequency</i>	1	2	3	4	5	
250 c/s	70	15	70	40	20	
500 c/s	30	12	30	6	35	
1000 c/s	100 ?	2	0	8	0	
2000 c/s	0	0	0	10	15	

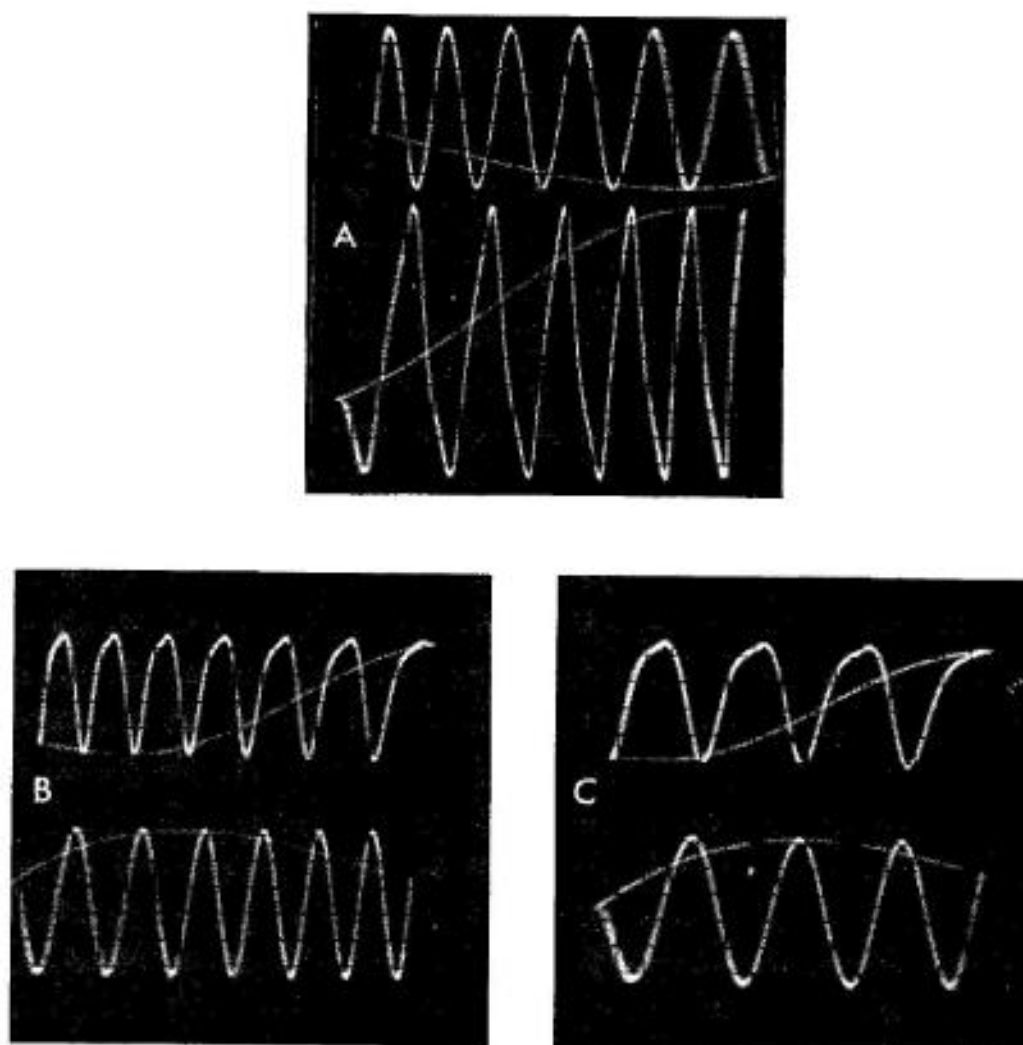


Fig. 3.—Some of the oscillograph readings obtained in the experiments. A. Case 3, 250 cycles per second; B. Case 2, 250 cycles per second; C. Case 3, 500 cycles per second.

Figure 3 represents some of the readings obtained. In A we observe the frequency of 250 c/s in Case 3, in B the same frequency in Case 2, and in C that of 500 c/s in Case 3.

In Case 1, frequency of 100 c/s, we have stumbled upon a disturbance which was discovered when the test was already finished and which we therefore query in the above table, since this reaction must not be taken into account when we come to assess the results. The cause of this disturbance was subsequently corrected and it was not repeated throughout the remaining tests.

COMMENT

The electrical phenomenon picked up directly from the tympanic membrane in these experiments is an incontrovertible fact, as is shown in the three photographs. The figures obtained in decibels are of no interest at the present juncture, this being centered in the positive result of the experiment which has been carried out many times without the slightest success.

The two modifications introduced, which enabled us to gain these results, have been the creation of an electrode carrier adapted to the Zeiss microscope permitting great maneuverability and precision, and the prior preparation of the tympanic membrane in order to reduce its electrical resistance. The fundamental problems which we have had to solve has been that of the multiple induction phenomena which we encountered at every step. The principal source of error in this case has been the loudspeaker with which we effected the stimulation, and which we have had to enclose in a metal box. From this we led the plastic sound conductor to a point one and a half meters from the spot where the experiment was being conducted. In spite of this we observed new induction phenomena which confused our results since the induction produced by the same source of stimulus is the worst enemy that could appear as the phenomenon we were picking up had to possess the same characteristics as the stimulator when dealing with a microphonic effect. In order to correct this error, we proceeded as follows: at the same time as we prepared the surface of the tympanic membrane, we did the same to the wall of the external auditory canal. Each time we took a measurement, in each frequency and in every case, and having done this and prior to passing on to the next stage, we placed the electrode in contact with the wall of the external canal without the slightest signal being registered at this point. If it were a question of induction, the phenomenon would register itself equally at any point.

Furthermore, given that the sound was conducted through a plastic tube which cannot irradiate, if, on withdrawing the tube from the region of the auditive pavilion, the phenomenon disappeared, this would indicate that this was directly produced by the contact of an acoustic stimulant with the ear. Once this had been tried several times, it was found that this, in effect, is what had occurred. On occasions disturbances were noted in the register in spite of the filters which we used in the amplification system, and which came from the

electrical supply to which the microscope was connected, in immediate proximity to the active electrode cable. In such cases it has been sufficient to change the polarity of the microscope so that these would disappear.

We ourselves have been the first to be surprised by the results achieved and for this reason we are continuing our researches, not in order to increase our tally of experiments, but to delve more deeply into the study of this microphonic phenomenon detected in the human tympanic membrane.

The register of the human tympanic membrane is an undeniable fact and equally undeniable is the register of the tympanic membrane of the guinea-pig, which was noted first, and which exhibits the same characteristics and disappears on the animal's death, a test which it is impossible to make in human experimentation.

SUMMARY

We have registered a microphonic potential taken directly from the human tympanic membrane in five instances, three normal ears and two previously operated on for otosclerosis. In all these cases we registered a phenomenon of a microphonic nature of distinct intensity according to the frequency and the case, but oscillating between 0 and 70 microvolts. To effect this, it has been necessary to prepare the surface of the tympanic membrane a few minutes beforehand in order to reduce its electrical resistance; arrange a firm mechanism to carry the electrode and count upon an amplification system with narrow band filters to eliminate disturbances.

LEONES DE CASTILLA, 9

It is to the "Fundación Juan March" that we are indebted for having been able to perfect our technique and material in the study of human electrobiology.

REFERENCES

1. Fromm, B., Nylen, C. O., and Zotterman, Y.: Studies in the Mechanism of the Wever-Bray Effect. *Acta Otolaryng.* 22:477-486, 1935.
2. Andreev, A. M., Arapova, A. A., and Gersuni, S. V.: On Electrical Potentials of the Human Cochlea. *J. Physiol. USSR.* 26: 205-212, 1939.
3. Perlman, H. B., and Case, T. J.: Electrical Phenomena of the Cochlea in Man. *Arch. Otolaryngol.* 45:61-67, 1947.

4. Lempert, J., Meltzer, P. E., Wever, E. G., and Lawrance, M.: The Cochleo-gram and Its Clinical Application: A Preliminary Report. *Arch. Otolaryng.* 45:61-67, 1947.
5. Lempert, J., Meltzer, P. E., Wever, E. G., and Lawrance, M.: The Cochleo-gram and Its Applications: Concluding Observations. *Arch. Otolaryng.* 51:307-311, 1950.
6. Ruben, R. J., Knickerbocker, G. G., Sekula, Nagel, G. T., and Bordley, J. E.: Cochlear Microphonics in Man. *Laryngoscope* 69:665-671, 1959.
7. Ruben, R. J., Sekula, J., Bordley, J. E., Knickerbocker, G. G., Nager, G. T., and Fish, U.: Human Cochlea Responses to Sound Stimuli. *ANNALS OF OTOLGY, RHINOLOGY AND LARYNGOLOGY* 69:459-479, 1960.
8. Gavilan, C., and Sanjuan, J.: About the Electrical Resistance of the Human Skin. *Acta O.R.L. Ibero-Amer.* 1:26-53, 1962.

COMENTARIOS

En el intervalo de dos años intentamos mejorar las características del equipo. Con una escasez de medios que dificultaba cualquier proyecto. Casi todo el material provenía del rastro de Madrid. El comercio de "Dª Angelita" era nuestro centro de suministro.

Gracias a la beca Juan March que obtuvo Cesar, pudimos viajar a Alemania en busca de mumetal para blindajes y apantallamiento, más condensadores y resistencias de precisión para los filtros pasa banda.

Esta aportación secuencial de nuestro trabajo, está llena de anécdotas y peripecias que no tienen cabida en nuestro propósito actual.

POTENCIALES COCLEARES Y TRAUMA ACUSTICO

C. Gavilán y J. Sanjuán (*)

Se analizan desde el punto de vista experimental los efectos nocivos del ruido intenso sobre el receptor auditivo, concretándose fundamentalmente al trauma acústico como enfermedad profesional.

Se describe el trabajo experimental realizado en cobayas y se presentan las respuestas de la cóclea normal en función de la frecuencia y de la intensidad del estímulo.

On analyse du point de vue expérimental les effets nocifs du bruit intense sur le récepteur auditif, faisant remarquer essentiellement le trauma acoustique comme maladie professionnelle.

On décrit le travail expérimental réalisé sur les cobayes et l'on présente les réponses de la cochlée normale en fonction de la fréquence et de l'intensité du stimulus.

The noxious effects of intense noise are analyzed from the point of view of experimental work, and with especial emphasis on the acoustic trauma as professional illness.

The experimental work on Guinea pigs is described, and are presented some responses of anormal cochlea in terms of frequency and intensity of stimulus.

1. INTRODUCCION

Al ser invitados por el Centro Torres Quevedo para participar en este Coloquio Internacional sobre Control del Ruido como médicos especialistas en el receptor selectivo, es decir, el oído, y dada nuestra natural tendencia a la investigación experimental, que en sucesivas ocasiones fué motivo de reuniones conjuntas con el personal especializado del Departamento de Acústica, iniciamos el enfoque de un trabajo que en modo alguno pretendemos considerar concluido. Por tanto, lo que traemos a la consideración de ustedes es un planteamiento experimental de los efectos nocivos del ruido intenso sobre el receptor auditivo, centro de giro de cuantos problemas pueda plantear hoy día el ruido en una comunidad, ya que en ausencia de nuestro órgano auditivo, todo cuanto aquí se ha hablado y se hablará carece de sentido.

La acción lesiva del ruido intenso sobre el receptor auditivo es conocida ya de antiguo, encontrando en 1830 referencias al respecto. DORE, en 1933, describe la sordera de los cazadores con pérdidas selectivas entre 1.000 y 4.000 Hz, pero es unos años después cuando se inician importantes investigaciones como las llevadas a cabo por McCORD y COLBS en 1938, por LARSEN en 1939, DICKSON y COLBS en el mismo año, BUNCH y Mc LAREN y COLBS en 1947, llegando así a los más importan-

tes estudios con análisis espectrográfico del ruido, realizados por SCHOWALTER y JOHANSSON en 1952, por COX y SATALOFF en 1953, y por ROSENBLITH en 1954.

Ultimamente, el ruido ha ampliado su campo de acción sobre el hombre al introducirse a través del oído y distribuirse por su organismo, sirviéndose para ello de las múltiples conexiones de las vías auditivas, pero muy especialmente de una: la formación reticular, que además de regular el ritmo sueño-vigilia y ser capaz, por tanto, de mantener un estado prolongado de actividad, controla cuantos impulsos caminan por las vías sensitivas, sensoriales y vegetativas, y a través de éstas explica su acción sobre los aparatos cardíaco, digestivo, etc.

No obstante, de todos los efectos que el ruido desencadena sobre nuestro organismo, sólo uno de éstos está considerado dentro del capítulo de enfermedades profesionales, y a éste precisamente vamos a dedicar nuestra atención: el trauma acústico.

Es lógico que se haya estudiado el efecto del ruido intenso directamente sobre el oído humano, valorándose los principales tipos de curvas audiométricas en función de la intensidad del ruido, del tiempo de aplicación y de la frecuencia fundamental del mismo, encontrando algunos autores como KYLIN y FLOGGREN (1960) que la mujer es más resistente al trauma acústico que el hombre en igualdad de condiciones.

(*) Drs. en Medicina Instituto de Investigaciones Estomatológicas, Madrid.

Además, se han ideado una serie de técnicas de estudio experimental en los animales y, muy especialmente, en el gato y en el cobaya. Se ha sometido a una serie de animales a ruidos intensos, bien sea en experiencia aguda, como un disparo, o en experiencia crónica durante una permanencia en ambiente ruidoso de horas o días. El problema que plantea siempre este tipo de estudios es la forma de objetivar el efecto que ese trauma ha producido en el oído del animal, ya que en él la audiometría no es posible como técnica de estudio funcional. Entonces se ha recurrido a los reflejos condicionados, como han hecho MILLER, WATSON y COVELL (1963) en el gato, a estudios histológicos de las células neurosensoriales del órgano de Corti, como los realizados por KNEJCI y BORNSTEIN en 1950 y por ENGSTRÖM y ADES en 1960, a estudios histoquímicos como los realizados por HAMMER en 1957, apreciando disminución de la concentración del ácido ribonucleico en las células nerviosas de determinados sectores del ganglio de Corti, y al mismo tiempo, disminución en el contenido de proteínas, o las de CONTI y BORGIO en 1964, encontrando una notable reducción en la actividad enzimática de la citocromo oxidasa. PERLMAN y KIMURA, en 1963, han estudiado las modificaciones circulatorias introducidas por ruidos intensos, apreciando un aumento del flujo sanguíneo en la estria vascular, y simultáneamente una reducción de los potenciales microfónicos cocleares, o incluso una anulación de los mismos. Finalmente, se ha estudiado el efecto del ruido intenso sobre los receptores vecinos al órgano de Corti, *Sáculo, utrículo y crestas ampulares*, observándose una disminución de la actividad funcional de estos receptores simultáneamente con las consiguientes alteraciones cocleares (VAN EYCK, 1961; MANGABEIRA - ALBERNAZ, COVEL y ELDREDGE, 1959).

Considerando que las principales lesiones por trauma acústico radican en el interior del órgano de Corti y que un normal funcionamiento del mismo es necesario para la producción de los potenciales microfónicos que en él radican, hemos seleccionado esta técnica de estudio en el cobaya para poder objetivar las lesiones producidas en trauma agudo mediante disparo de pistola. Es conocida por todos la insólita respuesta de la célula ciliada al estímulo sonoro. Y decimos insólita respuesta porque cualquier otro receptor sensorial, al recibir su estímulo adecuado, responde mediante la descarga de unos potenciales de forma común para todos ellos, conocidos como «potenciales espigas», mientras que los receptores sonoros, en su primera célula transductora, traducen el fenómeno mecánico que reciben en potenciales eléctricos que siguen fielmente en sus variaciones cuantitativas y cualitativas las del estímulo que los provoca; de aquí su denominación de «POTENCIALES MICROFÓNICOS COCLEARES». Esta singular excepción de las células ciliadas del órgano de Corti respecto a la respuesta de las otras células sensitivas, es para nuestro concepto de la fisiología auditiva un pilar básico en lo que se refiere a la

función discriminativa desde el punto de vista cualitativo.

Estos potenciales microfónicos cocleares (P. M. C.) que elegimos como manifestación de la función coclear, provocan en un tramo superior la descarga de otros ya de forma «espiga» y comunes, como dijimos, a los suministrados por el resto de los receptores sensoriales.

2. MATERIAL

Hemos trabajado sobre cobayas, sirviéndonos así de toda la experiencia acumulada en anteriores estudios acerca del sistema fonológico electrofisiológico.

El trauma acústico agudo ha sido producido por una pistola calibre 22 y el material de captación y medida de los P. M. C. consta del siguiente equipo:

- 1.—Amplificador adecuado.
- 2.—Sistema de unidades patrón.
- 3.—Sistemas de registro de la respuesta.
- 4.—Fuente de estímulo sonoro.
- 5.—Elementos complementarios.

2.1. Sistema amplificador.

Hemos ensayado múltiples sistemas de amplificación para estos estudios y concluimos en el año 1961 por crear un conjunto en el que incluimos entonces, como novedad esencial, filtros pasabanda extremadamente agudos, con lo que al sintonizarlos a la frecuencia del estímulo, podíamos recoger la respuesta coclear microfónica, fiel reflejo de aquél, eliminando toda posible perturbación externa o la propia del sistema amplificador y situada fuera de la banda estrecha en estudio.

El tipo de filtro finalmente adoptado está basado en el puente de Wien, colocado como elemento en contrarrealimentación y que, como es lógico, tiende así a anular todas las frecuencias, a excepción de aquella a la que está sintonizado.

El conjunto que manejamos permite estudiar potenciales mínimos del orden del microvoltio, con alguna precaución adicional en el blindaje del sujeto sometido a experiencia.

2.2. Unidad de medida.

Empleamos un instrumento que nos permite leer tensiones alternas de audio de forma lineal en toda la gama de trabajo y de un voltio a tope de escala.

Mediante un potenciómetro obtenemos fraccio-

mas de esta cantidad que pueden ser leídas en la escala del instrumento. Estas tensiones se aplican a un divisor para obtener fracciones, en sucesivas partes, que representen a la salida hasta un mínimo de 10 microvoltios a tope de escala. Estas tensiones de audio de referencia son aplicadas a la entrada del amplificador y comparadas en su amplitud en la pantalla de un oscilógrafo, con las que suministra la célula ciliada como P.M.C. en un momento dado. Se precisa, pues, de un selector a la entrada del amplificador que tome alternativamente señal de la unidad patrón y del animal sujeto a experiencia.

2.3. Sistemas de registro.

La salida del amplificador se lleva a un oscilógrafo para su visualización y medida comparativa, como hemos indicado, con la señal procedente de la unidad patrón. Otro canal se aplica sobre un altavoz que nos permite escuchar durante las manipulaciones y nos orienta sin perder de vista la zona de trabajo sobre la correcta colocación del electrodo. Si se desea, los resultados pueden registrarse para posterior estudio en un sistema magnetofónico. Ocasionalmente, cuando los potenciales de respuesta son extremadamente pequeños y la relación señal-ruído, pese a las características antes mencionadas para el amplificador, y las precauciones adicionales, es muy desfavorable. Llevamos la salida sobre un sistema integrador que se pone a cero solamente cuando la perturbación está presente, y que nos da después una medida sobreañadida a este nivel de cero al aplicar el estímulo a la cóclea y entrar en acción la célula ciliada. Por este procedimiento sólo obtenemos valores cuantitativos de referencia.

Los resultados que se obtienen los expresamos en microvoltios para traducirlos, si se desea posteriormente, en otra forma de expresión. Es esencial considerar la impedancia de carga del amplificador en su entrada por su efecto sobre la tensión de los potenciales biológicos a registrar y mantenerla idéntica para todos los trabajos que tengan que relacionarse cuantitativamente.

2.4. Fuente de estímulo sonoro.

Generalmente, se emplea un oscilador de audio-frecuencia excitando a un altavoz que lleva el estímulo al conducto auditivo externo a través de un fino tubo flexible. Es preciso cuidar el blindaje de este altavoz o auricular para evitar posibles inducciones de su campo eléctrico sobre el amplificador. Nosotros empleamos un auricular de cristal de cuarzo encerrado en un blindaje.

Naturalmente, es preciso calibrar la presión sonora a la salida del sistema en estudio, calibración que se lleva para su fácil lectura sobre la carátula del atenuador de audiofrecuencia.

2.5. Elementos complementarios.

Para llevar a cabo la aplicación del método es

preciso una serie de pequeños elementos que sufran variaciones circunstanciales; nos referimos a los electrodos de captación de los potenciales, mesa de operaciones, instrumental quirúrgico y de anestesia, microscopio para audiocirugía, etc.

Los electrodos, por tratarse de potenciales microfónicos, no es necesario que sean impolarizables, pero sí es conveniente el hecho de que entre el activo y el indiferente no aparezca un potencial de contacto excesivamente elevado; bastará para ello con que ambos electrodos sean del mismo metal. Empleamos nosotros alambre de cobre para el electrodo activo, con doble capa de barniz aislante, para que el contacto se realice fundamentalmente por el extremo donde queda el cobre al descubierto.

Respecto al lintero o mesa de operaciones, el único requisito es que sea metálico y se encuentre convenientemente unido a tierra. En alguna ocasión hemos envuelto al animal en una malla metálica o lámina flexible de plomo unida igualmente a tierra, con lo que aún evitamos más la captación de perturbaciones.

3. TÉCNICA

Cobaya anestesiado con una solución de uretano por vía intraperitoneal (2 gr/Kg de peso). Incisión retroauricular con descubrimiento de la hulla timpánica. Apertura de la misma hasta dar vista a la ventana redonda, colocación del electrodo indiferente en la boca y del tubo de polietileno conductor del estímulo acústico en el conducto auditivo externo. Finalmente, colocación del electrodo activo sobre la ventana redonda.

En estas condiciones hemos obtenido los perfiles de respuesta de la cóclea normal en función de la frecuencia (500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz) y de la intensidad (de 10 a 60 dB), véanse las curvas «normal» dadas en las figuras 1, 2, 3 y 4.

Pretendiendo estudiar inicialmente los efectos del trauma agudo, hemos provocado un disparo de pistola en la inmediata vecindad del oído del animal, interponiendo entre éste y aquella una cartulina simplemente, y midiendo a continuación los P. M. C. como antes del disparo (curvas «trauma protegido»).

A la vista de estos resultados, que comentaremos a continuación, hemos producido otro disparo sin interposición de lámina protectora entre el oído del animal y la boca del arma, pero procurando que ésta estuviera 2 cm más allá del oído del cobaya, a fin de evitar la acción directa de la onda explosiva (trauma «anterior») y, finalmente, después de efectuar las correspondientes medidas, hemos producido un tercer disparo, pero en esta ocasión situando la boca del arma sin protección alguna a 1-2 cm antes del oído del cobaya, favoreciendo de esta manera el efecto de la onda explosiva y realizando entonces la última medición.

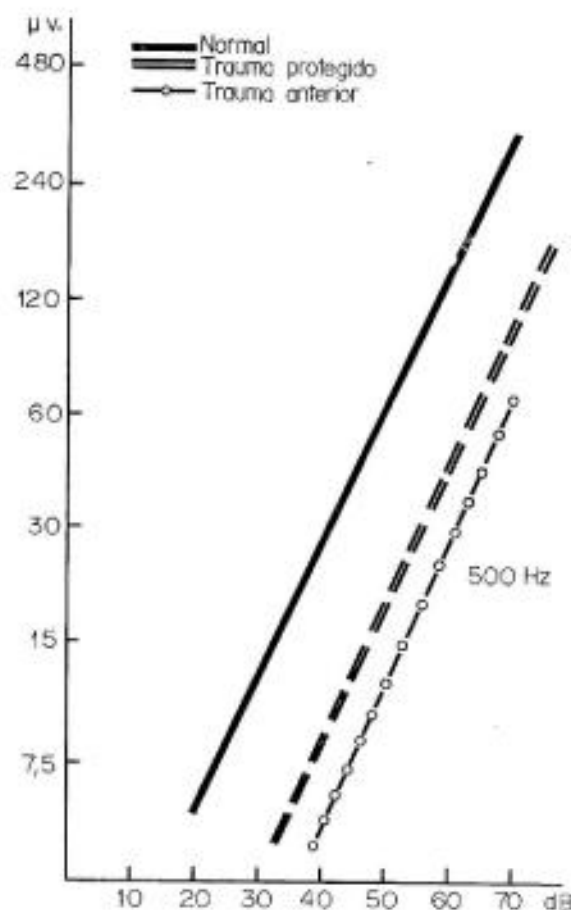


FIG. 1.—Potenciales microfónicos cocleares en función del nivel sonoro para $f = 500$ Hz.

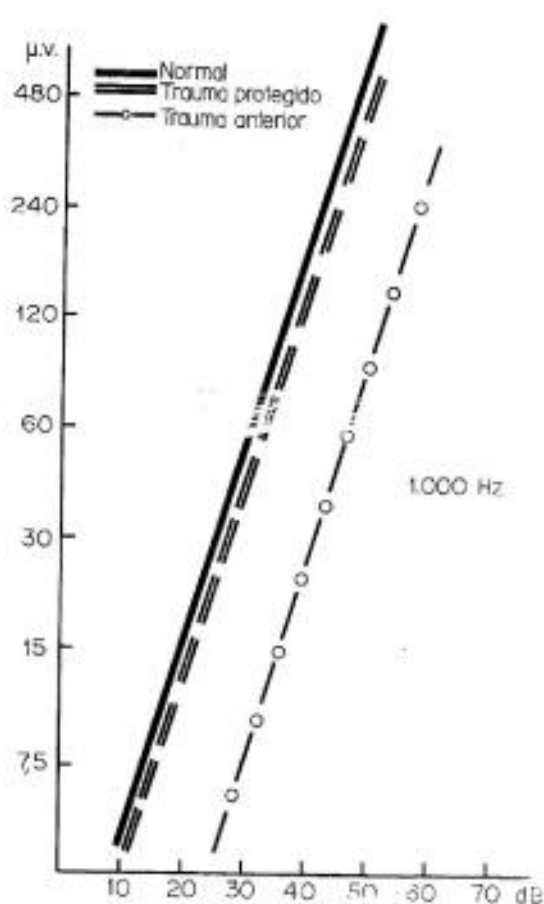


FIG. 2.—Potenciales microfónicos cocleares en función del nivel sonoro para $f = 1.000$ Hz.

4. RESULTADOS

Las cifras obtenidas del animal, en condiciones normales, nos permiten trazar los perfiles representados en las gráficas 1-4 en función de la frecuencia e intensidad del estímulo. Al representar el estímulo en una escala logarítmica, el perfil adopta un trazado lineal dentro de la zona explorada, ya que intencionadamente no hemos llegado al momento de saturación coclear, que se encuentra en los alrededores de los 80 dB para la frecuencia 1.000 Hz.

Tras el primer disparo efectuado con lámina protectora intermedia no se aprecian, prácticamente, modificaciones en frecuencias de 1.000 Hz o superiores, como puede verse en las figuras ya citadas, pero sí acusada disminución en 500 Hz.

El segundo disparo es capaz de provocar ya una mayor reducción de los potenciales cocleares en 500 Hz, que se mantiene invariablemente durante quince minutos cuando menos, y una reducción ya bastante acusada en 1.000 Hz. La frecuencia 2.000 Hz se mantiene claramente más conservada, dentro de que ya se acusa una disminución funcional.

El tercer disparo provoca en cualquiera de las frecuencias exploradas una anulación total de las corrientes microfónicas, que debe corresponder, lógicamente, a la muerte del receptor, y que no se recupera dentro del plazo máximo explorado (treinta minutos).

Cuando tras este tipo de experiencias hemos abierto el otro oído en la misma sesión quirúrgica, nos hemos encontrado con que, a pesar de haber situado algodón protector en el interior del conducto auditivo externo, la frecuencia 500 Hz se hallaba profundamente afectada, acusando una fuerte reducción de los P. M. C. obtenidos. La frecuencia 2.000 Hz se hallaba en límites prácticamente normales, encontrándose en una posición intermedia la frecuencia de 1.000 Hz.

5. DISCUSION

Como indicábamos al principio, lo que presentamos no puede considerarse en modo alguno como un resultado final, sino como el planteamiento de una cuestión en la que hay que aclarar y concretar diversos puntos.

COMENTARIOS

Las conclusiones e imprecisiones del estudio quedan subsanadas en el trabajo últimamente realizado sobre fatiga y trauma acústico que añadimos a esta relación de publicaciones.

La etapa de colaboración con el Dr. Gavilán está llena de otras aportaciones en congresos nacionales y extranjeros y comunicaciones en diversas instituciones.
