

UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE ELECTRONICA Y BIOMEDICA



**DISEÑO DE UN ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR
DE LAZO CERRADO**

TRABAJO ELABORADO PARA OPTAR AL GRADO
DE:

INGENIERO EN ELECTRONICA Y BIOMEDICA

PRESENTADO POR:

**FIDEL ERNESTO VASQUEZ REYES
EDGARDO ANTONIO BERNAL ZELAYA**

SOYAPANGO, AGOSTO 1995

SAN SALVADOR, EL SALVADOR, CENTRO AMERICA

UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERIA

RECTOR
ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL
LIC. PIERRE MUYSHONDT S.D.B.

DECANO FACULTAD DE INGENIERIA
ING. MIGUEL HERNANDEZ

ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACION
ING. SALVADOR JUAREZ

JURADO EXAMINADOR

ING. LUIS ESCOBAR

DR. CARLOS AGUILAR

UNIVERSIDAD DON BOSCO

FACULTAD DE INGENIERIA

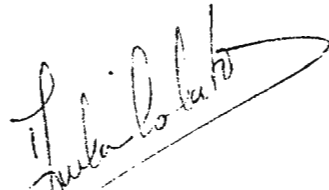
"DISEÑO DE UN ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR DE LAZO CERRADO"



Ing. Salvador Juárez
Asesor



Ing. Luis Escobar
Jurado



Dr. Carlos Aguilar
Jurado

DEDICATORIA

A DIOS TODOPODEROSO: Una plegaria por iluminarme en los momentos mas precisos y las bendiciones que me brinda.

A DON BOSCO: Por llevarme por el buen camino.

A MI PADRE: Fidel Ernesto Vásquez, por todo el apoyo brindado.

A MI MADRE: María Paula Reyes, por todo su sacrificio, dedicación y confianza puesta en mí. Porque jamás ha medido esfuerzos ni sacrificios en buscar mi bienestar y superación.

A MI ABUELITA: (Q.E.P.D): Amelia Reyes, con mucho recuerdo y gratitud.

A MI HERMANA: Flor de María, con amor fraternal.

A MI AHIJADO: Carlos Roberto, con mucho cariño

A MI NOVIA: Claudia Isela, por su apoyo moral y colaboración en este trabajo.

A MIS AMIGOS: con mucho afecto.

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor Gideón Inbar (Instituto Tecnológico de Israel), Doctor Francisco Garay (Universidad de El Salvador) e Ingeniero Leopoldo Hernández (Universidad Don Bosco), por su colaboración incondicional en la realización de este documento.

Fidel Ernesto Vásquez Reyes

AGRADECIMIENTOS

Deseo primeramente ofrecer mis más profundo agradecimiento a Dios Todopoderoso, La Santísima Virgen María y nuestro amado San Juan Bosco por permitirme obtener un logro más en mi vida académica, además manifiesto mi amor y eterno agradecimiento a mi madre Berta Alicia Bernal y a mi padre Don Julio Carlos Zelaya Serpas, por brindarme todo su amor y comprensión a lo largo de mi vida y especialmente durante el caminar académico Universitario. Por último, agradezco a todos aquellos amigos que tan desprendidamente me han brindado su amistad y apoyo a lo largo de mi vida Universitaria. A todos ellos y a muchos más, un millón de gracias.

EDGARDO ANTONIO BERNAL ZELAYA

INDICE

INTRODUCCION	i
1.0 Neurofisiología de la Función Motora	1
1.1 Médula Espinal	3
1.1.0 Estructuras de la Médula Espinal	7
1.1.1 Vías de Conducción	9
1.1.2 Vías Piramidales	10
1.1.3 Vías extrapiramidales o Sistema Extrapiramidal	10
1.1.4 Organización de la Médula Espinal	13
1.2 El Huso Muscular	17
1.3 Espasticidad	23
1.4 Músculos Principales de los Miembros Inferiores	24
1.5 Patologías a las que se pueden Aplicar la Estimulación Neuromuscular Funcional	30

CAPITULO II ANALISIS BIOMECANICO DE LA MARCHA

2.0 Algunas Consideraciones sobre la Marcha (fases)	33
2.1 Contacto del Talón con el Suelo	35
2.2 Pie Plano sobre el Suelo	37
2.3 Despegue del Talón	38
2.4 Despegue de los Dedos del Pie	40
2.5 Avance del Miembro Inferior Oscilante	42
2.6 Extensión Total de la Rodilla	43
2.1 Simplificación del ciclo de Marcha	45

CAPITULO III UNA REVISION A TRABAJOS PREVIOS SOBRE LA FNS

3.0	Una Revisión a Trabajos Previos sobre la FNS . . .	47
3.1	La Necesidad de un Control de Lazo Cerrado en la FNS	49
3.2	No Linearidad e Inestacionaridad en el Sistema Musculo Articulación	53
3.3	Intentos por Controlar el Músculo con la FNS de Lazo Cerrado	55
3.4	FNS de Lazo Cerrado para Controlar el Músculo Paralizado	57

CAPITULO IV RECOLECCION DE DATOS, GONIOMETRIA

4.0	Recolección de Datos	58
4.1	Goniometría	59
4.1.1	Definición, Usos	59
4.1.2	Aparatos e Instrumentos	61
4.1.3	Sistema de Medida	64
4.1.4	Terminología	67
4.1.5	Condiciones que afectan la Medida del Movimiento Articular	69
4.1.6	Principios Generales de Medición Articular	70
4.1.7	Técnica de la Medición Articular, para el Miembro Inferior	70
4.2	Sistema Propuesto para la Grabación y Análisis del Ciclo de Marcha	73

4.2.1	Generalidades	74
4.2.2	Arreglo Experimental	76
4.2.3	Procedimiento General. Resultados Iniciales	53
4.2.4	El Ciclo de Marcha Promedio	85

CAPITULO V ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR DE LAZO CERRADO,
SELECCION DEL PACIENTE, DIAGRAMAS GENERALES.

5.0	Selección del Paciente	91
5.0.1	Criterios para Selección del Paciente .	93
5.0.2	Puntos de Estimulación	95
5.1	Variable de Estimulación	97
5.2	Frecuencia de Estimulación	98
5.3	Estimulador Neuromuscular de Lazo Cerrado	100
5.3.1	El Computador	104
5.3.2	Sistema Adquisidor de Datos	107
5.3.3	decodificador Digital	108
5.3.4	Estimuladores del Alto Voltaje	109
5.3.5	Estimulación con Electrodos Superficiales	110
5.3.6	El Sistema Goniometrico	111
5.4	Explicación Circuito TTL Decodificador	112
5.5	Explicación Circuito Estimulador	117
5.6	Cálculos	122
	CONCLUSIONES	148
	REFERENCIAS	150
	BIBLIOGRAFIA	155

INTRODUCCION

La Estimulación Neuromuscular funcional (FNS) o Estimulación eléctrica funcional, es una técnica usada para restaurar la función Motora mediante la actividad directa de los músculos paralizados.

El principal problema en el uso eficiente de esta técnica es la carencia de sistemas de control que permitan la reproducción de los movimientos normales producidos por el sistema nervioso central. (La presente tesis aborda dicho problema y presenta el diseño de tales controles, los cuales pueden ser implementados en individuos parapléjicos.)

Los daños a la médula espinal, son considerados como uno de los más devastadores y frustrantes problemas del Sistema Nervioso Humano. Por lo general confinan al paciente a una silla de ruedas o algún mecanismo que le sirva como soporte, esto implica un cambio en la calidad de vida de la persona lesionada incluyendo a veces a su familia. Considérese ahora, qué pasaría si, algunos grados de locomoción en los cuales no fuere necesario la silla de ruedas fueran restaurados; indiscutiblemente el grado de frustración se reduciría, además se le estaría proporcionando un medio ortésico más aceptable para la limitación. (La FNS pues, tiene el potencial para realizar esto.)

(Hasta el momento, los únicos y relativos éxitos están con los sistemas denominados de lazo abierto,) en los cuales las secuencias de Estimulación seguidas, son empíricamente determinadas, para mantener ciertos movimientos. En tales sistemas, no existe un control sobre el movimiento que se está dando, dichos controles son necesarios, ya que por ejemplo, alguna interferencia en el sistema podría evitar la correcta ejecución del movimiento, lo cual podría ser perjudicial.

El estudio de la presente investigación fue propuesto sobre el modelado de características de lazo abierto de las articulaciones de los miembros inferiores sin carga. Basados en esos modelos de lazo abierto, el control del lazo cerrado fue diseñado.

El capítulo I presenta los aspectos anátomo-fisiológico de los diferentes sistemas que intervienen en la locomoción bípeda. El capítulo II muestra lo que sería propiamente los aspectos biomecánicos de la marcha y las respectivas intervenciones musculares además de las fases que conforman un ciclo de marcha normal. El capítulo III ofrece una breve revisión a investigaciones anteriores sobre la FNS tanto de lazo abierto como de lazo cerrado, aplicada siempre a los miembros inferiores.

En el capítulo cuarto titulado "RECOLECCION DE DATOS. GONIOMETRIA", se abordará la técnica sugerida para la medición articular y se presentara un arreglo experimental, obteniendo de ello el ciclo de marcha promedio.

Finalmente en el capítulo V se diseñaron los circuitos básicos correspondientes al sistema estimulador Neuromuscular de lazo cerrado, presentando así el prototipo del sistema.

CAPITULO I

1.0 NEUROFISIOLOGIA DE LA FUNCION MOTORA

Existe falta de acuerdo en lo referente a los mecanismos neurofisiológicos que derivan en la organización de la función Motora del hombre. Las diferencias de interpretación de los datos científicos existentes son profundas. Por esta razón, desde un comienzo vale la pena destacar que los mismos datos son interpretados de modo bastante distinto por diferentes autoridades conforme al concepto individual de cada uno sobre la organización del sistema nervioso. La presentación convencional es que la coordinación Muscular voluntaria se inicia en la corteza Motora y se trasmite mediante axones ininterrumpidos que cruzan las pirámides medulares a las sinápsis en las neuronas motoras en el asta contralateral anterior de la médula espinal y provee una conexión directa para el control de cada uno de los músculos. la mayoría de los textos de fisiología implican, incluso aunque no lo afirmen de modo directo que los movimientos se originan en una zona limitada de la corteza (Fig.1), o que surgen allí como una respuesta a estímulos de otras regiones del cerebro y que cada movimiento se codifica en la corteza como un patrón de impulsos nerviosos transmitidos a través del sistemas corticoespinal a las neuronas motoras adecuadas para producir el patrón motor correspondientes.

De modo similar, existen conceptos muy diferentes en lo que se refiere a la involucración de los reflejos en la coordinación normal. El concepto retomado en este capítulo sostiene¹ que los reflejos forman los trayectos básicos organizados en la médula espinal, y que la regulación desde los centros más elevados se logra mediante la excitación e inhibición impuestas a estas trayectorias.

Los centros más elevados deben tener un control inhibitorio sobre los reflejos espinales para prevenir la actividad no deseada. Para producir una actividad Motora, los centros más elevados deben aliviar la inhibición y estimular una excitación.

La médula espinal posee un rol protagónico en la marcha humana debido a las trayectorias de intercomunicación neuronal entre ella y las diferentes partes del cuerpo, por ello no se podría hablar sobre la neurofisiología de la marcha sin dedicar un apartado a la médula espinal.

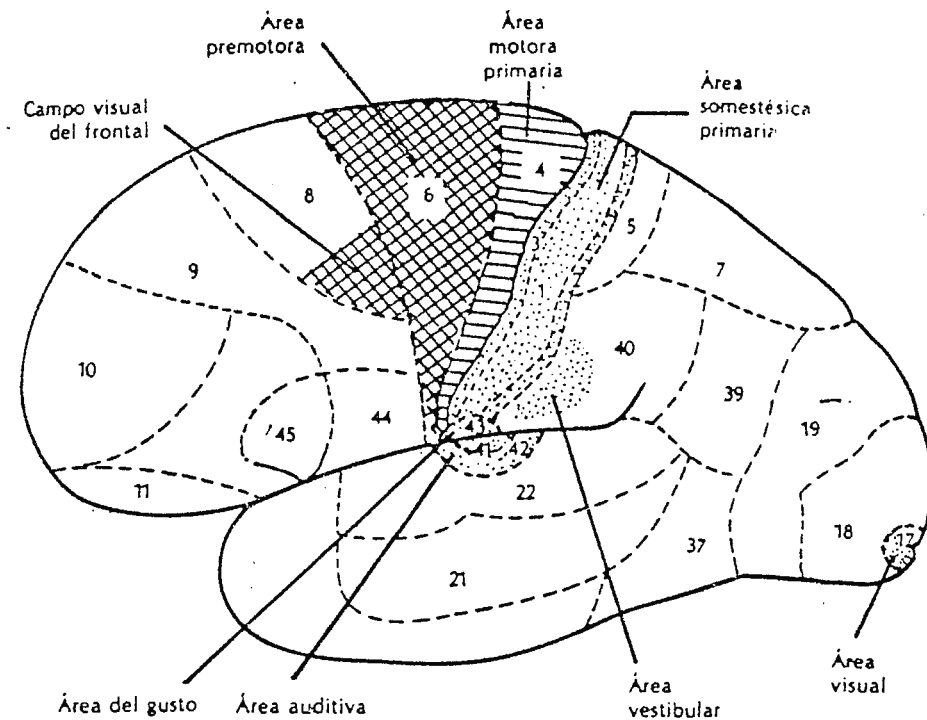


Figura 1. Áreas de localización funcional de la corteza cerebral.

1.1 MEDULA ESPINAL

La médula espinal es una estructura cilíndrica, un poco aplanada por delante y detrás². Comienza como una continuación de la médula oblonga y va desde el agujero magno hasta la primera o segunda vértebra lumbar, su longitud en el adulto normal es de 42 a 45 cm (Fig. 12). Esta formada por sustancia gris centralizada y sustancia blanca que rodea a la gris. Se compone de 31 segmentos, cada uno de los cuales corresponde a un par de nervios espinales. El vocablo segmento espinal denota cada región de la médula de la cual surgen un par de nervios raquídeos. Las designaciones C1, T1,

L1 y S1 se refieren a: primer segmento cervical, torácico, lumbar y sacro respectivamente. Los nervios espinales se distribuyen como sigue: 8 cervicales, 12 torácicos, 5 lumbares, 5 sacros y 1 coccígeo.

Una de las funciones principales de la médula es la de transmitir impulsos sensitivos de los nervios periféricos al encéfalo, y motores del encéfalo a los nervios periféricos. Otra función, es la de constituir un medio de integración de los reflejos.

Un hecho importante es que durante los períodos de crecimiento del ser humano, la columna vertebral crece en longitud más rápidamente que la médula espinal, de modo que la médula espinal ocupa aproximadamente los dos tercios superiores del canal vertebral³. Punto crucial que debe ser notado es que el trauma o daño sufrido a nivel ortopédico

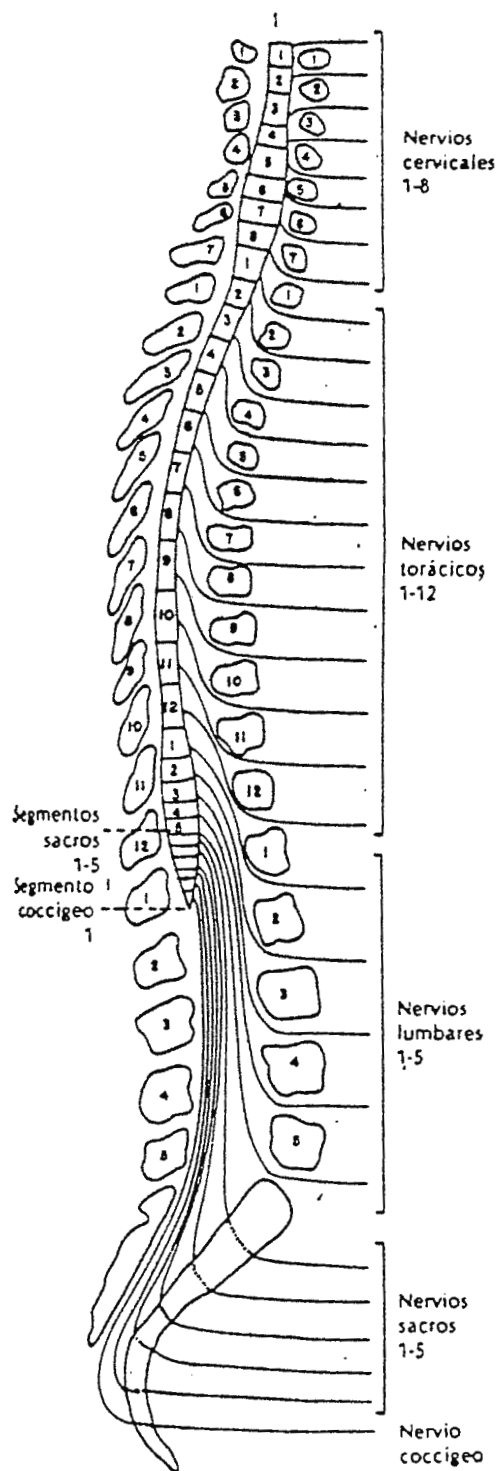


Figura: 12. Relación de los segmentos de la médula espinal y los nervios espinales con la columna vertebral.

puede no ser necesariamente el correspondiente a nivel neurológico. Ambos niveles son importantes en la evaluación de las capacidades motoras remanentes del individuo. El término cuadrapléjico se refiere a una lesión del tronco cervical, una lesión entre las intumescencias cervical y lumbar sólo produce parálisis del miembro inferior y se clasifica al paciente como parapléjico.

En cuanto a los miembros inferiores, tres son las articulaciones que intervienen en la marcha, ellas son la cadera, rodilla y tobillos; es importante entonces conocer como se ven afectadas por ciertas raíces nerviosas, esto es presentado en la tabla 1.

RAIZ NERVIOSA	CADERA	RODILLA	TOBILLO
L1	Flexión y aducción		
L2	Flexión y aducción	Extensión	
L3	Flexión y aducción	Extensión	
L4	Extensión y	Extensión	
L5	abducción	Flexión	Dorsiflexión
S1	Extensión y	Flexión	Flexión
S2	abducción		plantar
			Flexión
			plantar

TABLA No.1

1.1.0 ESTRUCTURA DE LA MEDULA ESPINAL

La médula espinal esta compuesta por sustancias gris y blanca. La figura 1.3 muestra que la sustancia gris está dispuesta en forma de una columna que, el corte transversal tiene forma de H, consiste en cuerpos neuronales, axones y dendritas amielínicos de las neuronas de asociación y motoras; está rodeada por la sustancia blanca, compuesta por haces de axones mielínicos de las neuronas sensitivas y motoras.

El tramo horizontal de la H (de la sustancia gris) es la comisura gris, delante de ella está la comisura anterior (comisura blanca anterior) que une a la sustancia blanca de ambos lados de la médula espinal. Las ramas verticales de la H se dividen en regiones, las situadas por delante de la comisura gris reciben el nombre de cuernos anteriores (astas o columnas grises ventrales), y representan la parte Motora de la sustancia gris, en tanto que las situadas por detrás de la comisura gris; son los cuernos posteriores (astas o columnas grises dorsales), que constituyen la porción sensitiva de la sustancia gris. Las regiones situadas entre los cuernos ventrales y dorsales son los llamados cuernos laterales (astas o columnas laterales).

La sustancia gris de la médula contiene, asimismo varios núcleos, que forman estaciones de relevo para los impulsos y sitio de origen para algunos nervios. Los núcleos son masas de neuronas y dendritas en la médula espinal y el encéfalo.

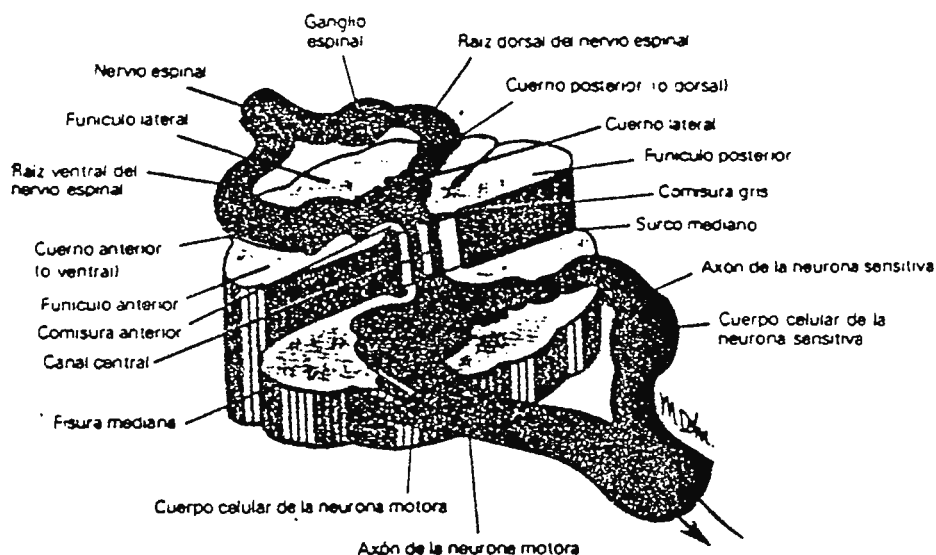


Figura 1.3. Médula Espinal. Disposiciones de las sustancias gris y blanca de la médula espinal, en corte transversal. La parte anterior de la figura se ha seccionado en un plano inferior al de la parte posterior de la misma, a fin de mostrar el interior del ganglio espinal, las raíces anterior y posterior del nervio espinal, y este último.

La sustancia blanca se divide en tres regiones: el funículo anterior o ventral (cordón anterior), el funículo posterior o dorsal (cordón posterior) y el funículo lateral (cordón lateral). Cada funículo consiste a la vez en haces de fibras

mielínicas que cursan a lo largo de la médula, mismos que reciben el nombre de tractos (fascículos o haces). Los tractos ascendentes principales consisten en axones sensitivos, que conducen impulsos hacia la médula espinal, y de esta última al encéfalo. Los principales tractos descendentes están compuestos por axones motores que transmiten impulsos del encéfalo a los músculos y glándulas, por medio de la médula espinal. En otras palabras, los tractos ascendentes son sensitivos y los descendentes son motores.

Además hay otros tractos más cortos que incluyen axones descendentes o ascendentes, mismos que conducen impulsos desde un segmento de la médula a otro.

1.1.1 VIAS DE CONDUCCION

Los tractos ascendentes y descendentes llevan a cabo la función vital de transmitir mensajes sensitivos y motores. Los nombres de dichos tractos indican en que funículo o cordón transcurren; en que sitios se hallan sus cuerpos neuronales; donde terminan los axones, y la dirección de los impulsos en el tracto. Por ejemplo el tracto espinotalámico anterior esta situado en el funículo anterior, se origina en la medula espinal, termina en el tálamo (porción del encéfalo) y es ascendente (sensitivo), dado que conduce impulsos desde la médula al encéfalo.

Las vías de conducción están agrupadas en dos grandes sistemas: el piramidal y el Extrapiramidal.

1.1.2 VIAS PIRAMIDALES O SISTEMAS PIRAMIDAL

Las vías Piramidales transmiten a las neuronas eferentes somáticas que llegan a músculos esqueléticos los impulsos motores voluntarios que se originan en las áreas motoras de la corteza cerebral, nacen en el área de la corteza Motora del cerebro pasando por las pirámides hacia circuitos locales.

Se pueden mencionar tres tractos pertenecientes a las vías Piramidales, ellos son: el tracto corticoespinal lateral tracto corticoespinal anterior y el tracto corticonuclear (el cual termina en algunos núcleos de nervios craneales).

1.1.3 VIAS EXTRAPIRAMIDALES O SISTEMA EXTRAPIRAMIDAL

Las vías de este sistema incluyen todos los tractos descendentes que no forman parte del sistema piramidal. En términos generales, sus fibras nacen en los ganglios basales y la formación reticular. Los tractos extrapiramidales son: el tracto rubroespinal y el tracto vestíbulo espinal.

Para mayor visualización, ver figuras 14 y 15

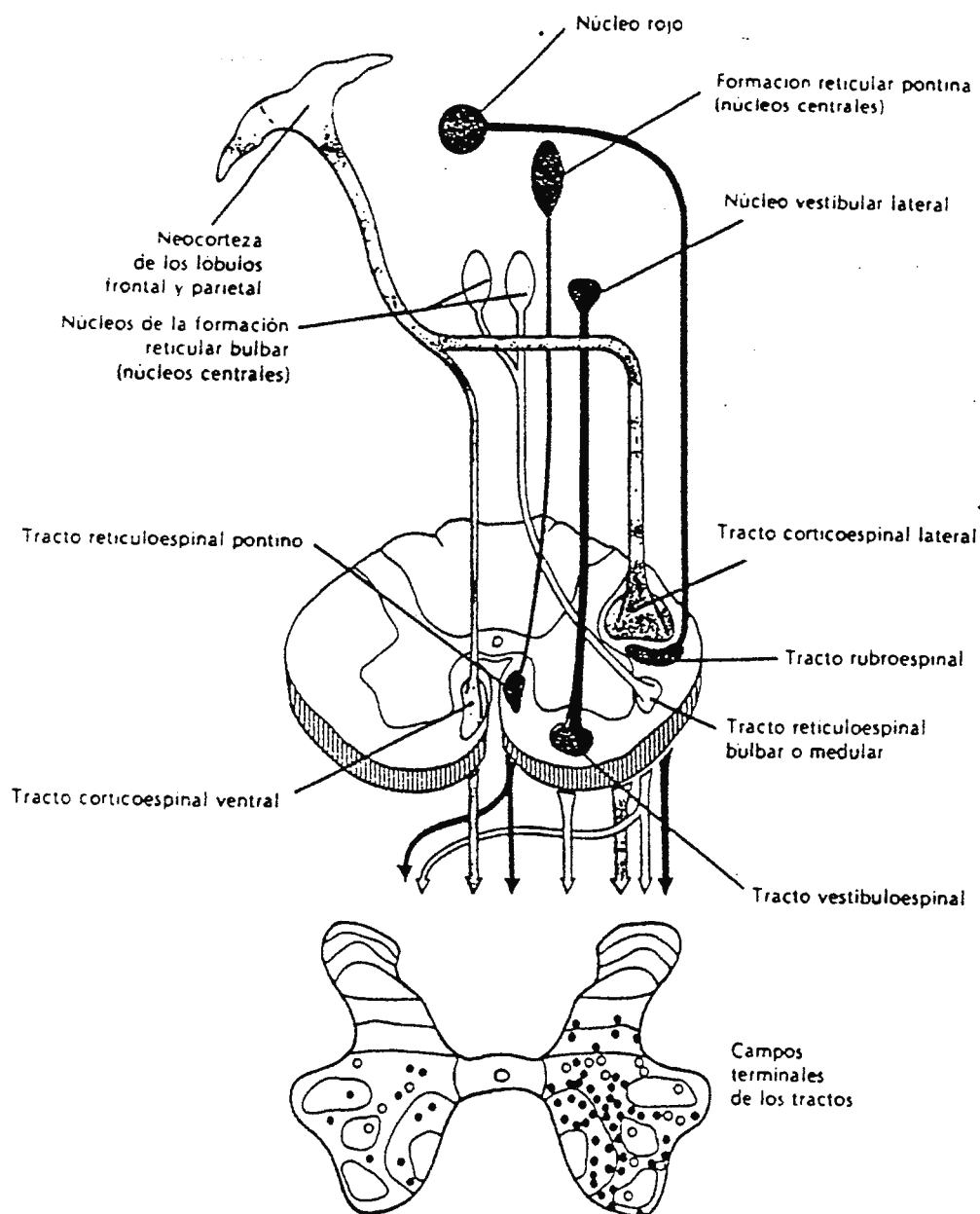


Figura 1.4. Orígenes, curso y sitios de terminación de las vías descendentes más importantes del sistema Extrapiramidal.

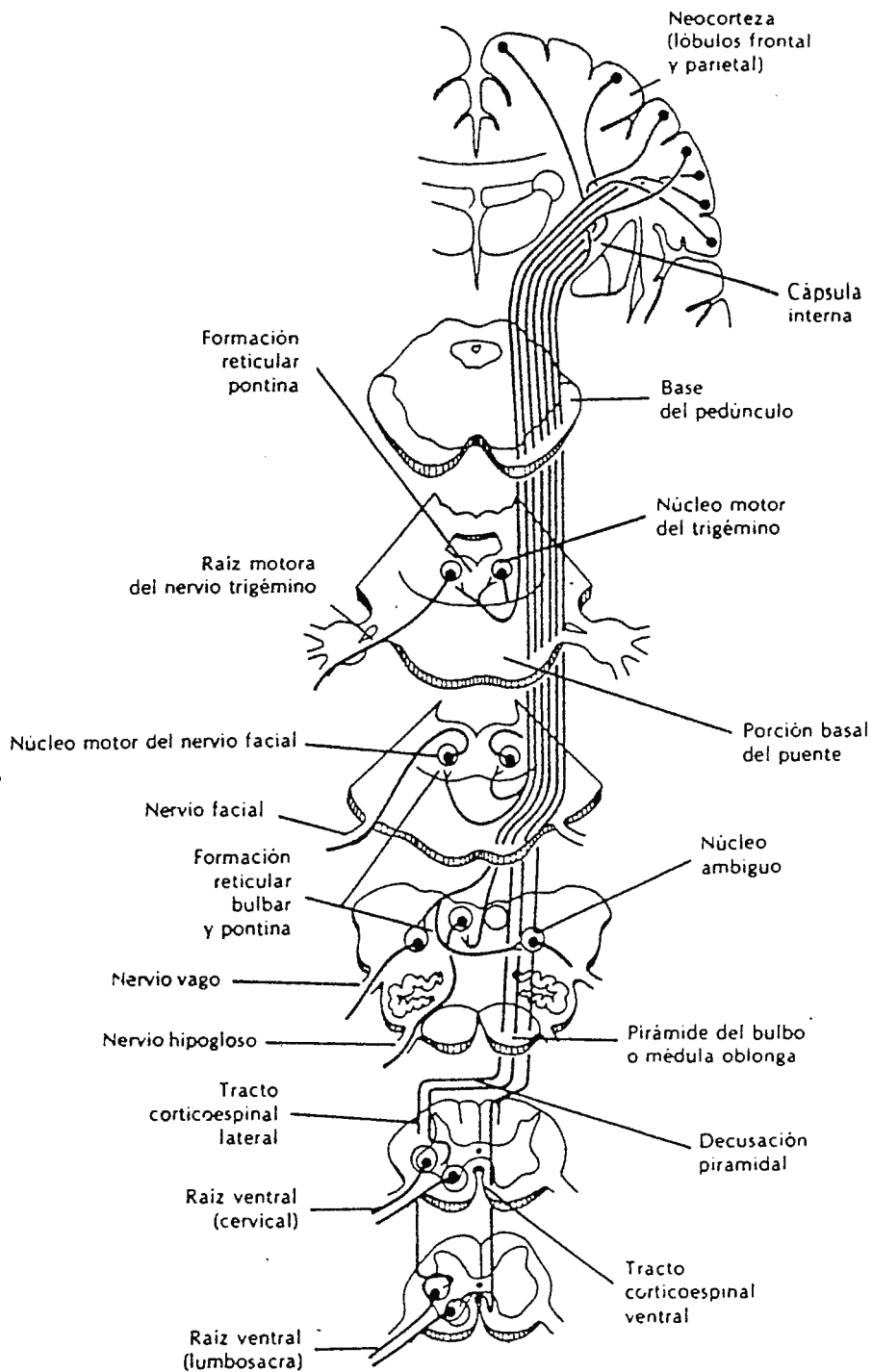


Figura 1.5. El sistema piramidal. Las neuronas de los tractos corticonuclear y corticoespinal se muestran en su inicio con círculos pequeños oscuros, las neuronas motoras (neuronas motoras bajas) se ilustran en su inicio con un círculo pequeño oscuro con uno más grande.

1.1.4 ORGANIZACION DE LA MEDULA ESPINAL

Los reflejos espinales son las unidades básicas en la organización del sistema nervioso. Estas trayectorias de reflejos se activan y se mantienen mediante estímulos externos, los que inician millones de impulsos a cada instante. Existe una interacción continua entre la entrada sensorial, la excitación internuncial a través de las trayectorias espinales y supraespinales, y la efusión Motora. El arco típico de un reflejo espinal consiste en una neurona sensorial, una o más neuronas internunciales y la neurona Motora con un axón y bifurcaciones de las fibras musculares de la unidad Motora. La trayectoria del reflejo puede tomarse cada vez más compleja en los niveles espinales y supraespinales para producir respuestas más complejas. Cuanto mayor sea el número de neuronas internunciales en la trayectoria, más lenta será la distribución de la excitación mediante esa trayectoria, la que se tornará más compleja. Como las neuronas internunciales poseen muchas sinápsis dendríticas para excitación, y muchas ramificaciones axonales para transmisión, se produce la recirculación de los impulsos mediante una agrupación internuncial y provee un mecanismo para la reexcitación prolongada así como para el mantenimiento de un elevado nivel de actividad en todo momento en el sistema nervioso central. Este nivel de actividad elevado es

importante puesto que cada neurona alcanza su umbral de excitación sólo cuando se le estimula mediante una gran cantidad de estímulos excitadores. Cada neurona posee muchas sinápsis dendríticas, algunas de las cuales transmiten impulsos excitadores y otras que transmiten impulsos inhibitorios. la suma de los impulsos de excitación debe exceder el número de impulsos inhibitorios lo bastante como para que el umbral de excitabilidad de la neurona se exceda para permitirle descargar un impulso sobre un axón. Cuando se investigan electrofisiológicamente las neuronas motoras, se descubre que el potencial intraneuronal en reposo es de aproximadamente 70 milivoltios de potencial negativo en relación al fluido intracelular. Cada impulso de excitación disminuye su potencial negativo, mientras que cada impulso inhibitorio lo aumenta (Fig. 1.6) En cualquier caso existe un continuo flujo de ambos, de los impulsos excitatorios e inhibitorios, a cada neurona. La neurona descarga un impulso cuando los impulsos excitadores exceden a los inhibitorios que llegan, de modo que, el potencial intraneuronal negativo se reduce al umbral de excitación que es de aproximadamente -50 milivoltios. Cuando se sobrepasa el umbral se produce una elevación abrupta de las cargas positivas dentro de las neuronas causadas por la entrada de iones de sodio a través de la membrana celular. La neurona se carga a aproximadamente +30 milivoltios, y se genera un impulso que se transmite por

el axón y todas sus ramificaciones para excitar las terminaciones sinápticas de los axones. Por consiguientes electrofisiológicamente el nivel de actividad de cada neurona de un grupo se debe describir en términos de cargas positivas y negativas relacionadas con la excitación, la inmovilidad o la inhibición de esa neurona.

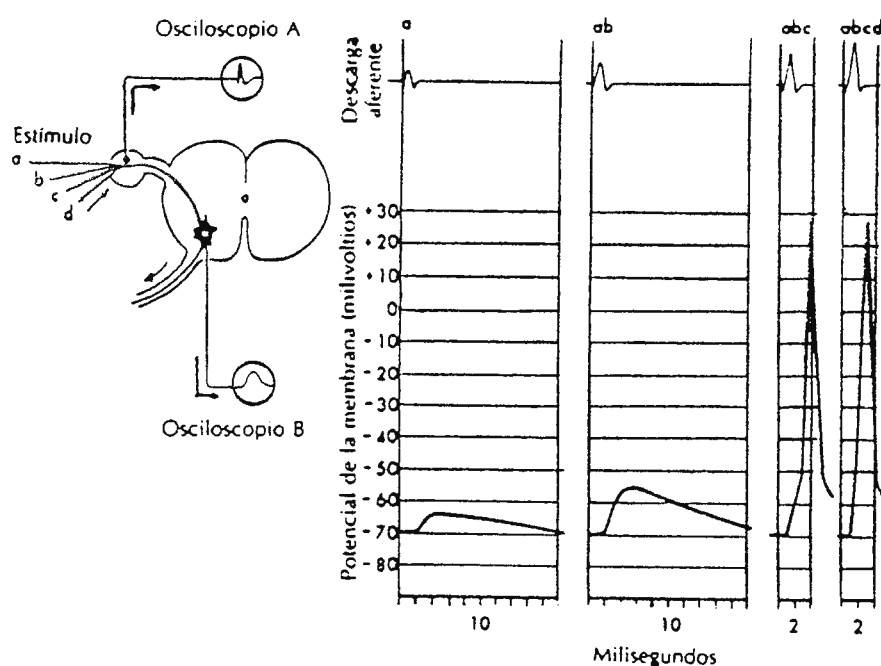


Figura 1.6. Una neurona en reposo tiene un potencial intracelular de -70 milivoltios en relación a aquel del fluido extracelular. Los estímulos excitadores reducen este potencial y cuando bajan del umbral se produce una inversión del potencial intraneural y se genera un impulso axónico.

El resultado neto de la continua entrada sensorial en el sistema nervioso central es el establecimiento de una actividad continua de muy alto nivel en el grupo internuncial. Toda la excitación del sistema nervioso central trae su origen en estos estímulos sensoriales externos. En el sistema nervioso central no se identificó ninguna célula que pueda generar impulsos en forma espontánea. Por consiguiente, fundamentalmente todo el sistema nervioso se construye y depende de la actividad de los reflejos. El ambiente del grupo internuncial, derivado de los estímulos sensoriales eleva el nivel de excitabilidad de las neuronas motoras, y en el sistema nervioso central se encuentra presente un mecanismo a través del cual la inhibición es adecuada para suprimir el nivel de excitabilidad de cada neurona Motora por debajo de su umbral hasta que se requiera esa actividad. Por lo tanto, aunque una persona pueda permanecer inmóvil, la actividad del sistema nervioso se encuentra siempre en un nivel extremadamente elevado y necesita muy poca modificación para generar actividad Muscular. En una situación tal como un shock espinal en el que el flujo de impulsos del grupo internuncial se reduce repentinamente, la excitabilidad de las neuronas motoras cae pronto muy por debajo del nivel de umbral y la persona se torna flácida y sin reflejos.

Cuando se reduce la actividad del grupo internuncial, un aumento difuso de la entrada sensorial es eficaz para elevar el nivel de excitabilidad. Por el contrario, si existe una Estimulación excesiva, por ejemplo una Estimulación nociceptiva de la irritación de la piel tal como úlceras, zapatos apretados, infecciones de vejiga, fracturas, se produce un aumento de la actividad de los reflejos incontrolables.

1.2 EL USO MUSCULAR

Los órganos propioceptores contenidos en los músculos esqueléticos son los husos neuromusculares³. Funcionan como receptores sensoriales, ya que son sensitivos a los cambios en la longitud Muscular y son activados por el estiramiento muscular. Además proveen a la médula espinal con información sobre parámetros del estiramiento muscular.

Miden una fracción de milímetro de ancho y sobre seis milímetros de longitud. Se encuentra a lo largo del eje longitudinal de los músculos y sus cápsulas de colágena se continúan con los tabiques fibrosos que separan a los miocitos (fibras musculares). Los tabiques fibrosos están en continuidad mecánica con las inserciones esqueléticas de los músculos de tal modo que los husos se estiran mientras los músculos sean alargados pasivamente.

Cada uno se forma de una cápsula de tejido conectivo, con 2 a 4 miofibras intrafusales. Estas difieren en varios aspectos de los miocitos principales (fibras extrafusales); las miofibras intrafusales son mucho más pequeñas que los miocitos. En la parte ecuatorial carecen de estrías transversales. En algunas fibras intrafusales la porción ecuatorial se expande (miofibras en bolsa nuclear) y en otras se alarga (miofibras en cadena nuclear). Las miofibras en bolsa nuclear se proyectan desde el revestimiento capsular de los polos del huso, antes de insertarse sobre el tejido conjuntivo extrafusar o en el tendón. Las fibras musculares de cadena nuclear son más pequeñas que aquellas de bolsa nuclear. En un huso Muscular pueden haber de 1 a 6 fibras de bolsa nuclear y desde ninguna a 10 fibras de cadena nuclear.

Cada uso Neuromuscular está provisto de dos neurofibras aferentes; una de ellas pertenece a las relativamente grandes del grupo I o fibra Ia, la cual es una gran fibra de mielina que conducen impulsos de 70 a 100 m/sec., su cubierta de mielina termina cuando la fibra atraviesa la cápsula y su parte terminal se enreda en espiral alrededor de la porción media de las fibras musculares intrafusales, formando la terminación anuloespiral. Transporta información relacionada con la velocidad de estiramiento. La segunda fibra sensitiva

en los husos musculares es la del grupo II ligeramente más pequeña y conduce impulsos a 40 o 70 mt/seg., se ramifica y termina a manera de varicosidades de la región media. Estas últimas terminales son llamadas terminaciones racimosas. Transporta información concerniente a la longitud absoluta del músculo. La activación de esas fibras aferentes por el estiramiento Muscular evoca un reflejo de contracción en ese músculo. Este es el reflejo de estiramiento. La terminación anuloespiral y la racimosa son llamadas terminaciones sensoriales primaria y secundaria del huso respectivamente. Los husos neuromusculares también tienen inervación eferente o Motora. Las miofibras extrafusales que abarcan a la masa principal de un músculo están inervadas por neuronas motoras grandes (neuronas alfa). En cambio las miofibras intrafusales del huso son inervadas por neuronas más pequeñas (neuronas gamma) ver figura 1.7.

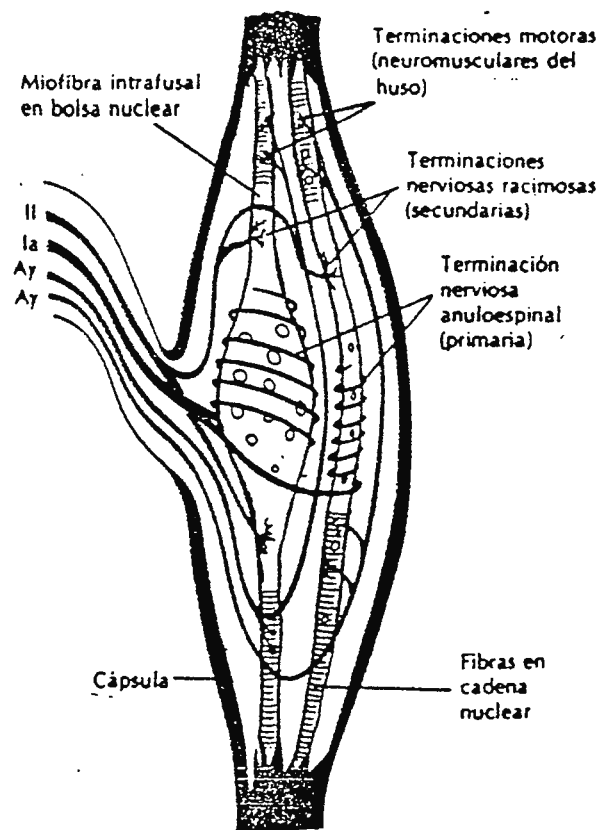


Figura 1.7. Terminaciones sensoriales especializadas en el músculo esquelético.

Los husos neuromusculares contribuyen a la función Muscular de varias maneras, siendo su papel más simple, el de receptores para el reflejo de estiramiento o extensión. Un ligero alargamiento del músculo estira las miofibras intrafusales; las terminaciones sensoriales son estimuladas y un impulso nervioso pasa a las neuronas motoras alfa que inervan la masa principal del músculo, el cual se contrae en respuesta al alargamiento mediante un arco reflejo de dos neuronas. La Estimulación de los husos cesa cuando el músculo se contrae, porque las miofibras del huso, que están paralelas a las otras miofibras extrafusales, vuelven a su longitud original. El reflejo extensor está constantemente activo para el ajuste del tono Muscular; también suministra la base para el examen de reflejos tendinosos tales como la extensión brusca de la rodilla al golpear el tendón patelar, que son exploraciones habitualmente efectuadas en un examen clínico.

Los husos también desempeñan un papel importante en la acción Muscular resultante de los procesos neurológicos del encéfalo.

Una considerable proporción de fibras motoras que se originan en el encéfalo y descienden a la sustancia blanca de la médula espinal, influyen sobre las neuronas motoras gamma del cuerno gris ventral (columna anterior) haciendo sinápsis ya

sea directamente o por medio de interneuronas (neuronas internunciales o de asociación). La contracción de las miofibras intrafusales en respuesta al estímulo de las neuronas motoras gamma produce una descarga en las terminaciones nerviosas sensoriales dando como resultado una contracción de los miocitos o fibras musculares regulares, por medio de la Estimulación refleja de las neuronas motoras alfa. El reflejo gamma en asa consiste en la neurona Motora gamma, huso neuromuscular, aferencia o neurona sensorial y neurona motora alfa, que abastecen a miocitos o fibras musculares extrafusales; es un auxiliar importante para el control más directo de la actividad muscular por medio de las fibras descendentes del encéfalo que controlan a las neuronas motoras alfa, ya sea directamente o a través de circuitos neuronales locales.

Los grupos neuronales del sistema nervioso central están organizados y agrupados en patrones específicos para la conducción de impulsos, estos agrupamientos reciben el nombre de circuitos, así a nivel de la médula espinal se encuentran circuitos que son los generadores de varios reflejos espinales (reflejo hecho por la médula espinal sin participación del encéfalo). Uno de los circuitos espinales más importantes es el circuito miotático causante del reflejo miotático o de estiramiento.

Puede ahora apreciarse que la resistencia de un músculo al estiramiento es decir el tono muscular, es determinado por la actividad del reflejo miotático. este tiene implicaciones clínicas importantes ya que alteraciones en el tonomuscular ocurren por lesiones de la médula espinal.

1.3 ESPASTICIDAD

Podría pensarse que el músculo paralizado exhibiera flácidos y estuviera exento de muchas de las características del tejido excitable. En lugar de eso, los músculos inervados por neuronas motoras bajas que están abajo del nivel de la lesión en la médula espinal frecuentemente muestran el fenómeno de la Espasticidad. La espasticidad se define como la situación en la cual la interrupción de las vías (tractos) descendentes ha eliminado la capacidad de, voluntariamente contraer un músculo vía las neuronas motoras alfa (parálisis) pero la mediación espinal de los reflejos miotáticos conlleva a que dicho músculo este hiperactivo (espasticidad). En otras palabras, espasticidad es una condición caracterizada por el incremento del tono muscular, reflejos espinales e hiperactividad vestibular. La hipertonia y la hiperflexia son usualmente más marcadas en los músculos antigravitatorios (aquellos que mueven los miembros en contra de la gravedad). Adicionalmente la Espasticidad puede aparecer como reflejos

espinales exagerados que pueden ser iniciados por actividad muscular o estímulos cutáneos encontrados bajo condiciones normales. Si algún estímulo, tal como un toque inesperado o presión es hecho en los miembros inferiores, este puede causar un movimiento espástico, en el cual los músculos abductores vencen a los otros músculos de la cadera, los músculos posteriores del muslo, vencen a los músculos extensores de la rodilla y los de la pantorrilla a los dorsiflexores del tobillo. Como una consecuencia del desequilibrio muscular espástico, contracturas tienden a ser desarrolladas en los músculos abductores de la cadera, flexores de la rodilla y flexores plantares del tobillo.

1.4 MUSCULOS PRINCIPALES DE LOS MIEMBROS INFERIORES

Una apreciación de los principales músculos involucrados en la organización del movimiento humano y una simplificada descripción de los movimientos deseados, puede llevar a una significativa reducción en el número de músculos necesitados de ser estimulados. Con esas consideraciones, se agrega el hecho de que los mayores movimientos durante la marcha toman lugar en el plano sagital e involucran a la extensión, flexión de la cadera y rodilla, y una dorsiflexión, flexión plantar del tobillo.

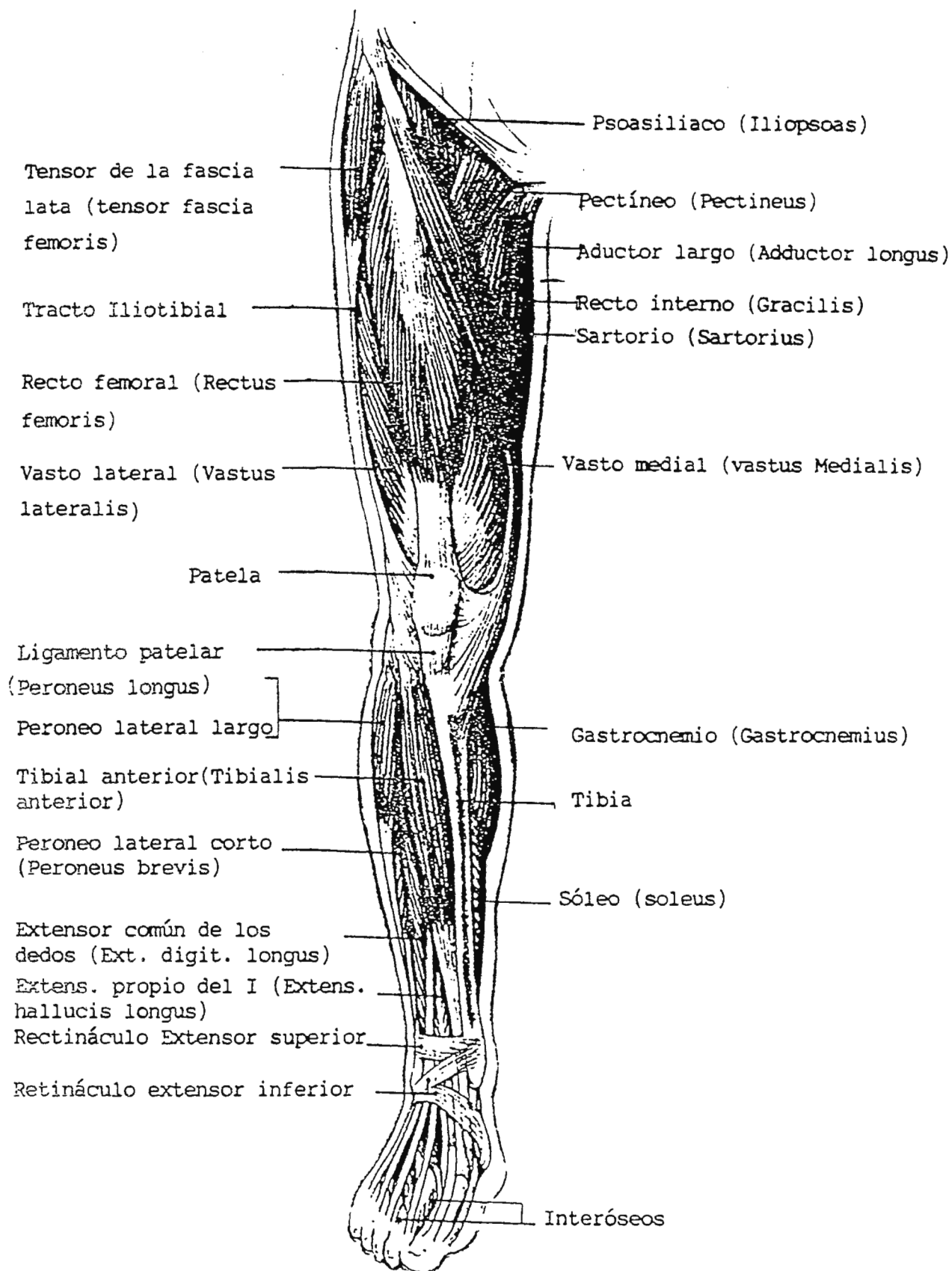
Desafortunadamente, la estructura anatómicamente complicada de la región pélvica no permite la necesaria simplificación en términos de extensión/flexión de la cadera en el plano sagital. Además la naturaleza profunda de importantes músculos de la cadera y los relacionados a la región abdominal, hacen que la aplicación de la Estimulación Eléctrica Funcional (FNS) para controlar la cadera sea muy difícil, simplificaciones referentes a la articulación de la rodilla y el tobillo son posibles. Debe tenerse en cuenta que la técnica de estimulación por medio de electrodos superficiales, técnica adoptada por este trabajo, generalmente sólo permite la estimulación de músculos superficiales.

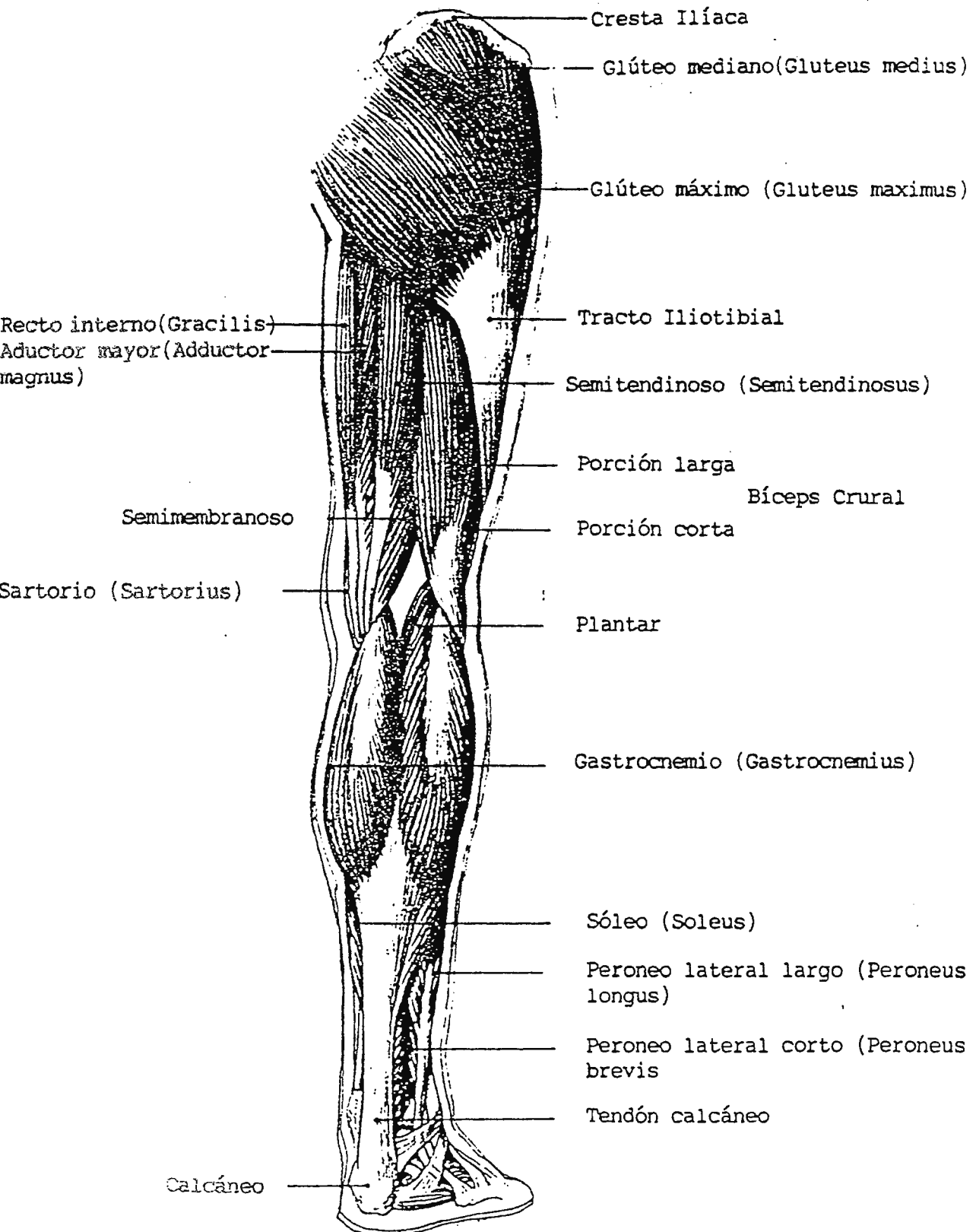
Los criterios que determinan los músculos que serán estimulados, son los siguientes:

- 1) Deberá ser uno de los más poderosos o el más poderoso causante del movimiento de interés (Flexión, Extensión para la rodilla, y Flexión Plantar, Dorsiflexión, para el tobillo).
- 2) La posición anatómica del músculo deberá ser superficial.

Es así, como se determinó un número mínimo de músculos encargados de realizar los movimientos de la marcha en el plano sagital cuando son estimulados vía FNS, para la articulación de la rodilla y tobillo; éstos músculos son presentados en las Tablas 2 y 3. la ubicación anatómica respectiva se muestra en la figura 1.8 a y 1.8 b.

FIGURA 1.8 a





MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA RODILLA				
MUSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	INERVACIÓN	ACCIÓN
CuadriCeps Rectus Femoris	Espina Iliaca Anterosuperior	Patela	Nervio Femoral	Extension
Vastus Lateralis	Troncáuter Mayor	Patela	Nervio Femoral	Extensión
Vastus Intermedius	Línea áspera del fémur	Patela	Nervio Femoral	Extensión
Vastus Medialis	Arriba de los dos tercios superiores del Fémur.	Patela	Nervio Femoral	Extensión
Musculo Posteriores del muslo Biceps Femoris	La cabeza larga en la tuberosidad isquiática, Cabeza corta en la línea áspera del fémur.	Cabeza de la Fíbula y cóndilolateral de la tibia.	Nervio Tibial	Flexión y rotación lateral.
Semitendinosus	Tuberosidad isquiática	Superficie Medial de la tibia superior.	Nervio Tibial	Flexión y rotación medial..
Semimembranosus	Tuberosidad isquiática	Cóndilomedial de la tibia.	Nervio Obturador	Flexión y rotación medial.

Tabla 2. Descripción general de los músculos que serán estimulados y que actúan sobre la rodilla.

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO				
MUSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	INERVACIÓN	ACCIÓN
Gastrocnemius	Cóndilos Medial y Lateral del Fémur	Superficie Posterior del calcáneo.	Nervio Tibial	Flexión Plantar del tobillo y Flexión de la Rodilla
Tibialis Anterior	Membrana interósea, fibula y tibia	Base del segundo, tercero y cuarto metatarsiano, primer hueso cuneiforme	Nervio Tibial	Flexión Plantar

Tabla 3. Descripción general de los músculos que deberán ser estimulados y que actúan sobre el tobillo.

1.5 PATOLOGIAS A LAS QUE SE PUEDE APLICAR LA ESTIMULACION NEUROMUSCULAR FUNCIONAL FNS.

Antes de entrar en detalle sobre las diferentes Patologías, sería conveniente tener una definición sobre FNS.

Se puede definir la Estimulación neuromuscular funcional (FNS) como la aplicación de una corriente eléctrica controlada al sistema neuromuscular, con el deseo de restaurar el control sobre los movimientos esqueléticos ausentes o anormales, con el fin de producir un movimiento que sea funcionalmente útil. En circunstancias de daño a la médula espinal, ésta técnica puede ofrecer estimulación a las neuronas motoras bajas y sus fibras musculares, las cuales han sido desconectadas del sistema nervioso superior.

La FNS se puede aplicar a personas que presenten alguno de los siguientes padecimientos.

1. **Hemiplejía.** La FNS se puede utilizar para mantener la marcha de personas que sufrieron una lesión cerebrovascular, trauma cerebral, extirpación de un tumor cerebral u otra enfermedad cerebral con un cuadro clínico de hemiplejía. El paciente no deberá presentar cambios en sus estructuras osteoarticulares tales como contracturas u otras

deformidades, o alguna desigualdad en la longitud de las extremidades o, la debilidad extrema de la cadera, rodilla o tobillo, ya que reduce la efectividad de su uso. Cuando el déficit motor se manifiesta predominantemente como una caída del pie y cuando la espasticidad es moderada, la FNS proporciona un patrón funcional de ambulación.

La FNS se puede prescribir para control de los dedos y extensión de la muñeca para pacientes cuya capacidad de asir las cosas permanece intacta pero no puede hacerlo debido a una parálisis del músculo extensor. La aplicación de la FNS al nervio radial o a los músculos correspondientes puede resultar en un empleo funcional de los dedos.

2. **Esclerosis múltiple.** En una esclerosis múltiple la FNS es aplicable en los casos en los cuales las manifestaciones clínicas del déficit motor son similares a aquellas de los pacientes hemipléjicos con caída del pie o parálisis de los dedos y de los músculos extensores de la muñeca.

3. **Parálisis cerebral.** La FNS se prescribe para niños que exhiben un patrón de ambulación deteriorado. La cooperación del niño y la aceptación de la FNS son indispensables si ésta se ha de aplicar terapéuticamente o como auxiliar ortésico. La FNS es aplicable en los casos clínicos de monoplejía,

hemiplejía, hemiplejía bilateral, displejía y cuadriplejía, siempre que el niño sea capaz de mantenerse erguido, ya sea por sí solo o con ayuda, de modo que se lo pueda inducir a caminar. Los obstáculos principales son contracturas.

Los niños muestran una hipersensibilidad epidérmica, con frecuencia de naturaleza accematosas, a la electroestimulación diaria más habitual que los adultos.

4. Varios. La FNS se prescribe para pacientes con paraparesis que deriva de lesiones o enfermedades de la médula espinal, pero en quienes se mantiene la excitabilidad eléctrica de las neuronas motoras del huso.

CAPITULO II

2.0 ALGUNAS CONSIDERACIONES SOBRE LA MARCHA

A pesar se todos los trabajos de que ha sido objeto, la marcha suscrita en la actualidad multitud de investigaciones apasionantes a nivel mundial. Se trata como es sabido, de una adquisición motriz temprana. Progresiva y rápidamente perfeccionada en el niño, se transforma en una función compleja, integrada a múltiples niveles del sistema nervioso central, hasta el punto de que no es posible adjudicarle un centro especial. Pone en marcha una serie de automatismos, circuitos cerrados de médula a tronco cerebral, a cerebelo, a núcleos grises centrales, que permiten la reproducción cíclica de la secuencia activa de los miembros inferiores, al tiempo que confiere la adptabilidad necesaria a las variaciones del relieve, a los cambios de marcha o a las modificaciones de trayectoria. Por otra parte, es interesante observar que el hombre, por su modo de locomoción bípeda, coloca su "hardware" al más alto nivel de sofisticación: 29 grados de libertad y 48 músculos para cada miembro inferior; motor pélvico para la marcha en terreno horizontal e impulso de tríceps sural y los extensores de la cadera en las variaciones de pendientes y relieves accidentados; órgano de contacto con el suelo, específicamente adaptables gracias a

su gran capacidad de deformación debida a sus numerosos grados de libertad, a su suela plantear gruesa y fija, y al juego vertical y transversal; capaz de obtener aceleración angular y lineal garantizada por el nivel vestibular de estabilización dinámica que permite el control de la trayectoria en ausencia de control visual..., es larga la lista de éstos sistemas específicos que permite el perfecto desarrollo del programa de la marcha.

Limitándose al aspecto cinético del análisis, consideraremos que el sujeto desplaza su cuerpo de un punto a otro. Su cuerpo será asimilado a una masa (el centro de gravedad) sometida a translaciones que imprimen los miembros inferiores y que sufre la acción de la gravedad, de la inercia y de la aceleración. Las resistencias que se han de vencer durante éste desplazamiento ocasionan gasto de energía, lo mas reducido posible si el sujeto quiere caminar lejos y durante mucho tiempo.

Desde el punto de vista de conocer a profundidad los diferentes músculos que intervienen en la marcha, se puede decir que la marcha es cíclica, por lo que cada ciclo de la misma se puede dividir en fases, cada una de las cuales posee cierto porcentaje del ciclo.

Las fases del ciclo de marcha son:

2.01 (1) CONTACTO DEL TALON CON EL SUELO 0% al 15%

Durante esta acción muy breve, el miembro inferior se alarga al máximo y la pelvis está en el lado del contacto en aducción horizontal, con respecto al miembro en carga. La rodilla está en extensión completa o casi completa. El tobillo se halla en posición neutra. Estas posiciones articulares tienen como objetivo dar al miembro inferior la máxima longitud.

En esta fase los músculos más activos son los siguientes, por orden de importancia:

- a) Los vastos del cuádriceps; hay participación menos importante del rector anterior.
- b) Compartimiento anterior de la pierna, y particularmente el tibial anterior.
- c) El deltoides glúteo, sobre todo el glúteo mediano y el tensor de la fascia lata.

El siguiente esquema muestra el grado de participación de los diferentes músculos en esta fase.

CICLO DE MARCHA

MUSCULOS	100%	Glúteo mediano	Gluteus medius
QUE ACTUAN	100%	Glúteo menor	Gluteus minimus
SOBRE LA	100%	Tensor de la fascia lata	Tensor fascia femoris
CADERA	100%	Glúteo mayor	Gluteus máximus
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA RODILLA	60%	Semitendinoso	Semi-tendinosus
	70%	Biceps crural (largo)	Biceps femoris (longus)
	30%	Recto interno	Gracilis
	90%	Recto anterior	Rectus femoris
	100%	Crural	Vastus intermedius
	100%	Vasto externo	Vastus lateralis
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO	100%	Vasto interno	Vastus medialis
	80%	Tibial anterior	Tibialis anterior
	80%	Extens. com. de los dedos de los pies	Extens. digit communis
	80%	Extens. propio del I	Extens. hallucis longus
	80%	Tibial posterior	Tibialis posterior
	50%	Sóleo	Soleus
	20%	Flex. com. de los dedos de los pies	Flexor digit. longus

2.02 (2) PIE PLANO SOBRE EL SUELO DEL 15% AL 40%

Cuando ya ha tomado contacto con el talón y después con toda la suela plantar, el sujeto se halla en equilibrio monopodal. La longitud máxima del miembro inferior, alcanzada durante la fase presendente, es ahora una desventaja, ya que somete el centro de la gravedad a una aceleración vertical muy importante; por esta razón, la rodilla se flexiona ligeramente, de 15 a 25° según el sujeto y la rapidez del desplazamiento. En efecto, durante una marcha muy lenta, el sujeto normal bloquea la rodilla en extensión casi total, pero la aceleración progresiva determina una flexión de la rodilla cada vez más importante.

El siguiente esquema muestra los diferentes músculos que intervienen en esta fase y su porcentaje de participación en la misma.

% DE LA FASE

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA	100% 100% 100%	Glúteo mediano Glúteo menor Tensor de la fascia lata	Gluteus medius Gluteus minimus Tensor fascia femoris
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA RODILLA	40% 40%	Crural Vasto externo	Vastus intermedius Vastus lateralis
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO	100% 100% 100% 70% 70% 50% 30%	Tibial posterior Sóleo Flex. com. de los dedos de los pies. Flex Propio I Gemelos Peroneo lateral largo Peroneo lateral corto	Tibialis posterior Soleus Flex. digit. longus Flex. hallucis proprius Gastrocnemius Peroneus longus Peronues brevis

Cuando el pie está plano sobre el suelo, con el tronco inclinado hacia adelante, los músculos más importantes son, por este orden:

- a) Sóleo, que garantiza la estabilidad de la rodilla, es ayudado a veces por los gemelos.
- b) Tibial posterior
- c) Deltoides glúteo

2.0.3 (3) DESPEGUE DEL TALON DEL 40% AL 50%

Esta etapa se caracteriza por una intensa actividad de los músculos llamados "flexores plantares" que actúa sobre el tobillo, aunque su acción no tiene como objetivo provocar

este movimiento. En efecto, el tobillo permanece neutro o bien el movimiento de dorsiflexión se acentúa ligeramente no por un desplazamiento del pie hacia la pierna. El pie sigue siendo el elemento esquelético estable a partir del cual se mueve los otros segmentos.

Durante el despegue del talón (permaneciendo los dedos firmemente en contacto con el suelo) el tobillo se halla colocado en posición alta. Esto podría someter al centro de gravedad a una aceleración vertical demasiado importante, por eso la rodilla se dobla en el mismo instante.

La actividad muscular más interesante es la del comportamiento posterior, en el cual todos los músculos son activos, tanto los flexores de los dedos de los pies como el tríceps sural.

Los músculos, hasta este momento silenciosos, entran en acción durante el despegue del talón: iliaco y aductores.

El siguiente esquema muestra las diferentes acciones musculares y su grado de intervención en esta fase:

% DE LA FASE

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA	50%	Glúteo mediano	Gluteus medius
	50%	Glúteo menor	Gluteus minimus
	50%	Tensor de la fascia lata	Tensor fascia femoris
	50%	Aductor mayor (del muslo)	Adductor magnus
	60%	Aductor largo	Adductor longus
	100%	Iliaco	Iliacus
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA RODILLA	60%	Extens. com de los dedos de los pies	Extens. digit. Communis
	60%	Tibial posterior	Tibialis posterior
	100%	Sóleo	Soleus
	100%	Flex. com. de los dedos de los pies	Flexor digitl. longus
	100%	Flex. Propio I	Flexor hallucis proprius
	100%	Gemelos	Gastrocnemius
	100%	Peroneo lateral largo	Peroneus longus
	100%	Peroneo lateral corto	Peroneus brevis

2.0.4 (4) DESPEGUE DE LOS DEDOS DEL PIE DEL 50% AL 60%

Este período muy breve corresponde al que los autores más tradicionales llaman "el doble apoyo". Se evita (por el momento) utilizar esta terminología que complica enormemente

el análisis haciendo que se tomen en consideración los dos miembros a la vez. Para una máxima simplicidad, por el momento se limita a seguir un sólo miembro inferior, desde el momento que carga el peso del cuerpo, para seguir la oscilación y terminar en el momento en que el talón de éste se posa de nuevo en el suelo.

El período de elevación de los dedos del pie se caracteriza por una rápida e importante flexión de la rodilla (que puede alcanzar 50°), pero sin actividad de los flexores de la rodilla. Por otra parte, los aductores son muy activos debido a su acción de flexores de la cadera. Las acciones musculares que tienen lugar en esta fase y su grado de participación en la misma, son presentadas a continuación:

% DE LA FASE

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA Y LA RODILLA	100%	Aductor mayor	Adductor magnus
	100%	Aductor largo	Adductor longus
	100%	Recto interno	Gracilis
	30%	Recto anterior	Rectus femoris
	30%	Crural	Vastus intermedius
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO	30%	Tibial anterior	Tibialis anterior
	100%	Extens. com. de los dedos de los pies	Extens. digit Communis
	30%	Extens. propio del I	Extens. hallucis propius
	20%	Peróneo lateral largo	Peroneus longus
	60%	Peroneo lateral corto	Peroneus brevis

2.0.5 (5) AVANCE DEL MIEMBRO INFERIOR OSCILANTE DEL 60%
al 75%

En este punto, el miembro inferior alcanza su mínima longitud, flexionándose las articulaciones de la cadera y rodilla, y movilizándose la articulación del tobillo para llevar al pie a dorsiflexión. El peso del cuerpo del sujeto es soportado enteramente por el miembro inferior opuesto.

Las diferentes acciones musculares que intervienen en esta fase se muestra a continuación:

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA Y RODILLA

% DE LA FASE

70% . .	Tensor de la fascia lata	Tensor fascia femoris
100% .	Aductor mayor	dductor magnus
30% . .	Recto interno	Gracilis
100% .	Iliaco	Iliacus
100% .	Sartorio	Sartorius

% DE LA FASE

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA RODILLA	90% 80% 20%	Biceps crural (corto) Rector anterior Crural	Biceps femoris Rectus femoris Vastus intermedius
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO	100% 100% 100%	Tibial anterior Extens. com. de los dedos de los pies Extens. propio del I	Anterior tibialis Extens. digit Communis Extens. hallucis proprius

2.0.6 (6) EXTENSION TOTAL DE LA RODILLA DEL 75% AL 100%

El miembro inferior oscilante pasa a gran velocidad, mientras que el miembro opuesto está en carga, la pierna se coloca en posición de mayor longitud posible para alcanzar el suelo antes que el cuerpo. Durante la fase precedente, un acortamiento máximo destinado a evitar el suelo flexionando la cadera, rodilla y tobillo; ahora durante la extensión de la rodilla, el sujeto esta en la presente posición.

- a) Pelvis en máxima rotación anterior en el lado se va a producir la toma de contacto del talón.
- b) Rodilla en extensión total o casi total (cuanto más rápido es la marcha, mayor es el grado de flexión residual en el último instante).
- c) Cadera en flexión
- d) Tobillo en posición neutra.

Las acciones musculares que toman acción en esta fase así como su grado de participación en la misma, se presentan en el siguiente esquema:

% DE LA FASE

MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE LA CADERA Y LA RODILLA	70%	Aductor mayor	Adductor magnus
	20%	Aductor largo	aductor longus
	80%	Recto interno	Gracilis
	20%	Iliaco	Iliacus
	30%	Sartorio	Sartorius
	40%	Semitendinoso	Semi-tendinosus
	50%	Semimembranoso	Semi-membranosus
	100%	Biceps crural	Biceps femoris
MUSCULOS QUE ACTUAN SOBRE EL TOBILLO	100%	Tibial anterior	Tibialis anterior
	100%	Extens. com. de los dedos de los pies	Extens. digit. longus
	100%	Extens. propio del I	Extens. hallucis propius

2.1 SIMPLIFICACION DEL CICLO DE MARCHA

En párrafos anteriores se ha descrito la marcha humana por medio de un serie de fases para las cuales se mostraron las diferentes acciones musculares relacionadas a cada una. Dicha descripción algo extensa, fue incluida en el presente estudio, únicamente con el fin de poder ofrecer un análisis estructurado que permitiera explicar la marcha, ya que para fines prácticos de análisis y aplicación dicha descripción aunque buena es muy compleja, ya que involucra un mayor número de variables, téngase presente que para facilitar el modelaje matemático de los miembros inferiores, se busca trabajar con el menor número de variables posibles.

Observaciones de la marcha normal, sugiere a fin de simplificarla, la siguiente sub-división del ciclo de marcha:

(1) FASE DE SOPORTE DE LA PIERNA IZQUIERDA

En esta fase, el pie izquierdo está en contacto con el suelo y soporta el peso corporal. La pierna derecha esta alejándose del piso, balanceándose hacia adelante para crear el próximo paso. Inicia con el despegue de los dedos del pie derecho y termina con el contacto del talón derecho con el suelo.

(2) FASE DE SOPORTE DOBLE DE LA PIERNA IZQUIERDA A LA DERECHA

Ambos pies están en contacto con el suelo y el peso corporal es transferido de la pierna izquierda a la pierna derecha. Empieza con el contacto del talón derecho con el piso y termina con el despegue de los dedos del pie izquierdo.

(3) FASE DE SOPORTE DE LA PIERNA DERECHA

El pie derecho esta en contacto con el piso y soporta el peso del cuerpo. La pierna izquierda está alejándose del piso, balanceándose hacia adelante para crear el próximo paso. Va desde el despegue de los dedos del pie izquierdo hasta el contacto del talón izquierdo.

(4) FASE DE SOPORTE DOBLE DE LA PIERNA DERECHA A LA IZQUIERDA

Ambos pies están en contacto con el suelo y el peso corporal es transferido de la pierna derecha a la izquierda. Empieza con el contacto del talón izquierdo y termina con el despegue de los dedos del pie derecho.

Es muy evidente la reducción en el número de fases que componen el ciclo de marcha en ésta última descripción, en comparación con la primera, esto repercute en la agilización y facilitación del análisis dinámico.

CAPITULO III

3.0 UNA REVISION A TRABAJOS PREVIOS SOBRE FNS

Desde hace 20 años se vienen realizando estudios teóricos prácticos sobre nuevas y mejores técnicas y aplicaciones de la estimulación neuromuscular funcional o estimulación eléctrica funcional (FNS/FES) a los miembros inferiores que sufren algún impedimento en cuanto a su movilización. Trabajos recientes concentraron sus intentos en la corección del síndrome de pie caído, a través de un sólo canal (salida) de estimulación eléctrica el cual permite la dorsiflexión durante la fase de balanceo en el ciclo de la marcha⁴. Exitos iniciales con esos sistemas ortésicos apuntaban a la investigación de una estimulación vía multicanales como un método de mejorar la marcha en pacientes hemiplejicos⁵.

Investigaciones posteriores mostraron que la FNS podía también ser útil para otros varios padecimientos, así la FNS se puede prescribir para varios cuadros clínicos tales como hemiplejía, paraparesis y parálisis cerebral, y algunos casos de esclerosis múltiple.

Fue así como se crearon los primeros modelos de sistemas para la estimulación eléctrica funcional o electroestimulación funcional, surgiendo de esta manera equipos tales como:

- a) El Funtional Electronics Peroneal Brace tipo FEPA y CCA,
- b) Medtronic's Neuronal y ENA-12 de la Menon Corporation,
- c) LIC de Suecia,
- d) STIPEL Y BISTIPEL de Francia.

Todos los equipos anteriormente mencionados exponen principios similares.

Es importante entonces destacar que estos primeros trabajos presentan dos características importantes:

(1) Los sistemas de estimulación operan en un modo de lazo abierto, esto implica, el que no exista una influencia directa del movimiento producido a la entrada de estimulación.

(2) La aplicabilidad clínica fue limitada a individuos hemipléjicos.

La metodología de sistemas de lazo abierto restringe la operación de la ortosis a la ejecución de secuencias de estimulación pre-programadas en las varias fases del ciclo de marcha. Las secuencias de estimulación en estos primeros trabajos fueron escogidas de una forma empírica y a veces continuamente ajustadas. Investigaciones sobre las aplicaciones de la FNS a personas parapléjicas, hasta hace poco eran limitadas a lograr la habilidad para levantarse de

una posición de sentado y asumir una postura recta, mediante la máxima contracción de los músculos extensores de la rodilla. Más prominente en ésta área es el trabajo de Kralj y Bajd⁶ quienes iniciaron un programa de reforzamiento muscular, usando FNS con sus pacientes. Tal programa con un promedio de duración de 45 días, incrementaba de entre tres a cinco veces la fuerza muscular lograda en pacientes hemipléjicos. Como ejemplo, dos individuos, uno con una lesión T5 y otra con una lesión T10, fueron posibilitados a pararse verticalmente mediante la aplicación de una estimulación eléctrica a una frecuencia de 20 Hz y una duración de pulso de 1 ms. Bajd⁷ intentó sintetizar un patrón simple de marcha en pacientes parapléjicos, pero en éste caso, como en los anteriores, algún medio de soporte lateral (barras o muletas) tuvo que ser provisto. Isakov⁸ y Cibulski⁹ por ejemplo, reportaron un programa de entrenamiento orientado a reforzar los músculos de los miembros inferiores, después del cual sus pacientes fueron capaces de pararse, mantener esa postura y caminar pequeñas distancias ayudados por soportes laterales. Un inconveniente que se presentó es que el esfuerzo realizado por el parapléjico durante la ambulación fue exhaustivo^{10, 11}.

3.1 LA NECESIDAD DE UN CONTROL DE LAZO CERRADO EN LA FNS

La eficacia de los sistemas de lazo abierto, depende en gran medida del posicionamiento de los electrodos y del uso

de una hipercontracción de los músculos extensores de la rodilla a modo de asegurar la extensión máxima de dicha articulación. Esta extensión máxima es hecha en ambas piernas durante la aplicación de estímulos vía sistemas de lazo abierto cuando el paciente se para y mantiene esa posición. Crago¹² considera que, debido a la variabilidad de la fuerza muscular producida con relación a la posición de los electrodos, el hacer una comparación de las respuestas producidas es muy difícil, evitando así una determinación, a priori de los parámetros óptimos del estímulo. Como se mencionó, el método general de evitar ésta deficiencia en la selección de los parámetros de estimulación es asegurar la extensión total de la rodilla. El problema de éste modo de estimulación es el evocar una rápida fatiga, dicho problema estara presente en la operación de cualquier sistemas de lazo abierto. Además se presenta el inconveniente de que el sistema de lazo abierto presenta la incapacidad para controlar la trayectoria de la pierna en balanceo durante la marcha, lo que evita la exactitud en el posicionamiento de la misma sobre el piso al final de la fase del balanceo.

La ausencia de algún control sobre la trayectoria de las piernas puede ser considerada como una seria ventaja.

Lo que se requiere entonces, es un sistema de control en el cual los resultados de la contracción muscular puedan ser mejorados por la existencia de una relación entrada/salida que sea repetitiva y lineal. Las variables del estímulo son divididas en las entrada y salida, así por ejemplo, tenemos que para la entrada las variables puede ser la amplitud del pulso, anchura (tiempo de duración) o velocidad de repetición, mientras que para la salida tenemos la fuerza muscular producida o posición de la articulación. La búsqueda de una relación lineal repetitiva entre la entrada estimuladora al músculo y el ángulo desarrollado por la articulación o torque, ha guiado desde hace pocos años al uso de la FNS dentro del dominio del control de lazo cerrado, en principio, los sistemas de lazo cerrado ofrecen un incremento en la linealidad entrada/salida y la repetitividad junto con un decremento en la sensibilidad del sistema a las variaciones de los parámetros (disturbios internos) y cambios en la carga (disturbios externos). El control realimentado de lazo cerrado ha sido usado para lograr y mantener la fuerza muscular deseada en experimentos con gatos¹³ y el ángulo de la articulación en personas hemipléjicas¹⁴.

Petrofsky¹⁵ describe un sistema de lazo cerrado el cual permite a un parapléjico pararse y ejecutar una pequeña marcha. Sin embargo, la realimentación (ángulo de la

articulación) de su sistema, se usó solamente para monitorear la extensión máxima de la rodilla y así en principio, su implementación fue muy similar a la de los sistemas de lazo abierto antes mencionados. Stanic¹⁶ uso un sistema posicionador de lazo cerrado para proveer: flexión plantar a través de la estimulación de los músculos sóleo y gastrocnemio; dorsiflexión por medio de la estimulación de los músculos tibial anterior y peroneo anterior. El control de posición fue logrado si bien pequeñas desviaciones en la posición del electrodo impedían lógicamente resultados repetitivos. Sin embargo la presencia de inestacionaridad en los parámetros y las consecuentes dificultades en la determinación de los parámetros de control óptimos, complican severamente el diseño de controles adecuados.

Definitivamente, los sistemas de lazo cerrado tienen una mejor aplicabilidad para la FNS que los de lazo abierto. A continuación se analizara el conjunto músculo/articulación.

3.2 INESTACIONARIDAD Y NO LINEALIDAD EN EL SISTEMA MUSCULOS/ARTICULACION

Realmente el sistema bajo consideración es una combinación de el músculo, la articulación alrededor de la cual actúa este y la carga sobre la articulación.

Para un músculo normal, un modelo lineal, de segundo orden puede ser obtenido con la función de transferencia dada por:

$$G(s) = \frac{Ke^{-ds}}{(s+a)(s+b)}$$

Donde:

K = Ganancia

d = Retraso

a y b = Ubicación de los polos.

Este modelo continuo en el tiempo y de segundo orden extraído del estudio de los músculos plantar y sóleo en gatos, relaciona la fuerza muscular isométrica a la entrada de estimulación. El tiempo de retraso d, es debido al tiempo de conducción desde el punto de excitación a la unión neuromuscular a lo largo de la fibra nerviosa eferente.

Cada parámetro en el medio depende de factores tales como la velocidad de estimulación, estiramiento muscular, compliancia de la carga y fatiga. La fatiga puede ser minimizada por medio de una estimulación a baja velocidad de repetición, con un límite inferior de 20 hertz, determinado por la necesidad de mantener adecuadamente la sumación de contracciones. Además, las relaciones entre los parámetros son lineales sólo sobre pequeños rangos de las variables involucrada. Bawa¹⁷ notó que el músculo sóleo de los gatos se comporta de una manera no lineal en cuanto a los efectos de la longitud muscular y frecuencia de estimulación.

La optimización de la duración y carga del pulso es considerada en detalle en¹⁸.

Una fuente importante de no lineabilidad ocurre en el reclutamiento de las unidades motoras durante la estimulación. La relación de reclutamiento con la anchura del pulso es caracterizada por, una anchura (duración) de pulso de umbral, abajo de la cual ninguna contracción es producida, una región aproximadamente lineal para anchuras de pulso mayores que la de umbral y, finalmente un nivel de saturación, arriba del cual cualquier incremento en la anchura de pulso no causa contracción alguna. esta relación no completamente lineal ha sido observada tanto para

estimulación por anchura de pulso como por amplitud del mismo, siendo estas las variables de estimulación y para diferentes tipos de electrodos (superficiales, subfaciales e intramuscular).

El reclutamiento para anchuras de pulso mayores que la de umbral, presenta un declive (bajada), esto es debido a la desigual distribución, orientado y proporción de inervación de los axones motores dirigidos hacia la unión neuromuscular. Las articulaciones alrededor de las cuales operan los músculos, imponen al sistema músculo/articulación de una no linealidad.

De lo anterior, debe tomarse en consideración que al realizar el modelo del músculo dos elementos son necesariamente importantes, ellos son una linealidad estacionaria seguida de una dinámica lineal.

3.3 INTENTOS POR CONTROLAR EL MUSCULO PARALIZADO CON FNS DE LAZO CERRADO.

Como una continuación de su trabajo en la identificación de la dinámica del codo y muñecas, Allin¹⁹ realizó varios esquemas sobre controladores para FNS que fueron

implementados y probados en humanos. Se diseñaron modelos de tercer orden, más un controlador de referencia adaptativo.

Otro intento por controlar la fuerza muscular por medio de un controlador de lazo cerrado mediante el reclutamiento (seguimiento) de la modulación fue hecho por Wilhere²⁰, quien modeló los músculos sóleo y plantar de gatos, en el dominio de tiempo discreto usando respuestas a señales de entrada escalón, además de asumir su modelo como de segundo orden. Un controlador digital fue diseñado usando el método de síntesis de Truxal²¹.

Su modelo resultó tener buenas respuestas (en cuanto a repetitividad y estabilidad) a una variable de entrada, pero resultó que para entradas escalón no funcionaba óptimamente. Evidentemente hubo desaciertos en cuanto a la estimación de los parámetros. Siguiendo el trabajo de Wilhere, en cuanto a la identificación y estimación de parámetros durante la contracción isométrica en músculos de gatos, Bernotas desarrollo un esquema para un controlador adaptativo en tiempo discreto. La ejecución de dicho modelo fue evaluada en base a criterios de estabilidad y fuerza isométrica generada a señales de entrada escalón y senoidal.

3.4 FNS DE LAZO CERRADO PARA CONTROLAR EL MUSCULO PARALIZADO

La aplicación de la función de control conocida como Derivada Integral proporcional para mantener controlada la posición en personas parapléjicas fue aportada por Chizeck. Sujetos parapléjicos con lesiones de T4 a T11 se les colocaron electrodos intramusculares, la señal de realimentación fue provista por goniómetros montados externamente. Cuatro controladores fueron implementados, uno para cada rodilla y muñeca, cada controlador afecta solo un grupo de músculos (cuadríceps para la rodilla y sóleo para el tobillo). Como resultado se obtuvo sólo movimientos de extensión en la rodilla y flexión plantar en el tobillo. Por otro lado, los parámetros de control no se obtuvieron de modelos musculares de lazo abierto, la anchura del pulso de estimulación se determinó de un modo experimental.

Se puede decir que los estudios de Petrofsky y Chizeck representan en la actualidad, virtualmente los mayores intentos en el control del músculo paralizado por medio de la FNS de lazo cerrado, ya que los demás autores han seguido sus pasos.

CAPITULO IV

4.0 RECOLECCION DE DATOS

Se ha mencionado que el sistema electroestimulador de lazo cerrado, tendrá una señal de entrada, una señal de salida y una de retroalimentación.

La señal de retroalimentación será llevada a un banco de datos (que representan el ciclo de marcha deseado); allí se comparará y determinará si la salida actual (señal retroalimentada) esta en concordancia con el ciclo de marcha predeterminado.

Lo anterior implica la determinación en cuanto al tipo de datos que tendrá el banco, y el que estos sean afines a la señal de salida para su fácil comporación.

Tomando en cuenta que la señal de salida (para sistemas de lazo abierto) puede ser la fuerza muscular producida o la posición de la articulación²² y que además de éstas (hasta el momento) prácticamente no existen otras, debe lógicamente determinarse, cuál de ellas se tomará como señal de salida para el presente trabajo. Los criterios seguidos en la determinación de la señal de salida son:

- (1) El grado de facilidad en su obtención
- (2) La facilidad de su manejo o procesamiento
- (3) El nivel de interferencia a que pueda estar expuesta por su naturaleza
- (4) El grado de fidelidad en cuanto a su representatividad de la marcha.

En base a los criterios anteriores, se determinó a la señal de salida y por tanto de retroalimentación como la representada por la posición (ángulo) de la articulación. Esto conlleva a que los datos del banco sean mediciones angulares de las articulaciones de los miembros inferiores en las diferentes fases del ciclo de marcha. Definitivamente se necesita proponer un sistema que permita recolectar dichos datos previos a la estimulación, sin lugar a dudas la base de dicho sistema será la Goniometría; este proceso será calificado como obtención de datos o grabación del ciclo de marcha, el cual será tratado a continuación.

4. GONIOMETRIA

4.1.1. DEFINICIÓN, USOS

La Goniometría es la medida del grado de la movilidad articular. Es una etapa esencial en la evaluación de la función de un paciente con incapacidad muscular, neurológica o esquelética²³.

El diagnóstico de cómo se comportan y se mueven físicamente las principales articulaciones de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha proporciona a fisiátras, terapeutas e investigadores del campo, información valiosa sobre los diferentes desplazamientos angulares de las articulaciones inferiores, con lo cual se puede valorar el grado de movilidad que presente el paciente o una persona normal.

La aplicación de un sistema electroestimulador u órtesis neuromuscular podría ser de poco valor si las articulaciones son incapaces de moverse total o parcialmente en toda su amplitud, ya que aunque el electroestimulador enviara una señal adecuada (predeterminada) ésta no provocaría la reacción o desplazamiento angular del miembro inferior esperado (predeterminado).

Por otro lado, el examen minucioso del movimiento articular además de ayudar al médico a diagnosticar la pérdida funcional del paciente, pueda revelar la extensión del proceso mórbido o proporcionar un criterio objetivo para determinar la eficacia de un programa de tratamiento.

La Goniometría además permite la obtención de una historia clínica (desde el punto de vista del grado de movilidad)

correcta y exacta de un paciente. Ya sea que se cambie el terapeuta o que se precise el control de seguimiento del paciente o que se reactive una enfermedad previa, el tratamiento médico adecuado depende de una medida clínica exacta. Lastimosamente en nuestro país no existe (por el momento) un control goniométrico de pacientes con padecimientos de parálisis en sus miembros que permita evaluar sus mejoras o desmejoras en cuanto al grado de movilidad articular.

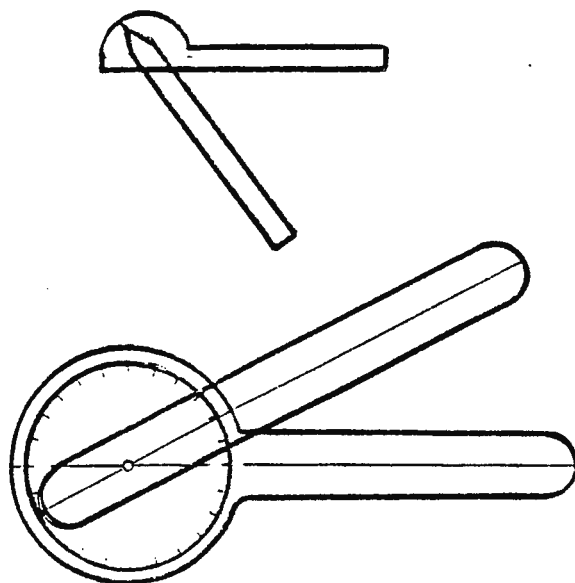
Si se necesitara la revisión de datos de la historia clínica del paciente para propósitos de investigación, el estudio sería significativo sólo si se realizaran y anotaran correctamente procedimientos tales como la Goniometría.

4.1.2 APARATOS E INSTRUMENTOS

Un goniómetro es un instrumento que mide el ángulo relativo entre dos segmentos del cuerpo humano, tal como por ejemplo, el ángulo de la rodilla, formado entre el muslo y la pantorrilla.

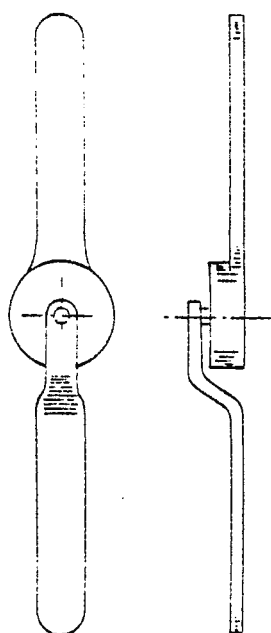
Existen varios tipos de goniómetros, pero dos son los que en este apartado interesan: a nivel hospitalario en forma general se tiene el llamado goniómetro universal del que se

muestran ejemplos en la figura 4.1



Los dos brazos del goniómetro con un indicador en uno de ellos y una escala transportadora en el otro, se articulan mediante un pivote que proporciona una fricción suficiente para que el instrumento se mantenga estable cuando se utiliza para la lectura. Algunos goniómetros se fabrican con una escala circular total y otros con una escala circular parcial, pero todos deben marcarse claramente en grados.

Otro tipo de goniómetro que es usado mas en el área de investigación, es el electrogoniómetro, como el mostrado en la figura 4.2



Electrogoniómetro de dos
brazos en forma planar.

Este es un electrogoniómetro sencillo de dos piezas o brazos (aunque los pueden haber de tres). Ambos brazos están articulados por un pivote el cual contiene una resistencia variable (potenciómetro), ésta resistencia variable por su forma circular, presenta la ventaja de que cualquier desplazamiento angular entre los brazos lo traduce a un valor específico de resistencia eléctrica. En los últimos años los electrogoniómetros han ganado un gran campo de aceptación entre los especialistas del ramo, debido a su alto grado de exactitud y capacidad de acoplarse a sistemas electrónicos de monitoreo.

Con la introducción del electrogoniómetro al ambiente hospitalario y de investigación se introdujo un nuevo

concepto, el de la electrogoniometría²⁴. Se define como la técnica que permite describir la locomoción por medio de los cambios angulares entre los diferentes segmentos del cuerpo, medidos por potenciómetros montados sobre las articulaciones.

Las ventajas asociadas con los electrogoniómetros²⁵ son:

- (1) Un relativo bajo costo
- (2) Construcción simple y,
- (3) Una salida análoga que puede fácilmente ser convertida a digital.

4.1.3 SISTEMA DE MEDIDA

El sistema de medida generalmente usado, se basa en la relación de la amplitud del movimiento de una articulación a un círculo completo, o sea 360° . Como los huesos del cuerpo pueden considerarse como palancas o sistemas de palancas, se supone que se mueven de forma circular en torno de un eje de rotación localizada en el centro de su articulación. Cuando se realiza el movimiento en torno a ella, cada punto del hueso en movimiento debe escribir un arco círculo cuyo centro esta en el eje de rotación.

Es importante localizar correctamente el eje de rotación de una articulación si se quiere lograr una goniometría

adecuada. En casi todas las articulaciones se puede ubicar el eje del goniómetro de modo tal que coincida con el eje de rotación de la articulación. El ángulo así formado por los dos brazos del goniómetro corresponde al formado por ambos miembros de la articulación.

La posición de cero grados del círculo superpuesto a la articulación, se puede asignar arbitrariamente. Cuando el paciente está situado en posición anatómica, cero grados indica el punto directamente ubicado sobre la cabeza del paciente, mientras que los 180° se encuentran a sus pies. Tal como lo muestra la figura 4.3, cuando el miembro proximal de una articulación se mueve de la posición anatómica, la posición de cero grados se mueve del mismo modo y ya no

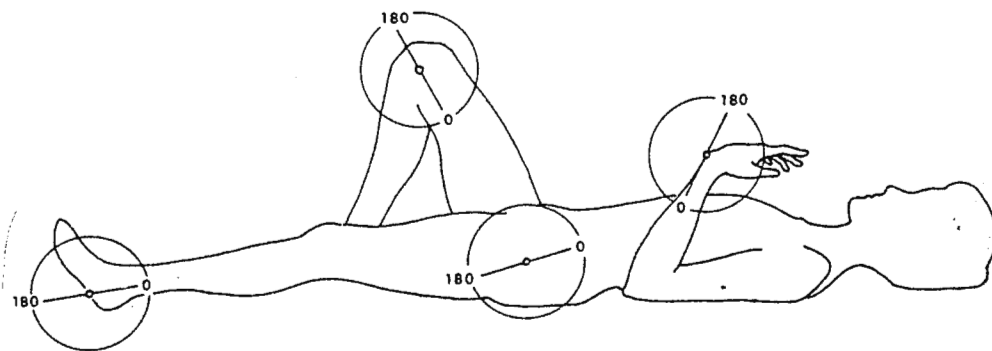


Fig 4.3 Sistema goniométrico de círculo completo o 360° aplicado a algunas articulaciones del cuerpo.

está situada sobre la cabeza del paciente. En un sistema circular total se pueden considerar casi todos los

movimientos articulares como rotaciones procedentes de o dirigidas hacia el punto cero situado sobre la cabeza en los planos frontal o sagital. Por consiguiente, el plano sagital el movimiento es el que rota el miembro distal hacia posición cero grados y la aducción es el movimiento que se aleja de esa posición.

El plano horizontal o transversal se aplica a ciertas articulaciones que rotan alrededor del eje longitudinal del cuerpo. La rotación del cuello es un ejemplo de tal configuración. La posición cero grados se designa en el círculo sobrepuesto, como el punto que esta directamente enfrente de la punta de la nariz del paciente.

Como la posición cero grados del paciente se define en términos de uno de los miembros de la articulación, la expresión de la posición de la articulación en grados significa una relación definida entre los dos miembros de la articulación. Por consiguiente, cuando los dos brazos del goniómetro se sitúan sobre el eje longitudinales de dos miembros articulares y se realiza una medición en los dos extremos del movimiento, el examinador define de inmediato los límites de la movilidad y su amplitud.

Cuando se utiliza de modo consecuente, el método de registrar el movimiento articular aquí ofrecido es de fácil comprensión para los médicos, fisiátras, terapeutas e investigadores. Este sistema será el utilizado en la medición angular.

4.1.4 TERMINOLOGÍA

Como en casi todos los otros campos de la comunicación profesional, la coincidencia en la terminología goniométrica no es universal. El problema de la comunicación empeora por la insistencia de algunas personas en que la nomenclatura no debe incluir términos tales como dorsiflexión o desviación radial, sino que debe usar los términos más "puros" de flexión, extensión, abducción, aducción y rotación medial y lateral. No obstante, la elección de términos debe depender totalmente de si son capaces o no de comunicar adecuadamente lo que quieren decir a quien los emplea. El siguiente glosario enumera varios de los términos usados comúnmente en el lenguaje de la goniometría.

GLOSARIO DE TERMINOS GONIOMETRICOS

Plano Sagital: Plano vertical anteroposterior que comprende el eje longitudinal del tronco, dividiendo al cuerpo en dos mitades, derecha e izquierda.

Plano Frontal o Coronal: Cualquier plano vertical en ángulo recto con el plano sagital y que divide al cuerpo en dos porciones, ventral y dorsal.

Plano Horizontal o Transverso: Cualquier plano que atraviese al cuerpo y sea paralelo a la horizontal.

Flexión: Inclinação de una articulación de modo tal que los dos segmentos adyacentes se aproximen mutuamente y se disminuye el ángulo de la articulación.

Extensión: Enderazamiento de la articulación de modo tal que los dos segmentos adyacentes se aparten y aumente el ángulos de la articulación.

Rotación: Giro o movimiento de una parte en torno de su eje.

Aducción: Movimiento de una articulación de modo tal que el segmento se mueve lateralmente alejándose de la línea media.

Dorsiflexión: Flexión o inclinación del pie hacia la pierna de modo tal que el ángulo entre el dorso del pie y la pierna disminuya.

Flexión Plantar: Flexión o inclinación del pie en la dirección de la planta de modo tal que aumente el ángulo entre el dorso del pie y la pierna.

Eje de Rotación: Línea en ángulo recto con el plano en el que se mueven los segmentos adyacentes de la extremidad y sobre el cual describen arcos circulares todas las partes de los segmentos que se mueven.

Eje Longitudinal: Línea que pasa por un hueso o un segmento en torno de la cual se distribuyen simétricamente las partes, tanto en el plano frontal como en el sagital.

4.1.5 CONDICIONES QUE AFECTAN LA MEDIDA DEL MOVIMIENTO ARTICULAR.

El examinar debe indicar las condiciones bajo las cuales se midió la amplitud del movimiento. Para la toma de datos del ciclo de marcha, habrá de considerar la velocidad a que se desplazó la persona, la distancia total recorrida, el tiempo usado para recorrer esa distancia; ¿Experimentó cansancio en algún momento?, ¿Experimentó dolor en algún momento?, ¿Colaboró el paciente durante el examen o por el contrario, se llevó a cabo con un paciente confuso que intentó oponerse al examinador?, ¿Estaba el paciente tensionado, ansioso o

estaba relajado?, ¿Se dificultó el examen por motivos tales como una herida quirúrgica, alguna prótesis o una musculatura atrofiada?. Además de esto, el sexo y la edad deben ser considerados.

Por lo tanto, muchos factores pueden influir en los resultados del examen, y como algunos de ellos pueden estar presentes un día y ausentes en otro, es esencial incluir esta información tan pertinente para una interpretación adecuada de los datos. Por supuesto, la interpretación es la base para tomar una decisión.

4.1.6 PRINCIPIOS GENERALES EN LA MEDICIÓN ARTICULAR

Todos los movimientos que se miden, generalmente se realizan en uno de los tres planos geométricos. En el plano sagital, se llevan a cabo los siguientes movimientos: Flexión - Extensión de caderas, rodillas y tobillos. Los movimientos en el plano frontal y coronal son la abducción y aducción de los hombros y caderas.

4.1.7 TECNICA DE LA MEDICIÓN ARTICULAR, PARA EL MIEMBRO INFERIOR

El procedimiento sugerido para medir adecuadamente la movilidad articular para la cadera, rodilla y tobillo es el

siguiente:

ARTICULACION DE LA CADERA

Movimiento: Flexión - Extensión (Figura 4.4)

Plano: Sagital

Cómo Medir: Dibujar una línea en la piel que vaya desde la espina Iliaca anterosuperior hasta la espina Iliaca posterosuperior, al centro de dicha línea colocar un brazo del goniómetro, centrarlo en la parte superior del Trocánter, colocar el otro brazo paralelo al eje longitudinal del Fémur, en la superficie lateral del muslo.

Límites normales y amplitud del movimiento: Con la rodilla extendida, 90° - 170° . Con la rodilla flexionada, 50° - 170° .

ARTICULACION DE LA RODILLA

Movimiento: Flexión - Extensión (Figura 4.5)

Plano: Sagital

Como Medir: El goniómetro se centra lateralmente sobre la articulación de la rodilla. Un brazo se coloca paralelo al eje longitudinal del Fémur sobre la superficie lateral del muslo. El otro brazo se coloca paralelo al eje longitudinal de la Tibia, sobre la superficie lateral de la pierna.

Límites normales y amplitud del movimiento: 45° - 180°

ARTICULACION DEL TOBILLO

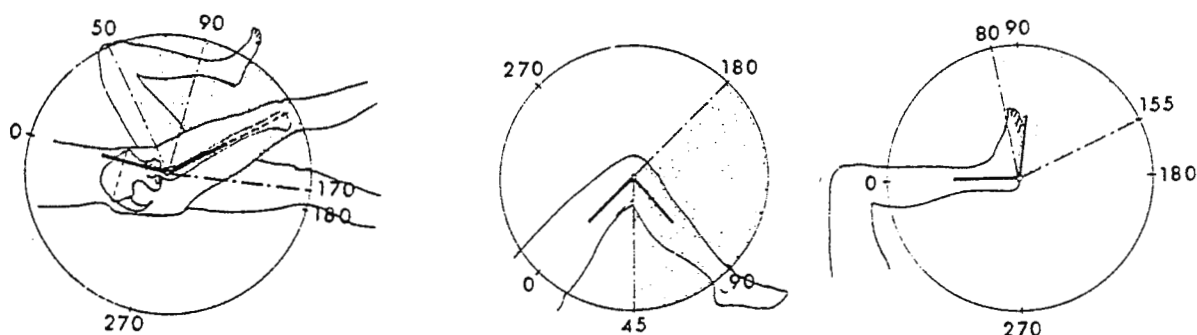
Movimiento: Dorsiflexión-Flexión Plantar

(Flexión-Extensión) (Figura 4.6)

Plano: Sagital

Como Medir: Un brazo del goniómetro se coloca sobre una línea paralela al eje longitudinal del Peroné en parte lateral de la pierna. El otro brazo se coloca paralelo al eje longitudinal del quinto metatarsiano. Se deben tomar precauciones para evitar una dorsiflexión forzada o una flexión plantar del antepié.

Límites normales y amplitud del movimiento: 80° - 155°



Hasta el momento se ha definido que la señal de salida será la posición (ángulo) de la articulación y que esta se obtendrá y realimentará por medio de un goniómetro, pero,

este sistema de medición y retroalimentación no está conformado únicamente por un goniómetro, sino que necesita de otros elementos que se mencionan en el siguiente apartado.

4.2 SISTEMA PROPUESTO PARA LA GRABACION Y ANALISIS DEL CICLO DE MARCHA.

Las limitaciones de tiempos, recursos y el que este fuera de los objetivos y alcances del presente trabajo, impiden el desarrollo del sistema de grabación del ciclo de marcha a proponer.

Además, por si mismo éste tema es tan extenso que desarrollarlo implicaría todo una tesis²⁶, será entonces trabajo para futuros ingenieros.

Dos tipos de arreglos son los que se presentarán, el primero de ellos implementado en 1988 en el Instituto Tecnológico de Israel, y mediante el cual se han obtenido los datos que más adelante se mostrarán; el segundo arreglo como una modificación del primero, aún no implementado, será en última instancia el modelo propuesto.

4.2.1 GENERALIDADES

Se ha definido la Estimulación Neuromuscular Funcional (FNS) como la aplicación de corriente eléctrica controlada al sistema neuromuscular, con el deseo de restaurar el control sobre movimientos musculares anormales o sobre la ausencia de los mismos.

De particular importancia es la necesidad de obtener un control regulable y confiable sobre las contracciones musculares. Un importante requerimiento para la FNS de lazo cerrado aplicada en la asistencia a la marcha humana, es el estar provisionada de rutinas de control de las señales de entrada, las cuales representan adecuadamente el ciclo de marcha deseado. Para ello, trayectorias angulares de la marcha de sujetos saludables deberán ser grabados, procesados para obtener señales promedio y después almacenadas en archivos de datos para, más tarde ser introducidas a las rutinas de control.

Las rutinas deben controlar cada articulación individualmente y deben además seguir las trayectorias de referencia a modo de imponer el ciclo de marcha deseado en el sujeto parapléjico.

Importante es entonces, proponer un sistema que permita describir cuantitativamente los desplazamiento angulares y relacionarlos a los movimientos del cuerpo, en otras palabras, un sistema que pueda obtener las trayectorias de referencia del ciclo de marcha normal.

El ciclo de marcha para una sólo pierna puede dividirse en dos grandes fases que son:

- (1) Fase de postura, que va desde el contacto del talón con el piso, hasta el despegue de los dedos del pie.
- (2) Fase del balanceo, que va desde el despegue de los dedos del pie, hasta el nuevo contacto del talón.

Por otro lado, como ya se definió en capítulos anteriores, por razones de simplificación, el ciclo de marcha se dividirá en cuatro fases que son:

- (1) Fase de soporte de la pierna izquierda
- (2) fase de soporte doble, de la pierna izquierda a la derecha.
- (3) Fase de soporte de la pierna derecha.
- (4) Fase de soporte doble, de la pierna derecha a la izquierda.

A fin de determinar estas fases en el ciclo de marcha y para sincronizar la medición de ángulos, el contacto del pie con el suelo debe ser medido, pero ¿Cómo medir el contacto del pie con el piso?, la solución es relativamente fácil: interruptores de propósito especial deberán ser colocados en o bajo los zapatos de cada sujeto experimental: uno bajo el talón y otro bajo la punta del pie o zapato (ver figura 4.7)

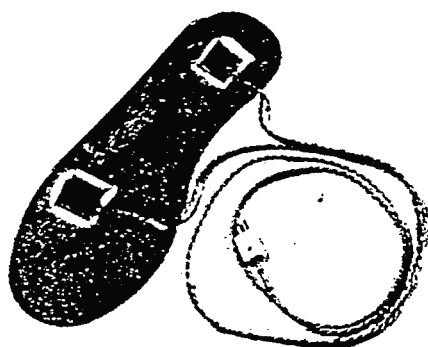


Fig. 4.7 Interruptores de contacto.

Después de realizar "X" número de pruebas, un ciclo de marcha promedio deberá ser definido.

4.2.2 ARREGLO EXPERIMENTAL

Para obtener un ciclo de marcha promedio, se midió por medio de un sistema electrogoniométrico la marcha a velocidad normal y lenta.

La duración del ciclo de marcha es generalmente definida como intervalo de tiempo entre dos momentos sucesivos de contacto del pie con el suelo, para un mismo pie.

La longitud y el tiempo de la pisada tendrá que ser evaluados para la medición de datos, debido a que ambos están relacionados a la velocidad con que se camine y, junto con las trayectorias angulares, dan una descripción total del ciclo de marcha.

La longitud de la pisada es definida como la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos sucesivos de contacto del pie con el piso, para un mismo pie de contacto del pie con el piso, para un mismo pie. La duración de la pisada es considerada como el tiempo de la pisada o duración del ciclo de marcha (Figura 4.8).

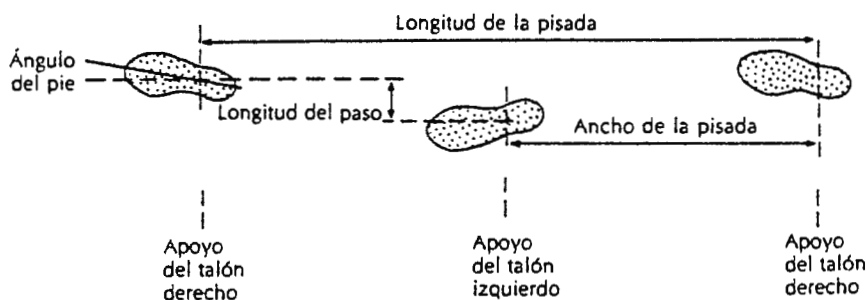


Fig. 4.8 Representación de las dimensiones de la pisada. Los criterios seguidos para elaborar el sistema de recolección de datos son:

- (1) Exactitud en la recolección y análisis de datos.
- (2) Rapidez en la toma y manejo de datos.
- (3) Los elementos que lo conforman debe existir en el mercado.
- (4) Facilidad de montaje y manejo del equipo.

Las figuras 4.9 y 4.10 presentan el primer arreglo experimental para la grabación del ciclo de marcha de sujetos saludables.

En la figura 4.9 se presenta el electrogoniómetro colocado sobre el paciente. La figura 4.10 muestra la distribución en bloques del arreglo. Cabe mencionar ya que se eligió la posición articular como señal de salida para el sistema FNS, el lazo cerrado será por medio de un goniómetro.

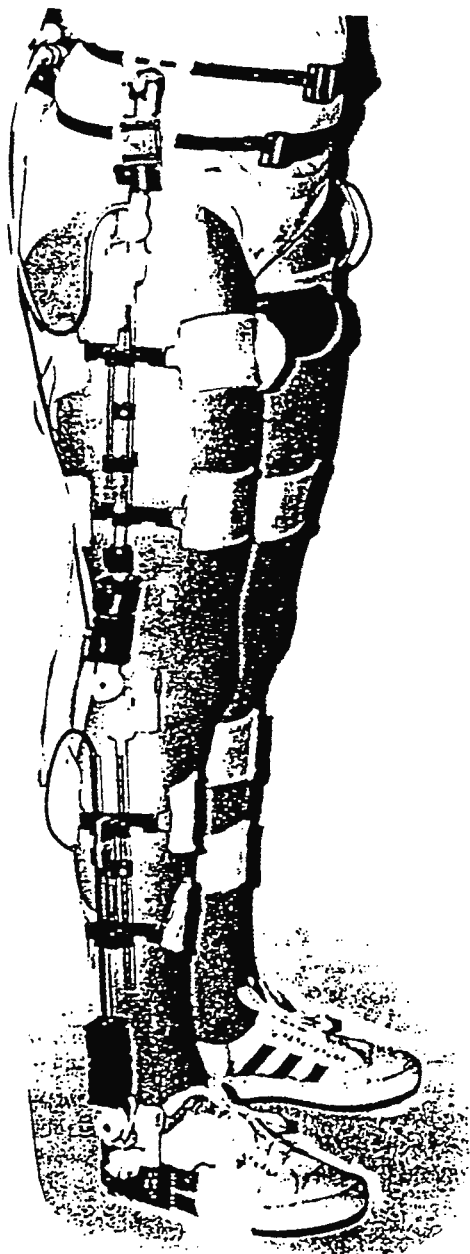


Fig 4.9. Montaje del electrogoniómetro

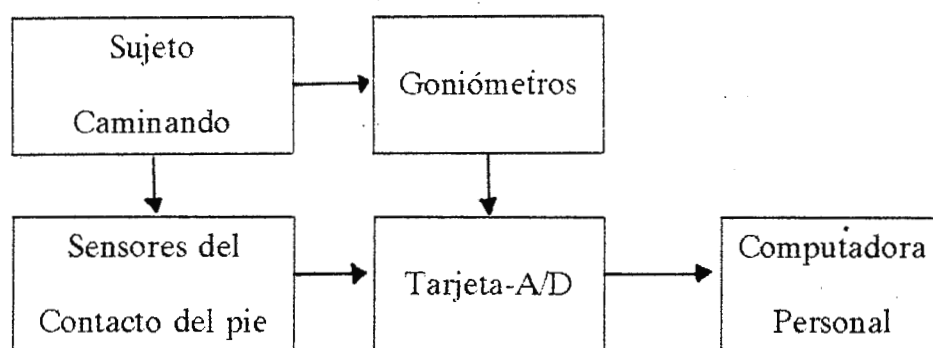


Fig. 4.10 Diagrama en bloques de el primer arreglo para grabar el ciclo de marcha.

Los elementos que componen este primer arreglo son los siguientes:

- Sujeto caminando
- 4 Interruptores de contacto (dos por cada pie), colocados bajo la suela del zapato, de un tamaño de 5 por 7 cm.
- Sistema Electrogoniométrico Lamoreux, formado por un número de 6 electrogoniómetros (uno por cada junta), montados sobre un esqueleto de eslabones mecánicos, enlazados mediante potenciómetros de precisión producido por la Orthopedic System Inc.
- Una tarjeta electrónica (Dt 2801-A) para la adquisición de datos encargada del muestreo y la conversión análogo/digital; construida por la Data Translation.

- Una computadora IBM PC/XT, que actúa como un analizador. Cuando el sujeto bajo experimentación camine, tanto los goniómetros como los interruptores de piso producirán una señal analógica, que será recogida y convertida a digital por la tarjeta electrónica DT 2801-A, ésta enviará dichas señales a la computadora IBM PC/XT, encargada de almacenarlas, analizarlas y promediarlas para luego presentar una gráfica (trayectoria) que represente dichos datos.

El segundo arreglo que es el propuesto, se representa en la figura 4.11

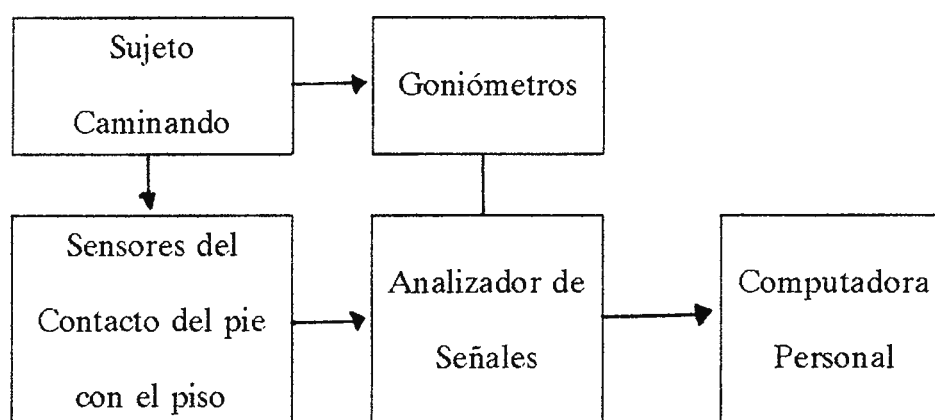


Figura 4.11: Diagrama de bloques de el segundo arreglo para la grabación del ciclo de marcha.

La diferencia con el primer arreglo estriba en el hecho de la no utilización de la tarjeta DT 2801-A.

En lugar de ella se recomienda utilizar un sistema adquirente de datos COLE PALMER, el cual permite almacenar, grabar y presentar procesos y datos experimentales. Además permite la medición no sólo de una variable, sino que además puede medir velocidad, fuerza, presión, temperatura y posición de un modo directo desde los sensores; puede conectarse directamente a una computadora. Para una mayor comprensión, a continuación se detallan sus especificaciones técnicas:

ENTRADAS: voltaje : 0.3 μ v - 10v

corriente : 4-20 mA, 0-50 mA.

Termocupla: J, K, T, E, S, R, B.

NUMERO DE CANALES : 14, 48 o 96

ENTRADAS BINARIAS : 10 on/off, TTL.

RESOLUCION : 16 bit (1/655335)

EXACTITUD : +/- 0.02%

SALIDAS DE CONTROL : 10 TTL

IMPEDANCIA : 10,000 Mega Ohmios/0.1 Micro Faradios

COMPATIBILIDAD : IBM PC/XT/AT

Además pueden utilizarse los paquetes de software para análisis de señales, los cuales facilitan el tratamiento de la señal. Dichos paquetes son ofrecidos por la COLE PALMER.

4.2.3 PROCEDIMIENTO GENERAL. RESULTADO INICIALES

El procedimiento a describir y los datos a presentar son el resultado de la implementación del primer arreglo en el Instituto Tecnológico de Israel. Ya que la fisonomía promedio de la población israelí es muy semejante a la nuestra, los datos obtenidos en el Instituto Tecnológico de Israel referente al ciclo de marcha, son aplicables para nuestro medio.

Se escogieron personas voluntaria de entre 22 y 28 años de edad, todos saludables, 24 experimentos se obtuvieron con 8 diferentes sujetos, 4 varones y 4 hembras. Una pista de 8 mt de largo fue marcada para que los sujetos caminaran sobre ella. A cada sujeto se le pidió que caminara una vez a velocidad normal, y dos veces a velocidad lenta.

La calibración de los goniómetros se realizó antes y después de cada experimento. Al sujeto se le pidió que caminara aproximadamente 7 mt en un intervalo de 10^A 30 seg., dependiendo de la velocidad de la marcha, además fueron instruidos a iniciar con el despegue de los dedos del pie derecho.

Los resultado de dichas pruebas en donde inicialmente se obtuvieron los parámetros de la marcha se presentan en la tabla 4.1.

En dicha tabla se podrá observar que para la fase de soporte doble, en marcha lenta se incrementa en un 100% en su valor comparada con la marcha normal, probablemente debido a la necesidad de mantener una trayectoria más estable.

PARAMETROS	VELOCIDAD LENTA	3VELOCIDAD NORMAL
Distancia, mt	6.2	8.1
Números de ciclos	1	7
Duración, Seg.	28.9	10.8
Velocidad, mt/seg.	0.21	0.75
Longitud de la pisada, mt	0.62	1.16
Tiempo de la pisada, seg.	2.89	1.56
Soporte doble, %	40	20

Tabla 4.1 Parámetros obtenidos.

Se puede concluir de parámetros como la longitud de la pisada y tiempo de la misma que la marcha a baja velocidad es principalmente mantenida por la toma de pasos más pequeños durante un tiempo más largo.

Diferencias en las trayectorias angulares entre varones y hembras fueron mínimas.

4.2.4 EL CICLO DE MARCHA PROMEDIO

En esta sección se mostrarán las trayectorias de marcha promedio de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera. El ciclo de marcha promedio será comparado tanto para velocidad normal como lenta para la pierna derecha.

Todas las trayectorias son representadas como un porcentaje del ciclo de marcha, de modo que una comparación del ciclo a velocidad normal y lenta para cada articulación es restringida a la forma de las señales y excluyen discusión alguna sobre la duración del ciclo.

TOBILLO

En la figura 4.12 se presentan los movimientos angulares para el tobillo derecho, con información referente al contacto del pie con el suelo. La rotación del tobillo presenta dos ondas de flexión y dos de extensión durante cada ciclo de marcha.

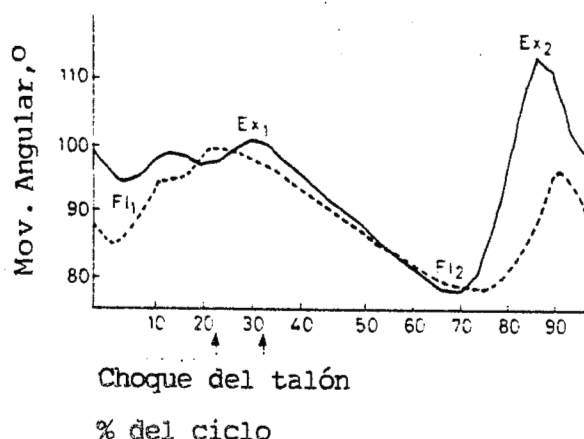


Fig. 4.12 Trayectoria del tobillo derecho. — 0.78mt/seg
 --- 0.22 mt/seg

El ciclo inicia con la fase de balanceo, en la cual el tobillo se flexiona hasta $F1_1$, después de lo cual se extiende hasta Ex_1 , justo antes de Ex_1 , el pie contacta con el suelo. Ex_1 es una extensión bien marcada, que permite el contacto de todo el pie con el piso. Así con una base de soporte más grandes debido al cuerpo que se está moviendo hacia adelante, la pierna empieza a rotar hacia adelante sobre el pie fijo y el tobillo se mueve hacia la flexión (segmento $Ex_1 - F1_2$). Después de que el talón deja el suelo ($F1_2$) el tobillo regresa hacia una extensión (segmento $F1_2 - Ex_2$). La fase de balanceo es iniciada después de que el tobillo alcanza su máxima extensión (Ex_2). Dos grandes diferencias debido a los requerimientos de estabilidad en las velocidades de marcha pueden ser notadas. La primera en el segmento $F1_1 - Ex_1$ en

donde a velocidad normal, el sujeto está en un estado inestable durante gran parte del ciclo de marcha, la diferencia angular entre $F1_1 - Ex_1$ es de aproximadamente 5° , mientras que a baja velocidad de marcha dicha diferencia es de 15° . Las razones para esta diferencia son que a velocidad lenta, primero, el sujeto tiende a flexionar su tobillo más extensamente y segundo que justo antes del choque del talón con el suelo, el tobillo se flexiona plantarmente de una manera bastante rápida para lograr mayor estabilidad. Después de que el talón toca el suelo, el tobillo es totalmente flexionado en forma plantar (Ex_1) para lograr estabilidad tan rápido como sea posible.

La segunda diferencia esta en el segmento $F1_2 - Ex_2$, en la amplitud de la señal de 15° para marcha lenta. Durante la marcha a baja velocidad, flexión plantar el tobillo (Ex_2) da el empuje necesario para que la pierna se mueve hacia adelante. Durante la marcha normal, la extensión del tobillo es usada para balancear la pierna hacia adelante.

RODILLA

La flexión/extensión de la rodilla, es presentada en la figura 4.13, como se puede apreciar, también presenta dos ondas de extensión ($Ex_1 - Ex_2$) y dos de flexión ($F1_1 - F1_2$) en cada ciclo de la marcha.

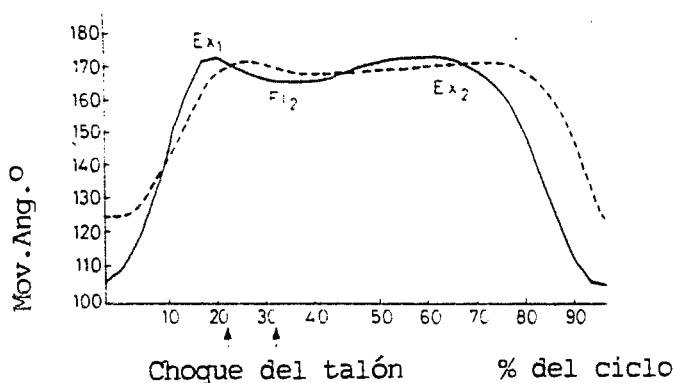


Fig 4.13. Trayectoria de la rodilla derecha, — 0.78 mt/seg
 --- 0.22 mt/seg

La fase de balanceo empieza con la flexión total de la rodilla ($F1_1$). La rodilla se extiende rápidamente alcanzando su pico o extensión máxima (Ex_1) un poco antes del choque del talón con el piso, en orden a alargar la pierna en balanceo. Al contacto del talón con el suelo, la rodilla está aún iniciando su segunda y menor fase de flexión ($F1_2$). Luego se extiende hasta (Ex_2), punto donde el talón despega del suelo. Mientras los dedos del pie aún están en contacto con el suelo, la rodilla inicia la flexión preparándose para el relativo acortamiento del miembro en la fase de balanceo.

Diferencia en las trayectorias angulares para la marcha lenta y rápida son limitadas al período $Ex_1 - Ex_2$. Durante la marcha lenta, el choque del talón ocurre en el mismo momento en que la pierna es totalmente extendida (Ex_1). Ninguna flexión

significativa ocurre después de ese momento, de modo que la pierna está totalmente extendida hasta que el talón deja el suelo Ex_2 . A marcha lenta, la estabilidad es lograda mediante la extensión total de la rodilla, eliminando FL_2 que aparece en la marcha a velocidad normal.

CADERA

La trayectoria de la cadera en el ciclo de marcha se presenta en la figura 4.14

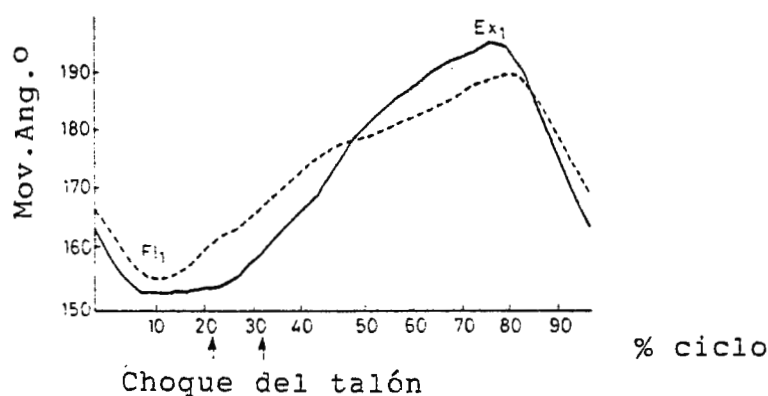


Fig 4.14 Trayectoria de la cadera. 0.78 mt/seg

0.22 mt/seg

La trayectoria está formada por una flexión (FL_1) y una extensión (Ex_1). En la fase de balanceo, la cadera se flexiona hacia la extremidad balanceándose hacia adelante. Justo antes del contacto del talón con el suelo, la extensión de la cadera se inicia y continúa mientras el tronco se mueve suavemente hacia adelante sobre la extremidad que lo soporta.

Después que el talón toca el suelo, la cadera empieza a flexionarse preparándose para la fase de balanceo.

Las trayectorias para marcha a velocidad normal y lenta son bastante similares, la única diferencia se aprecia en un corto período de la máxima flexión ($F1_1$). Esta diferencia es debida a que la fase de balanceo durante la marcha a velocidad lenta es más corta. Las implicaciones de la trayectoria de la cadera a un sistema músculo/articulación controlado son limitadas debido a la incapacidad de estimular adecuadamente los músculos de la cadera, con electrodos superficiales. Como resultado de esto, dichas trayectorias no se tomarán en cuenta al momento de presentar el modelo de FNS de lazo cerrado.

CAPITULO V

5.0 ELECCION DEL PACIENTE

Todo el procedimiento de selección y aplicación de la FNS de lazo cerrado a pacientes parapléjicos ha sido implementado en el Laboratorio de Biomecánica del Hospital para Rehabilitación Beit Levenstein, En Ra'anana en el estado de Israel. En este hospital se han desarrollado programas novedosos en cuanto a la aplicación de la FNS de lazo cerrado para el tratamiento y rehabilitación de pacientes con daños en la médula espinal.

Los pacientes (con parálisis de sus miembros inferiores) participantes en los tratamientos son sometidos a un programa comprensivo de estimulación eléctrica de los músculos paralizados en sus piernas. Los objetivos de dichos programas y por consiguiente los de algún programa que intentara desarrollarse en El Salvador son los siguientes:

- 1) Mejorar el grado de movilidad del paciente
- 2) Permitirle ponerse de pie y caminar cortas distancias apoyado en sus huesos y músculos, y con la ayuda de algún medio de soporte externo como muletas.

A este momento, definitivamente la FNS no puede reemplazar completamente a la silla de ruedas, pero permite una mejor movilidad en casos (como en el interior de la casa) donde las distancias son cortas y el espacio es limitado.

Al iniciar el programa de entrenamiento los músculos del paciente se fortalecerán para que al final del mismo estos tengan una mejor capacidad para soportar el ponerse de pie y caminar. Según el grupo de investigadores del Hospital Beit Levenstein, el programa se plantea de un modo general para una duración de seis meses en los cuales rutinas de ejercicios (con el equipo FNS de lazo cerrado) serán realizados diariamente, durante aproximadamente treinta minutos (como tiempo promedio), todo dependerá básicamente del grado de fatiga que presente el paciente. El grupo de investigadores en el Hospital Beit Levenstein han realizado un estudio sobre los efectos de la estimulación eléctrica sobre los diferentes pacientes; evaluando tanto el aspecto biomecánico como el fisiológico. Dicho estudio enfoca especialmente:

- 1) La Evaluación al pararse y caminar
- 2) La evaluación del esfuerzo físico mientras el paciente se sienta, se para y durante camina.

Definitivamente las limitaciones en cuanto al tiempo, dinero y equipo impiden por el momento llevar a cabo un estudio de

esa naturaleza. Será entonces para aquellos con deseos de innovar a quienes les quedará ésta tarea.

5.01 CRITERIOS SEGUIDOS PARA LA INCLUSION DE UN PACIENTE AL PROGRAMA DE REHABILITACION CON FNS DE LAZO CERRADO.

Tomando como bases los criterios establecidos por el grupo de investigadores en el Hospital Beit Levenstein, se elaboran una serie de requisitos que deben llenar los pacientes sometidos a un tratamiento de rehabilitación con FNS de lazo cerrado ellos son:

- 1) Paraplégicos con una edad menor de 50 años
- 2) Es preferible que tengan lesión completa de neurona motora superior debido a algún daño entre los niveles C7 a T12.
- 3) Pérdida total de la sensibilidad en los miembros inferiores.
- 4) No tener úlceras o lesiones en la piel
- 5) No tener insuficiencia ortopédicas tales como fracturas, contracturas articulares o articulaciones inestables.
- 6) Espasticidad distribuida de un modo igual en ambas piernas.
- 7) Un estado general de buena salud.
- 8) Buena motivación y deseos de cooperar.

Además de los criterios mencionados, se deben tomar en cuenta ciertos datos médicos relevantes como los presentados en la tabla 5.1

Edad del paciente	
Años de sufrir lesión	
Causa de la lesión	
Nivel ortopédico de la lesión	
Nivel Neurológico de la Lesión	
Tipo de Espasticidad	
Otras lesiones	
Tratamiento seguido para la lesión en la Médula espinal.	
Tratamiento de otras lesiones	
Control Neurológico sobre la vejiga	
Espasticidad en la vejiga	
Vaciado de vejiga	
Tratamiento para la Espasticidad	

Tabla 5.1. Información relevante del paciente.

Con los criterios mencionados, más los datos médicos relevantes se obtiene un perfil clínico del paciente ésto a fin de evitar producir al momento de estimular eléctricamente los miembros inferiores algún tipo de daño o perjuicio al paciente.

5.02 PUNTOS DE ESTIMULACION

Cuando se aplica un sistema electroestimulador neuromuscular, se deben localizar los sitios exactos para la colocación de los electrodos. Los mejores sitios son aquellos en los que un estímulo de mínima intensidad producen un movimiento óptimo. Conociendo que los músculos a estimular son:

- El grupo cuádriceps (extensor rodilla)
- Músculos posteriores del muslo (flexores, rodilla)
- Tibial anterior (dorsi flexor)
- Gastrocnemius (flexor plantar).

Los puntos de estimulación para dichos músculos se muestran en la figura 5.0

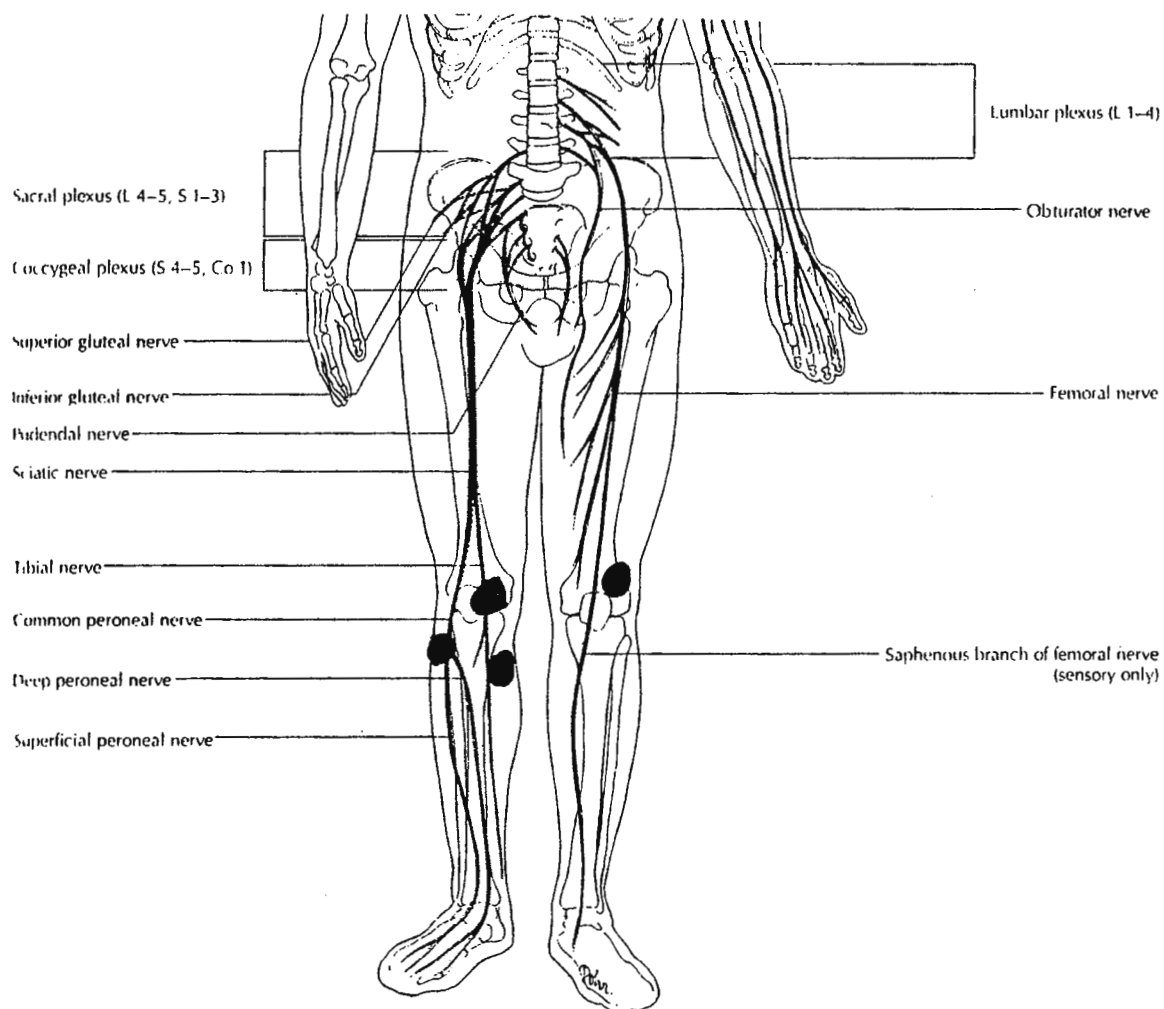


Figura 5.0

5.1 VARIABLE DE ESTIMULACION

Hasta el momento, en todos los trabajos sobre Estimulación Neuromuscular las únicas señales que se han tomado como variables de estimulación son:

- 1) Anchura del Pulso
- 2) Amplitud del Pulso

Cabe mencionar que desde el punto de vista de producir una estimulación neuromuscular, ambas señales se equiparan ya que tanto la señal de anchura del pulso como la señal de amplitud del pulso producen una buena estimulación por lo que compararlas desde ese punto de vista es muy difícil, debido a eso los criterios sugeridos para determinar la variable de estimulación son los siguientes:

- 1) Facilidad para producir la variable de estimulación por medio de una circuitería no muy complicada.
- 2) Facilidad de manejo, seguimiento y análisis para dicha señal.

En base a los criterios anteriores, se toma como variable de estimulación a la anchura de pulso, ya que de las dos señales mencionadas es la que más cumple con dichos criterios.

5.2 FRECUENCIA DE ESTIMULACION

Cuando un impulso es llevado a un axón ya sea por actividad neural normal ó por estímulos eléctricos aplicados externamente, todas las fibras musculares en la unidad motora se contraen para producir un espasmo muscular ó una contracción espasmódica. Cuando un tren de impulsos es aplicado a un músculo, las contracciones espasmódicas individuales se sobreponen unas a otras (en el tiempo) y producen una contracción fusionada.

La magnitud de la fuerza muscular desarrollada con dicho tren de impulsos, incrementa con la frecuencia o velocidad de estimulación de estos. (Figura 5.1).

El término Sumación Temporal se refiere a la graduación de la fuerza muscular debido a las variaciones en la velocidad de contracción de las unidades motoras y la variación de la fuerza producida por cada unidad motora.

Durante la estimulación eléctrica todas las fibras musculares arriba del umbral de reclutamiento, son activadas de un modo síncrono. La velocidad de estimulación debe ser entonces lo suficientemente alta para producir contracciones fusionadas en una forma adecuada por medio de la Sumación temporal. Esto generalmente significa velocidad de estimulación de aproximadamente 20 Hz (figura 5.1)

El grupo de investigación del Instituto Tecnológico de Israel, encontraron que para lograr en los miembros inferiores una estimulación tetánica adecuada, una velocidad de repetición del pulso de 20 Hz debía ser mantenida. Investigadores importantes a nivel mundial como el Dr. dejan Popovic, leonas Bernotas, Patrick E. Crago, Howard Chizck y otros; consideran que 20 Hz es la frecuencia más óptima para estimular los miembros inferiores.

En consideración a las observaciones antes mencionadas se toma la decisión de estimular a una frecuencia de 20 Hz.

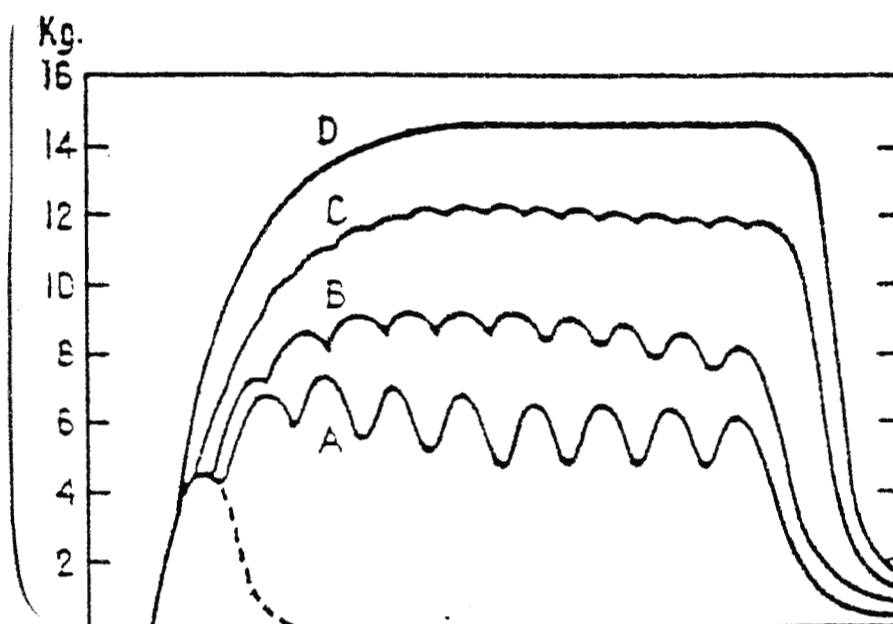


Figura 5.1. Generación del Tétano. Curva más chica, respuesta del músculo a un estímulo proveniente del nervio motor (contracción simple). A, B, C, D, respuesta a estímulos repetitivos: A a 19 B a 20, C a 35 y D a 115 estímulos por segundo. Curvas A, B y C, presenta un tétano parcial, Curva D presentan un tétano total. Nótese como la frecuencia de estimulación incrementa la tensión desarrollada.

Figura 5.1

5.3 ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR DE LAZO CERRADO

El sistema neuroestimulador de lazo cerrado, es un sistema de control centrado alrededor de una computadora la cual opera como "El controlador" en el lazo de retroalimentación sobre los miembros inferiores del sujeto parapléjico.

Una descripción general del sistema será dada a continuación seguida por una explicación más detallada de los principales componentes del sistema.

Como una primera aproximación en forma general se presentan. al estimulador neuromuscular de lazo cerrado en el diagrama de bloques de la Figura 5.2.

El sistema mostrado en la figura 5.2 es capaz de controlar independientemente las salidas de dos estimuladores de alto voltaje y llevar la señal de salida de dichos estimuladores o algunos de los ocho electrodos. En todas las sesiones de terapia la variable de estimulación será la anchura del pulso, mientras que la amplitud del mismo así como la velocidad de repetición se mantiene constante. Información Angular concerniente a las articulaciones del tobillo y rodilla para cada pierna será provista por un equipo electrogoniométrico.

Esta información será muestreada por el sistema adquisidor de datos del software utilizado. El software sacará datos digitales que presenten la información de la estimulación calculada en base a la transformación de los datos angulares que estén llegando a la computadora. La señal digital de salida deberá llevar información de estimulación relacionada a:

- El electrodo al cual el estímulo deberá ser enviado.
- La anchura del pulso de estimulación,
- La velocidad de repetición del pulso, y
- El estimulador (uno de los datos) desde el cual el estímulo deberá ser generado.

La información digital es recibida por un decodificador digital, el cual distribuye la información de la anchura del pulso de estimulación a los estimuladores y la información del electrodo de destino al banco de réles de intercambio. Los pulsos de salida de los estimuladores son llevados al grupo muscular deseado por medio del banco de relés de intercambio bajo de control de tiempo provisto por el decodificador digital. Un cable lo suficientemente largo ha de conectar el banco de relés de intercambio (en cuyas salidas aparece el impulso de estimulación) a los electrodos superficiales ubicados en la piel sobre el grupo de músculos a ser estimulados.

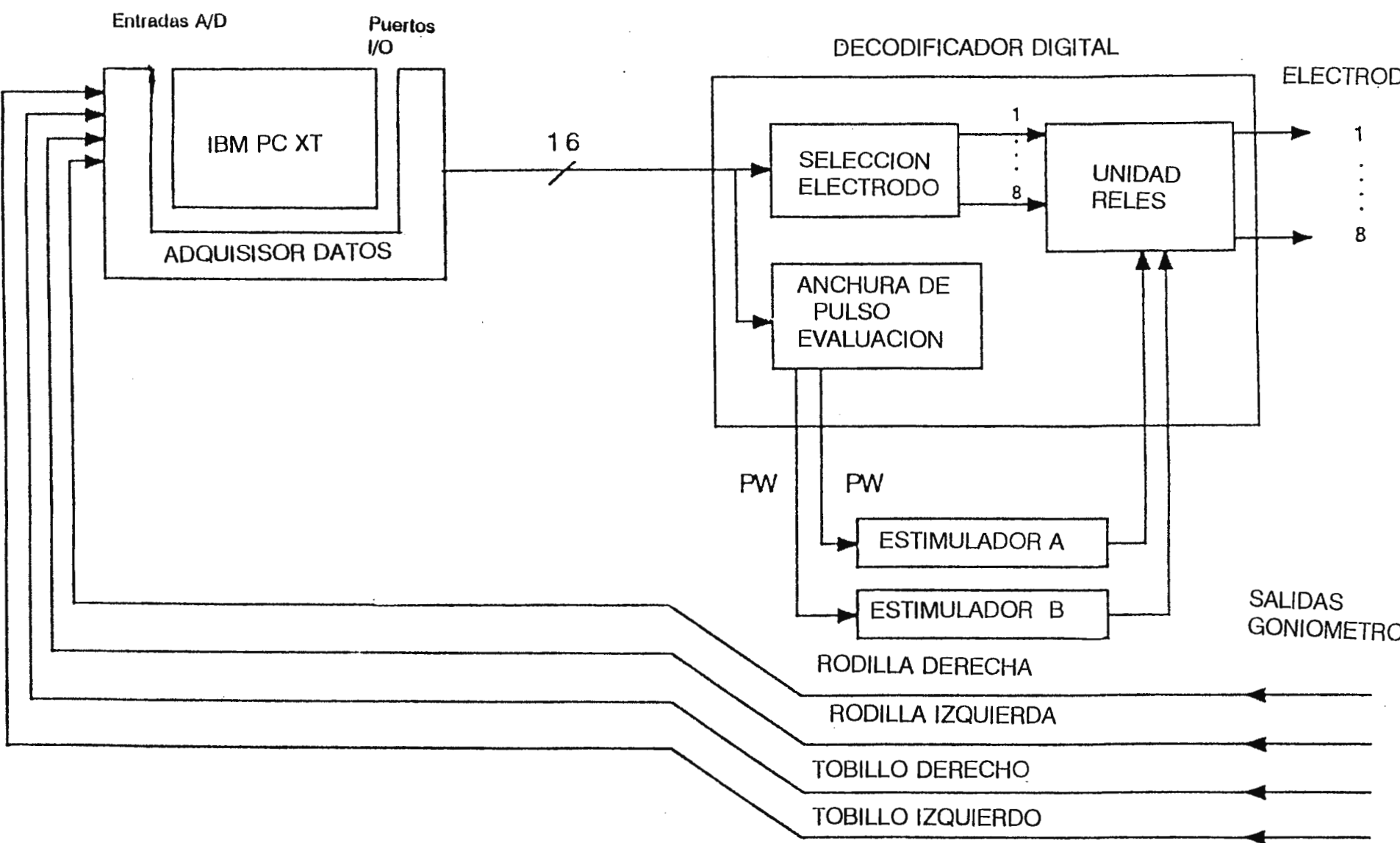


Figura 5.2

Los siguientes parámetros suman las capacidades del sistema estimulador neuromuscular de lazo cerrado centrado en una computadora.

- Tipo de Estimulador: De corriente constante (capacitor cargado a través de una alta resistencia) con un voltaje de salida de aproximadamente 270 V.
- Fase del Pulso: Monofásico negativo con respecto al electrodo de tierra flotante ubicado distalmente de la unión neuromuscular.
- Forma de pulso: Rectangular.
- Velocidad de repetición del Pulso: 20 Hz
- Anchura de Pulso De 0 hasta 400 μ (máximo). El valor típico máximo recomendado es 250 μ s.

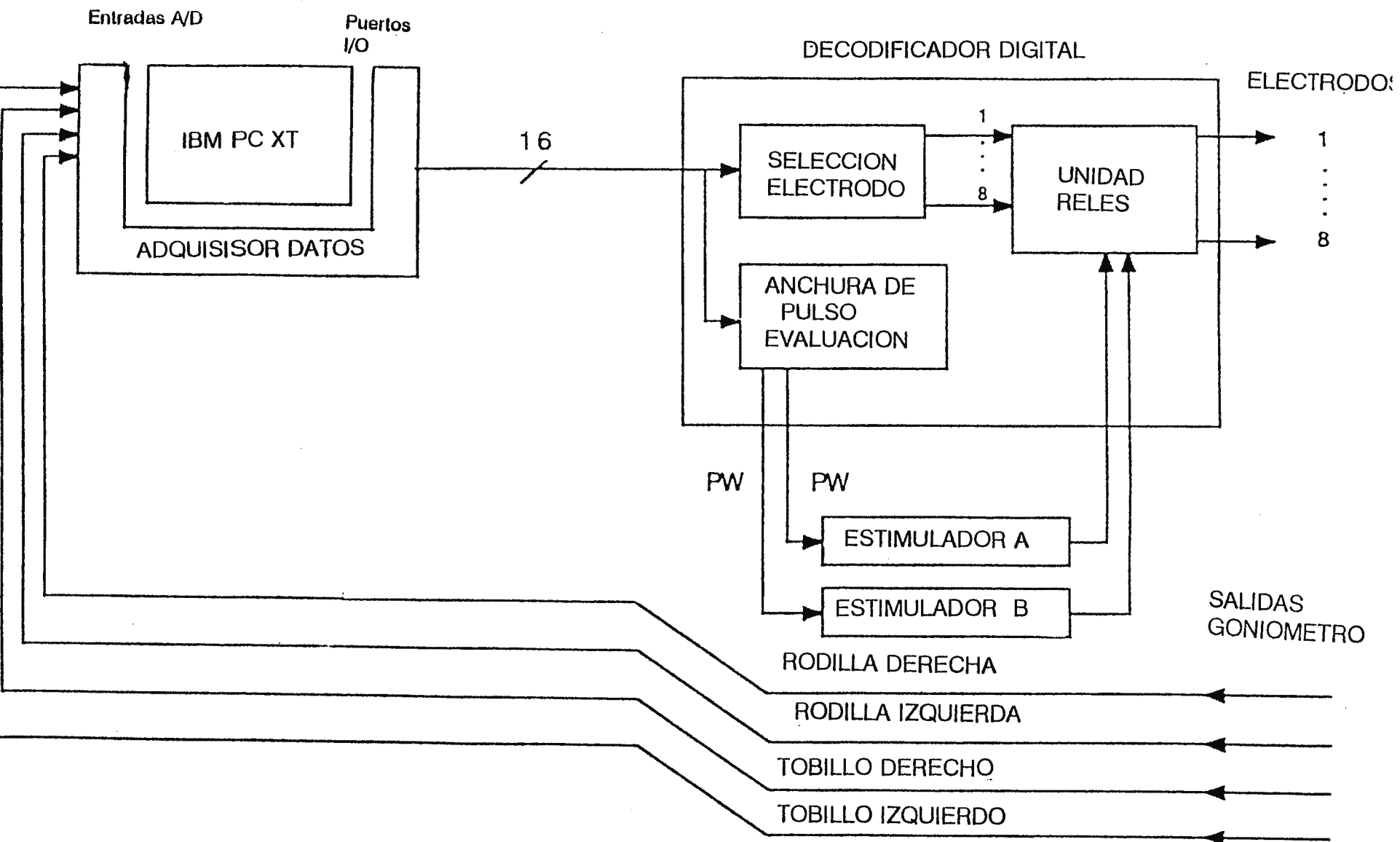


Figura 5.2

5.3.1 EL COMPUTADOR

El computador usado por el grupo de trabajo en Israel, fue un IBM Pc/XT Turbo (con 30MB de disco duro y 64KB de Ram) corrido por MS-DOS. El procesador corre a una velocidad de 8 MHz.

Hoy en día se podría usar un computador IBM Pc XT/AT con 8 MB de Ram y 60 MB de disco duro, corrido por el microprocesador Intel i486 DX2 a una velocidad de 50 MHz.

El principal programa "Programa maestro" que deberá encargarse de lo siguiente:

- a) Arranque y coordinación: Inicializar y coordinar todos los programas encargados del tratamiento de los datos.
- b) Codificación: Codificar todos los datos, entradas y destinos a fin de conocer el significado (en cuanto a tiempo y destino) de la información tanto de entrada como de salida.

c) Generación de la Secuencia de Estimulación

El programa "maestro" sera el encargado directo de enviar la secuencia codificada de estimulación.

Definitivamente este programa tendrá que ser diseñado conforme a las especificaciones del proceso de estimulación esto implica un alto grado de complejidad, debido a lo cual y en vista de estar fuera de los alcances del presente trabajo, será algo que quedará para ser diseñado por algún especialista en programación.

Además del "programa maestro" el computador deberá tener una serie de programas encargados de:

- Recopilación de datos: Esto es recoger por medio del sistema de adquisición de datos, la información enviada por los goniómetros y enviada a la computadora.
- Almacenamiento de datos: Almacenar los datos en un archivo determinado para presentes y futuros análisis además almacenamiento y manejo de los

datos previamente guardados en las gráficas patrón del ciclo de marcha deseado.

- Presentación de Datos: Presentar en la pantalla en un tiempo real los datos en una forma gráfica.
- Análisis de Datos : Análisis y comparación de los datos que han sido recién recogidos contra los datos existentes ya en las gráficas patrones.

Respecto a estos programas, se puede recomendar usar algunos paquetes de Software que a continuación se mencionan:

- El paquete Software Cole Palmer BT-08338-82 para adquisición de datos a una alta velocidad permitiendo tomar muestrear hasta 500 muestras/segundo. Para un computador IBM AT ó compatible, 250 muestras/segundo. Para un Pc/XT ó compatible. Además almacena los datos recibidos.
- El sistema de computación técnica Mathematica, distribuido por la Wolfram Research Inc. El cual se encargara de ejecutar las comparaciones y presentar datos y/ó gráficas

5.3.2 SISTEMA ADQUISIDOR DE DATOS

Conectado a la computadora, deberá estar una interface que permita:

- 1) Recoger los datos análogos provenientes de los goniómetros
- 2) Transformar los datos análogos a datos digitales
- 3) Permitir por medio de sus salidas digitales, enviar la información de estimulación hacia el decodificador digital.

La interface seleccionada es el sistema adquisidor de datos Cole Palmer BT -08338-10 el cual permite recoger, almacenar y presentar procesos y datos experimentales.

Las siguientes especificaciones del sistema adquisidor de Datos ofrecen una mejor descripción del mismo:

Especificaciones para el Sistema Adquisidor de Datos

Voltaje de Alimentación	:	110-120 VAC, 60Hz
Entradas: Voltaje	:	03 μ V A 10 V
Corriente	:	4-20 mA, 0-50 mA
Número de canales	:	48 (para este modelo)
Entradas Binarias	:	10 TTL
Exactitud	:	+/-0.02% del rango

Linealidad	:	+/-0.02%
Salidas de Control	:	10 TTL.
Impedancia	:	10,000 M Ω /0.1 μ f.
Computador compatible	:	IBC Pc/XT/AT

5.3.3. DECODIFICADOR DIGITAL

El propósito de la implementación de ésta pieza de hardware es decodificar la información de estimulación recibida de el computador y proveer las siguientes señales:

- (1) Señales TTL "habilitadoras" para los estimuladores de alto voltaje, con una anchura ó duración igual a la anchura de Pulso deseada y a una frecuencia igual a la de estimulación.
- (2) Señales TTL "habilitadoras" para la unidad de relés de intercambio a fin de llevar los pulsos de alto voltaje desde los estimuladores hasta el electrodo deseado.

El diagrama circuital completo y la descripción del mismo será dada más adelante.

5.3.4 LOS ESTIMULADORES DE ALTO VOLTAJE

Dos estimuladores con idénticas características serán controlados por el decodificador digital y por los pulsos salientes con la anchura y frecuencia de pulso deseada. Considerable atención ha sido puesta en la seguridad del paciente y como resultado de ello, los estimuladores se han diseñado con las siguientes características de seguridad:

- Operación por batería: La fuente de energía del estimulador consiste de banco de batería recargable. Desconexión de la alimentación de 220-230 V durante la operación del estimulador es una característica del circuito de recarga.
- Acople Optico: Las señales de entrada para los estimuladores provenientes del decodificador digital, serán transmitidas ópticamente (vía un optoacoplador) evitando así alguna conexión eléctrica directa entre el resto del Sistema Estimulador Neuromuscular de Lazo Cerrado y el paciente.

El diagrama circuital completo para uno de los estimuladores (ya que ambos son idénticos) sera dado más adelante.

5.3.5 ESTIMULACIÓN CON ELECTRODOS SUPERFICIALES.

Básicamente existen dos tipos de electrodos (para estimulación eléctrica funcional) que pueden ser ocupados, ellos son:

- 1) Electrodos Superficiales
- 2) Electrodos intramusculares

Los criterios seguidos para escoger el tipo de electrodos son:

- 1) Facilidad para su adquisición
- 2) Facilidad de manejo
- 3) El grado de incomodidad causada al paciente

En base a los anteriores criterios se determinó que es mejor utilizar electrodos superficiales.

A parte de estos criterios, tres importantes ventajas son obtenidas con el uso de electrodos superficiales, ellos son:

- 1) El método es no invasivo.
- 2) El posicionamiento de los electrodos es fácilmente reajustado.
- 3) Los grandes músculos, realmente grupos de músculos tales

como el grupo cuádriceps, pueden ser estimulados por un electrodo.

Los electrodos utilizados son de goma caucho impregnado de silicón, de 4.5 cm² de área conductiva.

Para mejorar la conductividad entre los electrodos y la piel del sujeto, se utilizará una pasta gel (Bobie, además de electrodos marca Burdick, Kamiya Tusan o SIMENS).

Los electrodos serán asegurados a las piernas del sujeto con cinta adhesiva tipo "Micropore". Un staff médico se encargará de velar por la apropiada colocación de los electrodos sobre los puntos motores de los músculos.

5.3.6 EL SISTEMA GONIOMETRICO

Las mediciones angulares de los movimientos de rodilla y tobillo serán hechos por un sistema goniométrico (Electrogoniómetro Lamoureux/OSI, fabricado por la Orthopedic System Inc.).

Este electrogoniómetro usa un esqueleto formado por eslabones mecánicos de aluminio ligero para localizar los potenciómetros (resistencia variables) sobre las articula-

ciones de rodilla y tobillo, así cada potenciómetro es sostenido por dos eslabones uno colocado a lo largo del eje "fijo" y otro al eje que rota. Cuando se fijan a los miembros inferiores un eslabón es puesto sobre el segmento proximal de la articulación, y el otro eslabón se coloca sobre el segmento distal de la misma. Así el movimiento relativo entre los dos segmentos es trasladado en movimiento rotatorio sobre el eje del potenciómetro.

Mayor información sobre el sistema goniométrico es presentada en el capítulo IV del presente trabajo.

5.4 EXPLICACION CIRCUITO TTL DECODIFICADOR.

Por medio de los puertos de salida la Pc sacara la información correspondiente a la estimulación a través de un Bus de 14 bits.

Los primeros 4 bits ($D_0 - D_3$) llevarán la información correspondiente al electrodo y por consiguiente al músculo que se estimulará. Los bits $D_4 - D_{13}$ proporcionarán la información concerniente a la anchura del pulso de estimulación y el bit D_{14} (el último) será el habilitador general de todo el circuito y el cuál deberá cambiar. Según la frecuencia deseada de estimulación, para el presente caso 20 Hz.

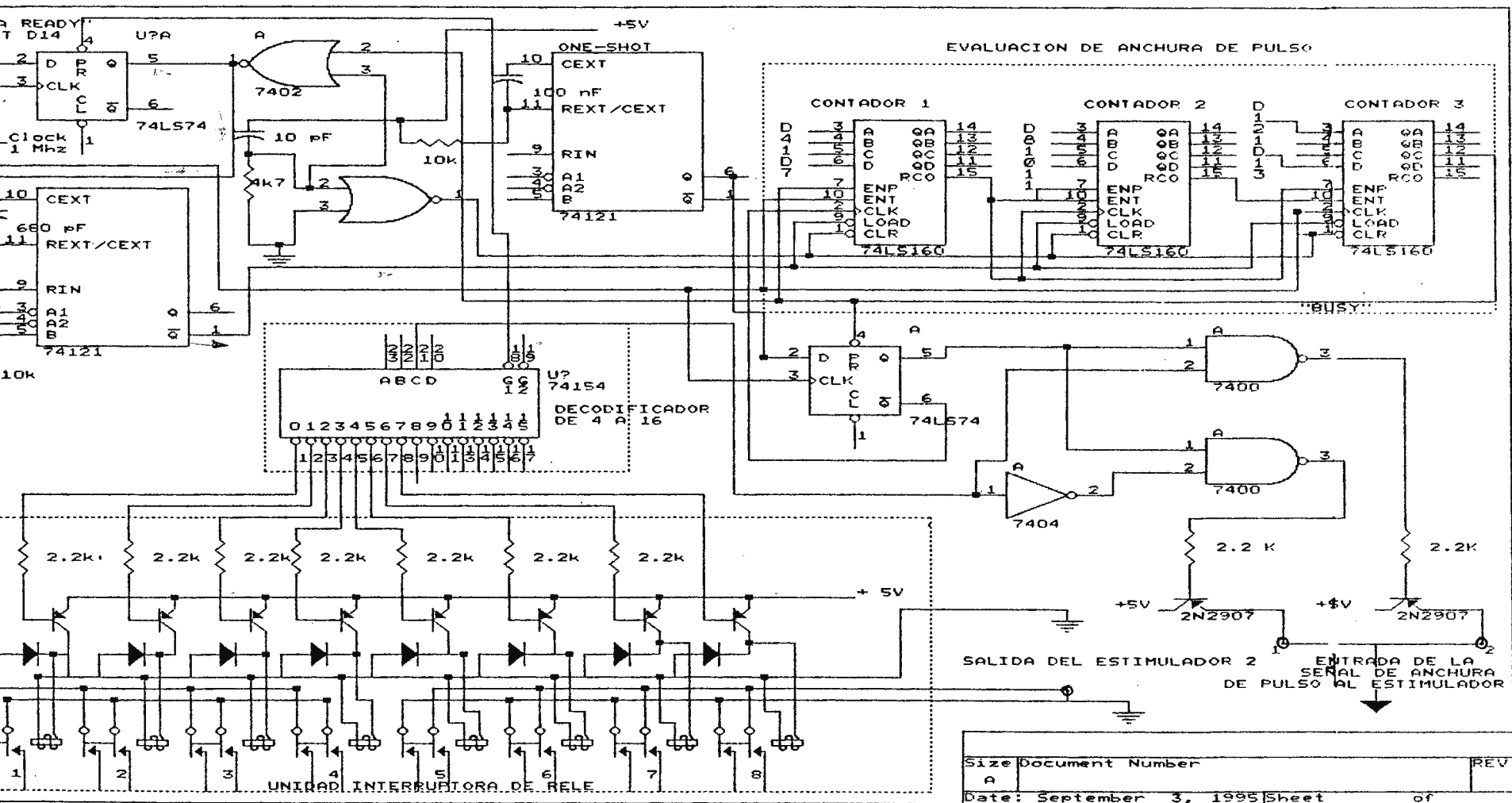
El arreglo formado por los 3 contadores de década 74LS160 permite un conteo igual a 1µseg., con ello se obtiene la anchura de pulso adecuada. la línea "busy" está inicialmente en "cero" y cambiará a "uno" cuando se active la carga "Load" de los contadores. Cuando el bit D_{14} cambia de alto a bajo se produce en la salida Q del 74LS74 (flip-flop) un nivel bajo, el cuál alimenta las entradas A_1 y A_2 del multivibrador 74121, produciendo en la salida Q de este último circuito un pulso invertido de una duración aproximada de 4.76 µseg., este pulso alimenta la entrada "Load" (carga) de los contadores. En el multivibrador 74121, se genera un pulso positivo de duración aproximada de 700µseg. El cual sirve como un retraso de protección para evitar que los estimuladores se activen antes de que se haya conectado el relé adecuado.

Cuando se produce la carga en los contadores, busy cambia de bajo a alto, activando por medio de la red limpiadora (OR) al 74154 que seleccionará el relé por medio del cual se estimulará. Como busy esta en alto, la entrada habilitadora ENP de los 74160 se activa pero como la otra entrada habilitadora ENT esta aún en cero, los contadores no inician su trabajo. 700µs después el pulso que sale de Q en el 74121 termina y se da la transición de alto a bajo colocando un cero en la entrada del 74LS74 y poniendo en su salida Q un

alto, con lo cual se inicia el proceso de conteo y se habilita uno de los dos estimuladores. Al terminar el conteo "busy" vuelve a cero.

El decodificador de 4 a 16 74154 activa su salida a un cero polarizando así adecuadamente el transistor PNP, el cual permite la entrada de corriente a la bobina del relé energizándola, logrando así que la salida del estimulador este conectado al paciente.

DECODIFICADOR DIGITAL



Size Document Number
A
Date: September 3, 1995 Sheet of REV

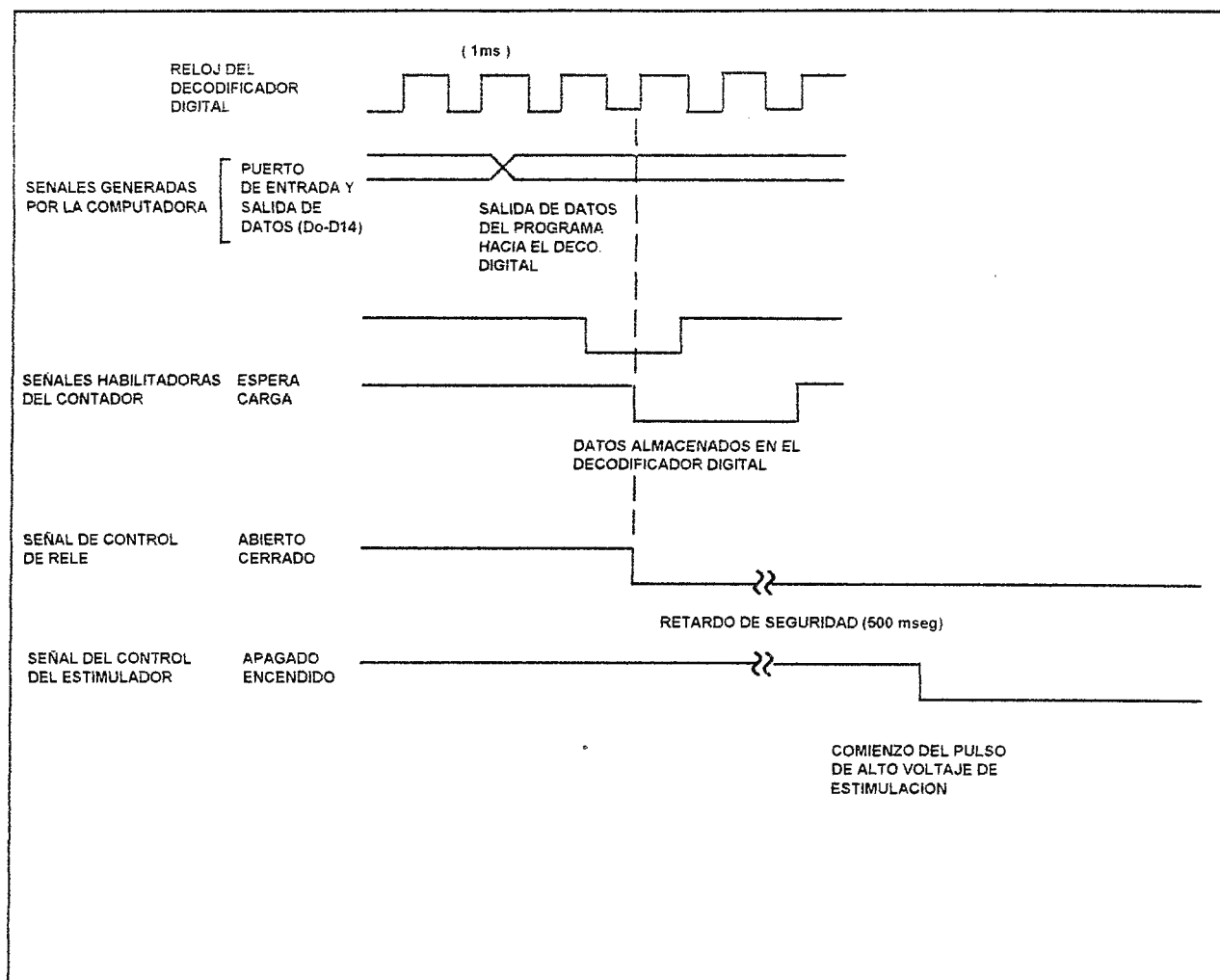


DIAGRAMA DE TIEMPO DE GENERACION DE ESTIMULO

5.5 EXPLICACIÓN DEL CIRCUITO ESTIMULADOR

Este circuito está formado básicamente por 3 bloques principales estos son:

- 1) Bloque cargador.
- 2) Bloque de Transformación y Aislamiento
- 3) Bloque de Generación del Pulso

1) Bloque Cargador:

Como se indica en la figura D_1 y D_2 establecen una señal rectificada de onda completa a través de SCR_1 y la batería de 12VDC que se va a cargar. A bajos voltaje de batería SCR_2 está en el estado de corte.

Cuando la entrada rectificada de onda completa es lo bastante grande para producir la corriente de disparo de compuerta requerida (controlada por R_1), SCR_1 se disparará y dará comienzo la carga de la batería. Al inicio de la carga, el bajo voltaje de la batería producirá un bajo voltaje V_R determinado por el circuito divisor de voltaje. El voltaje V_R es a su vez demasiado pequeño para provocar la conducción del Zener de 11.0 voltios. En el estado de corte el Zener es efectivamente un circuito abierto que mantiene a SCR_2 en "corte" porque la corriente de compuerta es cero. El capacitor C_1 se incluye para evitar los transitorios de voltaje en el circuito y que aquellos accidentalmente

disparen al SCR_2 . A medida que la carga continúa el voltaje de la batería aumenta hasta un punto donde V_R es lo suficientemente alto para hacer conducir al Zener de 11.0 voltios y hacer disparar al SCR_2 . Una vez que el SCR_2 producirá un circuito divisor de voltaje determinado por R_1 y R_2 , que mantendrá a V_2 en un nivel demasiado pequeño para disparar SCR_1 . Cuando esto ocurre la batería está completamente cargada y el estado en circuito abierto para SCR_1 cortará la corriente de carga. De éste modo, el regulador recarga la batería si el voltaje disminuye y evita la sobrecarga cuando se ha cargado al máximo.

2) BLOQUE DE TRANSFORMACIÓN Y AISLAMIENTO

Esta compuesto por un transformador de 12 voltios a 270, 12 y 12 voltios respectivamente, que además proporciona un medio de aislamiento. Además este circuito consta de un transistor NTE73 que funciona en conjunto con el transformador como un convertidor de corriente directa a directa.

Aquí se incluye la fuente de energía que para este caso es una batería de 12 VDC de níquel cadmio, la cual alimentará a todo el circuito restante durante la sesión de estimulación. Con respecto al circuito inversor, su principal característica viene determinada por el hecho de que mientras el

transistor esta en saturación, la carga del circuito esta separada del secundario por la acción del rectificador. Durante esta parte del ciclo de trabajo, la energía absorbida de la batería se acumula en el transformador y, por tanto la corriente que pasa a través del transistor tiene carácter inductivo. Dado éste carácter su incremento se realiza partiendo de cero. Además este crecimiento es lineal, según la ecuación que determina el comportamiento de una inductancia recorrida por una corriente:

$$V_p = L_p \cdot di_c/dt = \text{cte.}$$

donde:

V_p : Tensión entre extremos del primario conectado al colector del transistor, siendo aproximadamente igual a la tensión de la batería V_p y, por tanto constante.

L_p : Inductancia del primario del transformador considerado. Y al ser constante con bastante aproximación por debajo del punto de saturación necesariamente deberá ser constante la expresión di_c/dt . Por consiguiente sera lineal el crecimiento de I_c (corriente de colector del transistor).

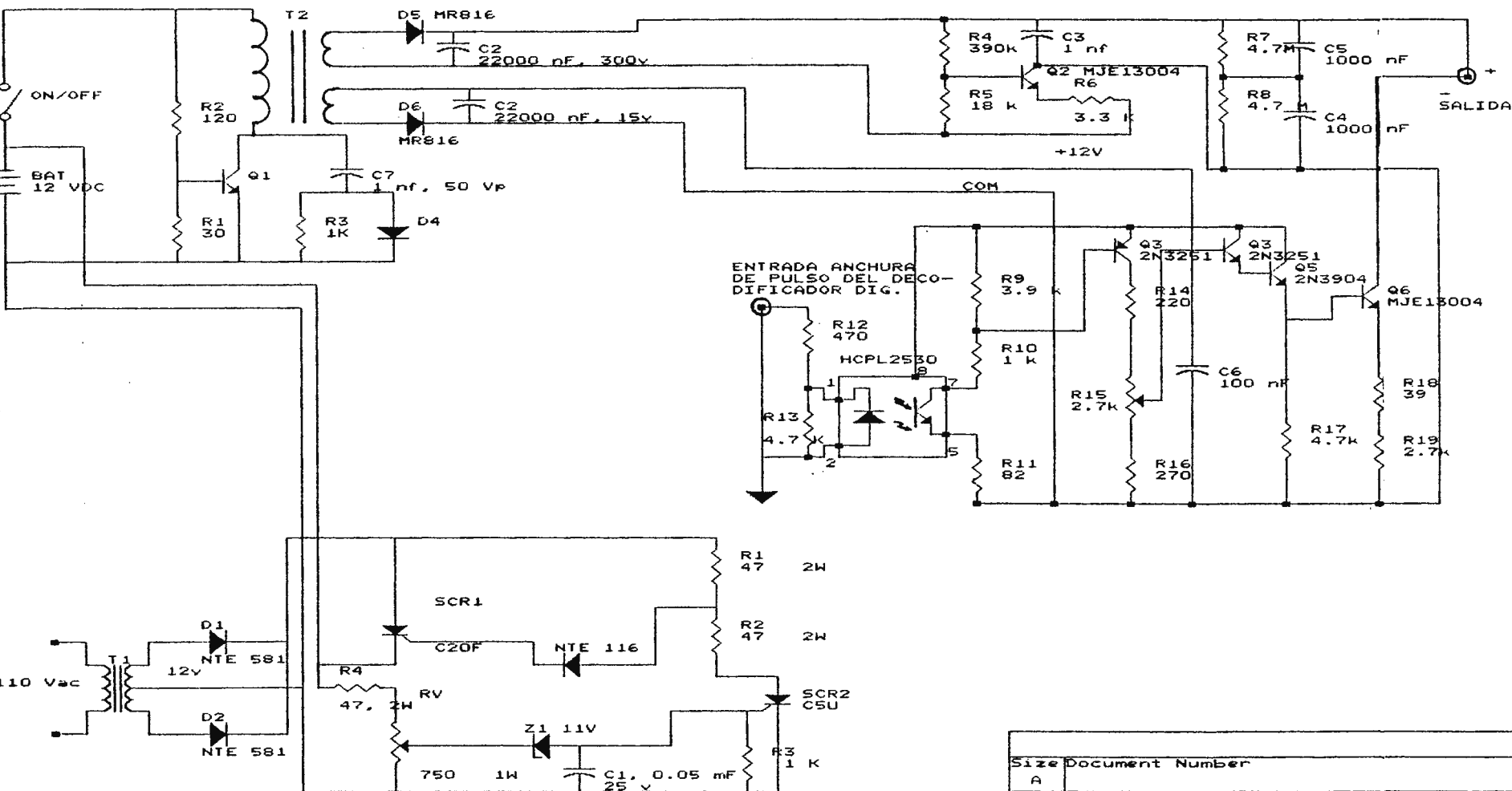
El valor de la tensión de alimentación V_1 determina la máxima corriente de colector; una vez alcanzada ésta deja de aumentar haciéndose la expresión di_c/dt igual a cero.

En esta situación deja de inducirse tensión en el transformador; por consiguiente desaparece la realimentación del transistor y éste se bloquea; cuando sucede esto, la inductancia L_p del primario del transformador se desconecta de la batería produciéndose una contra tensión (parte siguiente del ciclo completo de trabajo del convertidor) que se cierra por el circuito rectificador de modo que la energía del campo magnético creado por L_p se transfiere a la carga en forma de impulso de tensión, que será convenientemente filtrado por el condensador C.

3) BLOQUE DE GENERACIÓN DEL PULSO

Básicamente inicia con la conexión de los dos secundarios del transformador en polaridad sustractiva por medio del transistor MJE 13004, esto carga al capacitor de 1nf a aproximadamente 258 VDC impidiéndose que se realice la descarga por la desconexión de Q_{10} . Este transistor se pone en conducción única y exclusivamente cuando llegue una señal del decodificador digital, a través del optoaislador HCPL2530, será entonces que se producirá una conducción a través de los terminales + y -, produciendo así un impulso de "x" duración.

ESTIMULADOR



Size Document Number

A

Date: September 3, 1995 Sheet of

REV

CALCULOS REFERENTES AL CIRCUITO DEL ESTIMULADOR

- CIRCUITO CONVERTIDOR

Encargado de proporcionar los voltajes de salida adecuados.

Este se muestra en la figura 1

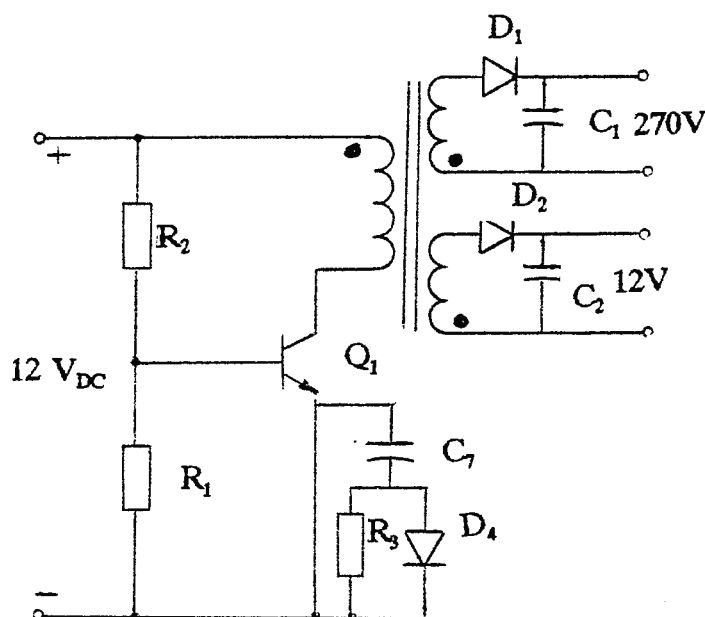


Figura 1 Circuito Convertidor.

- CARACTERISTICA DEL TRANSFORMADOR

$$V_s^1 = 270 \text{ VDC}, I_s^1 = 0.3\text{A}, P_s^1 = 81\text{W}$$

$$V_s^2 = 12 \text{ VDC}, I_s^2 = 0.3\text{A}, P_s^2 = 3.6\text{W}$$

$$\text{Potencia total del Secundario } P_{Ts} = 84.6\text{W}$$

Cálculo (Según proceso mostrado en Tecnología Electrónica 5, Ediciones Don Bosco Barcelona, España 1981)

Para transformadores de pequeña potencia, se asume pérdidas despreciables, por lo que:

$$P_s = P_p$$

$$V_s I_s = V_p I_p \text{ donde:}$$

P_s = Potencia del Secundario

P_p = Potencia del Primario

V_s = Voltaje Secundario

I_s = Corriente en el Secundario

I_p = Corriente en el Primario

Para un transformador del núcleo acorazado, su área viene dada por:

$$S = \sqrt{P_s} \text{ donde:}$$

S = Area ó sección del núcleo del transformador

P_s = Potencia en el Secundario

Entonces

$$S = \sqrt{84.6}$$

$$S = 9.1978 \text{ cm}^2$$

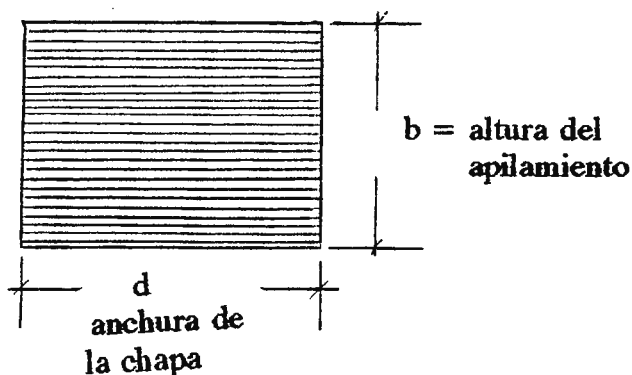


Figura 2 Sección del núcleo del Transformador.

En la figura 2 se muestra que la selección del Núcleo de un transformado es:

$$S = d \times b$$

Se busca una sección cuadrada; es decir:

$$B = d$$

Si esto es así:

$$S = d^2 \quad \text{entonces:}$$

$$d_{\text{máx}} = \sqrt{S} = \sqrt{9.19}$$

$$d_{\text{máx}} = 3 \text{ cm}$$

Con los datos $S = 9 \text{ cm}^2$, $P_s = 84.6 \text{ VA}$, se busca en las tablas A. 1a y A.1b la chapa más adecuada encontrando que la chapa E/I84 de 0.50 mm de espesor, reúne las mejores características que a continuación se dan:

$$b = 4.2 \text{ cm}$$

$$d = 2.8 \text{ cm}$$

$$P_s = 80 \text{ VA}$$

El factor b, habrá que multiplicarlo por el factor de relleno K (tabla A.2) debido a que el material aislante que se coloque entre chapas aumentará la altura del apilamiento (b).

De modo que:

$$b_{\text{real}} = bK$$

$$b_{\text{real}} = (4.2) (1.05)$$

$$b_{\text{real}} = 4.41 \text{ cm}$$

- NÚMERO DE ESPIRAS

El número de espiras por voltio se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$n^1 = 10^8 / 4.44 f. \beta . S$$

Donde:

n^1 = número de espiras por voltio

f = Frecuencia

β = Inducción magnética en gaussios

S = sección del núcleo en cm^2

El cálculo se hace tomando en cuenta que se ha escogido una chapa E/I 84 laminada al caliente, para la cual se asume una $\beta = 12000$ gaussios. Además de funcionar a una frecuencia de 60 Mz.

Se tiene entonces que:

$$n^1 = 10^8 / 4.44 (60) (12000) (12.34)$$

$n^1 = 2.53$ esp/voltios se apróxima al número entero próximo

$$n^1 = 3 \text{ esp/voltios}$$

Para el número de espiras en el primario (n_p)

$$n_p = n^1 V_p = (3 \text{ esp/volt}) (12 \text{ volt}) = 36 \text{ espiras}$$

Para el número de espiras en el secundario (n_s)

$$n_{s270} = n^1_{s270} \quad V_{s270} = (3 \text{ esp/volt}) (270 \text{ volt}) = 710 \text{ espiras}$$

$$n_{s270} = n^1_{s270} \quad V_{s12} = (3 \text{ esp/volt}) (12 \text{ volt}) = 36 \text{ espiras}$$

- Diámetro de Conductores

El diámetro se obtiene de la fórmula:

$$D = 1.27 \sqrt{I/J}$$

Donde:

D = Diámetro del conductor en mm²

I = corriente a través del devanado

J = Densidad de corriente en A/mm²

Pero se sabe que:

$$P = V \cdot I$$

Entonces:

$$D = 1.27 \sqrt{(P/v)/J}$$

Donde:

P = potencia del arrollamiento

V = voltaje en el devanado

J = densidad de corriente en A/mm²

Teniendo en cuenta que la sobrettemperatura normalmente usada es de 60°C, prácticamente la densidad empleada está comprendida entre 2.2 A/mm² para transformadores de unos 400W y 3.5A/mm² para unos de 30W. Esto implica que las densidades

de corriente están en razón inversa con la potencia del transformador.

Por lo anteriormente dicho, se puede establecer que para el transformador bajo diseño (el presente caso) una densidad de corriente de 3 A/mm² es adecuada.

Se establece entonces:

$$D_p = 1.27 \sqrt{(P_p/V_p)/J}$$

$$D_p = 1.27 \sqrt{(84.6/12)/3}$$

$D_p = 1.73$ mm; este diámetro corresponde a un alambre calibre
AMG # 13.

Para el secundario:

$$D_s = 1.27 \sqrt{(P_s/V_s)/J}$$

$$D_{s_{270}} = 1.27 \sqrt{(81/270)/3}$$

$$D_{s_{270}} = 0.40 \text{ mm} \equiv \text{AMG \# 26}$$

$$D_{s_{12}} = 1.27 \sqrt{(3.6/12)/3} = 0.40 \text{ mm} \equiv \text{AMG \# 26}$$

El primario del transformador funcionará como bobina. En un primero momento cuando el transistor Q_1 conduzca la bobina tomará la corriente de excitación necesaria para crear el flujo mínimo que produzca en los extremos de la bobina (1 del transformador) un voltaje igual al voltaje aplicado teniendo:

$$V_p = L_p \cdot di/dt = \text{cte.}$$

V_p = tensión en los extremos de la bobina aproximadamente igual a $12 V_{DC}$.

L_p = Inductancia del primario y al ser constante con bastante aproximación por debajo del punto de saturación (ver figura 3) necesariamente deberá ser constante la expresión di/dt , por consiguiente será lineal el crecimiento de I_c (corriente de colector del transistor Q_1)

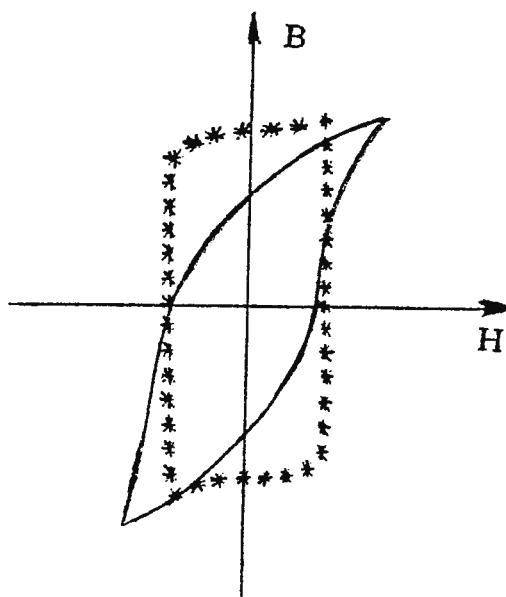


Figura 3 Comportamiento Magnetico de la chapa magnética a: *tensión V_{cd} - tensión AC 60 Hz.

Habrá entonces que encontrar la corriente que va a pasar por el colector de Q_1 es decir la corriente de excitación de T_2

- RESISTENCIA DEL PRIMARIO

Sa sabe que la resistencia presentada por un alambre al paso de la corriente es:

$$R = \rho L/A \text{ donde:}$$

R = resistencia en ohmios (Ω)

ρ = resistividad del material en $> (\Omega/\text{mm}^2)/\text{mt}$

L = longitud del alambre en mt

A = área transversal del alambre en mm^2

La longitud se establece multiplicando el número de espiras por el largo de una espira; para una espira tenemos que:

$$l = (b+d) \text{ donde:}$$

l = longitud de una espira

b = altura del apilamiento

d = anchura del núcleo

$$l = (4.41 + 2.8) \times 2$$

$$l = 14.42 \text{ cm.}$$

La longitud total del arrollamiento primario es:

$$L = l \times n$$

$$L = (14.42) (36)$$

$$L = 5.1912 \text{ mt}$$

La resistividad del cobre es:

$$\rho_{\text{cu}} = 0.017 \text{ } \Omega\text{-mm}^2/\text{mt}$$

El área de la sección transversal es:

$$A = 3.3 \text{ mm}^2$$

La resistencia entonces es:

$$R = \rho L/A$$

$$R = 0.017 \text{ } \Omega\text{-mm}^2/\text{mt} (5.1912\text{mt}/3.3\text{mm}^2)$$

$$R = 0.02674 \text{ } \Omega \text{ este valor es depreciable.}$$

- PESO DEL NÚCLEO

Habrà que determinar el peso aproximado del núcleo a fin de llegar a obtener la corriente de excitación, según tabla A.3

Para obtener el peso del núcleo se aplica la siguiente fórmula:

$$G = \int V_r \text{ donde:}$$

G = peso del núcleo en Kg

$\int$ = peso específico en Kg/cm^3

V_r = volúmen del núcleo en cm^3 .

Por medio de las características ofrecidas por las tablas 1a y 1b se determinan los valores que producen el volumen:

Volumen = (h.i.p) - 2(g.c.p) donde:

h = altura de la chapa

L = longitud de la chapa

b = altura del apilamiento

g = altura de la ventana

c = ancho de la ventana

Para la chapa E/I 84:

h = 7; L = 8; b = 4.41; g = 4.2; c = 1.4;

El volúmen es:

$V = 207.44 \text{ cm}^3$; el valor del peso específico se puede obtener de tablas:

$\rho = 0.0075 \text{ KG/cm}^3$

El peso es:

$G = \rho V$

$G = (0.0075 \text{ Kg/cm}^3) (207.44 \text{ cm}^3)$

$G = 1.55 \text{ Kg.}$

De la tabla A.3 encontraremos que para el valor de $G = 1.55 \text{ Kg}$ y $B = 12000 \text{ Gaussios}$, se tienen 8 voltamperiod/kilogramado

$VA_{exc} = G (VA/Kg)$

$VA_{exc} = 1.55 (8)$

$VA_{exc} = 12.4 \text{ VA}$

La corriente de excitación buscada será:

$$I_{exc} = VA_{exc}/V_p$$

$$I_{exc} = 12.4 \text{ Va}/12 \text{ V}$$

$$I_{exc} = 1.03 \text{ A}$$

- CÁLCULO DE LA INDUCTANCIA PRIMARIA L_P .

Se sabe que la corriente de excitación que circulará por el primario, estando la carga desconectada por medio de D5 y D6 es:

$$I = 1.03 \text{ Amp.}$$

Se conoce la corriente (I) y el número de espiras (n). Por medio de lo cual se puede encontrar la fuerza magneto motriz F:

$$F = n \cdot I$$

$$F = 36 (1.03) = 37.08 \text{ AV}$$

$$F \approx 37 \text{ AV}$$

Se conoce también que:

$$F = H \cdot L.$$

donde:

H = inductancia de campo magnetico

L = longitud media del circuito magnético

De la tabla A.1b se puede encontrar el valor de L. siendo:

$$L = 18.2 \text{ cm}; \text{ por lo que:}$$

$$L = 182 \times 10^{-3} \text{ mt}$$

$$H = F/L$$

$$H = 37 \text{ AV} / 182 \times 10^{-3} \text{ mt}$$

$$H = 203 \text{ AV/mt}$$

De la tabla y la figura A.4

Se tiene que para una $H = 203 \text{ AV/mt}$ corresponde aproximadamente una $\beta \approx 0.6 \text{ tesla}$.

Conociendo $\beta \approx 0.6 \text{ tesla}$ y $S = 12.34 \text{ cm}^2$ se podrá encontrar el flujo Φ :

$$\Phi = \beta \cdot S = (0.6 \text{ t}) (1.23 \times 10^{-3} \text{ mt}^2)$$

$$\Phi = 740.4 \times 10^{-6} \text{ wb.}$$

La inductancia será determinada por

$$L_p = \frac{\Delta \Phi}{\Delta I} = \frac{740.4 \times 10^{-6}}{1.03}$$

$$L_p = 718.83 \text{ } \mu\text{Hn}$$

Calculo de Transistor

$$I_c = 1.03 \text{ Amp.}$$

Como regla de diseño para una buena polarización se puede asumir un voltaje base-base (V_{BB}) igual al 20% del voltaje de alimentación:

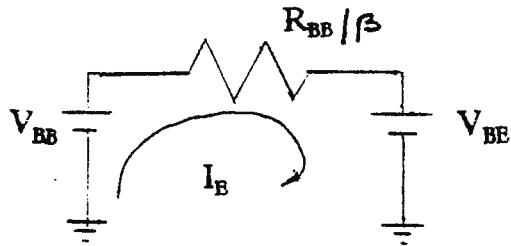
$$V_{BB} = 20\% V_{cc}.$$

$$V_{BB} = 0.2 (12) \text{ pero:}$$

$$V_{BB} = V_{cc} R_1 / (R_1 + R_2) \quad \frac{12 R_1}{(R_1 + R_2)}$$

$$R_{BB} = 0.25 R_2$$

Ahora se analiza el Bucle-Emisor.



$$I_B = \frac{V_{BB} - V_{BE}}{R_{BB}/\beta}$$

$$1.03 = \frac{2.4 - 0.7}{(R_{BB}/\beta)}$$

Se busca un transistor con una $I_C \geq 1.03$ Amp, de conmutación a alta velocidad se encuentra al

NTE 73 con

$$I_{C_{\max}} = 10 \text{ A}$$

$$\beta = 15$$

$$t_{\text{com}} = 0.1 \text{ } \mu\text{seg.}$$

teniendo $\beta = 15$

$$R_{BB} = (2.4 - 0.7 / 1.03) 15$$

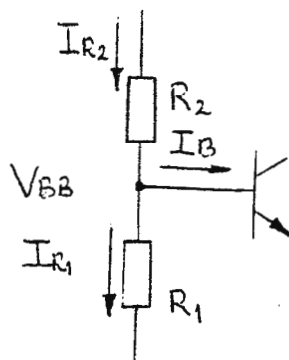
$$R_{BB} = 24.75 \text{ } \Omega$$

Iterando se encuentra

$$R_2 = 120 \text{ } \Omega$$

$$R_1 = 30 \text{ } \Omega$$

La figura 5 muestra el arreglo de polarización.



$$I_{R1} = I_{R2} - I_B$$

$$I_{R2} = V_{CC} + R_1 I_B / R_1 + R_2$$

$$I_{R1} = V_{CC} - R_2 I_B / R_1 + R_2$$

$$I_B = I_C / \beta$$

$$I_B = 1.03 \text{ A} / 15$$

$$I_B = 68 \text{ mA}$$

$$I_{R2} = 93.6 \text{ mA}$$

$$I_{R1} = 25.6 \text{ mA}$$

$$P_{R1} = 19.6 \text{ mW}$$

$$P_{R2} = 1.05 \text{ watt}$$

- CIRCUITO DE PROTECCIÓN (FIG. 6)

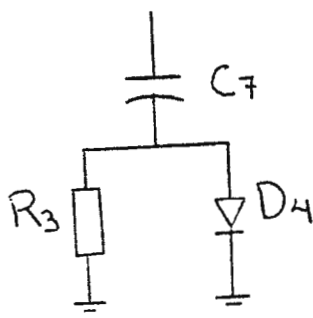


Figura 6

Se sabe que I_{exc} se alcanzará en 591.28 nseg. Se busca una α
 $\leq t, \alpha = 0.5 \times 10^6 \text{ S}^{-1}$

$$\alpha = 1/2Rc$$

$$R5 = 1K\Omega \frac{1}{2} \text{ w}$$

$$C7 = 1nf \ 50 \text{ Vp}$$

$$D4 = \text{NTE 581}$$

Para el secundario deberá establecerse el tipo de elementos que se va a colocar. D5 y D6 son el MR816 con las características siguientes:

$$I_{fmax} = 1 \text{ Amp}$$

$$P_{Rv} = 600 \text{ v}$$

$$\text{Caída de voltaje} = 0.8 - 1 \text{ volt}$$

El capacitor C2 es de 22 μf , 300 v y el otro C2 de 22 μf , 15 volt.

- CIRCUITO DE GENERACIÓN DEL PULSO TRANSITOR Q2.

Este transmisor es el MJE13004 con:

$$I_{cm\acute{a}x} = 4 \text{ Amp}$$

$$\beta = 30$$

$$P = 75 \text{ watt}$$

Su circuito de polarización se muestra en la figura 7

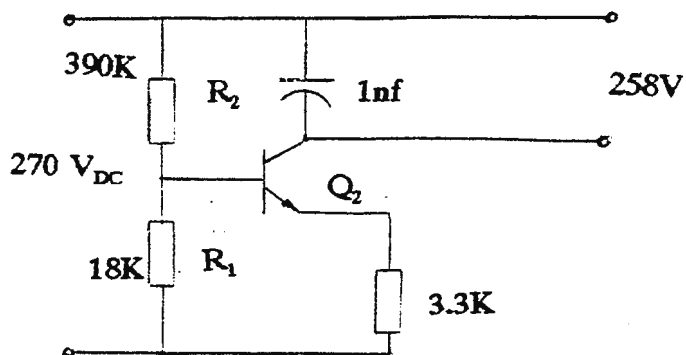


Figura 7

Obteniendo la resistencia base-base (R_{BB})

$$R_{BB} = R_1 R_2 / R_1 + R_2$$

$$R_{BB} = (390K) (18K) / (390K) + (18K)$$

$$R_{BB} = 17 \text{ K}\Omega$$

El voltaje base-base (V_{BB})

$$V_{BB} = V_{cc} R_1 / R_1 + R_2$$

$$V_{BB} = 270 (18K) / 390K + 18K$$

$$V_{BB} = \approx 12 \text{ voltios.}$$

Se sabe que $I_E \approx I_C$, y que I_E es igual a:

$$I_E = V_{BB} - V_{BE} / [(R_{BB} / \beta) + R_E]$$

$$I_E = 3.0 \text{ mA.}$$

Cuando el capacitor C3, se carga se conectan los terminales comunes de ambos devanados secundarios. Dicha conexión observando las marcas de polaridad es sustractiva (Figura 8)

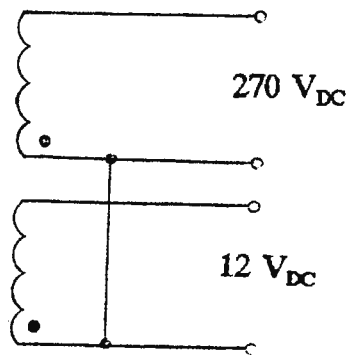


Figura 8

Una vez cargado C3 A $V_c = 270-12$

$V_c = 258$ volt

El transistor Q2 queda un voltaje de $V_t = 12 V_{DC}$

Se limita la malla E-C

$$V_{CC} - V_{CESAT} - I_C R_E = 0$$

$$V_{CESAT} = -(3mA) (3.3K\Omega) + 12$$

$$V_{CESAT} = 2 \text{ volt}$$

La potencia del transistor es:

$$P_t = V_{CE} I_C$$

$$P_t = 2(3mA)$$

$$P_t = 6 \text{ mwatt}$$

Las corrientes en R_1 y R_2 son:

$$I_{R1} = 566.176\mu A \quad P_{R1} = 5.77 \text{ mw}$$

$$I_{R2} = 666.17 \mu A \quad P_{R2} = 173 \text{ mw}$$

- CIRCUITO OPTOAISLADOR (FIG 9)

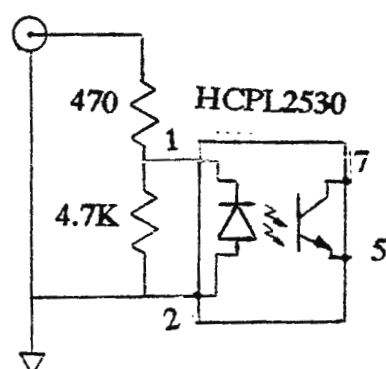


Figura 9

$$I_1 = 1.5 / 4.7 \text{ K}$$

$$I_1 = 320 \text{ } \mu\text{A}$$

$$I_2 = 5-15 / 470$$

$$I_2 = 7.446 \text{ mA}$$

$$I_D = I_2 - I_1$$

$$I_D = 7.1269 \text{ mA}$$

- Transistor Q3 (figura 10)

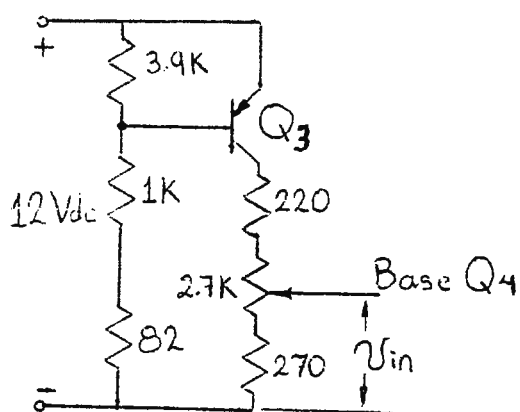


Figura 10

$$R_B = 1082(3900)/(1082 + 3900)$$

$$R_B = 847\Omega$$

$$V_{BB} = 12 (3900)/(3900+1082)$$

$$V_{BB} = 9.39 \text{ volt}$$

$$I_{R3.9K} = 9.39/3900 = 2.405 \text{ mA}$$

$$I_{R1082} = 12-9.39/1082 = 2.4221 \text{ mA}$$

$$I_B = I_{R1082} - I_{R3.9K}$$

$$I_B = 16.3 \mu A$$

$$I_c = \beta \cdot I_b = 180 \text{ (16.3}\mu\text{A)}$$

$$I_c = 2.93 \text{ mA}$$

$$P_{R39K} = 22.55 \text{ mw} \quad P_{R1082} = 6.34 \text{ mw}$$

$$P_{Q_3} = (2.93\text{mA}) (2.64) = 7.73$$

- Arreglo Darlington Q4 y Q5. (Figura 11)

El transistor utilizado es el: 2N3904 con

$$\beta = 200$$

$$I_{c_{\text{máx}}} = 0.6 \text{ Amp}$$

$$P_D = 0.625 \text{ watt}$$

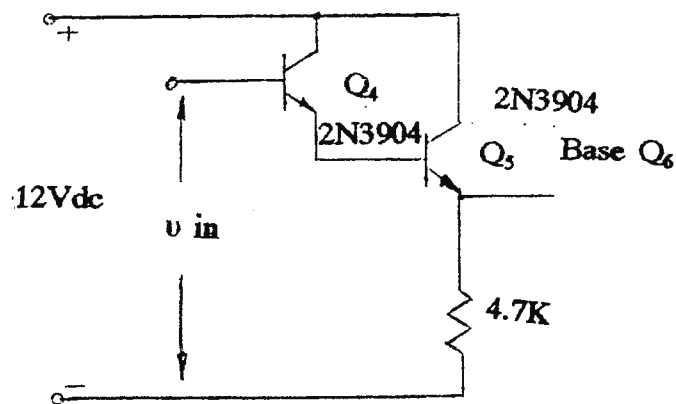


Figura 11

Con el potenciómetro de 2.7 K Ω conectado al colector de Q3 se pueden colocar dos valores extremos de V_{in} estos son:

$V_{in_{min}}$ = pone en corte Q4 y Q5

$V_{in_{máx}}$ = coloca la máxima corriente de salida

Haciendo la sumatoria de caídas de voltaje en la malla C-E de Q3, se tiene:

$$V_{CEQ3} = V_{cc} - I_{cR_c}$$

$$V_{CEQ3} = 12 - 2.934 \times 10^{-3} (3.19 \text{ K}\Omega)$$

$$V_{CEQ3} = 2.64 \text{ volt.}$$

El arreglo Darlington tiene un $\beta \approx 40,000$ funciona como un aislador. Con el potenciómetro de $2 \text{ K}\Omega$ conectado a la base del acopla Darlington, se escogen los puntos máximo y mínimo de corriente de salida (0 y 160mA) a través de Q6. La corriente de entrada al par Darlington se puede considerar despreciable (por el orden de los microamperios). Si ésto es así:

$$V_{in_{min}} = I_{c_{Q3}} (220\Omega)$$

$$V_{in_{min}} = (2.934 \text{ mA}) (270)$$

$$V_{in_{min}} = 0.64548 \text{ volt}$$

$$V_{in_{máx}} = I_{c_{Q3}} (2970)$$

$$V_{in_{máx}} = 2.934 \text{ mA} (2970)$$

$$V_{in_{máx}} = 8.71398 \text{ volt}$$

Ahora se determina el voltaje de salida:

$$V_{out_{min}} = V_{in_{min}} - 1.4$$

$$V_{out_{\min}} = -0.75 \text{ volt}$$

$$V_{out_{\max}} = V_{in_{\max}} - 1.4$$

$$V_{out_{\max}} = 8.71398 - 1.4$$

$$V_{out_{\max}} = 7.3139 \text{ volt}$$

- TRANSITOR Q6 (Figura 12)

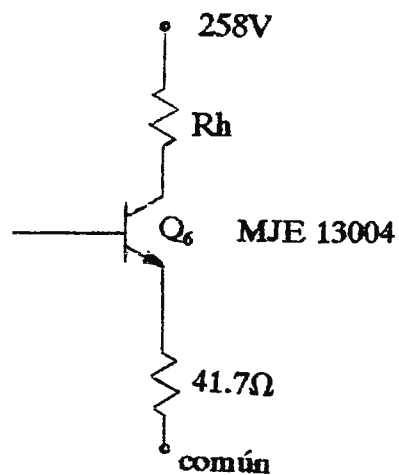


Figura 12

Si $V_{out} = -0.75 \implies Q6$ corte

Si $V_{out} = 7.3139 \text{ v}$

$$V_{EQ6} = 7.3139 - 0.7$$

$$V_{EQ6} = 6.6139 \text{ volt}$$

$$I_E = V_E / R_E$$

$$I_E = 6.61398 / (39 + 2.7) = 158.6 \text{ mA}$$

$$R_h = \text{Resistencia al paciente} = 1 \text{ k}\Omega$$

Analizando la malla C-E

$$V_{CC} - V_{CE} + I_C (R_h + R_E) = 0$$

$$V_{CE} = V_{CC} - I_C (1041.7)$$

$$V_{CE} = 270 - 158.6 \times 10^{-3} (1041.7)$$

$$V_{CE} = 104.78 \text{ volt}$$

$$P_{\text{transistor}} = V_{CE} I_C$$

$$P_t = (104.78) (158.6 \text{ mA})$$

$$P_t = 16.61 \text{ watt}$$

$$P_{R41.7} = (158.6 \times 10^{-3})^2 (41.7)$$

$$P_{R41.7} = 1.048 \text{ watt}$$

Tabla A.1.a Características de la chapa E/I para tipo acorazado

145

Chapa forma E/I	Altura paquete (empilaje) b (cm)	Ancho chapa d (cm)	Sección S (cm ²)	Potencia (aprox.) P _s (VA)	Factor de pérdidas F _{ps}
42	1,4	1,4	1,98	3	1,37
48	1,6	1,6	2,56	5	1,35
54	1,8	1,8	3,24	10	1,25
60	2,0	2,0	4,00	15	1,20
66	2,2	2,2	4,84	20	1,17
78	2,8	2,8	6,76	35	1,13
84	2,8	2,8	7,87	50	1,10
84	4,2	2,8	10,80	80	1,09
106	3,0	2,9	8,70	100	1,07
106	4,5	2,9	13,05	170	1,06
130	3,5	3,5	12,25	250	1,050
130	4,5	3,5	15,75	300	1,045
150	4,0	4,0	16,00	350	1,042
150	5,0	4,0	20,00	430	1,040
150	6,0	4,0	24,00	580	1,035
170	5,0	4,5	27,00	700	1,03
170	7,5	4,5	33,75	900	1,027
195	5,5	5,5	30,25	1 000	1,025
195	7,0	5,5	38,50	1 200	1,022
195	8,5	5,5	46,75	1 500	1,02
231	6,5	6,5	42,45	1 750	1,018
231	8,0	6,5	52,00	2 000	1,016
231	10,0	6,5	65,00	2 500	1,013

Tabla A.1.b Dimensiones de chapas normalizadas DIN 41 302, forma E/I

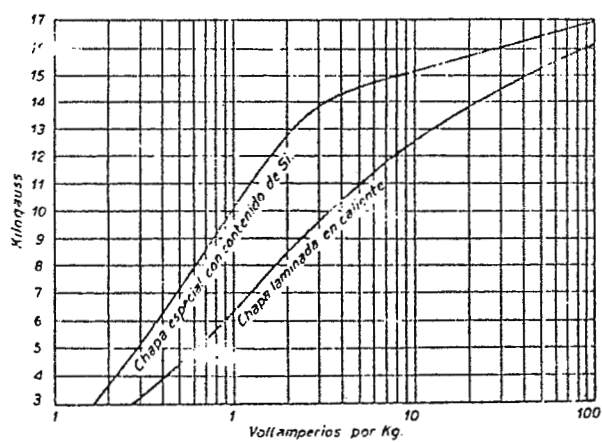
Diagrama de una chapa E/I normalizada DIN 41 302. El diagrama muestra una chapa con una ranura central y dos ranuras laterales. Las dimensiones indicadas son: h (altura total), i (longitud total), e (ancho de la culata), m (altura de la chapa superior), c (altura de la ventana), d (ancho del núcleo), a (ancho de la ventana), g (medida de sujeción), i (medida de sujeción), b (altura del paquete), b (altura del paquete), b (altura del paquete).

Chapa del núcleo		42	48	54	60	66	78	84	92	106	130	150	170	195	231
Altura chapa, 1	<i>h</i>	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,5	7,0	7,4	8,5	10,5	12,0	14,0	18,0	20,9
Longitud chapa	<i>i</i>	4,2	4,8	5,4	6,0	6,6	7,8	8,4	9,2	10,6	13,0	15,0	17,0	19,5	23,1
Ancho culata	<i>e</i>	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,3	1,4	1,15	1,45	1,75	2,0	2,25	2,75	3,25
Altura chapa, 2	<i>m</i>	2,8	3,2	3,6	4,0	4,4	5,2	5,6	6,25	7,05	8,75	10,0	11,75	15,25	17,65
Altura ventana	<i>c</i>	2,1	2,4	2,7	3,0	3,3	3,9	4,2	5,1	5,6	7,0	8,0	9,5	12,5	14,4
Ancho núcleo	<i>d</i>	1,4	1,6	1,8	2,0	2,2	2,6	2,8	2,3	2,9	3,5	4,0	4,5	5,5	6,5
Ancho ventana	<i>a</i>	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,3	1,4	2,3	2,4	3,0	3,5	4,0	4,25	5,05
Medidas de sujeción (Entrehierro = 0)	<i>g</i>	0,35	0,32	0,35	0,35	0,45	0,45	0,45	0,45	0,55	0,68	0,78	0,8	1,10	1,3
	<i>i</i>	2,8	3,2	3,6	4,0	4,4	5,2	5,6	6,25	7,05	8,75	10,0	11,75	15,25	17,65
	<i>i</i>	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,5	7,0	8,2	9,4	11,5	13,5	15,0	17,0	21,1
Altura paquete (empilaje)	<i>b</i>	1,4	1,6	1,9	2,0	2,2	2,6	2,8	2,5	3,2	3,6	4,0	5,5	5,5	6,5
	<i>b</i>	—	—	—	—	—	—	4,2	3,5	4,5	4,6	5,0	6,5	7,0	8,0
	<i>b</i>	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	6,0	7,5	8,5	10,0

Todas las medidas en centímetros.

Tabla A.2 Factor de llenado de la chapa magnética

Espesor de chapa (mm)	Factor de llenado (K)	
	Esmaltado	Alimentado
0.35	1.00	1.03
0.50	1.05	1.02



A.2 Densidades de flujo para varios valores de amperios-vueltas por kilogramo de chapa

Tabla A. 4 Magnetización

β (T)	H (A/m)					
	Chapa normal	Chapa al silicio	Hierro forjado	Acero fundido	Fundición de hierro	Aire
0,1	50	90	80	90	250	79 577
0,2	55	115	100	120	600	159 154
0,3	65	140	120	150	1 000	238 732
0,4	75	155	140	190	1 600	318 309
0,5	100	170	160	240	2 400	397 887
0,6	140	200	185	320	3 400	477 464
0,7	180	240	230	410	5 000	557 042
0,8	250	290	310	530	6 800	636 619
0,9	360	350	400	650	9 500	716 197
1	500	420	520	820	13 000	795 774
1,1	675	530	650	1 100	17 000	875 352
1,2	900	750	800	1 450	22 000	954 929
1,3	1 200	1 300	1 000	1 900	30 000	1 034 507
1,4	1 600	2 500	1 500	2 700		1 114 084
1,5	2 200	5 000	2 400	4 000		1 192 662
1,6	3 500	9 000	4 000	5 500		1 273 239
1,65	4 800	11 500	5 300	7 000		1 313 028
1,7	6 000	15 500	7 000	8 500		1 352 817
1,8	10 000	27 500	11 000	13 000		1 432 394
1,9	16 000		17 000	19 000		1 511 971
2	32 000		27 000	25 000		1 591 549

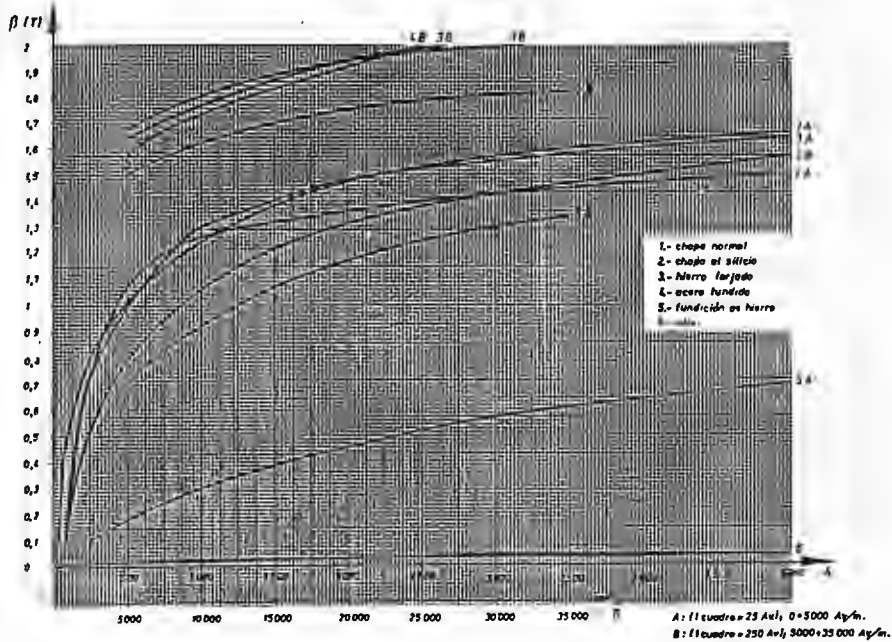


Fig. A. 4 Curvas de magnetización.

CONCLUSIONES

1. La Estimulación Neuromuscular Funcional (FNS) puede aplicarse ampliamente a una serie de patologías, lo cual le da un potencial amplio en cuanto a los diversos usos que se le pueden dar.
2. En cuanto a la división del ciclo de marcha, cualquiera de las dos divisiones hechas (ciclo normal y ciclo simplificado) pueden utilizarse en un momento dado para el análisis del mismo.
3. Sería recomendable el realizar un estudio práctico sobre los principales músculos que intervienen en la marcha aplicando específicamente a la población salvadoreña.
4. Definitivamente, debido a la naturaleza de la señal de salida, la mejor forma de medirla y retroalimentarla es a través de la Goniometría.
5. El analizador de señales COLE PALMER sugerido en el segundo arreglo para la grabación del ciclo de marcha, provee una gran mejora en cuanto a la toma y tratamiento de la señal.
6. De las gráficas de las trayectorias angulares para la rodilla y tobillo se deduce que, la marcha normal consiste de fases inestables, mientras la marcha lenta implica mayor estabilidad.

7. Por lo anterior, el tobillo y rodilla del sujeto parapléjico deberán ser controlados usando las trayectorias a velocidad lenta de la marcha, como entradas al controlados (computadora).
8. Controlar la cadera es muy difícil debido a su compleja musculatura múltiple.
9. El numeral 8 implica la necesidad de un soporte mecánico (barras) para el sujeto parapléjico a ser estimulado.
10. En lo referente a los requisitos pedidos al paciente, aunque se ha tomado como base el formato utilizado por el grupo de investigadores del Hospital Beit Levenstein en Israel, quedará a consideración del grupo que implemente este proyecto, el cambiar o no dicho formato.
11. Los puntos de estimulación podrán ser reubicados a consideración del personal médico que intervenga en el proyecto.
12. Se ha tratado de buscar la manera más fácil posible de presentar los circuitos, no por ello reduciendo su grado de efectividad en relación al trabajo que deben desempeñar.

REFERENCIAS

1. Frederic J. kotte, Medicina Física y rehabilitación, Tercera Edición, Edit. Medica Panamericana, 1991
2. Robert Carola, John P. Harley, Charles R. Noback, Human Anatomy and Physiology, McGraw-Hill Publishing Company, 1990.
3. Murray L. Bar, El Sistema Nervioso Humano, Edit. harla, Cuarta Edición, México, 1987
4. Tmkoczy A., Stanic U. y Jeglic A., Electronics Peroneal Brace with a New Sequence of Stimulation, Med. And Biol. Eng., Vol.13, 570-576, July 1975.
5. Kralj A., and Acimovic R. Improvement of Locomotion in Hemiplegic patients with Multichannel. Electrical Stimulation, proc. Conf. of Human Locomotor Eng., Sussex, England, 1971.
6. Kralj A., Bajd T. and Turk R. Paraplegic Patient's Stading by Functional Electrica Stimulation, Proc. Int. Conf on Med. and Biol. Eng., Jerusalem, Israel, August 1979.

7. Bajd T., Tadej L., and Alojz B., Gait Synthesis in Paraplegic Patients, proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Hamburg, West Germany, 1982.
8. Isakov E. and Najeson T., Activation of Patients by Functional Electrical Stimulation: Training and Biomechanical Evaluation, Scand. J. Rehab. med. Suppl., Vol. 12, 93-101, 1985.
9. Cybulski G.R. and Jaeger R.J., Standing Performance of Persons with Paraplegia, Arch. med. Phys. rehab., Vol 67, 103-108, february, 1986.
10. Cybulsky G.R. and Jaeger R.J., Lower Extremity FNS in case of Spinal Cord Injuries., Neurosurgery, Vol. 15, no.1, 132-146, July 1984.
11. Kralj A., Bajd T. and Turk, gait Restoration in paraplegic Patients, Journal of Rehabilitation Reserch and development, Vol. 20, no. 1, 3-20, veterans Administration, 1983.
12. Crago P., Peckham, P Mortimer, The choice of pulse Duration for Chronic Electrical Stimulation via Surface,

- Nerve and Intramuscular Electrodes, Annals of Biomedical Engineering, Vo. 2, 252-264, 1974.
13. Crago P., Mortimer J., and Peckham P., Clsed-Loop control of Force During Electrical Stimulation of Muscle, IEEE trans. Biomed. Eng., Vol. BME-27, no.6, June 1980.
 14. Stanic U., and Trnkoczy A., Closed-Loop Positioning of Hemiplegic Patient's Join by means of FES, IEE Trans. Biomed. Eng., Vol BME-21, no.5, 365-370, septiembre 1974.
 15. Trnkoczy A., Variability of Electrically Evoked Muscle Contractions with Special regard to Closed-Loop Controllers Othoses, Annals of Biomedical Engineering, Vol.2, 226-238, 1974.
 16. Stanic U., and Trnkoczy A., Clsed-Loop Positioning of Hemiplegic Patient's Joint by Means of FES, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-21, no. 5, 365-370, September 1974.
 17. Bawa P., The Effects of Elastic Loads on the Contractions of Cat Muscles, Biol. Cybern., Vol.22, 129-137, 1976.

18. Alon G., Allin J. and Inbar G.F., Optimization of Pulse Charge and Pulse Duration During Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, Technical report No. TS1 09-82, Faculty of Biomedical Eng., Technion, Haifa, Israel, december 1982.
19. Allin J. and inbar G.F., FNS Control Schemes for the Upper Limb, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, no.9 818-828, September, 1986.
20. Wilhere G.F., Crago P.E. and Chizeck H.J., Desing and Evaluation of a Digital Closed-Loop Controller for the Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32, no.9, 668-676, September 1985.
21. Kuo B.C., Digital Control Systems, Holt-Saunders International Editions, 1980.
22. Scott Tashman and Felix E. Zajac, "CONTROL OF MULTIJOINT LOWER LIMB MOTOR TASKS WITH FUNCTIONAL NEUROMUSCULAR STIMULATION", Oxford University Press, New York, 1992.
23. Frederick J. Kottke, "MEDICINA FISICA Y REHABILITACION", Tercera Edición, Edit. Médica Panamericana, 1991.

24. G.F. Inbar and B.J. Oderkerk, "WALKING CYCLE RECORDING AND ANALYSIS FOR FNS-ASSISTED PARAPLEGIC WALKING", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 29, pp. 79-83, 1991.
25. Joseph D. Bronzino, "BIOMEDICAL ENGINEERING AND INSTRUMENTATION", PWS Publishers, 1986.
26. B.J. Oderkerk, "WALKING CYCLE DATA RECORDING AND ANALYSIS FOR ASSISTED PARAPLEGIC WALKING", m.Sc. Thesis, department of Electrical Engineering, Institute of Technology, Haifa, Israel, 1988.

BIBLIOGRAFIA

- TOKHEIM, ROGER L., Principios Digitales, Segunda Edición, 1991.
- BOYLESTAD, ROBERT NASHELSKY, LOUIS., Teoría de Circuitos (Electrónica)., Cuarta Edición, 1989.
- MANUAL DE TTL DATA BOOK, Volumen 2, Texas Instruments 1985.
- COSSIO, PEDRO, Medicina (semiología, Clínica, Tratamiento) Cuarta Edición.
- VICK, ROBERT L. Fisiología Médica Contemporanea., Primera Edición, 1986.
- GUYTON, A., Tratado de Fisiología Médica., Nueva Editorial Interamericana, México, 1971.
- SAVANT, C., Et al, Electronic Desing. Circuits and Systems, The Benjamín/Cuming Publishing Company, Inc California, 1991.

- SHILLING, D., Circuitos Electronicos, Discretos e Integrados, Publicaciones Marcombo, S.A. Barcelona, 1985.
- STRANGIO, C., Electrónica Digital, Nueva Editorial Interamericana, S.A. de C.V. México, 1989.
- TOKHEIM, R., Fundamentos de los Microprocesadores, Editorial McGraw-Hill., México, 1991.
- ECG Semiconductor Master Replacement Guide, Philips ECG Inc. Pasadena, 1989.