

Aplicaciones de la estimulación eléctrica de tejidos: revisión

José Luis Moreno Aranda

320, Departamento de Ingeniería, Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa. Apartado Postal 55-534, México 13, D.F.

RESUMEN

En este artículo se revisan las diferentes técnicas y procedimientos conocidos hasta la fecha en la estimulación eléctrica de tejidos: ejercicio muscular, estimulación eléctrica funcional, analgesia electroinducida, vaciado y control de vejigas neurogénicas, inducción del parto, marcapasos respiratorios, control del tracto gastrointestinal. En cada una de estas aplicaciones se mencionan diferentes referencias para que, en caso de interés, pueda ampliarse la información de un tema en particular.

ABSTRACT

In this article the various techniques and procedures of tissue electrical stimulation, known today, are reviewed. These are: muscular exercise, functional electrical stimulation, electroinduced analgesia, emptying and control of neurogenic bladders, parturition induction, respiratory pacemakers, gastro-intestinal tract control. Each one of these applications, is amply referenced in order to allow the interested reader to get additional information.

I. Introducción

La estimulación eléctrica ha sido ampliamente utilizada en medicina en los últimos años, aunque sus efectos y consecuencias colaterales y a largo plazo aún están siendo investigados. Algunos de los trabajos más importantes en este campo se han llevado a cabo en la última década.

El control artificial de la contracción muscular fue descubierto en el siglo XVIII. El médico y fisiólogo italiano Luigi Galvani (1737-1798), mientras efectuaba algunos experimentos con ranas, notó que el contacto simultáneo con hierro y cobre hacía que el músculo de la rana se contrajera (Figura 1). Sin embargo, incluso antes del descubrimiento de Galvani la electricidad ya se había aplicado en humanos con el objeto de mover miembros paralizados.^{21, 27} Después de la invención de Volta de mejores fuentes de electricidad (1799), el estudio de la estimulación eléctrica en humanos y animales se volvió más accesible.

Duchenne de Boulogne fue el primero en usar ampliamente la estimulación eléctrica de los nervios de las extremidades humanas superiores e inferiores por medio de electrodos, los cuales eran colocados en la piel sobre las troncales nerviosas y los puntos motores de los músculos¹³ (véase portada de este número). La presencia o ausencia de excitabilidad eléctrica era considerada como un criterio de la integridad del músculo y sus nervios. Posteriormente se encontró que incluso músculos denervados se contraían al aplicárseles corrientes eléctricas. Este descubrimiento fue im-



Figura 1. Demostración hecha por Galvani de los efectos de la electricidad en los músculos de rana y cordero (Tomada de: Basmajian, J.V., *Muscles Alive*, The Williams & Wilkins Co., 1978).

portante en el desarrollo de lo que se conoce como electrodiagnóstico, el cual es hoy en día un procedimiento rutinario en casos de trastornos nerviosos periféricos; también influyó grandemente en el desarrollo de la electroterapia, la cual hace uso de la aplicación de corrientes continuas y alternas como auxiliar en el tratamiento de degeneraciones nerviosas.

La aplicación práctica de la estimulación eléctrica requiere de un conocimiento de los mecanismos que controlan la actividad de los tejidos y órganos, así como de una habilidad para determinar las señales de control natural. También se precisa del desarrollo de generadores de impulsos eléctricos apropiados y de métodos para hacer llegar estos impulsos a los tejidos que requieren ser estimulados.

En años recientes la estimulación eléctrica ha sido utilizada en muy diferentes aplicaciones, algunas de las cuales son: la estimulación de músculos normales y denervados con el objeto de ejercitarlos u obtener movimientos útiles, marcapasos cardiacos, desfibriladores cardiacos, restauración de las características funcionales de la vejiga paralizada, control del dolor, control de la incontinencia fecal y urinaria, inducción del parto, etcétera.

A continuación se presenta una visión panorámica de las investigaciones más importantes que se han realizado en las diferentes aplicaciones de la estimulación eléctrica.

II. Ejercicio muscular con uso de estimulación eléctrica

La posibilidad de utilizar la estimulación eléctrica para fortalecer los músculos estriados ha sido estudiada en personas normales y parapléjicas. En 1966, Crochtière y Reswick¹¹ propusieron la utilización de un tren de pulsos positivos con una frecuencia de 50 Hz y electrodos sobre la piel para llevar a cabo el ejercicio. Peckham, Romich y Reswick^{4,8} (1969) sugirieron el uso de electrodos intramusculares implantados en diferentes localizaciones en el músculo.

En 1973, P.H. Peckham, J.T. Mortimer y J.P. Van Der Meulen^{4,9} explicaron los resultados de experimentos de estimulación crónica hechos en gatos, utilizando electrodos intramusculares del tipo resorte. Los parámetros eléctricos utilizados son: pulsos de corriente regulada monopares con una duración de 100 μ seg. y frecuencia de repetición de 10 Hz. Los investigadores concluyeron que "el ejercicio eléctrico inducido mostró ser efectivo incrementando la capacidad de las fibras para el metabolismo oxidativo, por lo

tanto, aumentando la resistencia del músculo a la fatiga".

En un estudio posterior (1975), P. H. Peckham, J. T. Mortimer y E. B. Marsolais^{5,0} encontraron que la fuerza y la resistencia a la fatiga de músculos paralizados de sujetos con lesiones en la columna vertebral podrían ser incrementadas mediante un programa de ejercicio eléctrico. Los experimentos se hicieron utilizando electrodos tipo resorte para estimulación intramuscular. La estimulación se llevó a cabo también por medio de pulsos de corriente regulada monopares con una duración de 100 μ seg y a una frecuencia de 10 Hz. El tren de estímulos duraba prendido 2.5 seg, y se apagaba durante el mismo intervalo.

En los años 70, en Irlanda, fue desarrollado un ejercitador muscular eléctrico llamado *Reductronic-Slendertone* 62 para uso comercial. Este estimulador utiliza pulsos unipolares de voltaje controlado a una frecuencia de 75 Hz. El voltaje varía de 0 a 14 volts. Usa electrodos redondos con un diámetro de 9.5 cm, hechos de hule conductor.

V. Gatev, L. Stamatova, B. Angelova e I. Ivanov del Instituto de Investigación en Pediatría de Sofía, Bulgaria,¹⁶ estudiaron el desarrollo de la transmisión neuromuscular y la contractilidad muscular en la primera infancia por medio de estimulación eléctrica inducida. Los pulsos eléctricos utilizados eran rectangulares, con una duración de 0.1 mseg a una frecuencia de 30 Hz.

En 1977, G. G. Adrianova, G. I. Prokopenko, L. B. Shabashevich y L. N. Khvostov¹ desarrollaron un aparato para estimulación eléctrica de músculos desde la superficie cutánea llamado el *Stimul 1*. Este aparato "produce fluctuaciones senoidales con una frecuencia de 2 KHz, en trenes con una duración de 10 mseg y una frecuencia de sucesión de 50 Hz, lo cual hace posible decrecer la fuerza de la estimulación sin decrecer la fuerza de la contracción. Esta corriente puede ser aplicada en forma continua o en forma de pulso-pausa con frente y sección del pulso regulables".

Los investigadores reportaron que "pruebas clínicas del aparato llevadas a cabo en un número de importantes establecimientos médicos han demostrado su alta efectividad en parálisis espásticas y flácidas de diversos orígenes, para la prevención de atrofia muscular en inmovilización prolongada después de traumatismo y afecciones inflamatorias de las articulaciones, en escoliosis, en el tratamiento de pie plano y otras enfermedades del sistema neuromuscular, así como para estimulación de músculos con el propósito de entrenarlos".

En 1978, V. V. Shpak y G. F. Kolesnikov⁶⁰ propusieron la utilización de altas frecuencias para la estimulación eléctrica muscular desde la piel, ya que "es bien conocido que tanto las componentes activas como las reactivas de la impedancia del tejido vivo decrecen con corrientes de frecuencia creciente y la impedancia de la piel decrece en una proporción mayor que la del tejido muscular". Basados en estas observaciones propusieron, para estimulación muscular desde la piel, el uso de corrientes con estímulos de 1 mseg de duración y frecuencia de repetición de 20 a 400 Hz.

En 1978, Francisco del Paso y José M. R. Delgado, del Centro Ramón y Cajal en Madrid, España,⁵⁴ propusieron el uso de un estimulador híbrido (híbrido de corriente constante y voltaje constante) para la estimulación muscular desde la piel. Este estimulador puede generar hasta 3 mA a una carga de 10 KΩ. Los pulsos generados son rectangulares y monofásicos a una frecuencia de 100 Hz., con una duración del pulso de 0.5 mseg.

Recientemente salió a la venta en México un estimulador nervioso y muscular para uso hospitalario, fabricado en Alemania por Siemens, llamado el *Neuroton Universal 726*.⁴⁶ Este aparato produce impulsos de corriente cuadrados y exponenciales con frecuencia variable, a una corriente máxima de 80 mA.

Un estudio muy extenso sobre los parámetros que afectan la estimulación eléctrica utilizada para provocar contracciones musculares controladas, a través de estimulación cutánea, fue realizado por J. L. Moreno-Aranda y A. Seireg en la Universidad de Wisconsin, U.S.A.³⁶⁻⁴⁰

En esta serie de trabajos se presentan resultados obtenidos al hacer experimentación en perros y humanos. Los diferentes parámetros utilizados en la estimulación eléctrica cutánea se evaluaron en función de la fuerza muscular pro-

ducida y del dolor que la corriente eléctrica produce al pasar a través de la piel y el tejido muscular.

Por medio de experimentación *in vivo* en músculo de perro, a través de la estimulación directa sobre el tejido, se comprobó que el rango óptimo de frecuencias de estimulación—desde el punto de vista de la fuerza de la contracción muscular producida— es de 50 a 100 Hz. De aquí podemos ver, a título de curiosidad, que la frecuencia de la corriente eléctrica de uso doméstico (generalmente 60 Hz) se encuentra precisamente dentro del rango más peligroso, desde el punto de vista de su capacidad de provocar una electrocución.

Para la estimulación eléctrica muscular desde la piel, en humanos, los investigadores hacen las siguientes observaciones: a) El tejido cutáneo humano es sensible a corrientes de bajas frecuencias, desde el punto de vista del dolor provocado. b) En condiciones normales, la máxima actividad eléctrica muscular (detectada por electromiografía) ocurre dentro del rango de 50 a 100 Hz.^{36, 55} c) El período refractario de una célula de músculo esquelético es aproximadamente de 4 a 5 mseg.¹⁸

Basados en estas observaciones y en los resultados de experimentos realizados en 23 pacientes en diferentes músculos del cuerpo, utilizando diferentes tipos y tamaños de electrodos y cuantificando la fuerza ejercida por los músculos con transductores de fuerza del tipo anillo, concluyeron que la forma óptima de estimulación muscular desde la piel, para provocar máxima fuerza sin producir dolor o irritación en la piel, consiste en el uso de una señal bipolar de alta frecuencia (10 000 Hz) modulada en amplitud por medio de una onda cuadrada a una frecuencia de 100 Hz. y con una duración de los pulsos de corriente de 2 mseg. (Figura 2).

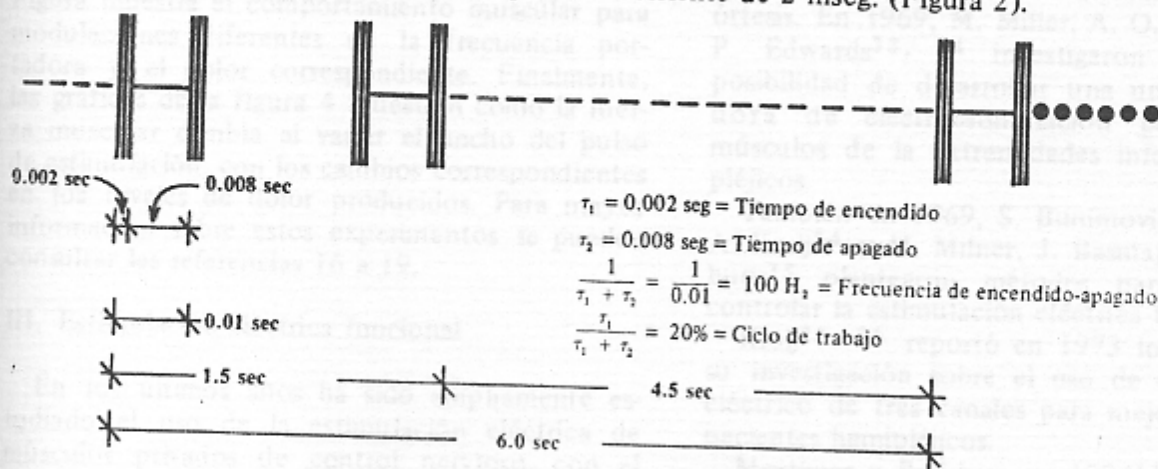


Figura 2. Señal bipolar óptima de alta frecuencia modulada, utilizada para estimular músculos desde la piel.

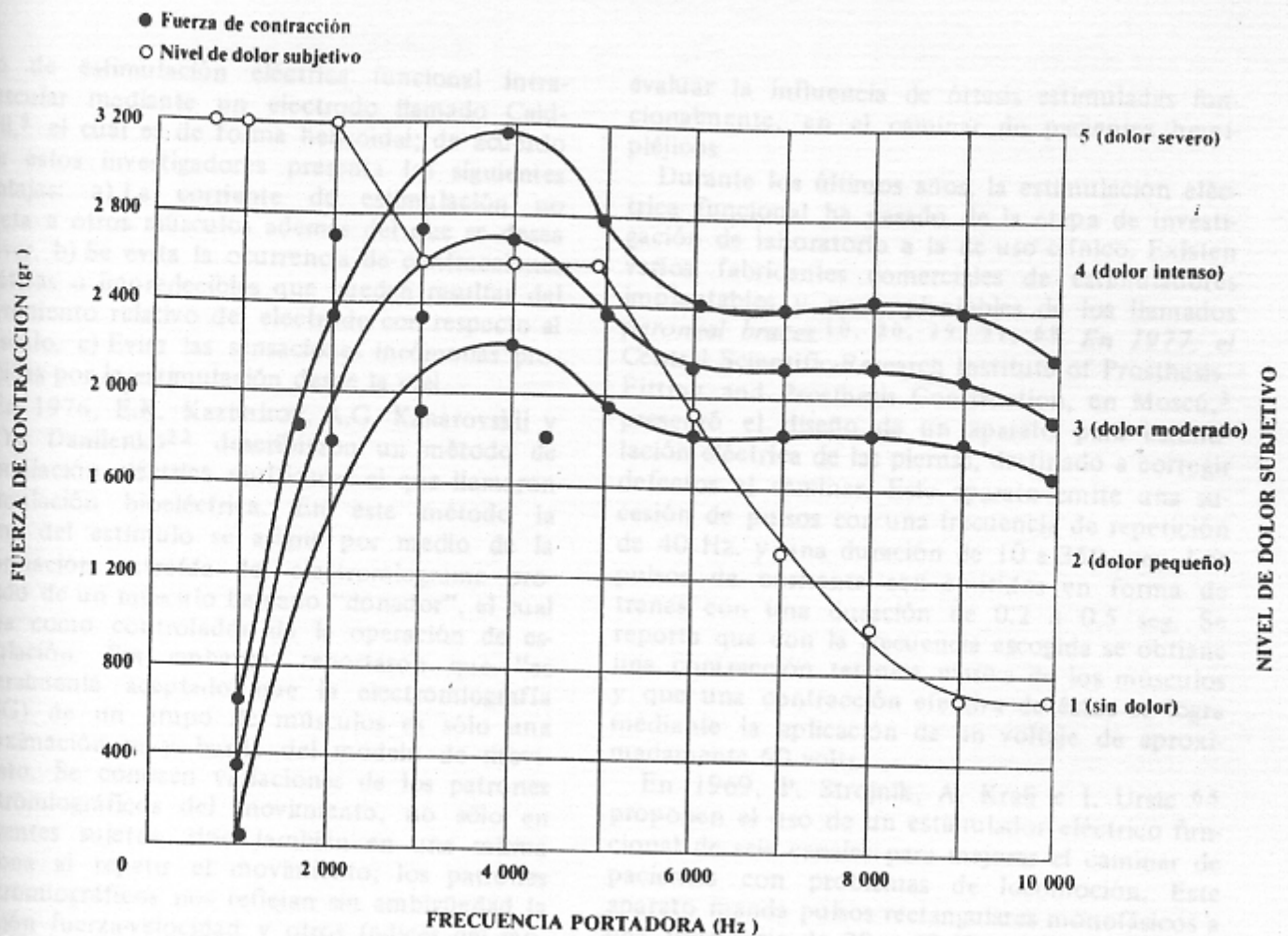


Figura 3. Dependencia de la fuerza muscular y del nivel de dolor subjetivo producido por la corriente estimuladora como función de la frecuencia de la onda portadora.

La Figura 3 muestra el comportamiento del músculo cuando la frecuencia portadora de la señal de excitación varía en el rango de 1 000 a 10 000 Hz, para tres voltajes diferentes y presenta también una gráfica cualitativa del nivel de dolor producido por la corriente eléctrica al atravesar la piel, para diferentes frecuencias portadoras. Esta Figura muestra el comportamiento muscular para modulaciones diferentes de la frecuencia portadora y el dolor correspondiente. Finalmente, las gráficas de la figura 4 muestran cómo la fuerza muscular cambia al variar el ancho del pulso de estimulación, con los cambios correspondientes en los niveles de dolor producidos. Para mayor información sobre estos experimentos se pueden consultar las referencias 16 a 19.

III. Estimulación eléctrica funcional

En los últimos años ha sido ampliamente estudiado el uso de la estimulación eléctrica de músculos privados de control nervioso, con el

objeto de producir su contracción, de tal forma que se obtenga un movimiento funcional y útil. Esta aplicación de la estimulación eléctrica se conoce con el nombre de "estimulación eléctrica funcional" (*functional electrical stimulation*).

En 1961, Liberson²⁸ propuso que la estimulación eléctrica podía ser utilizada para controlar órtesis. En 1969, M. Miller, A. O. Quanbury y E. P. Edwards^{33, 34} investigaron en Canadá la posibilidad de desarrollar una unidad programadora de electroestimulación para mover los músculos de la extremidades inferiores de parapléjicos.

También en 1969, S. Bunimovich y L. Aleev⁵ A. Kralj²⁴ y M. Milner, J. Basmajian y A. Quanbury³⁵ plantearon métodos para coordinar y controlar la estimulación eléctrica funcional.

Kralj^{25, 26} reportó en 1973 los resultados de su investigación sobre el uso de un estimulador eléctrico de tres canales para mejorar el paso de pacientes hemipléjicos.

Mortimer y Peckham en 1973⁴¹ expusieron el

uso de estimulación eléctrica funcional intramuscular mediante un electrodo llamado Caldwell,⁹ el cual es de forma helicoidal; de acuerdo con estos investigadores presenta las siguientes ventajas: a) La corriente de estimulación no afecta a otros músculos además del que se desea mover. b) Se evita la ocurrencia de contracciones erráticas o impredecibles que pueden resultar del movimiento relativo del electrodo con respecto al músculo. c) Evita las sensaciones incómodas producidas por la estimulación desde la piel.

En 1976, E.K. Kazimirov, A.G. Kanarovskii y L. Ya Danilenko²² describieron un método de estimulación eléctrica multicanal al que llamaron estimulación bioeléctrica. En este método la forma del estímulo se asigna por medio de la información extraída del electromiograma procesado de un músculo llamado "donador", el cual actúa como controlador de la operación de estimulación. Sin embargo, reportaron que "es generalmente aceptado que la electromiografía (EMG) de un grupo de músculos es sólo una aproximación muy burda del modelo de movimiento. Se conocen variaciones de los patrones electromiográficos del movimiento, no sólo en diferentes sujetos, sino también en una misma persona al repetir el movimiento; los patrones electromiográficos nos reflejan sin ambigüedad la relación fuerza-velocidad y otros índices del movimiento que va ocurriendo".

P.H. Peckham⁵¹ en 1976 estableció que "el control de la fuerza de la contracción se efectúa por reclutamiento de fibras y la suma de las respuestas contráctiles se logra por medio de modulación del ancho del pulso y la frecuencia". Por medio de sus experimentos mostró que "la modulación del ancho del pulso y la frecuencia proveen de medios efectivos para controlar la fuerza de la contracción".

También en 1976 P.H. Peckham, J.T. Mortimer y E.B. Marsolais^{52, 53} concluyeron que para ejercitar eléctricamente un músculo paralizado se requiere que éste tenga su neurona motora inferior intacta.

En 1974, Uros Stanic y Amadej Trnkiczy⁶³ publicaron los resultados obtenidos en el desarrollo de un posicionador de la rodilla de un paciente hemipléjico, mediante estimulación eléctrica funcional. Para estos experimentos, los músculos fueron estimulados desde la superficie de la piel con un estímulo rectangular de voltaje controlado, usando una frecuencia de repetición de 50 Hz. y un ancho de pulso de 0.3 mseg.

En un estudio posterior (1975), U. Stanic, M. Kljajic y T. Bajd⁶⁴ describieron dos métodos para

evaluar la influencia de órtesis estimuladas funcionalmente, en el caminar de pacientes hemipléjicos.

Durante los últimos años, la estimulación eléctrica funcional ha pasado de la etapa de investigación de laboratorio a la de uso clínico. Existen varios fabricantes comerciales de estimuladores implantables y no implantables de los llamados *peroneal braces*.^{10, 20, 29, 31, 68} En 1977, el Central Scientific-Research Institute of Prosthesis Fitting and Prosthesis Construction, en Moscú,³ presentó el diseño de un aparato para estimulación eléctrica de las piernas, destinado a corregir defectos al caminar. Este aparato emite una sucesión de pulsos con una frecuencia de repetición de 40 Hz. y una duración de 10 a 350 μ seg. Los pulsos de corriente son emitidos en forma de trenes con una duración de 0.2 a 0.5 seg. Se reporta que con la frecuencia escogida se obtiene una contracción tetánica masiva de los músculos y que una contracción efectiva de éstos se logra mediante la aplicación de un voltaje de aproximadamente 60 volts.

En 1969, P. Strojnik, A. Kralj e I. Ursic⁶⁵ proponen el uso de un estimulador eléctrico funcional de seis canales para mejorar el caminar de pacientes con problemas de locomoción. Este aparato manda pulsos rectangulares monofásicos a una frecuencia de 20 a 60 Hz, con un ancho de pulso de 0.1 a 1 mseg. Los autores señalan que "las preguntas sobre la selección de los patrones óptimos de estimulación, la sincronización, la variación de las secuencias de estimulación de acuerdo con la velocidad del paso y muchos otros problemas, quedan aún sin resolver".

IV. Analgesia electroinducida

Durante la última década ha surgido una nueva tendencia en el tratamiento del dolor, la cual dada su importancia se ha investigado exhaustivamente. A esta nueva herramienta terapéutica se le llama "analgesia electroinducida". Su aparición se asocia con la llamada hipótesis del *gate control* del mecanismo del dolor.³² De acuerdo con esta hipótesis, la activación de las fibras nerviosas del grupo A-beta que inervan una zona particular de receptores aumenta el umbral de sensibilidad de dolor en esa zona. Por lo tanto, la estimulación eléctrica de estas fibras en la espina dorsal, o en las troncales periféricas que inervan una zona de percepción de dolor, debe provocar analgesia.

Los primeros intentos de este tipo de estimulación eléctrica fueron prometedores.^{56,69} Los

métodos de analgesia electroinducida que se encuentran actualmente en uso son: a) estimulación telemétrica por medio de electrodos implantados directamente sobre las troncales nerviosas o la columna vertebral, y b) estimulación eléctrica transcutánea del sistema nervioso por medio de electrodos colocados sobre la piel.

El método de la estimulación eléctrica transcutánea es relativamente simple y conveniente, y ha sido investigado en un buen número de establecimientos terapéuticos. Los resultados preliminares muestran que este método de control del dolor tiene un gran futuro, por lo cual el desarrollo y uso de la analgesia electroinducida parecen garantizados. Sin embargo, se requiere llevar a cabo una investigación más a fondo sobre sus mecanismos de acción, las indicaciones y contraindicaciones, posibles complicaciones, determinación de parámetros eléctricos óptimos, así como localización de electrodos.

C.N. Shealy, J.T. Mortimer y N. R. Hagfors⁵⁷ desarrollaron un estimulador de la espina dorsal para el control de dolores intratables. C. Burton y D. Maurer⁶ presentaron en 1974 los resultados de experimentos hechos en 50 pacientes con problemas de dolor intratable, en los que usaron la estimulación eléctrica nerviosa. La salida del estimulador utilizado es un pulso de corriente, con amplitud ajustable hasta un máximo de 90 mA y un rango de frecuencia variable de 10 a 180 Hz. Reportan que en la mayoría de los 50 pacientes el dolor desapareció durante aproximadamente seis horas después de efectuada la estimulación.

M. Linzer y D. Long³⁰ condujeron una serie de experimentos utilizando un estimulador neuronal fabricado por la Stimulation Technology Company, Minneapolis, Mn. Las conclusiones más importantes de esta investigación son las siguientes: a) La mínima corriente para producir un control de dolor adecuado fue 24 mA. b) El histograma de las frecuencias utilizadas demostró que 74% de los pacientes con un control del dolor de bueno o excelente requirió de una frecuencia de estimulación entre 0 y 60 Hz.

J. M. Mumford y D.G. Lewis⁴² utilizaron la estimulación eléctrica de dientes de sujetos normales para determinar los umbrales de percepción del dolor y los niveles de tolerancia. El estimulador utilizado en esta investigación produce estímulos de onda cuadrada con duraciones de 1, 5 y 10 mseg. La frecuencia de estimulación es de 1, 5, 10, 100 y 500 Hz. J. M. Mumford⁴³ en un estudio previo mostró que cuando los pacientes son estimulados a una frecuencia de 50 Hz. la amplitud de la corriente requerida para alcanzar

el umbral inferior de dolor era más baja que para 7 Hz., "probablemente porque los impulsos más frecuentes eran más efectivos al producir la excitación de neuronas secundarias".

Un aparato portátil para analgesia electroinducida, —el "Delta 7" —fue diseñado en la Unión Soviética en 1977, en el All Union Institute of Medical Instrumentation.¹² Este instrumento genera pulsos bipolares con una amplitud hasta de 100 V (a una carga de 5 K Ω), una duración de 0.1 a 0.5 mseg y una frecuencia de repetición de 20 a 200 Hz.

En 1978, en el campo de la estimulación de nervios se llevaron a cabo experimentos conducidos por R. Butikofer y P. Lawrence⁷ en la Universidad de British Columbia, Vancouver, B. C., Canadá. Los efectos de un solo pulso de corriente bifásica, aplicado a un nervio mielinizado, fueron estudiados experimental y teóricamente utilizando el modelo de Frankenhaeuser-Huxley del nódulo de Ranvier, en *Xenopus Laevis*.

En un estudio posterior (1979) R. Butikofer y P. Lawrence⁸ sugieren formas de onda para la estimulación nerviosa electrocutánea. Estos investigadores sugieren el uso de pulsos bifásicos de corriente regulada.

V. Estimulación eléctrica de la vejiga

En la última década, se han llevado a cabo numerosos intentos para estimular eléctricamente el músculo detrusor de la vejiga, con el objeto de provocar una contracción y evacuación. Los problemas más importantes encontrados son el dolor producido y la estimulación de tejidos y órganos adyacentes, debida a la difusión no controlada de la corriente.

En 1973, Z. Schlegel y A. Egorov⁵⁹ presentaron resultados de algunos experimentos destinados a implantar un estimulador eléctrico de vejigas neurogénicas. Se señala que en el desarrollo del estimulador se realizaron experimentos en perros, con el objeto de determinar el tipo de electrodos, su número, su localización, y los parámetros óptimos de la estimulación eléctrica. La efectividad de la estimulación fue evaluada después de un llenado normal, tanto por el cambio máximo de la presión interna de la vejiga obtenida por medios isovolumétricos como por la cantidad de orina que quedaba dentro, después de la estimulación. Para los perros la estimulación mostró ser óptima cuando se usaron pulsos rectangulares con una amplitud entre 6 y 15 V, duración de 2 a 2.5 μ seg y frecuencia de repetición de 20 a 20 Hz.

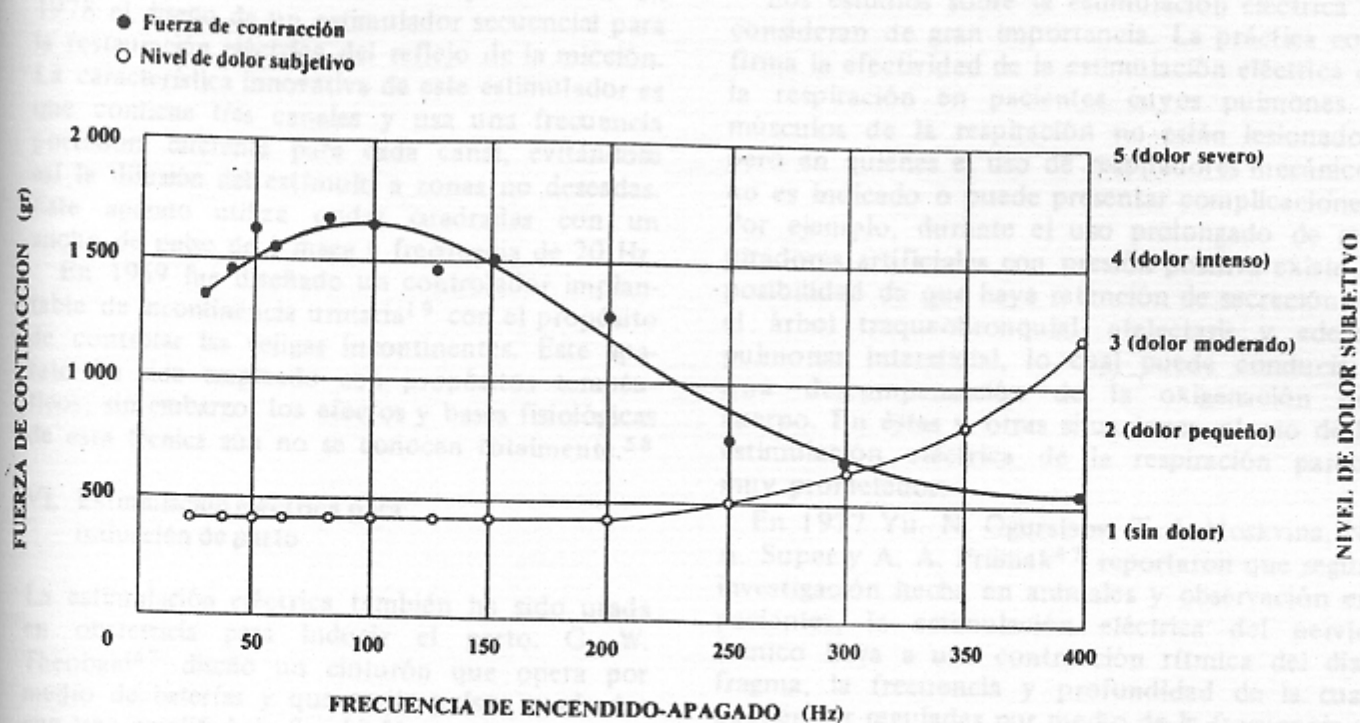


Figura 4. Dependencia de la fuerza muscular y del nivel de dolor subjetivo producido por la corriente estimuladora como función de la frecuencia de encendido-apagado de la señal.

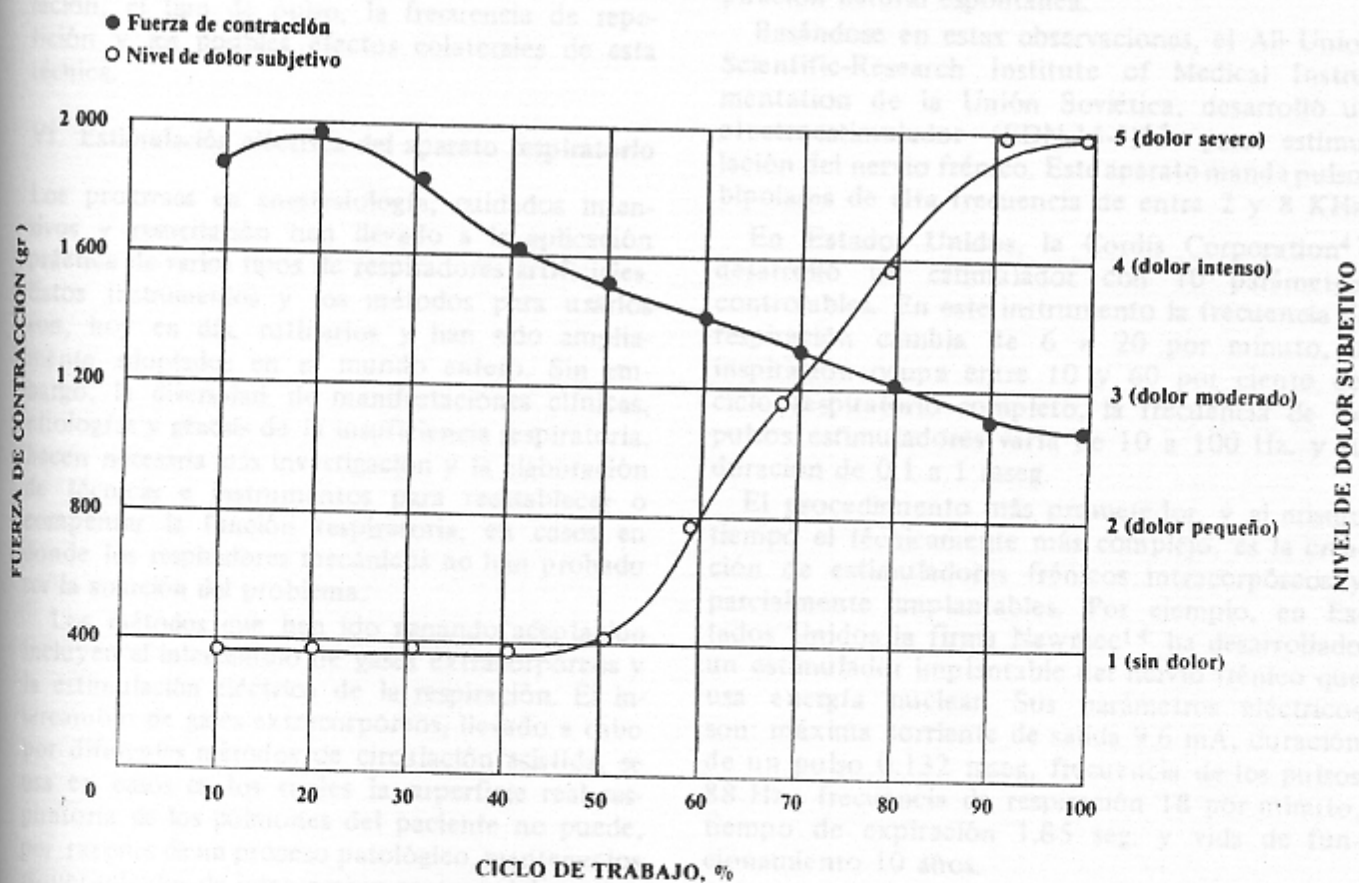


Figura 5. Dependencia de la fuerza muscular y del nivel de dolor subjetivo producido por la corriente estimuladora como función del ciclo de trabajo de la señal.

S. Neumann y M. Miller⁴⁴ presentaron en 1978 el diseño de un estimulador secuencial para la restauración eléctrica del reflejo de la micción. La característica innovativa de este estimulador es que contiene tres canales y usa una frecuencia portadora diferente para cada canal, evitándose así la difusión del estímulo a zonas no deseadas. Este aparato utiliza ondas cuadradas con un ancho de pulso de 1 mseg y frecuencia de 20 Hz.

En 1969 fue diseñado un controlador implantable de incontinencia urinaria¹⁹ con el propósito de controlar las vejigas incontinentes. Este aparato ha sido empleado con propósitos terapéuticos; sin embargo, los efectos y bases fisiológicas de esta técnica aún no se conocen totalmente.⁵⁸

VI. Estimulación eléctrica para inducción de parto

La estimulación eléctrica también ha sido usada en obstetricia para inducir el parto. G. W. Theobald⁶⁷ diseñó un cinturón que opera por medio de baterías y que emite pulsos cuadrados con una amplitud de 7 a 10 V, con frecuencia de repetición de 5 a 7 Hz. A pesar de que el cinturón demostró su utilidad en la inducción del parto, se requiere aún hacer más investigación para determinar los voltajes óptimos de estimulación, el tipo de pulso, la frecuencia de repetición y los posibles efectos colaterales de esta técnica.

VI. Estimulación eléctrica del aparato respiratorio

Los progresos en anestesiología, cuidados intensivos y resucitación han llevado a la aplicación práctica de varios tipos de respiradores artificiales. Estos instrumentos y los métodos para usarlos son, hoy en día, rutinarios y han sido ampliamente adoptados en el mundo entero. Sin embargo, la diversidad de manifestaciones clínicas, etiologías y génesis de la insuficiencia respiratoria, hacen necesaria más investigación y la elaboración de técnicas e instrumentos para reestablecer o compensar la función respiratoria, en casos en donde los respiradores mecánicos no han probado ser la solución del problema.

Los métodos que han ido ganando aceptación incluyen el intercambio de gases extracorpóreos y la estimulación eléctrica de la respiración. El intercambio de gases extracorpóreos, llevado a cabo por diferentes métodos de circulación asistida, se usa en casos en los cuales la superficie real respiratoria de los pulmones del paciente no puede, por razones de un proceso patológico, mantener los requerimientos de intercambio gaseoso del cuerpo.

Los estudios sobre la estimulación eléctrica se consideran de gran importancia. La práctica confirma la efectividad de la estimulación eléctrica de la respiración en pacientes cuyos pulmones y músculos de la respiración no están lesionados, pero en quienes el uso de respiradores mecánicos no es indicado o puede presentar complicaciones. Por ejemplo, durante el uso prolongado de respiradores artificiales con presión positiva existe la posibilidad de que haya retención de secreción en el árbol traqueobronquial, atelectasis y edema pulmonar intersticial, lo cual puede conducir a una descompensación de la oxigenación del cuerpo. En éstas y otras situaciones, el uso de la estimulación eléctrica de la respiración parece muy prometedor.

En 1977 Yu. N. Ogurstsov, T. I. Moskvina, N. A. Super y A. A. Priimak⁴⁷ reportaron que según investigación hecha en animales y observación en pacientes, la estimulación eléctrica del nervio frénico lleva a una contracción rítmica del diafragma, la frecuencia y profundidad de la cual pueden ser reguladas por medio de la frecuencia y la amplitud de la corriente de estimulación. La contracción del diafragma causa un decremento en la presión intrapleurales en la fase inspiratoria, de manera similar a como ocurre durante la respiración natural espontánea.

Basándose en estas observaciones, el All Union Scientific-Research Institute of Medical Instrumentation de la Unión Soviética, desarrolló un electroestimulador (EDN-15-1)⁴⁷ para estimulación del nervio frénico. Este aparato manda pulsos bipolares de alta frecuencia de entre 2 y 8 KHz.

En Estados Unidos, la Cordis Corporation⁴⁷ desarrolló un estimulador con 10 parámetros controlables. En este instrumento la frecuencia de respiración cambia de 6 a 20 por minuto, la inspiración ocupa entre 10 y 60 por ciento del ciclo respiratorio completo, la frecuencia de los pulsos estimuladores varía de 10 a 100 Hz. y su duración de 0.1 a 1 mseg.

El procedimiento más prometedor, y al mismo tiempo el técnicamente más complejo, es la creación de estimuladores frénicos intracorpóreos y parcialmente implantables. Por ejemplo, en Estados Unidos la firma Newmec¹⁴ ha desarrollado un estimulador implantable del nervio frénico que usa energía nuclear. Sus parámetros eléctricos son: máxima corriente de salida 9.6 mA, duración de un pulso 0.132 mseg, frecuencia de los pulsos 88 Hz., frecuencia de respiración 18 por minuto, tiempo de expiración 1.85 seg. y vida de funcionamiento 10 años.

La estimulación del nervio frénico también

puede ser efectuada utilizando telemetría. Los Every Laboratories, Inc., en Estados Unidos¹⁷ desarrollaron un estimulador que funciona con radiofrecuencia y que consiste en un estimulador externo de baja potencia y una unidad receptora implantable, la cual tiene acoplados los electrodos.

R. W. Silverman y D. J. Jenden⁶¹ propusieron en 1978 el uso de un estimulador eléctrico para el nervio frénico. El estimulador produce pulsos unipolares negativos, con una duración de 5 a 50 mseg y una frecuencia de 10 a 100 Hz. Se sugiere en este caso que los electrodos sean de alambre de platino.

En 1978, M. Noshiro y S. Suzuki⁴⁶ reportaron que la sincronización de la respiración con la estimulación eléctrica del nervio frénico ocurre solamente dentro de un intervalo limitado del período de la estimulación, y propone una teoría de sincronización basada en los resultados experimentales, expresados en forma de ecuaciones recurrentes. El rango calculado teóricamente es comparable con el obtenido experimentalmente.

VIII. Estimulación eléctrica del tracto gastrointestinal

La estimulación eléctrica puede ser un medio muy efectivo para resolver problemas postoperatorios tales como la parálisis del tracto gastrointestinal. También puede ser utilizada en pacientes con lesiones en la espina dorsal y el cerebro, constipación crónica, etcétera.^{2, 4, 66}

En 1977, el All Union Scientific-Research Institute of Medical Instrumentation, en colaboración con el Virshnevskii Institute of Surgery y el Kaunas Medical Institute,²³ desarrollaron por primera vez en la Unión Soviética un electroestimulador del tracto gastrointestinal llamado el *Endonton* modelo ESG-35-1. Este estimulador consiste en un generador de pulsos bipolares rectangulares modulados con pulsos unipolares rectangulares. La frecuencia de los pulsos unipolares es de 12.5, 25, 50 y 100 Hz., y la de los bipolares de 1 000 Hz. La duración de los pulsos unipolares es de 5 mseg. El ritmo de estimulación es continuo y periódico, con un período de emisión-repetición de 4 seg (2 seg emisión/2 seg. pausa). Se emplearon electrodos rectales en este tipo de estimulador.

IX. Estimuladores cardiacos

Los estimuladores eléctricos más ampliamente utilizados y reconocidos son, sin duda, los marcapasos y los desfibriladores cardiacos. Estos dos

estimuladores eléctricos han salvado muchas vidas y son considerados como instrumentos de tratamiento estándar en trastornos cardiacos. Una discusión detallada de este tipo de estimuladores se presenta en la referencia 70.

X. Conclusiones

Como puede apreciarse de la descripción anterior, la estimulación eléctrica de órganos y tejidos se presenta como una posible solución en la rehabilitación de pacientes con problemas a nivel muscular, nervioso o de otros órganos. Se presenta también, como una herramienta muy valiosa en el ejercicio muscular de atletas o de personas que por su condición física o por restricciones ambientales sufren de limitaciones para llevarlo a cabo por los medios tradicionales.

La estimulación eléctrica presenta un reto a la ingeniería biomédica, ya que se requiere continuar las investigaciones con el objeto de depurar los procedimientos hasta ahora conocidos y así pasen a ser herramientas terapéuticas de utilización universal.

Por último, podemos afirmar sin temor a equivocarnos que la estimulación eléctrica de tejidos y órganos posee un potencial inmenso y por lo tanto, no dudamos en calificarla como la terapia del futuro.

BIBLIOGRAFIA

1. Andrianova, G.G., Prokopenko, G.I., Shabashevich, L.B. and Khvostov, L.N. "An apparatus for electrical stimulation of muscles, model Stimul-1" *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. 11, No. 2, March-April, 1978.
2. Babaev, V.A. *Transactions of the 29th Annual Scientific Session of Sverdlovsk*, pp. 75-76, 1966.
3. Borisov, E.I., Vitenzon, A.S., Savelev, L.A., Zarezankov, V.G., Ulogov, A.V., Peker, E.S. and Turchenkov, V.I. "Device for electrical stimulation of the leg muscles to correct defective walking". *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. II, No. 2, March-April, 1977.
4. Bredikis, Yu., Yu. "Electrical stimulation of organs and tissues in clinical medicine". *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. 11, No. 2, pp. 62-64, March-April, 1977.
5. Bunimovich, S. and Aleev, L. "Auto and mutual control of the degree of muscular excitement". *Proceedings of the 8th ICMBE*, July 1969.
6. Burton, C. and Maurer, D. "Pain suppression by transcutaneous electronic stimulation". *IEEE Transactions in Biomedical Engineering*, Vol. BME-21, No. 2, pp. 81-88, March 1974.
7. Butikofer, Rudolf and Lawrence, Peter "Electrocutaneous nerve stimulation - I: Model and experiment". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, number 6, pp. 526-531, November 1978.
8. Butikofer, Rudolf and Lawrence, Peter "Electrocutaneous nerve stimulation - II: Stimulus waveform selection". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-26, number 2, pp. 69-75, February 1979.

9. Caldwell, C.W. "A high strength platinum percutaneous electrode for chronic use". Ph.D. Thesis and *Engineering Design Center Report* No. EDC 4-70-30, Case Western Reserve University, Cleveland, Ohio, 1970.
10. Canzani, J. and Koenig, D.E. "Characteristics of TIRR EPA-2 and associated prescription device used by therapist". *International Report*, Texas Institute for Rehabilitation and Research, 1972.
11. Crochetieres W.J. and Reswick, J.B. "Functional model for electrically stimulated skeletal muscle". *Engineering in medicine and biology, proceedings of the 19th Annual Conference*, 1966.
12. Domanskii, V.L. and Rabin, A. G. "Portable apparatus for electrically induced analgesia" *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. 11, No. 2, pp. 65-66, March-April 1977.
13. Duchenne de Boulogne, G.B.A. "Physiologie des mouvements démontrée a laide de l'observations clinique et applicable à l'etude des paralyties et des deformation, 1867". *Physiology of motion*, translated by E.B. Kaplan, W.B. Saunders, 1959.
14. Furman, S., et al. *Journal of Thorac. and Cardiovasc. Surgery*, Vol. 62, p. 734, 1971.
15. Galvani, L., *Viribus electricitates in motu musculari*, Modena 1792, translated by R. Montraville Green. Commentary on *The effect of electricity on muscular motion*, by E. Licht, Cambridge, 1953.
16. Gatev, V., Stamatova, L., Angelova, B. and Ivanov, I. "Effects of repetitive stimulation on the electrical and mechanical activities of muscles in normal children". *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 15(4), pp. 339-355, Aug-Sept. 1975.
17. Glenn, W.W., et al. *Journal of Thorac. and Cardiovasc. Surgery*, Vol. 66, p. 505, 1973.
18. Guyton, A., *Basic human physiology*, W.B. Saunders Company, 1977.
19. "Implanted electronic incontinence controller". *Biomedical Engineering*, Vol. 4, No. 10, Oct. 1969, p. 525.
20. Institute for rehabilitation for disabled, Ljubljana, Yugoslavia Technical data for the FEPA 10 and FEPA 12 peroneal muscle stimulators, 1975.
21. Jallabert, J.L., *Experiences sur l'électricité*, Genova, 1748. Quoted from "Therapeutic electricity and ultraviolet radiation", Ed. by S. Licht, New Haven, 1959.
22. Kazimirov, E.K., Kanarovskii, A.G. and Danilenko, L. Ya. "Apparatus for programmed multichannel electrical stimulation of neuromuscular motor structures in Man" *Biomedical Engineering* (a translation from *Meditsinskaya Tekhnika*), pp. 321-324, November-December 1976.
23. Korobkov, A.I. "Gastrointestinal tract electrostimulator endontion-1" *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. 11, No. 2., pp. 67-69, March-April 1977.
24. Kralj, A. "Optimum coordination and selection of muscles for functional electrical stimulation" *Proceedings of the 8th ICMBE*, July 1969.
25. Kralj, A. "Functional electrical stimulation of paraplegic patients-feasibility study", HEWD-SRS, No. 19-P, 58415-PO1, Ljubljana, Yugoslavia, 1973.
26. Kralj, A. "Hemiplegic gait improvement by means of a three-channel functional electrical stimulator". *Elektrotehniski, Vestnack*, 1970.
27. Kratzenstein, C.G. "Schreiben von dem Nutzen der Elektrizitat in der Arzneiwissenschaft" Halle, 1745, 1746, 1772. Quoted from *Therapeutic electricity and ultraviolet radiation*, by S. Licht, New Haven, 1959.
28. Liberson, W.T. "Functional electrotherapy" *Arch. Phys. Med.* 42, February 1961, pp. 101-105.
29. Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scott, D. and Dow, M. "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients". *Arch. Physical Medicine*, 42, pp. 110-115, February 1965.
30. Linzer, M. and Long, D. "Transcutaneous neural stimulation for relief of pain". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Vol. BME-23, No. 4, pp. 341-345, July 1976.
31. Medtronic Inc., Minneapolis, U.S.A. NMA-Neuromuscular assist device, patient information.
32. Melzack, R. and Wall, Ph. D., *Science*, No. 150, pp. 971, 1956.
33. Milner, M., Quanbury, A.O. and Edwards, E.P. "Human locomotion by ordered electrostimulation of the available musculature". *Progress Report* No. 1, Division of Mechanical Engineering, Canada, April 1969.
34. Milner, M. and Quanbury, A.O. "Human locomotion by ordered electrostimulation of the available musculature" *Progress Report* No. 2, Division of Mechanical Engineering, Canada, September 1969.
35. Milner, M., Basmajian, J. and Quanbury, A. "Locomotion of the paralyzed by ordered electrostimulation of the available musculature the concept and various problem areas". *Proceedings of the 8th ICMBE*, July 1969.
36. Moreno-Aranda, José L. "And exploratory study on the effect of electrical stimulation on in-vivo muscle activity", M.Sc. Thesis, University of Wisconsin, U.S.A., 1977.
37. Moreno-Aranda, José L. "Over the skin stimulation parameters influencing controlled muscle contraction", Ph. D. Thesis, University of Wisconsin, U.S.A., 1980.
38. Moreno-Aranda, J. and Seireg, A. "Optimal electrical-parameters for over-the-skin muscle stimulation", presentado para su publicación en el *Journal of Biomechanics*, 1980.
39. Moreno-Aranda, J. and Seireg, A. "Investigation of over-the-skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects", presentado para su publicación en el *Journal of Biomechanics*, 1980.
40. Moreno-Aranda, J. and Seireg, A. "Force response to electrical stimulation of canine skeletal muscle, presentado para su publicación en el *Journal of Biomechanics*, 1980.
41. Mortimer, J.T. y Peckham, P.H. "Intramuscular stimulation, Neural organization and its relevance to prosthetics", W.G. Fields and L.A. Leavitt, eds., Intercontinental Medical Book Corp., New York, pp. 131-146, 1973.
42. Mumford, J.M. y Lewis, D.G. "Electronic tooth stimulator for pain research". *Biomedical Engineering*, Vol. 11, No. 1, pp. 22-23, January 1976.
43. Mumford, J.M. "Pain threshold of normal human anterior teeth". *Archives of Oral Biology*, No. 8, pp. 493-501, 1963.
44. Neumann, S. and Miller, M. A sequential stimulator for electrical restoration of the micturition reflex, *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, No. 3, pp. 307-311, May 1978.
45. Neuroton Universal 726, Electrical muscle and nerve stimulator, Siemens, Alemania Federal.
46. Noshiro, M. and Suzuki, S. Synchronization of respiratory rhythm with electrical stimulation of the phrenic nerve". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, No. 6, November 1978.
47. Orgursrtsov, Y.N., Moskvina, T.I., Super, N.A. and Priimak, A.A. "Ways and means of electrical stimulation of respiration". *Biomedical Engineering* (translated from Russian, November 1977), Vol. 11, No. 2., pp. 101-103, March-April 1977.
48. Peckham, H., Romich, B. and Reswick, J.B. "Sequential electrical stimulation of skeletal muscle". *Engineering in medicine and biology, proceedings of the 22nd Annual Conference*, 1969.
49. Peckham, P.H., Mortimer, J.T. and Van der Meulen, J.P. "Physiologic and metabolic changes in white muscle of cat following induced exercise". *Brain Research*, 50:2, pp. 424-429, 1973.
50. Peckham, P.H., Mortimer, J.T. and Marsolais, E.B. "Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadruplegic humans following exercise induced by chronic electrical stimulation". *Clinical Orthopaedics*, Vol. 114, pp. 326-334, 1975.
51. Peckham, P.H. Control of contraction strength of electrically stimulated muscle by pulse width and frequency modulation. Paper presented at the 29th ACEMB, Boston, Massachusetts, 6-10 November 1976.
52. Peckham, P.H., Mortimer, J.T. and Marsolais, E.B. "Upper and lower motor neuron lesions in the upper extremity muscles of tetraplegics". *Paraplegia*, 14, pp. 115-121, 1976.
53. Peckham, P.H. and Mortimer, J.T. "Restoration of hand function in the quadriplegic through electrical stimulation". To be published in: *Functional electrical stimulation-applications in neural control*, Marcel Dekker Co.

54. Pozo, Francisco del and Delgado, José "Hybrid stimulator for chronic experiments". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, number 1, pp. 92-94, January 1978.
55. Seireg, A. and Miller, N. "Effect of load, speed and activity history on the EMG signals from the intact human muscles". *Journal of bioengineering*, Vol. 1, pp. 147-155, 1976.
56. Shealy, C.N., Mortimer, J.T. and Reswick, J.B. *Anesth. Analg.*, No. 46, p. 489, 1967.
57. Shealy, C.N., Mortimer, J.T. and Hagfors, N.R. "Dorsal column electroanalgesia". *J. Neurosurg.*, Vol. 32, pp. 560-564, 1970.
58. Shelley, T. "Electrical control of urinary incontinence: Physiology". *Biomedical Engineering*, vol. 4, No. 10, October, 1969, pp. 504-506.
59. Schlegel, Z. and Egorov, A. "Implantable electrical bladder stimulator used for neurogenic failures", a translation of *Meditsinskaya Tekhnika*, November-December 1973, pp. 55-57.
60. Shpak, V.V. and Kolesnikov, G.F. "Electric stimulator for the neuromuscular system". *Biomedical Engineering (Translated from Russian, July 1978)*, Vol. 11, No. 6, November-December, 1978.
61. Silverman, Robert W. and Jenden, Donald J. "Stimulator for the isolated phrenic nerve diaphragm preparation". *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 6, number 1, March 1978.
62. Slendertone-Reductronic, "Electronic muscular exerciser". Made in Ireland, Representante en México: Reductronic, S.A., Campos Eliseos 385-D, México 5, D.F., México.
63. Stanic, U. and Trnkoczy, A. "Closed-loop positioning of hemiplegic patient's joint by means of functional electrical stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-21, No. 5, September 1974.
64. Stanic, U., Kljajic, M. and Bajd, T. "Quantitative gait evaluation of hemiplegic patients using electrical stimulation orthoses". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, September 1975.
65. Strojnik, P., Krajc, A. and Ursic, I. "Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-26, number 2, pp. 112-116, February 1979.
66. Susset, J.G. V. *Journal of Urology and Nephrology*, Vol. 75, No. 12, p. 516, 1969.
67. Theobald, G.W., "The electrical induction of labor, Butterworth and Co., Ltd., London, 1973.
68. Vodonvik, L. Dimitrijevic, M.R., Prevec, T. and Logar, M. "Electronic walking aids for patients with peroneal palsy". *World Med. Electr.*, 4, pp. 58-61, 1966.
69. Wall, Ph. D. y *Science*, No. 155, pp. 108, 1967.
70. Webster, J.G., editor "Medical instrumentation: Application and design", Houghton Mifflin Company, Boston, 1978.

IV Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica

Auditorio de la Facultad de Medicina de la UNAM
Ciudad Universitaria, México, D. F.
Del 26 al 30 de octubre de 1981

TEMARIO:

1. Mecanismos de apoyo al desarrollo tecnológico.
2. La ingeniería biomédica en Cuba.
3. Simposia: a) Investigación en ingeniería biomédica. b) Conservación de equipos médicos. c) Informática médica.

TRABAJOS LIBRES:

Trabajos de investigación y desarrollo relacionados con instrumentación, computación y técnicas de medición aplicadas a la biología o a la medicina.