
Tesis:

**Desarrollo de un sistema de electrodos para la lectura de actividad
consiente en muñón de miembro inferior arriba de rodilla y su
implementación en prótesis.**

EMILIO MIGUEL SOTO GARCIA

Doctorado en Ingeniería Biomédica.

SINODALES:

Dr. Jorge A. Ascencio Gutiérrez.

Dr. Inessa Vorontsova.

Dr. Manuel González Pérez.



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria

A mi siempre presente papá Raúl †.

A mi mamá Coco, mis hermanos Carlos, Blanca y Chio, a Conrado y Rodolfo que son parte esencial en mi formación como ser humano.

A mis sobrinos, Rulas, Liru Liru, Corri, Sebastian, Mati y Samanta, que son la alegría de mi vida.

A mis profesores, Jorge, Manuel e Inessa que con su paciencia pude aprender un poco más de la ciencia.

Emilio Miguel

Abstract / Resumen.

Un diseño de electrodos de plata, fueron estandarizados y posicionados en base al estudio de la anatomía y de unidades motoras determinadas por las ramificaciones nerviosas en un muñón de miembro inferior arriba de rodilla, obteniendo la caracterización de las señales mioeléctricas de amplitud máxima de $20mV$ empleando diferentes códigos de programación para la identificación de parámetros. La identificación inicial fue caracterizada con mioelectrografía para determinar los movimientos realizados por el paciente de forma consciente determinando la posición óptima de los electrodos. La captación de la señal fue lograda al identificar un esquema de celda electroquímica basado en los campos y frecuencias espurios, reconociendo materiales que brinden la resistividad suficiente al medio y poder aislar cada unidad motora. Los resultados demuestran que es posible tener control consciente por parte del paciente hacia la prótesis con una interface de este tipo.

Palabras clave. Mioeléctrico, Celda electroquímica, Mioelectrografía, Parametrización, Control conciente.

Introducción.

La investigación en este texto es ubicada en el sector de la señalización y caracterización de señales mioeléctricas, con la finalidad de realizar un bosquejo de los deseos de un paciente por mover una extremidad del miembro inferior como por ejemplo, el deseo de mover la rodilla, el pie o el conjunto de movimientos.

Lo interesante de esta investigación se da, cuando por desgracia, el paciente sufre una amputación de extremidad inferior, donde es una de las extremidades con mayor importancia para la ambulación de las personas, el concepto entonces es la detección de las señales mioeléctricas generadas en el muñón del paciente, para determinar el deseo de mover la rodilla.

La investigación en su primera etapa se concentra en la detención del conjunto de señales mioeléctricas que caractericen el movimiento de la

rodilla, para que posteriormente se dirija dicho deseo consciente a una prótesis que efectué el movimiento.

Sin embargo el trabajo realizado en este texto detonará los conceptos importantes para la caracterización de los movimientos deseados conscientemente en una extremidad, tal que para un paciente que ha sufrido una amputación pueda tener un control mejorado consciente de una prótesis.

Soto. E.

Índice general

1. Propósito y Organización	1
1.1. Planteamiento del problema.	2
1.2. Objetivo de la investigación.	11
1.3. Justificación de la investigación.	12
1.3.1. Conveniencia.	12
1.3.2. Relevancia social.	13
1.3.3. Implicaciones prácticas.	13
1.3.4. Valor teórico.	13
1.3.5. Metodología.	14
2. Marco Teórico	15
2.1. Sistemas neuromusculares del miembro inferior.	16
2.1.1. Anatomía del nervio ciático.	17
2.1.2. Ramos colaterales del nervio ciático.	19
2.1.3. Ramos terminales del nervio ciático.	20
2.1.4. Nervio peroneo común.	20

2.1.5. Nervio tibial.	20
2.1.6. Nervio crural.	21
2.1.7. Anatomía del nervio crural o femoral.	22
2.1.8. Ramos colaterales del nervio crural.	24
2.1.9. Ramos terminales del nervio crural.	24
2.1.10. Ramo del vasto externo del nervio del cuádriceps. . .	25
2.1.11. Ramo del vasto interno del nervio del cuádriceps. . .	25
2.1.12. Identificación de los movimientos de la rodilla.	26
2.2. Bioelectromagnetismo.	30
2.3. Procesos electroquímicos.	39
2.4. Materiales de aislamiento.	54
2.5. Mecánica.	62
3. Instrumentación.	70
3.1. Estudio del muñón e inspección mioeléctrica.	71
3.1.1. Punto de selección ideal, óptimo y necesarios para los electrodos.	77
3.2. Aislamiento con diseño de la celda de material electroquímico.	79
3.2.1. Propiedades de ductibilidad, adhesión, transpiración y biocompatibilidad del material electroquímico.	83
4. Conclusiones y Recomendaciones.	85
4.1. Señales mioeléctricas captadas.	86

4.2. Procesamiento de señal mioeléctrica.	87
4.3. Implementación a Paciente.	89
4.4. Alcances.	93

Índice de figuras

2.1. Imagen del nervio ciático.	17
2.2. División del nervio ciático.	18
2.3. Nervio tibial y nervio peroneo.	21
2.4. Nervio crural o femoral.	23
2.5. Músculos Gemelos.	26
2.6. Bíceps Femoral.	27
2.7. Tensor de la Fascia Lata.	28
2.8. Cuádriceps.	29
2.9. Potencial de Acción.	31
2.10. Polarización y Despolarización de la membrana celular.	32
2.11. Transmisión de señal sobre un axón.	32
2.12. Inervación del músculo.	33
2.13. Unidad motora.	35
2.14. Sinapsis del axón a la unidad motora.	36
2.15. a) Movimiento isotónico. b) Movimiento isométrico.	37
2.16. Generación de la señal mioeléctrica.	38

2.17. Onda de la señal mioeléctrica.	39
2.18. Bomba de Sodio y potasio.	40
2.19. Circuito que simula la membrana celular.	41
2.20. Red eléctrica de la membrana celular.	41
2.21. Red eléctrica de tres circuitos de bomba en la membrana celular.	43
2.22. Circuito de membrana.	44
2.23. Voltaje Space Clamp y Voltaje Clamp.	45
2.24. Atenuación del Voltaje con respecto a distancia.	49
2.25. Circuito con un resonador completo de la membrana celular.	50
2.26. Emisión de carga desde un nanotubo de carbono, referencia [3].	56
2.27. Configuración del composito para un contacto resistivo en función de la temperatura de curado, referencia [1].	59
2.28. Características de voltaje y corriente obtenidas experimen- talmente, referencia [1].	59
2.29. Bisphenol tipo A.	60
2.30. Etil-enamina.	61
2.31. Polímero epoxi con dos moléculas de OH	61
2.32. Esquema para modelo dinámico.	62
3.1. Amplificador de Instrumentación.	73
3.2. Señal mioeléctrica.	74

3.3. Primera toma de señal mioeléctrica en puntos de absorción.	75
3.4. Toma de señales mioeléctricas en puntos de absorción en paciente.	75
3.5. Señales mioeléctricas de paciente.	76
3.6. Puntos ideales de absorción.	77
3.7. Señal mioeléctrica sumada de paciente.	78
3.8. Señal mioeléctrica filtrada.	79
3.9. Materiales iniciales en el preparado del composito.	80
3.10. Socket laminado con la fibra de carbono.	80
3.11. Puntos donde se colocan tachuelas bañadas en plata para hacer contacto con fibra de carbono.	81
3.12. Segundo laminado de fibra de carbono.	82
3.13. Puntos donde se colocan tachuelas bañadas en plata para hacer contacto con fibra de carbono.	83
3.14. Circuio base de aislamiento con el composito.	83
4.1. Señal mioelectrica1.	86
4.2. Señal mioelectrica2.	86
4.3. Control difuso.	88
4.4. Diagrama a bloques del programa en microcontrolador. . . .	89
4.5. Generación de movimiento angular.	90
4.6. Rodilla mecánica propiedad INBIO.	90
4.7. Rodilla mecánica movil propiedad INBIO.	91

ÍNDICE DE FIGURAS

4.8. Colocación de prótesis mioeléctrica.	92
4.9. Pie dinámico ortopédico.	92
4.10. Prototipo de electrodos.	94

Índice de cuadros

1.1. Pacientes en el país por Edades.	3
1.2. Tipo de discapacidad.	4
1.3. Pacientes jefes de familia.	5
1.4. Pacientes jóvenes condicionados en asistencia escolar. . . .	6
1.5. Población con capacidad diferente con ocupación.	7
1.6. Ingreso salarial de pacientes.	8
1.7. Pacientes en rangos de edad por estado.	9
1.8. Análisis de pacientes en el país.	10
1.9. Análisis de pacientes en Puebla.	10

Capítulo 1

PROPÓSITO Y ORGANIZACIÓN

Al lector.

En esta sección se denota el tema de investigación, así como el planteamiento del problema, el propósito de la investigación, el objetivo de la investigación, las preguntas realizadas a lo largo de la investigación, y la justificación de la investigación. Donde también se formularán preguntas que darán respuesta a los aspectos importantes de la investigación, determinando así los alcances y limitaciones, la viabilidad de la investigación, así como la factibilidad en la realización de un estudio en cuanto a la disponibilidad de pacientes que hayan sufrido una amputación de miembro inferior, recursos financieros, materiales y tiempo. También se determina el impacto esperado de la investigación.

1.1. Planteamiento del problema.

Existen una población en nuestra sociedad, que necesita sistemas que le ayuden a comprender y obtener una rehabilitación de su cuerpo, más para un paciente que tiene problemas motrices o que ha sufrido una amputación de miembro. Enfoquemos el problema a que el sistema en investigación en este texto será utilizado para el control consciente de una prótesis, esto significa que la prótesis será una extensión más del paciente, y no una prótesis que requiere de una excitación externa o de otra fuente o indole para provocar el movimiento en la prótesis.

Para determinar el problema actual que se presenta en la sociedad, inicio por decir, que es muy poca la investigación que se realiza en el campo, y nula la presencia de empresas que investigan en el país sobre sensado mioeléctrico y aplicaciones biomédicas como el diseño de prótesis, sin embargo la población según algunos datos estadísticos de INEGI que nos proporcionen de forma coherente la extensión de pacientes que pueden usar una prótesis o que tienen un problema motriz en alguna extremidad se muestran en las siguientes tablas de información.

1. Propósito y Organización

RANGO DE EDADES DE PACIENTES.			
Grupos de edad	Total	Hombres	Mujeres
Total	1 795 300	943 717	851 583
0 a 4 años	44 629	24 047	20 582
5 a 9 años	89 159	49 345	39 814
10 a 14 años	102 181	56 135	46 046
15 a 19 años	91 396	51 552	39 844
20 a 24 años	88 444	50 834	37 610
25 a 29 años	83 611	49 348	34 263
30 a 34 años	83 081	49 307	33 774
35 a 39 años	82 503	48 980	33 523
40 a 44 años	85 135	49 288	35 847
45 a 49 años	89 698	50 155	39 543
50 a 54 años	98 213	53 516	44 697
55 a 59 años	97 126	52 469	44 657
60 a 64 años	115 935	59 907	56 028
65 a 69 años	122 802	61 286	61 516
70 y más años	506 023	230 484	275 539
No especificado	15 364	7 064	8 300
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.			

Tabla 1.1: Pacientes en el país por Edades.

Análisis 1: El promedio de edad de un paciente potencial es a partir de los 10 años de edad. No se toma la otra alza de 60 años, porque por lo regular una persona a esta edad ya no le es interesante una prótesis o ya no le interesa ser rehabilitado por medio de una análisis mioeléctrico, los cuales suman 901,388 pacientes potenciales.

1. Propósito y Organización

DIFERENTES DISCAPACIDADES.						
Entidad federativa	Motriz	Auditiva	Del lenguaje	Visual	Mental	Otra
Estados Unidos Mexicanos	45.3	15.7	4.9	26.0	16.1	0.7
Aguascalientes	49.5	14.7	3.6	21.5	18.1	1.1
Baja California	55.7	12.0	3.4	16.3	17.6	0.7
Baja California Sur	48.0	13.9	4.3	22.2	18.9	0.6
Campeche	40.5	15.0	5.3	37.7	13.9	0.6
Coahuila de Zaragoza	51.3	13.8	3.4	21.4	16.1	0.6
Colima	46.0	15.4	3.9	29.2	14.6	1.1
Chiapas	40.3	14.9	8.7	28.0	15.7	0.5
Chihuahua	51.8	15.2	3.6	20.7	15.6	0.5
Distrito Federal	50.3	16.2	3.1	19.8	17.2	0.9
Durango	51.3	14.1	3.7	23.9	14.7	0.5
Guanaajuato	47.6	15.4	4.1	26.1	15.2	0.8
Guerrero	42.1	16.6	7.8	27.6	15.4	0.3
Hidalgo	38.8	19.0	6.4	31.2	14.5	0.8
Jalisco	48.5	14.6	3.4	22.3	18.2	0.9
México	45.2	15.4	4.5	23.8	17.5	1.2
Michoacán de Ocampo	44.9	17.2	4.8	26.8	14.9	0.8
Morelos	43.5	17.8	4.8	28.1	15.1	1.1
Nayarit	43.1	16.5	4.6	28.1	16.9	0.7
Nuevo León	50.9	13.1	3.6	21.8	17.3	0.6
Oaxaca	37.8	18.7	7.4	31.2	13.8	0.4
Puebla	43.1	17.6	6.5	26.8	14.6	0.6
Querétaro Arteaga	45.6	15.6	4.5	25.5	16.1	1.2
Quintana Roo	37.8	14.5	6.5	34.6	15.6	0.6
San Luis Potosí	42.4	17.8	5.4	29.5	15.1	0.8
Sinaloa	45.7	13.9	5.2	23.0	19.8	0.6
Sonora	50.1	13.9	4.1	21.7	17.4	0.6
Tabasco	33.3	12.8	6.0	43.5	15.4	0.4
Tamaulipas	48.0	14.0	4.9	24.9	15.9	0.5
Tlaxcala	45.5	17.4	5.7	25.9	14.0	0.8
Veracruz de Ignacio de la Llave	38.3	16.9	6.5	32.7	15.0	0.4
Yucatán	41.3	15.1	4.5	37.0	14.1	0.7
Zacatecas	46.1	17.0	4.3	26.3	15.3	0.4
NOTA: La suma de los distintos tipos de discapacidad puede ser mayor a cien por la población que presenta más de una discapacidad.						
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.						

Tabla 1.2: Tipo de discapacidad.

1. Propósito y Organización

PACIENTES A LA CABEZA DE UNA FAMILIA.

Entidad federativa	Total	Hombres	Mujeres
Estados Unidos Mexicanos	711 464	501 435	210 029
Aguascalientes	6 402	4 557	1 845
Baja California	13 783	9 437	4 346
Baja California Sur	2 504	1 806	698
Campeche	6 290	4 801	1 489
Coahuila de Zaragoza	18 869	13 824	5 045
Colima	5 556	3 763	1 793
Chiapas	18 029	13 512	4 517
Chihuahua	23 503	16 327	7 176
Distrito Federal	64 088	40 019	24 069
Durango	13 294	9 451	3 843
Guanajuato	34 223	24 470	9 753
Guerrero	20 834	13 954	6 880
Hidalgo	18 720	13 735	4 985
Jalisco	56 048	38 406	17 642
México	69 623	51 499	18 124
Michoacán de Ocampo	35 713	24 727	10 986
Morelos	12 803	8 673	4 130
Nayarit	9 119	6 103	3 016
Nuevo León	27 535	20 238	7 297
Oaxaca	26 838	19 196	7 642
Puebla	31 650	22 371	9 279
Querétaro Arteaga	8 511	6 112	2 399
Quintana Roo	4 371	3 466	905
San Luis Potosí	19 007	13 957	5 050
Sinaloa	18 267	12 878	5 389
Sonora	16 457	11 485	4 972
Tabasco	15 635	11 748	3 887
Tamaulipas	21 532	14 994	6 538
Tlaxcala	4 863	3 703	1 160
Veracruz de Ignacio de la Llave	54 686	38 228	16 458
Yucatán	19 308	14 479	4 829
Zacatecas	13 403	9 516	3 887
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.			

Tabla 1.3: Pacientes jefes de familia.

1. Propósito y Organización

Análisis 2: Se observa que la discapacidad motriz es la más frecuente, por lo que se espera un buen rango de pacientes que necesiten un análisis mioeléctrico, con un porcentaje de 45.3 % en el país, en Puebla de 43.1 %

Análisis 3: En lo económico se determina aproximadamente el número de pacientes potenciales que pueden tener la opción de acceder a una prótesis, ya que es el aspecto más caro en un paciente en rehabilitación; en el país de 711,464 pacientes, específicamente en Puebla de 31,650.

PACIENTES EN ESCUELA.						
Sexo	Población con discapacidad de 6...a 29 años	Asiste		No asiste		No especificado
Edad		Total	Porcentaje	Total	Porcentaje	
Hombres	249 199	85 207	100.0	159 757	100.0	4 235
6 a 14 años	97 465	61 827	72.6	33 728	21.1	1 910
15 a 19 años	51 552	15 609	18.3	35 137	22.0	806
20 a 24 años	50 834	5 384	6.3	44 667	28.0	783
25 a 29 años	49 348	2 387	2.8	46 225	28.9	736
Mujeres	191 092	66 943	100.0	120 991	100.0	3 158
6 a 14 años	79 375	49 447	73.9	28 429	23.5	1 499
15 a 19 años	39 844	11 994	17.9	27 268	22.5	582
20 a 24 años	37 610	3 943	5.9	33 084	27.4	583
25 a 29 años	34 263	1 559	2.3	32 210	26.6	494
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.						

Tabla 1.4: Pacientes jóvenes condicionados en asistencia escolar.

Análisis 4: Estudiantes regulares tienen una mayor oportunidad de acceder a la prótesis hablando económicamente, ya que reflejan estabilidad, el número aproximado sumando hombres y mujeres es de: 152,150 pacientes en todo el país.

1. Propósito y Organización

PACIENTES ACTIVAMENTE PRODUCTIVA.			
Ocupación principal	Población ocupada con discapacidad	Hombres	Mujeres
Total	397 183	301 623	95 560
Profesionistas	2.0	1.9	2.3
Técnicos	2.3	2.1	2.8
Trabajadores de la educación	2.3	1.6	4.6
Trabajadores del arte	0.8	0.9	0.4
Funcionarios y directivos	1.3	1.3	1.1
Trabajadores agropecuarios	23.4	28.5	7.3
Inspectores y supervisores en la industria	0.9	1.0	0.6
Artesanos y obreros	17.1	18.7	12.2
Operadores de maquinaria fija	3.3	3.1	3.7
Ayudantes, peones y similares	4.5	5.3	2.1
Operadores de transporte	3.3	4.3	0.1
Jefes y supervisores administrativos	1.4	1.4	1.3
Oficinistas	3.7	2.8	6.9
Comerciantes y dependientes	13.0	10.3	21.3
Trabajadores ambulantes	4.1	3.9	5.0
Trabajadores en servicios personales	6.6	6.1	7.9
Trabajadores domésticos	4.8	1.2	16.2
Trabajadores en protección y vigilancia	2.5	3.2	0.4
No especificado	2.7	2.4	3.8
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.			

Tabla 1.5: Población con capacidad diferente con ocupación.

1. Propósito y Organización

Análisis 5: Existe un número mayor de discapacitados en trabajos relacionados en: Trabajo agropecuario, Artesanos, Obreros y Comerciantes. Por lo que es necesario desarrollar prótesis duraderas y confiables para trabajo moderado, medio pesado.

INGRESO POR SALARIO.			
Grupos de ingreso	Población ocupada con discapacidad	Hombres	Mujeres
Total	397 183	301 623	95 560
No percibe ingresos	13.9	14.7	11.4
Menos de 1 Salario Mínimo (SM)	22.6	19.7	31.7
De 1 hasta 2 SM	28.2	29.2	25.4
Más de 2 hasta 3 SM	15.1	16.5	10.7
Más de 3 hasta 5 SM	7.4	7.7	6.5
Más de 5 hasta 10 SM	4.1	4.2	3.6
Más de 10 SM	1.9	2.1	1.2
No especificado	6.8	5.9	9.5
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.			

Tabla 1.6: Ingreso salarial de pacientes.

Análisis 6: La mayor población es de bajos recursos, por lo que es necesario buscar vinculación de trabajo con beneficencias, seguros médicos, asociaciones civiles, y agrupaciones de donaciones para este tipo de pacientes.

Análisis 7: Se observa número de posibles pacientes en Puebla de 40,709;

1. Propósito y Organización

PACIENTES EN ESTADOS POR RANGO DE EDAD.			
Grupos de ingreso	Población ocupada con discapacidad	Hombres	Mujeres
Total	397 183	301 623	95 560
No percibe ingresos	13.9	14.7	11.4
Menos de 1 Salario Mínimo (SM)	22.6	19.7	31.7
De 1 hasta 2 SM	28.2	29.2	25.4
Más de 2 hasta 3 SM	15.1	16.5	10.7
Más de 3 hasta 5 SM	7.4	7.7	6.5
Más de 5 hasta 10 SM	4.1	4.2	3.6
Más de 10 SM	1.9	2.1	1.2
No especificado	6.8	5.9	9.5
FUENTE: INEGI. XII Censo General de Población y Vivienda. Base de datos.			

Tabla 1.7: Pacientes en rangos de edad por estado.

para caer en el rango de 10 a 60 años.

Se toma en cuenta a pacientes que tiene un ingreso del 5 % o más dando como resultado que, el 6 % de la población discapacitada que tienen la posibilidad de comprar la prótesis, ya que es un alcance de esta investigación, la aplicación del sistema investigado a la implementación en una prótesis.

Una vez analizadas las tablas estadísticas proporcionadas por INEGI, agrupemos los análisis hechos y vertamos las siguientes conclusiones.

1. Propósito y Organización

Conclusión: La población con problemas motrices, queda definido como:

Población potencial a atender en el país:

CONCEPTO	CANTIDAD
Pacientes jefes de familia	711,464
Pacientes estudiantes	+ 152,150
Subtotal de pacientes	= 863,614
Porcentaje de discapacidad motriz	X0.45 %
Porcentaje de pacientes con un sueldo de 5 a más salario mínimo.	X0.06 %
Pacientes potenciales en el país.	23,317.57

Tabla 1.8: Análisis de pacientes en el país.

Analizando en el estado de Puebla, la población potencial a atender:

CONCEPTO	CANTIDAD
Pacientes en rango de 15 a 64 años	40,709
Porcentaje de discapacidad motriz	X0.431 %
Subtotal de Pacientes en Puebla.	17,504.87
Porcentaje de pacientes con un sueldo de 5 a más salario mínimo.	X0.06 %
Pacientes potenciales en Puebla.	1,050.29

Tabla 1.9: Análisis de pacientes en Puebla.

La investigación por lo tanto se centra en encontrar una solución a la problemática presentada en la rehabilitación de pacientes que han sido

1. Propósito y Organización

amputadas en algún miembro corporal tanto inferior, como superior. La idea es diseñar un sistema capaz de reconocer el deseo consciente de un movimiento en una extremidad, tal como en la pierna se quiere flexionar o extender la rodilla, dicho reconocimiento dará pie a una interface más eficiente del paciente a una prótesis.

Con esto podemos hacer que la rehabilitación de un paciente con estas características tenga una mejor calidad de vida.

1.2. Objetivo de la investigación.

La investigación se divide en sub-objetivos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Reconocer los puntos de extracción de las unidades motoras, por medio del estudio del sistema neuromuscular.
2. Comprender los movimientos que son importantes para captar y proyectarlos hacia futuras aplicaciones.
3. Identificar los materiales que pueden ser útiles para el uso y aislamiento de los electrodos.
4. Determinar propiedades del material como la ductibilidad, factibilidad de adhesión, transpirabilidad, la reducción de campos y maleabilidad

1. Propósito y Organización

para la inserción de electrodos, en los puntos de extracción de señales mioeléctricas.

5. Discretizar las señales obtenidas por los puntos de extracción.
6. Parametrizar las señales para obtener una lectura de las señales e identificar qué movimiento es el deseado por el paciente.
7. Proponer una aplicación de esta identificación como por ejemplo el control consciente en una prótesis.

Se describe el objetivo general de la investigación.

OBJETIVO GENERAL:

Identificar a partir de un hemisferio pulsos mioeléctricos en una amputación en base a materiales avanzados de aislamiento de señales y una distribución de electrodos que induzca actividad consciente en una prótesis.

1.3. Justificación de la investigación.

En esta sección se dan respuesta con puntos específicos la justificación de la investigación y la importancia que esta tiene para con la sociedad.

1.3.1. Conveniencia.

1. Propósito y Organización

- La investigación tiene su conveniencia al dar una solución viable a un paciente que ha sido amputado, le da la oportunidad de control de forma consciente diversos sistemas que le ayuden a tener una mejor calidad de vida, tal como el control consciente de una prótesis.

1.3.2. Relevancia social.

- Los pacientes que pueden ser beneficiados con este trabajo se han descrito gracias a las estadísticas del INEGI, mostradas anteriormente. Mostrando así la relevancia de otorgar a dichos pacientes una mejor calidad de vida.

1.3.3. Implicaciones prácticas.

- El sistema que se adapte, podrá ser empleado en diversos aparatos protésicos y ortésicos, además de adaptadores que puedan ayudar a un paciente con problemas motrices a realizar tareas cotidianas y así obtener una mayor independencia en su medio.

1.3.4. Valor teórico.

- Se diseña nuevas características de materiales aislantes de señales no deseadas y biocompatible.

1. Propósito y Organización

- Análisis adecuado para puntos de extracción óptimos, mínimos y necesarios para identificar movimientos conscientes.
- Se espera obtener un control consciente de algún aparato ortopédico-protésico.
- Se conocerá en mejor medida el comportamiento de las señales mioeléctricas generadas por las unidades motoras que realizan los movimientos de una extremidad inferior.
- Se dará pie a diversas investigaciones en aplicaciones y los principios de parametrización e identificación del estudio de movimientos conscientes a partir de señales mioeléctricas.

1.3.5. Metodología.

El texto se divide en tres partes principales, la primera parte es el contexto teórico necesario para la elaboración de la investigación. La segunda parte es el proceso de investigación que fue realizado como la evaluación que es el identificar puntos significativos de distribución para un impulso mioeléctrico, aislamiento de las unidades motoras y posteriormente la instrumentación para determinar el control de los parámetros de las señales mioeléctricas e identificar los movimientos conscientes que un paciente realiza. La tercera parte es la valoración de los resultados y las conclusiones del sistema propuesto con las opiniones del paciente.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

Al lector.

En esta sección se muestran los temas indispensables en la investigación, en áreas como la matemática, el área médica, la ingeniería electrónica, los procesos electroquímicos y los aspectos que para el proceso de diseño de software determinará el proceso de parametrización de las señales mioeléctricas. Con la teoría se dará pie al buen entendimiento de los procesos que están inmersos en la generación, propagación de señales, la captación y procesamiento de las mismas.

2.1. Sistemas neuromusculares del miembro inferior.

En esta sección se estudian los nervios que inervan los músculos por arriba de rodilla que tienen relación con el movimiento de la rodilla.

Existen estudios de los sistemas neuromuscular del miembro inferior desde la planta del pie hasta los glúteos, sin embargo para aplicación a este trabajo, se determinan solamente los sistemas arriba de rodilla, los cuáles nos ubicarán en qué lugar será realizado el estudio, nos concentraremos con mayor interés en los músculos que rigen el movimiento de la rodilla.

Iniciemos por saber que el plexo sacro está formado por colaterales que inervan todos los músculos de la región glútea. Además, el nervio cutáneo femoral posterior proporciona sensibilidad a la piel de la parte inferior de la región glútea, de la cara posterior del muslo y de la parte superior de la pierna. El plexo sacro termina en una sola rama, el nervio ciático mayor. Es el nervio más largo del cuerpo, formado por la unión de varios nervios espinales. El Nervio Ciático provee a la pierna de fibras nerviosas para su movimiento (fibras motoras) y para su sensibilidad (fibras sensoriales).

El nervio ciático origina ramos colaterales motores destinados a todos los músculos de la región posterior del muslo y a la parte medial del aductor mayor, y dos ramos terminales sensitivo motores, el peronéo común y el

2. Marco Teórico

tibial.

Este nervio es importante debido a que su disfunción causa movimiento y/o sensibilidad defectuosa de la pierna y de la parte posterior del muslo, comúnmente el nervio ciático es lesionado por fracturas de la pelvis o por heridas de bala y otros traumatismos en los glúteos o muslos, por lo que debe ser tratado rápidamente y se recomiendan ejercicios de fisioterapia para conservar la fuerza muscular.

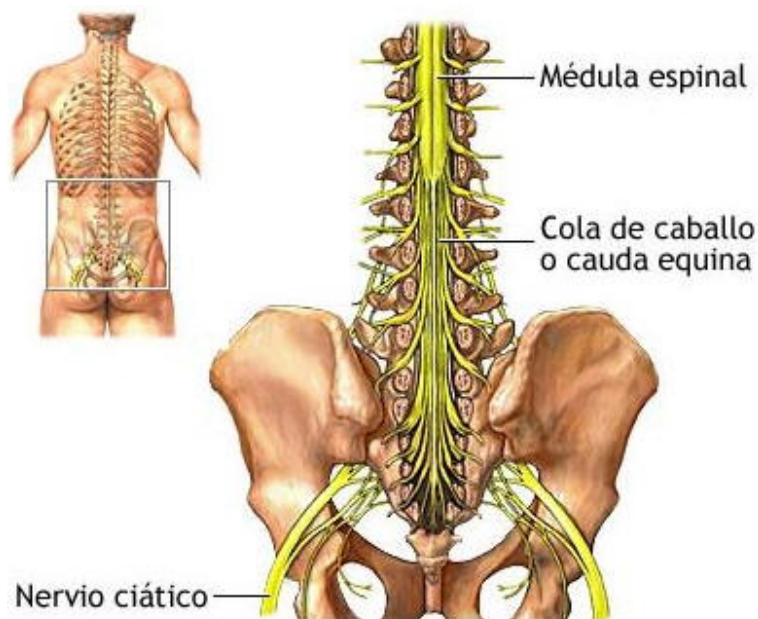


Figura 2.1: Imagen del nervio ciático.

2.1.1. Anatomía del nervio ciático.

El nervio ciático mayor es muy voluminoso y su formación resulta de la convergencia de las ramas del plexo sacro: se extiende desde la pelvis al hueco poplíteo.

2. Marco Teórico

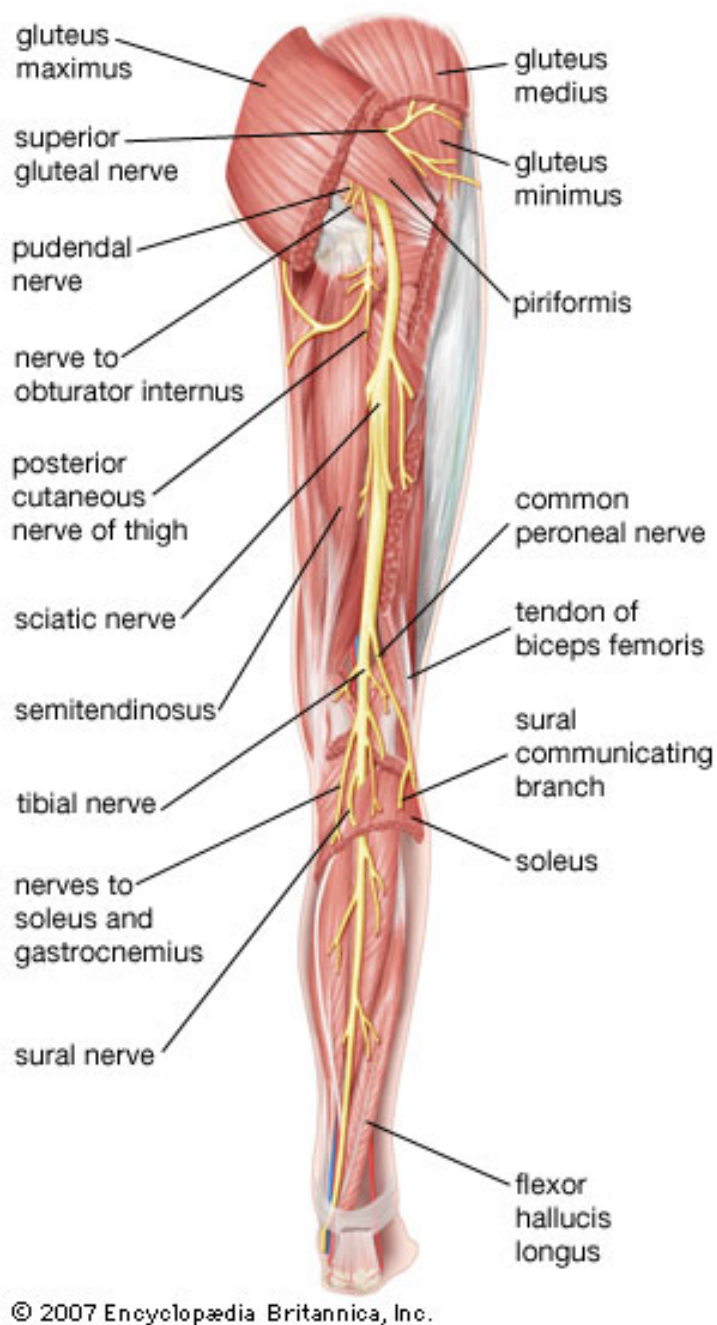


Figura 2.2: División del nervio ciático.

En su origen está en relación con el borde inferior del músculo piramidal, que lo cubre; las arterias isquiáticas y pudenda interna están situadas a su lado interno. Sale de la pelvis por debajo del piramidal por la parte inferior

2. Marco Teórico

de la escotadura ciática mayor. En este tramo es aplanado y mide de 1 a 1.5 cm de anchura. En la nalga pasa por delante del glúteo mayor, por detrás de los géminos, del tendón del obturador interno y del cuadrado crural, al que cruza en ángulo recto.

En el muslo sigue la línea áspera del fémur y entra en relación, por delante, con los fascículos de origen del aductor mayor y de la porción corta del bíceps; por detrás está cubierto por la porción larga del bíceps. Más abajo se aproxima al borde externo del semimembranoso y corre por el canal que le forman este músculo por dentro y el bíceps por fuera. En su trayecto va acompañado por la arteria del ciático, rama de la arteria isquiática.

2.1.2. Ramos colaterales del nervio ciático.

El nervio ciático da en su trayecto ramos musculares y ramos articulares, entre los musculares encontramos a los siete ramos colaterales destinados a los músculos de la región posterior del muslo y a la articulación de la rodilla. Estos ramos colaterales son el nervio superior del semitendinoso, el nervio de la cabeza larga del bíceps femoral, el nervio inferior del semitendinoso, el nervio del semimembranoso, el nervio del aductor mayor, el nervio de la cabeza corta del bíceps femoral y entre los ramos articulares están los de la cadera y la rodilla.

2. Marco Teórico

2.1.3. Ramos terminales del nervio ciático.

En la mayor parte de los casos, el ciático se divide en dos ramos terminales, el peronéo común y el tibial, en el ángulo superior de la fosa poplítea. Otras veces esta bifurcación tiene lugar más superiormente, en la región posterior del muslo, en la región glútea e incluso en la pelvis, en el origen mismo del nervio. En este último caso, el peronéo común atraviesa habitualmente el músculo piriforme, mientras que el tibial pasa inferiormente a éste.

2.1.4. Nervio peronéo común.

El nervio peronéo común (ciático poplíteo externo) es el ramo de bifurcación lateral del ciático, nace en el ángulo superior del hueco poplíteo. Situado por debajo de la aponeurosis, por fuera de la vena poplítea y del ciático poplíteo interno, sigue el tendón del bíceps crural, cruza el cóndilo externo y va a la cabeza del peroné, en donde termina. Inerva los músculos y los tegumentos de la región antero-lateral de la pierna y de la región dorsal del pie.

2.1.5. Nervio tibial.

El nervio tibial (ciático poplíteo interno) constituye el ramo de bifurcación medial del ciático, es más voluminoso que el lateral. Este nervio va del

2. Marco Teórico

ángulo superior del hueso poplíteo al anillo del soleo, en donde toma el nombre de tibial posterior. Atraviesa en línea recta el rombo poplíteo formado por el bíceps y el semitendinoso por arriba, los gemelos externos e interno por abajo; está separado del esqueleto de la rodilla por el músculo poplíteo. Está destinado a los músculos de la pierna y a la planta del pie, así como a los tegumentos de la región plantar.

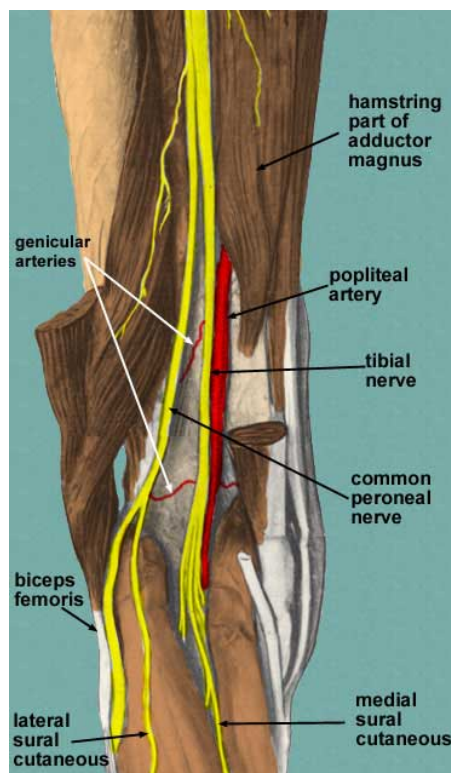


Figura 2.3: Nervio tibial y nervio peronéo.

2.1.6. Nervio crural.

El nervio crural, es la más voluminosa de las ramas del plexo lumbar, es un nervio a la vez sensitivo y motor, destinado a los músculos de la cara

2. Marco Teórico

anterior del muslo y a la piel de la parte antero-externa del miembro inferior. Este nervio también tiene relación con los movimientos de la rodilla.

2.1.7. Anatomía del nervio crural o femoral.

Nace en la mayoría de los casos de los pares lumbares segundo, tercero y cuarto por tres raíces, que convergen entre sí y se reúne en el espesor del músculo psoas. El tronco está constituido algo por debajo de la apófisis transversa de la quinta vértebra lumbar a menos de tres centímetros de las caras laterales de los cuerpos laterales del cuerpo vertebral.

El tronco del nervio crural sale del psoas por su parte externa, y entonces se coloca en el canal profundo formado por el psoas y el iliaco, recorre todo este canal en toda su extensión y llega así al arco femoral, en donde termina dando cierto número de ramas, que luego describiremos.

En la fosa iliaca, en su trayecto pelviano, el nervio crural sigue constante el borde externo del psoas. Los dos cordones, nervio crural y arteria iliaca externa, quedan, por tanto, separados uno de otro por todo el grosor del músculo psoas. Ahora bien, como el grosor de este músculo disminuye gradualmente a medida que se aleja de la columna lumbar, resulta de ello que el nervio crural está tanto más aproximado a la arteria cuando más cerca del arco femoral se le examina. En este arco, la arteria y el nervio están únicamente separados por un muy pequeño fascículo de fibras mus-

2. Marco Teórico

culares, cubierto por dentro por la cintilla iliopectínea.

Debajo del arco crural, antes de llegar al arco crural, el nervio crural es cruzado por la arteria circunflejo ilíaca que pasa por delante de él. Debajo del arco, el nervio crural se sitúa delante del psoas. Tiene por fuera del músculo psoas ilíaco; por dentro, la cintilla iliopectínea los separa de la arteria femoral.

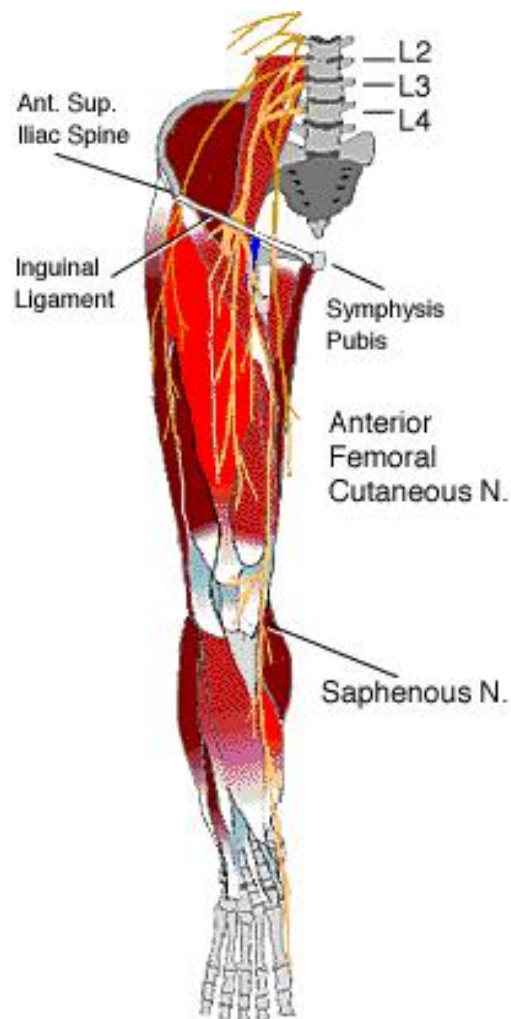


Figura 2.4: Nervio crural o femoral.

2. Marco Teórico

2.1.8. Ramos colaterales del nervio crural.

Un ramo interno destinado al psoas; penetra en el músculo por su cara posterior. En número de dos a cuatro, que se dirigen oblicuamente hacia abajo y afuera, caminan algún tiempo por la cara profunda del músculo iliaco y finalmente penetran en él.

Nervio del pectíneo nace muy poco por encima del arco crural, pasa debajo del origen de los vasos femorales y llega al pectíneo por su cara anterior.

2.1.9. Ramos terminales del nervio crural.

Al llegar al muslo, el nervio crural se divide, inmediatamente por debajo del arco femoral, en cuatro ramas terminales, dos de estas ramas ocupan un plano anterior, y son, por fuera, el nervio músculo cutáneo, y, por dentro, el músculo cutáneo interno. Las otras dos ocupan un plano posterior, y son por fuera, el nervio del cuádriceps, y como por dentro el nervio safeno interno.

El nervio que nos interesa es el nervio del cuádriceps, que es una rama terminal profunda y externa del nervio crural, el nervio del cuádriceps se divide en cuatro ramos, uno para cada uno de las cuatro porciones del músculo extensor de la pierna. Estos cuatro ramos, muy variable en su

2. Marco Teórico

origen, se desprenden del nervio crural, unas veces aisladamente y otras veces por uno o muchas troncos comunes.

2.1.10. Ramo del vasto externo del nervio del cuádriceps.

Se dirige igualmente hacia abajo y afuera, se coloca debajo del recto anterior y se divide en dos filetes, de los cuales uno se distribuye por la parte posterior del vasto externo, al paso que el otro se distribuye más particularmente por la parte media del mismo. De este último filete se desprende un ramúnculo destinado a la articulación de la rodilla.

2.1.11. Ramo del vasto interno del nervio del cuádriceps.

Se dirige oblicuamente hacia dentro y un poco adentro, corre paralelamente al nervio safeno interno, por fuera del cual se coloca, y fácilmente podría confundirse con él en el primer momento. Pero mientras que el safeno gana la parte interna de la rodilla, el ramo del vasto interno, nervio motor, se pierde en el músculo vasto interno cerca del anillo del tercer aductor. En su trayecto, el nervio del vasto interno da ordinariamente un filete óseo que penetra en el conducto nutricio del fémur, los cuáles son siempre muy delgados, que se ramifican por el periostio del fémur y por el de la rotula que se pierden por la parte interna de la rodilla.

2.1.12. Identificación de los movimientos de la rodilla.

Una vez contemplado cuál y como es la trayectoria y localización de los nervios y en que músculos y movimientos se relacionan, se completa la información con la siguiente lista partiendo de los nervios.

Nervio: **Ciático popliteo interno:**

- **Origen:** Cara postero-externa del cóndilo interno del fémur.
- **Inserción:** Tendón de Aquiles.
- **Movimiento:** Flexión de rodilla.
- **Músculo:** GEMELO INTERNO Y EXTERNO (TRÍCEPS SURAL).

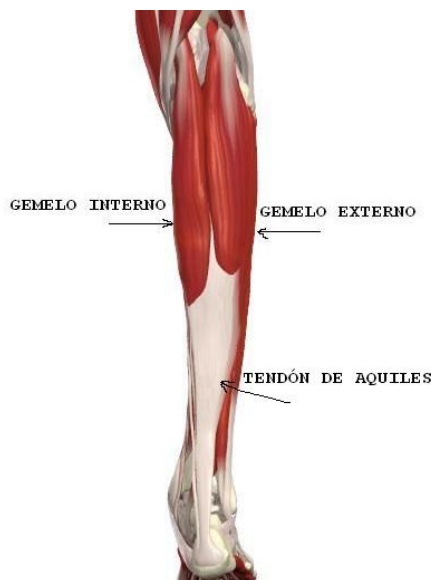


Figura 2.5: Músculos Gemelos.

2. Marco Teórico

Nervio: **Ciático popliteo interno del muslo o gran ciático:**

- **Origen:** Línea áspera del fémur.
- **Inserción:** Cabeza del peroné.
- **Movimiento:** Flexión de rodilla y rotación externa de la pierna.
- **Músculo:** BÍCEPS FEMORAL PORCIÓN CORTA Y LARGA.

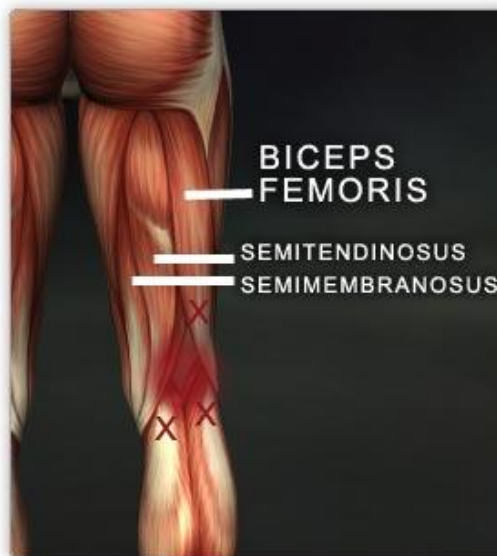


Figura 2.6: Bíceps Femoral.

Nervio: **Plexo lumbo sacro:**

- **Origen:** Espina ilíaca antero-superior.
- **Inserción:** Por medio de la cinta iliotibial hasta la tuberosidad externa de la tibia.

2. Marco Teórico

- **Movimiento:** Flexión, extensión y rotación de la rodilla. Flexión, adducción y rotación de la cadera.
- **Músculo:** TENSOR DE LA FASCIA LATA.

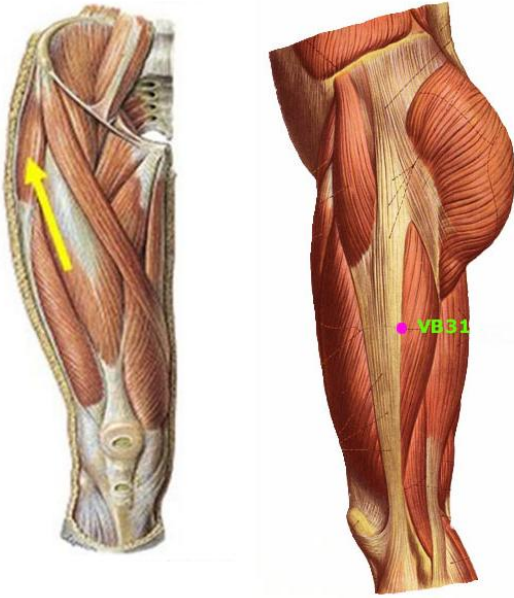


Figura 2.7: Tensor de la Fascia Lata.

Nervio: **Crural:**

- **Origen:** Labio externa e interno de la línea áspera.
- **Inserción:** Tendón rotuliano.
- **Movimiento:** Extensor de la rodilla.
- **Músculo:** VASTO EXTERNO E INTERNO (CUÁDRICEPS CRURAL).

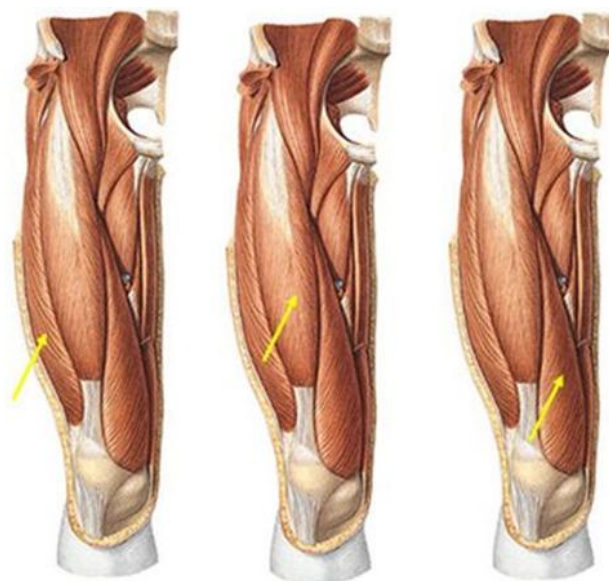


Figura 2.8: Cuádriceps.

Ya identificadas las señales que inervan en los músculos correspondientes al movimiento de la rodilla, se determina que, las señales más prominentes son las ubicadas en los bíceps femoral y en los cuádriceps, se requiere que para un paciente amputado en esta sección tenga una buena sensibilidad, y pueda mover estas unidades motoras sin ninguna molestia, por lo tanto el número de electrodos que se emplearán serán dos terminales a lo largo de la propagación de esta zona con una referencia haciendo una triangulación de las señales generadas por el pacinete, ubicados de la siguiente forma:

De tal forma que si se encuentra un paciente que tenga una buena contracción muscular a lo largo de los cuádriceps sería suficiente para determinar si se desea extender o flexionar la rodilla, y por otro lado si el paciente

2. Marco Teórico

no tiene una buena constitución física en estas unidades motoras, es posible encontrar el mismo comportamiento en forma invertida en el conjunto de los biceps femorales.

2.2. Bioelectromagnetismo.

La mioelectricidad se refiere a la corriente que es generada por el sistema músculo-esquelético y neuromotora de forma voluntaria, lo que provoca una actividad eléctrica a lo que le llamaremos potencial mioeléctrico. Un ejemplo típico es el que producen los músculos cardiacos, usualmente llamado electrocardiograma (ECG).

Para entender una señal mioeléctrica debemos analizar el proceso que se da a nivel celular, dentro de un axón, o en el mismo músculo, en donde sus células tienen características similares, todos tienen un líquido intra y extracelular, de los cuales las concentraciones iónicas de dichos líquidos nos crean una especie de diferencia de potencial iónico sobre la membrana celular, este es el principio de impulso que es captado en la propagación de la onda de energía.

Cuando existe una excitación de algún tipo, en donde a una neurona es excitable, las concentraciones iónicas en los líquidos empiezan a ser transportados por la membrana a través de proteínas, principalmente iones de

2. Marco Teórico

sodio y potasio son trasportados por esta proteína conocida como bomba de sodio-potasio, esto provoca un cambio en la densidad de los líquidos y esto a su vez provoca un cambio en los potenciales de la membrana.

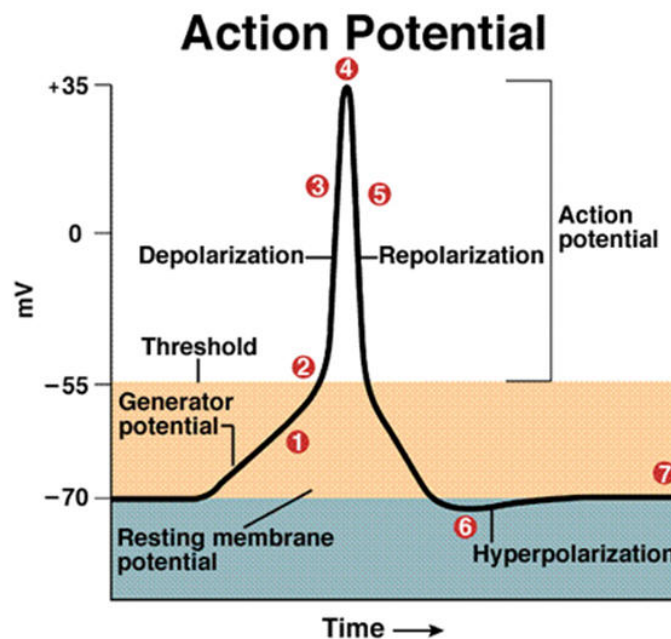


Figura 2.9: Potencial de Acción.

Este potencial de acción de la bomba de Sodio-Potasio, tiene su existencia en el intercambio de iones, la siguiente imagen se observan cuatro etapas donde se inicia con un potencial de reposo observado en la etapa 1, cuando se inicia la entrada de iones de sodio inicia la polarización de la membrana vista en la etapa 2, en un tiempo determinado la se empieza a cerrar la proteína portadora de sodio y se abre más la proteína portadora de potasio e inicia la despolarización vista en la etapa 3, finalmente en la etapa 4, la membrana celular vuelve al reposo.

2. Marco Teórico

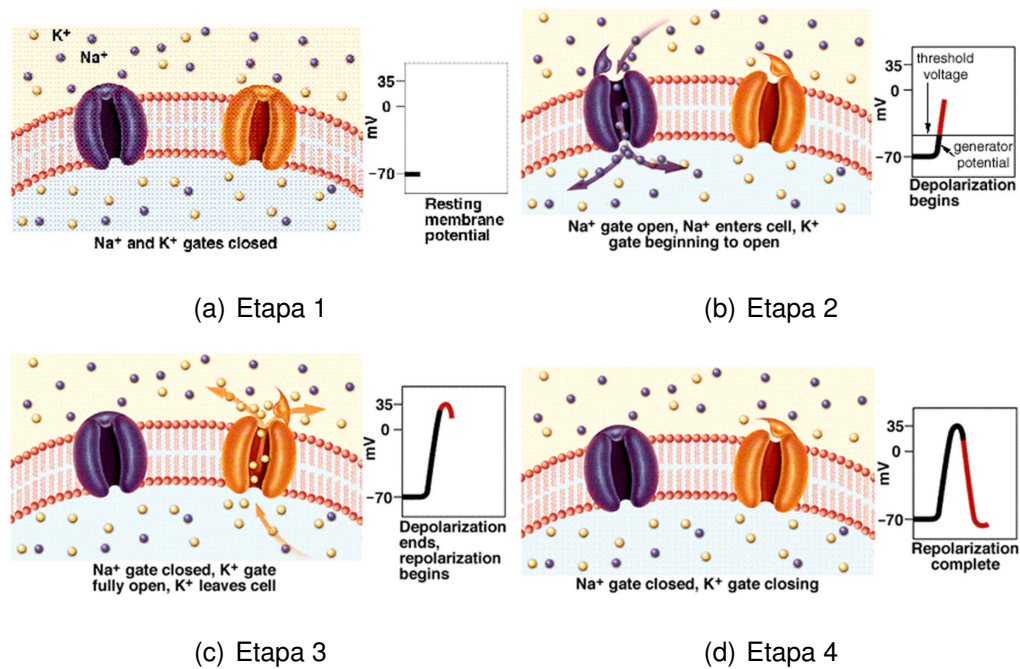


Figura 2.10: Polarización y Despolarización de la membrana celular.

Estos potenciales pueden ser generados en una neurona, se transmiten a lo largo del axón motor para su transmisión, que dará pie a la contracción muscular y provoca nuevamente una polarización y despolarización de membrana a nivel músculo.

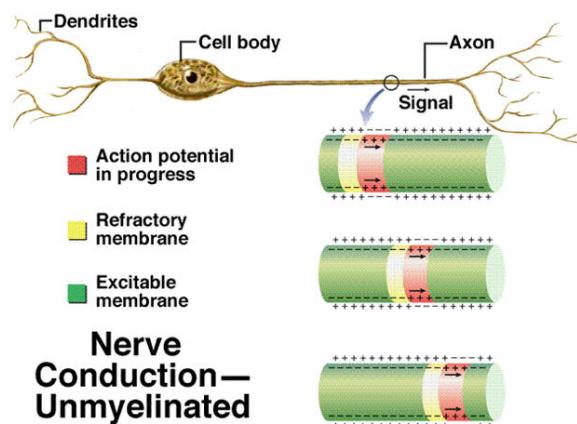


Figura 2.11: Transmisión de señal sobre un axón.

2. Marco Teórico

Ese potencial percibido como una onda a su vez excita un músculo, en este último los potenciales mioeléctricos inervan en el músculo, lo cual produce una despolarización de fibras musculares individuales, dicha despolarización es la respuesta a la liberación de química de acetilcolina en la unión mioneuronal cuando el potencial de acción llega de la neurona motora. Tal como se muestra en la siguiente imagen donde el nervio motor inerva en la unidad motora.

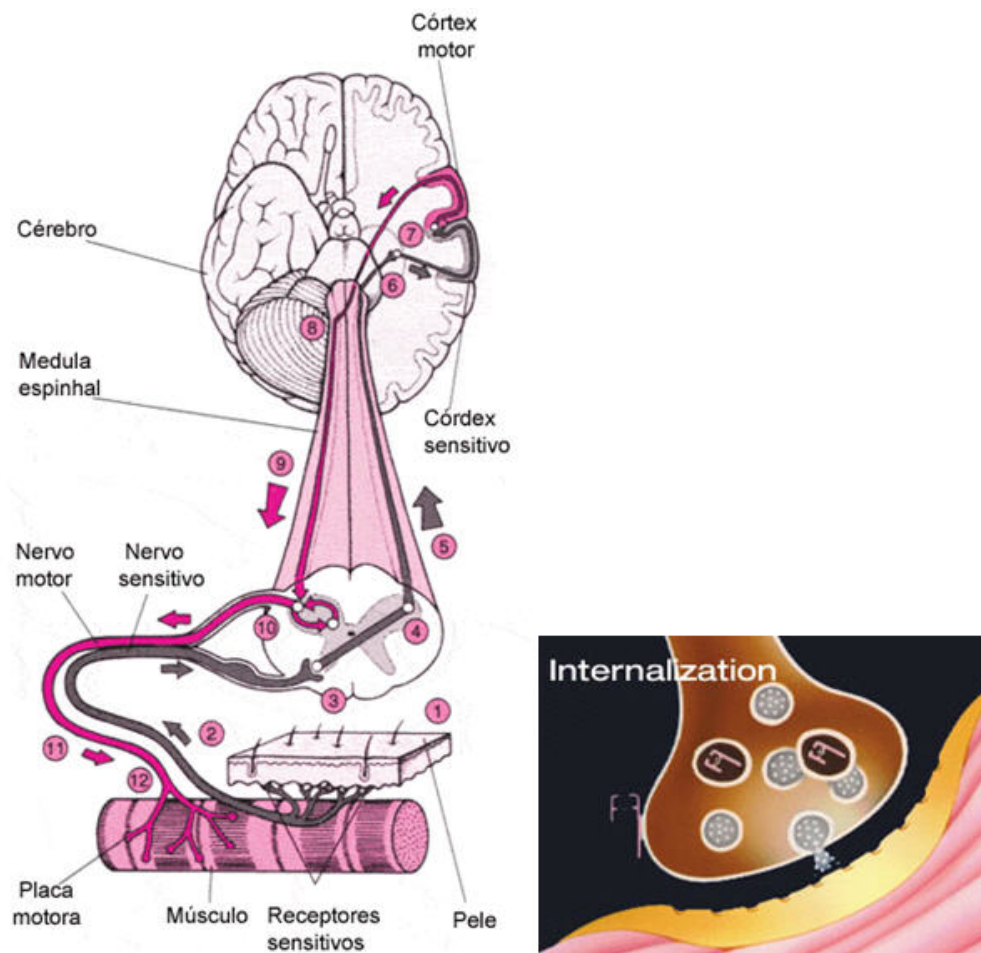


Figura 2.12: Inervación del músculo.

2. Marco Teórico

Para explicar la imagen 2.12, supongamos que la mano es acercada a una vela, la acción que correspondería es una contracción para alejarse del calor, la cual produce una señal de dolor a nuestro cerebelo, por lo que en un proceso a pasos:

1. Sensores en piel captan el calor de la vela.
2. Electroquímicamente excitan a la neurona sensitiva, se produce pulso mioeléctrico.
3. Sinapsis o conexión con la medula espinal.
4. Reproducción de pulso mioeléctrico.
5. Transmisión de pulso mioeléctrico por medula espinal.
6. Sinapsis con neuronas cerebrales.
7. Respuesta producida de la sinapsis de la neurona sensitiva con una neurona motora en el cerebro.
8. Sinapsis con medula espinal.
9. Transmisión de pulso mioeléctrico por la medula espinal.
10. Sinapsis con nervio motor.
11. Transmisión de pulso mioeléctrico por el nervio motor.

2. Marco Teórico

12. Inervación de del nervio motor con la unidad motora muscular, se segrega acetilcolina, para excitar al músculo y este se contraiga.

Cada neurona motora que sale de la médula espinal suele inervar fibras musculares; el número depende del tipo de músculo. Todas las fibras musculares inervadas por una sola fibra nerviosa recibe el nombre de unidad motora, por ejemplo el músculo gastrocnemio, que no requiere de un control estricto, puede tener en una media en músculos de su tipo alrededor de 150 fibras musculares por unidad motora.

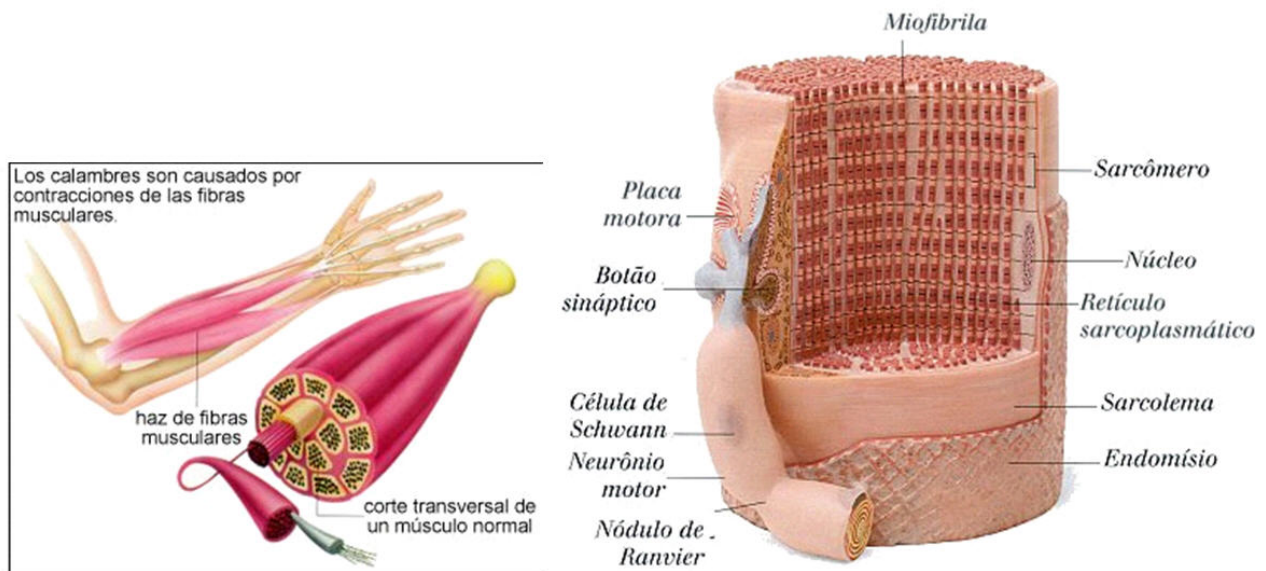


Figura 2.13: Unidad motora.

Este proceso de inervación y excitación de las fibras musculares se muestra a continuación, observa que en las secuencias de las imágenes los iones llegan a la sinapsis del axón motor, hasta que estos son lo suficiente,

2. Marco Teórico

lo provoca la segregación de acetilcolina, que es el excitador que produce la polarización de la membrana celular ahora del músculo.

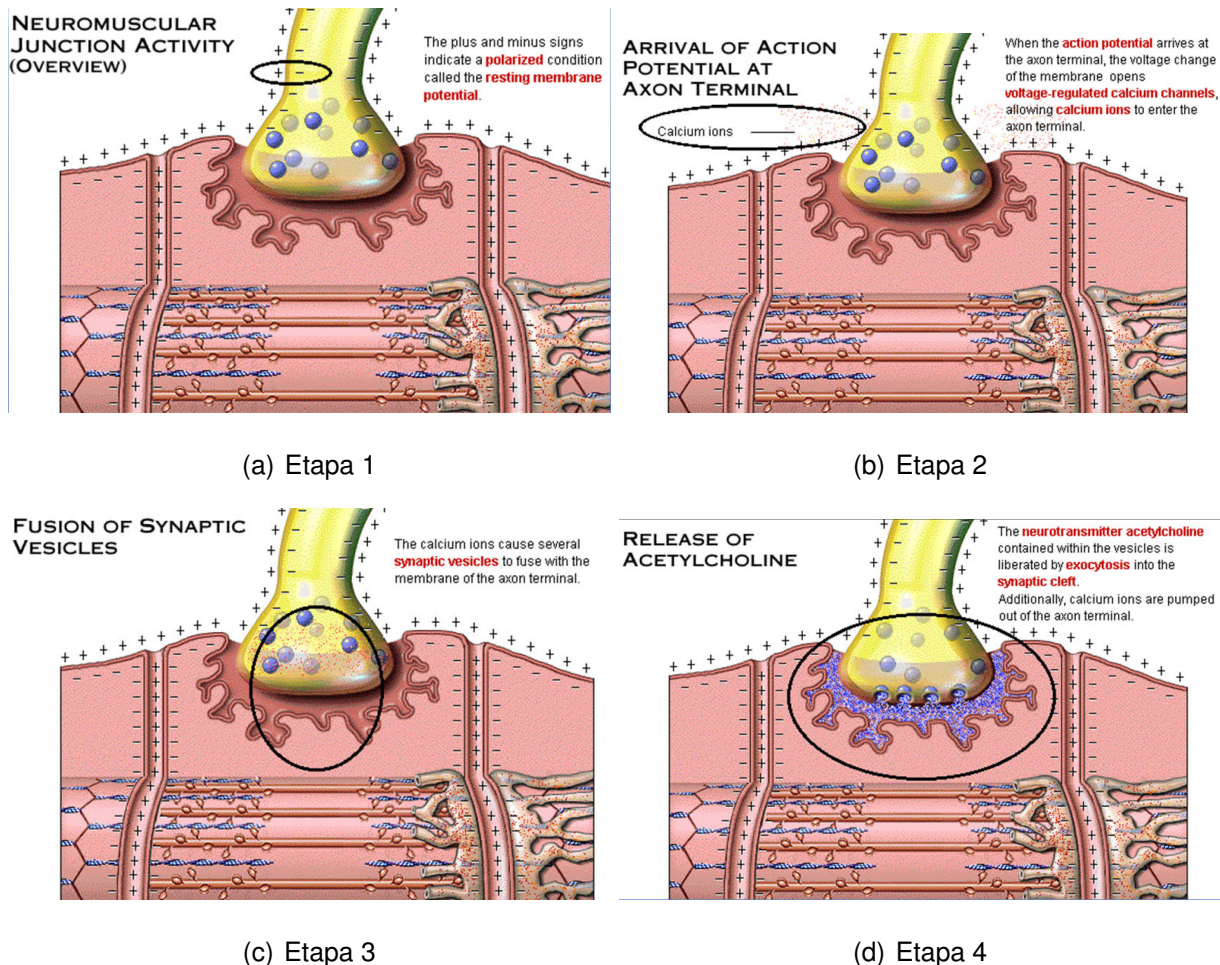


Figura 2.14: Sinapsis del axón a la unidad motora.

El músculo se basa en la excitación a partir de la invasión en miofibrillas que dan la contracción del músculo completo, la unidad motora, el conjunto de dichas fibrillas dan en toda la unidad la polarización y despolarización de membrana celular en todo el músculo.

Los músculos pueden contraerse isométricamente e isotónicamente, pero

2. Marco Teórico

la mayor parte de las contracciones son una combinación de las dos.

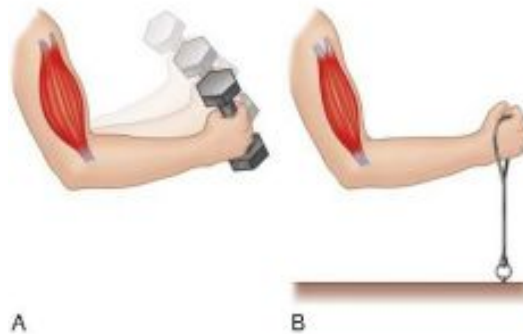


Figura 2.15: a) Movimiento isotónico. b) Movimiento isométrico.

Por otra parte la propagación de iones de calcio y las diferentes reacciones electroquímicas se esparcen de tal manera que alguna ondas de energía de aquel flujo de corriente iónico llega a la piel, lo que puede ser captado y estudiado por electrodos de superficie, los que nos indican si existe sensibilidad en un paciente en alguna parte de su cuerpo o en el muñón para realizar alguna contracción.

Nos interesan las características de la onda de la señal mioeléctrica para captar un impulso eléctrico de una unidad motora de un músculo, en un paciente desde su muñón; lo ideal sería por lo tanto el captar la contracción que corresponda al movimiento deseado conciente. Después de captar la señal con ayuda de electrodos, debemos tener un buen proceso de filtrado y adecuación de la señal, de tal manera que nos sirva para el control de la misma.

2. Marco Teórico

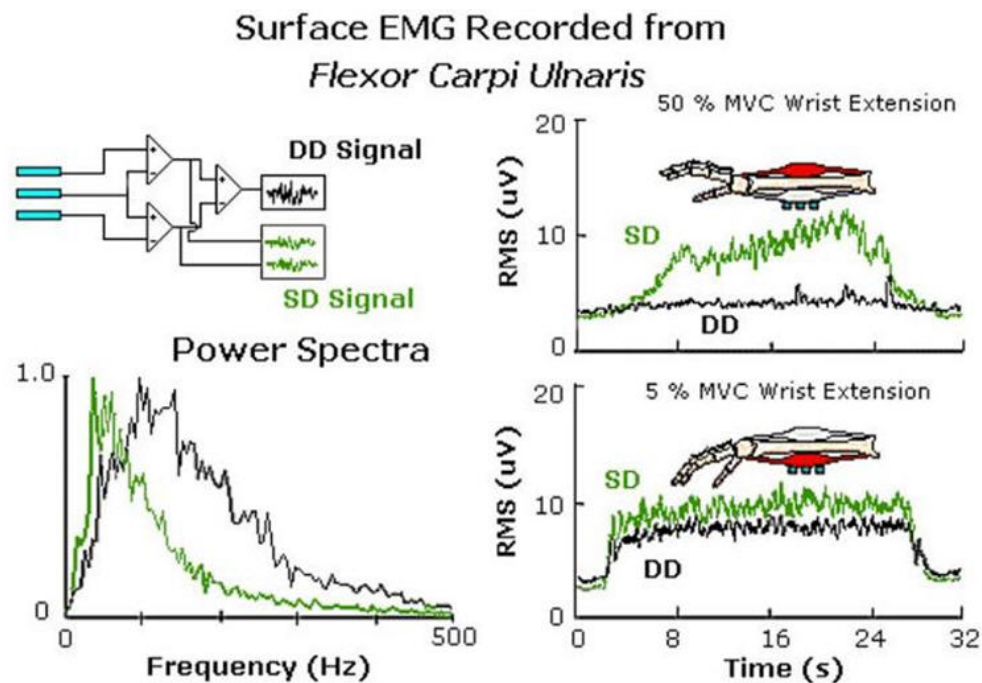


Figura 2.16: Generación de la señal mioeléctrica.

El valor rms del EMG de superficie, es una función no lineal de la fuerza del músculo, aun cuando las relaciones se obtengan de músculos pequeños de la mano o en otros donde el rango de fuerza es limitado, lo que nos dice que la longitud del músculo, su velocidad de flexo-extensión, o el cambio a razón de su fuerza influyen en el valor rms.

Este factor es importante es la obtención de un pulso rectificado, para la etapa de control del sistema, de esto depende de gran medida el buen funcionamiento del sistema, es por eso que gran parte de las investigación de este trabajo se centran en la obtención de una señal con mayor eficiencia, con una buena identificación de la onda producida por una unidad motora

2. Marco Teórico

en específico, sin que esta sea interferida al momento de sensado por otra unidad motora, de tal forma que pudiese identificar el movimiento que se desea realizar en específico conscientemente.

Por otro lado, también se necesita que los electrodos de superficie sean fácilmente colocados y también que su retiro sea de la misma forma, para que, cuando el paciente se coloque la prótesis, sea solamente para ajustársela y no estar preocupándose por la posición del electrodo, aspectos importantes, y donde el diseño personalizado para cada paciente es fundamental, ya que cada paciente por su cirugía tendrá diferentes tipos de contracción en diferentes lugares, aunado a esto; su constitución física determina también los parámetros en los cálculos del diseño en la adquisición de los electrodos. Es por ello que se debe analizar cómo es esa onda generada a lo largo de la membrana.

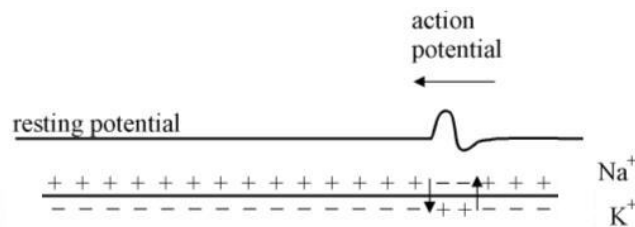


Figura 2.17: Onda de la señal mioeléctrica.

2.3. Procesos electroquímicos.

Esa onda tiene su principio en la bomba de sodio - potasio, por lo que iniciaremos por analizar su concepto.

2. Marco Teórico

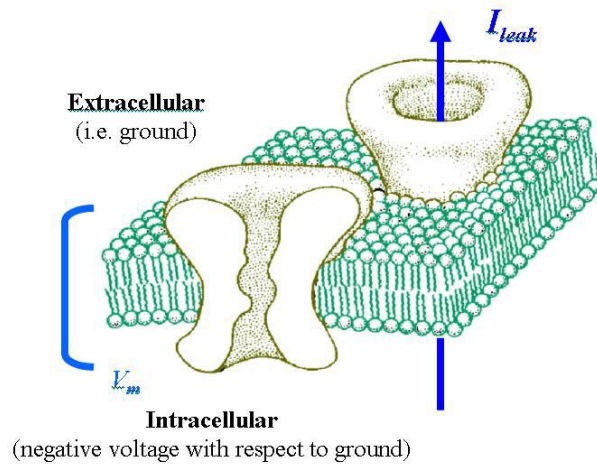


Figura 2.18: Bomba de Sodio y potasio.

La anterior figura nos da relaciones eléctricas que pueden aproximar el comportamiento de la señal generada, por lo que se determina que:

- V_m Voltaje de membrana (Volts)
- C_m Capacitancia de membrana (Farads)
- R_m Resistencia de membrana (Ohms)
- t_m Constante de tiempo de la membrana (seg)
- E_m Fugas de potencial de inversión (Volts)

Esta lista de semejanzas en la bomba de sodio y potasio, nos da el concepto de realizar un circuito que aproxime el comportamiento de la membrana.

2. Marco Teórico

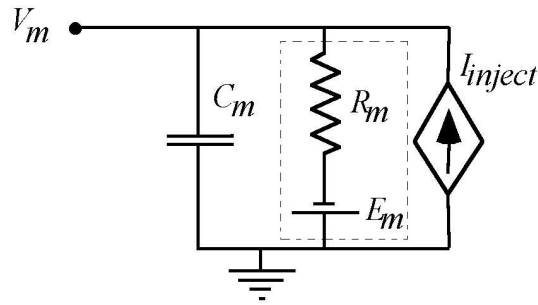


Figura 2.19: Circuito que simula la membrana celular.

Al observar la membrana, este pequeño circuito es reproducido a lo largo de toda la membrana, por lo que se crea una red de la siguiente forma.

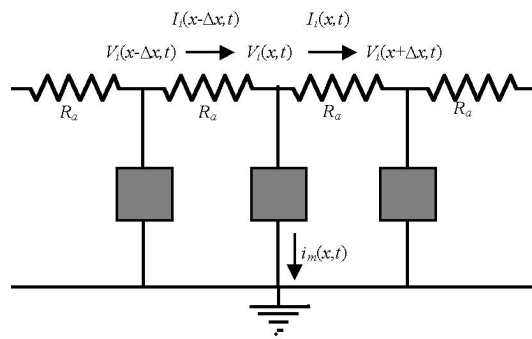


Figura 2.20: Red eléctrica de la membrana celular.

En un análisis de nodos en el circuito mostrado en reffu219, quedando como sigue:

$$i_m + i_{iny} = i_{m_c} + i_{m_r}$$

Donde la capacitancia es:

$$C = \frac{q}{V}; \quad VC = q; \quad C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} = i_{m_c}$$

2. Marco Teórico

En el resistor:

$$V_m = R_m i_{m_R} - E_m; \quad i_{m_R} = \frac{V_m - E_m}{R_m}$$

Por lo que la corriente en membrana es:

$$i_m = \frac{1}{r_i + r_o} \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x}$$

Despejando en:

$$i_m = i_{m_c} + i_{m_r} - i_{iny}$$

La Ecuación del cable de la onda en la membrana celular es:

$$\frac{1}{r_i + r_o} \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + \frac{V_m - E_m}{R_m} - I_{iny}$$

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = \tau \frac{\partial V_m}{\partial t} + (V_m - E_m) - I_{iny}$$

Donde:

$$\lambda^2 = \frac{r_m}{r_i + r_o}$$

En donde E_m es el potencial de reposo de Cl , Na , K y la I_{iny} se supone una entrada constante, para la simplificación de las expresiones.

Se ha obtenido lo anterior empleando una sola Bomba, si se toman las tres redes como se muestra a continuación.

2. Marco Teórico

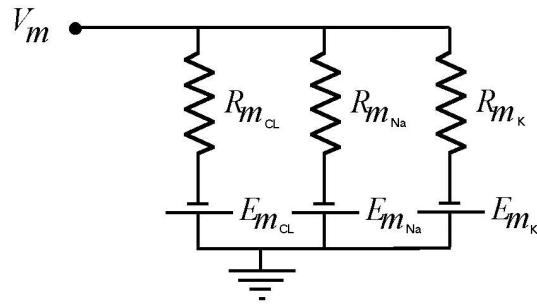


Figura 2.21: Red eléctrica de tres circuitos de bomba en la membrana celular.

Obteniendo las ecuaciones por medio del Teorema de Thevenin y Norton donde:

$$V = \frac{I}{G}; \quad G = \frac{I}{V}$$

Se tiene:

$$\sum G_i = G_1 + G_2 + G_3$$

$$\sum V_i G_i = V_1 G_1 + V_2 G_2 + V_3 G_3$$

Se simplifica iniciando por la admitancia total que es:

$$\sum G_i$$

Y la fuente total es:

$$\frac{\sum V_i G_i}{\sum G_i}$$

2. Marco Teórico

Por tanto:

$$R_{m_T} = \frac{1}{\sum G_i}$$

Y

$$E_{m_T} = \frac{\sum V_i G_i}{\sum G_i}$$

Por lo que si redibujamos los circuitos estos quedaran de la siguiente forma:

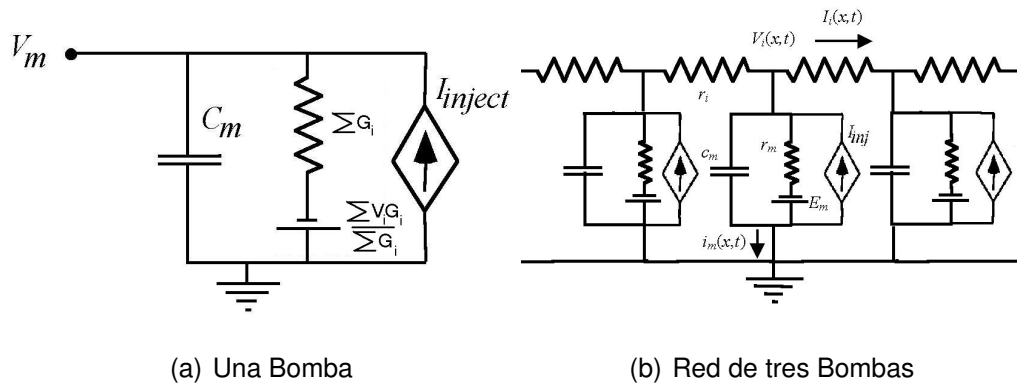


Figura 2.22: Circuito de membrana.

Donde:

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = \tau \frac{\partial V_m}{\partial t} + (V_m - E_{m_T}) - I_{iny}$$

Ahora este análisis sirve para entender la propagación de la señal, por ejemplo existe métodos para medir la propagación de la señal, por medio de una excitación a una membrana celular nombradas voltajes medidos por medio de *Space Clamp* o también el Voltaje *Clamp*. Donde a ambos se les induce una corriente a la membrana, solo que el análisis matemático una se realiza con respecto al tiempo y el otro con respecto a la distancia del pulso dado.

2. Marco Teórico

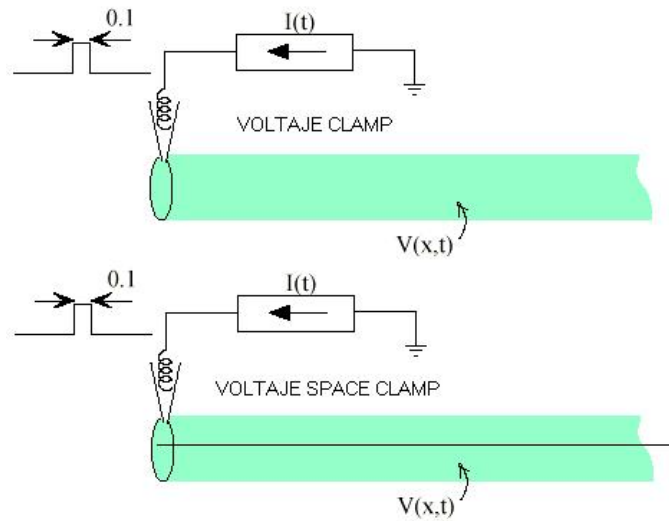


Figura 2.23: Voltaje Space Clamp y Voltaje Clamp.

Donde el Voltaje Space Clamp queda determinado por: $\frac{\partial V_m}{\partial x} = 0$

Por lo que:

$$\tau \frac{\partial V_m}{\partial t} + V_m = R_{mT} I_{iny}$$

Tomando como solución:

$$V(x) = A_1 e^{\alpha t}$$

Se sustituye en la ecuación y se despeja, por lo que nos da, como Solución:

$$V_m(x) = V_{iny} + V_0 e^{-\frac{t}{R_{mT} C_m}}$$

Por otro lado el Voltaje Clamp se determina por: $\frac{\partial V_m}{\partial t} = 0$

Por lo que:

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = V_m - I_{iny}$$

2. Marco Teórico

Tomando la solución:

$$V(x) = A_1 e^{\frac{x}{\lambda}} + A_2 e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

En la parte $V(x) = A_1 e^{\frac{x}{\lambda}}$ no puede crecer cuando $t \rightarrow \infty$ por lo que $A_1 = 0$

Por tanto la solución es:

$$V(x) = A_2 e^{-\frac{|x|}{\lambda}}$$

Otra solución conocida es: $V(x) = C_1 \cosh(L - X) + C_2 \sinh(L - X)$

Donde:

$$X = \frac{x}{\lambda}; \quad L = \frac{l}{\lambda}$$

$$\cosh(x) = \frac{e^x + e^{-x}}{2}; \quad \sinh(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{2}$$

Por condiciones iniciales se examina que:

Por medio de la evaluación:

$$V(x)|_{X=L} = C_1 \cosh(0) + C_2 \sinh(0) = 0$$

Ya que debe de tender a cero entonces $C_1 = 0$

En $x = 0$ tenemos que:

$$V(0) = C_1 \cosh(L) + C_2 \sinh(L) = V_0$$

Por lo tanto:

$$C_2 = \frac{V_0}{\sinh(L)}$$

2. Marco Teórico

La solución parcial es:

$$V(x) = V_0 \frac{\sinh(L - X)}{\sinh(L)}$$

$$V(0) = C_1 \cosh(L) + C_2 \sinh(L)$$

$$\left. \frac{dV(x)}{dx} \right|_{X=L} = -C_1 \sinh(0) + C_2 \cosh(0) = 0$$

Ahora si debe tender a cero la parte de $C_2 = 0$ despenjando tenemos lo siguiente:

$$C_1 = \frac{V_0}{\cosh(L)}$$

Solución parcial:

$$V(x) = V_0 \frac{\cosh(L - X)}{\cosh(L)}$$

Solucionando la ecuación por medio de operadores de Laplace, se obtiene la respuesta a una señal escalón en el tiempo de la siguiente forma:

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = V_m - I_{iny}$$

Transformado al dominio de la frecuencia:

$$\lambda^2 s^2 V(s) - V(s) = -R_{mT} I(s)$$

Despejando $V(s)$ se tiene:

$$V(s) = -\frac{R_{mT}}{\lambda^2 s^2 - 1} I(s)$$

2. Marco Teórico

Si en las mediciones *Clamp* determinan el comportamiento de la membrana a partir de una entrada escalon se tiene:

$$u(t) \Leftrightarrow \frac{1}{s} \Rightarrow I(s)$$

Tenemos por lo tanto:

$$V(s) = -\frac{R_{mT}}{\lambda^2 s^2 - 1} \frac{1}{s}$$

Transformado al dominio del tiempo...

$$-\frac{R_{mT}}{\lambda^2 s^2 - 1} \frac{1}{s} = \frac{A}{s} + \frac{B + sC}{\lambda^2 s^2 - 1}$$

Despejando:

$$A\lambda^2 s^2 - A + Bs + s^2 C = -R_{mT}$$

$$A = R_{mT}$$

$$B = 0$$

$$C = R_{mT} \lambda^2$$

Sustituyendo:

2. Marco Teórico

$$V(s) = \frac{R_{mT}}{s} - \frac{sR_{mT}\lambda^2}{\lambda^2 s^2 - 1} = R_{mT} \frac{1}{s} - R_{mT} \frac{s}{s^2 - \frac{1}{\lambda^2}}$$

Por tablas de transformada de Laplace.

$$\frac{s}{s^2 - w^2} \Leftrightarrow \cosh wt$$

Por tanto:

$$V(t) = R_{mT}u(t) - R_{mT} \cosh\left(\frac{t}{\lambda}\right)$$

$$V(t) = R_{mT} \left[1 - \cosh\left(\frac{t}{\lambda}\right) \right]$$

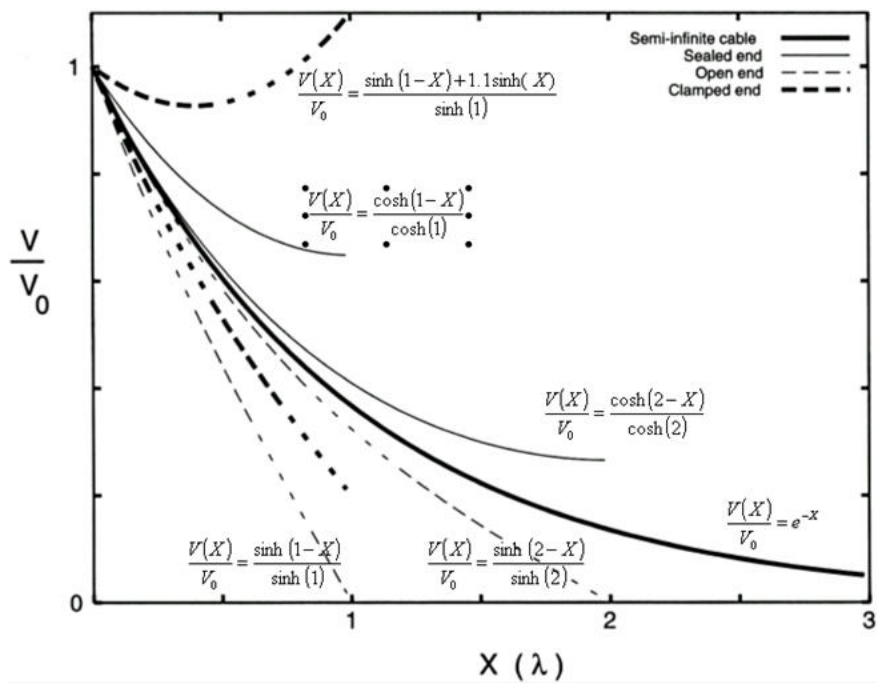


Figura 2.24: Atenuación del Voltaje con respecto a distancia.

2. Marco Teórico

Se conoce el comportamiento del sistema con un sistema RC, sin embargo podemos introducir un inductor para hacerlo más completo el modelo.

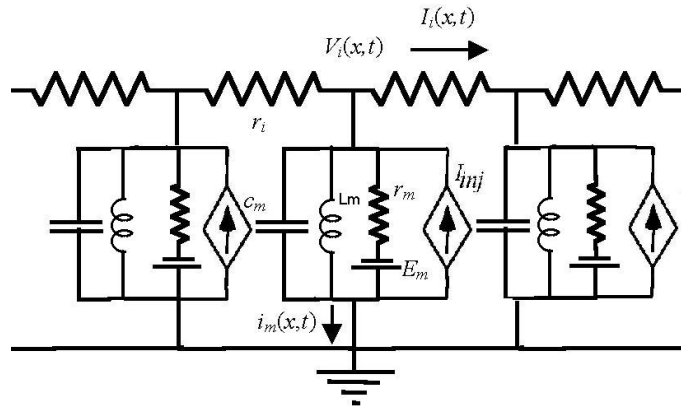


Figura 2.25: Circuito con un resonador completo de la membrana celular.

Donde ahora tenemos:

$$i_m + i_{iny} = i_{m_c} + i_{m_L} + i_{m_r}$$

Sustituyendo las ecuaciones tenemos:

En el inductor:

$$i_{m_L} = \frac{1}{L} \int V_m dt$$

En el capacitor:

$$C = \frac{q}{V}; \quad VC = q; \quad C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} = i_{m_c}$$

En el resistor:

2. Marco Teórico

$$V_m = R_m i_{m_R} + E_m; \quad i_{m_R} = \frac{V_m - E_m}{R_m}$$

Por lo que la corriente en membrana:

$$i_m = \frac{1}{r_i + r_o} \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x}$$

Despejando:

$$i_m = i_{m_c} + i_{m_L} + i_{m_r} - i_{iny}$$

La Ecuación de la onda por medio del circuito de la membrana celular es:

$$\frac{1}{r_i + r_o} \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + \frac{1}{L} \int V_m dt + \frac{V_m - E_m}{R_m} - I_{iny}$$

$$\lambda^2 \frac{\partial^2 V_m}{\partial^2 x} = \tau_C \frac{\partial V_m}{\partial t} + \tau_L \int V_m dt + (V_m - E_m) - I_{iny}$$

En el caso del método del voltaje Clamp, la expresión ya es conocida y esta resuelta, pero para el método del Voltaje Space Clamp se tiene.

Si:

$$\frac{\partial V_m}{\partial t} = 0$$

Entonces:

$$\tau_C \frac{\partial V_m}{\partial t} + \tau_L \int V_m dt + V_m = R_{m_T} I_{iny}$$

Transformado al dominio de la frecuencia:

2. Marco Teórico

$$\tau_C s V(s) + \frac{\tau_L}{s} V(s) + V(s) = R_{m_T} I(s)$$

Despejando $V(s)$ queda:

$$V(s) = \frac{s}{\tau_C s^2 + s + \tau_L} R_{m_T} I(s)$$

Considerando una entrada escalón se tiene:

$$u(t) \Leftrightarrow \frac{1}{s} \Rightarrow I(s)$$

Sustituyendo:

$$V(s) = \frac{1}{\tau_C s^2 + s + \tau_L} R_{m_T}$$

$$V(s) = \frac{1}{s^2 + \frac{1}{\tau_C} s + \frac{\tau_L}{\tau_C}} R_{m_T}$$

Transformado al dominio del tiempo por tablas de Laplace:

$$\frac{w_n^2}{s^2 + 2\zeta w_n s + w_n^2} \Leftrightarrow \frac{w_n}{\sqrt{1 - \zeta^2}} e^{-\zeta w_n t} \sin \sqrt{1 - \zeta^2} t$$

$$V(s) = \frac{R_{m_T}}{\tau_C w_n^2} \frac{w_n^2}{s^2 + 2\zeta w_n s + w_n^2}$$

Donde:

$$w_n = \sqrt{\frac{\tau_L}{\tau_C}} \quad \text{y} \quad \zeta = \frac{\sqrt{\tau_C}}{2\tau_C \sqrt{\tau_L}}$$

2. Marco Teórico

Sustituyendo en la transformada se tiene:

$$V(t) = \frac{R_{mT}}{\tau_C w_n^2} \frac{\tau_L}{\tau_C \sqrt{1 - \frac{1}{4\tau_C \tau_L}}} e^{-\frac{1}{2\tau_C} t} \sin \sqrt{1 - \frac{1}{4\tau_C \tau_L}} t$$

Sustituyendo τ_L y τ_C en w_n y en ζ se tiene:

$$w_n = \sqrt{\frac{\tau_L}{\tau_C}} = \sqrt{\frac{\frac{R_{mT}}{L}}{R_{mT} C}} = \sqrt{\frac{R_{mT}}{R_{mT} L C}} = \sqrt{\frac{1}{L C}}$$

Donde se conoce como:

FRECUENCIA DE RESONANCIA

$$\zeta = \frac{\sqrt{\tau_C}}{2\tau_C \sqrt{\tau_L}} = \frac{\frac{\sqrt{R_{mT} C}}{1}}{2R_{mT} \frac{\sqrt{R_{mT}}}{\sqrt{L}}} = \frac{\sqrt{L} \sqrt{R_{mT}} \sqrt{C}}{2R_{mT} \sqrt{R_{mT}}} = \frac{\sqrt{L C}}{2R_{mT}}$$

Donde a $\alpha = \frac{1}{2R_{mT}}$ se conoce como: COEFICIENTE DE AMORTIGUAMIENTO

Donde el sistema dependera su comportamiento de las siguientes condiciones.

$\alpha < w_n$ Se comporta de forma OSCILATORIO O INESTABLE.

$\alpha = w_n$ Se comporta de forma AMORTIGUADA O ASINTOTICAMENTE ESTABLE.

$\alpha > w_n$ Se comporta de forma SOBREAMORTIGUADO O ESTABLE.

2.4. Materiales de aislamiento.

Por las características de propagación de señal dentro de las unidades motoras, es necesario involucrar materiales con ciertas características, capaces de aislar las electromagnéticas y reducir su propagación de estas por otros espacios musculares.

Es un campo magnético variable en el músculo inducido de pulsos nerviosos que causan una contracción y relajación del mismo, es el conjunto ciclado de excitaciones por diferentes inervaciones de axones de neuronas motoras, lo que en su conjunto realizan la contracción-relajación y constituyen la fuerza, tonicidad y respuesta del músculo.

Un elemento que absorbe señales por sus características eléctricas mecánicas, y por sus propiedades de conductividad propicias se determina que la fibra de carbono, que pudiera ser una especie de Faraday donde aisle la propagación de la señal sobre la unidad motora y además no deje ingresar al sistema frecuencias espurias, que pudieran mezclarse con las frecuencias generadas por el conjunto de impulsos iónicos de cada una de las inervaciones nerviosas.

Las fibras de carbono o fibras de carbón presentan una morfología fibrosa en forma de filamentos, o una trenza de éstos, el contenido mínimo en carbono es del 92 % de su peso en una tela de fibras de carbono. Las

2. Marco Teórico

fibras de carbono se obtienen por carbonización a temperaturas de 1200-1400 °C de fibras orgánicas naturales o sintéticas, o de fibras procedentes de precursores orgánicos.

Las fibras de carbono permanecen como carbón no grafítico, que les confiere un orden cristalino tridimensional tipo hexagonal, con el que se emplea en este trabajo, que puede observarse mediante difracción de rayos X.

Las fibras de carbono utilizadas son tipo industrial generadas a partir de una disolución o fundido y estabilizadas mediante pre-oxidación o estabilización térmica, y finalmente carbonizadas en atmósfera inerte.

Un compuesto estructural en forma de láminas de fibras continua, como las fibras de carbono, vinculado a una matriz como un polímero epoxi es fuerte mecánicamente en la dirección de la fibra, por hablar de las propiedades mecánicas del compuesto, sin embargo nos centramos en el comportamiento eléctrico. Con respecto a la dirección del emparedado creado a partir de un aglomerado de fibra de carbono con un polímero epoxi, si dicha matriz epoxi es aislante y cubre por completo las fibras, el volumen de resistividad eléctrica debe ser infinito en dirección perpendicular a la dirección del emparedado y a su vez sobre la dirección del emparedado debería tener una conducción eléctrica muy buena.

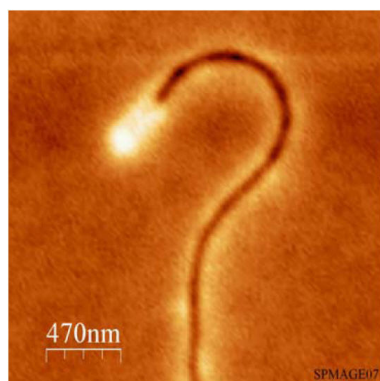


Figura 2.26: Emisión de carga desde un nanotubo de carbono, referencia [3].

Si bien es cierto que una fibra de carbono está compuesta por tubos de carbono en un conjunto no uniforme en una dirección, este puede construir un canal lo suficientemente bueno de conducción eléctrica por las propiedades inmersas en el tubo de carbono tal como se muestra en la imagen anterior, donde usando Microscopía de Fuerzas Electrostáticas (EFM) de un nanotubo de carbono de $18nm$ de diámetro, tras un experimento de inyección de electrones. Dicho nanotubo de carbono está formado por múltiples capas (MWCNT, "múltiple wall carbón nanotube). El halo brillante que se observa en el extremo del nanotubo se debe a la emisión de cargas desde la terminación del nanotubo. La región ya descargada del nanotubo aparece como una región oscura. Sin embargo para este trabajo, los parámetros microestructurales en la composición de la tela de carbono, pueden dañar la buena conductividad de la tela, tal como lo describe el artículo de la referencia [2], más sin embargo, para inhibir frecuencias espurias tal entrelazado llega a ser benéfico.

2. Marco Teórico

Por tal razón basándose en los resultados dados en el artículo de la referencia [1], proporciona una medición de la resistividad de contacto hacia la malla de carbono y un estudio de los efectos de la temperatura y la presión de curado en esta resistividad.

Se dice que el volumen de resistividad eléctrica es una geometría independiente que describe la resistencia de una interfaz en la dirección perpendicular a la interfaz y tiene la como unidad Ω/m^2 . Para un composito con aislamiento eléctrico de matriz epoxi, la resistividad de contacto puede ser medido en base al grado de contacto directo entre las fibras de las láminas adyacentes, haciendo menor la resistencia del composito. Este proceso queda determinado desde la temperatura de curado al construir el composito, ya que está relacionado con la pendiente negativa de la curva logarítmica de Arrhenius de la conductividad en contra de la inversa de la temperatura absoluta.

$$k = Ae^{\frac{\Delta H}{R_g T}}$$

Donde $\Delta H = \Delta H_2 - \Delta H_1$ que son los cambios de las magnitud termodinámicas de los cuerpos, igual a la suma de su energía interna más el producto de su volumen por la presión exterior.

El concepto que emplea en el diseño de fabricación de conducción eléctrica en el artículo [1], es la realización de un tipo de emparedado donde

2. Marco Teórico

para efectos de este trabajo pensaremos en este tipo de conexión, como una especie de jaula de Faraday que aíse el punto de absorción de otras unidades motoras que llegan a ser captadas por los electrodos, y al mismo tiempo aislar la toma de frecuencias externas que llegan al punto de absorción.

Donde la resistividad de composito depende del incremento de la temperatura y también dependerá de la dirección a través de espesor de las conexiones entre las laminas de fibra de carbono. De tal forma que la combinación de flujo de electrones entre las laminas, proporciona un circuito de corriente, donde según los artículos encontrados dicho circuito puede comportarse como un circuito en auto-inducción, lo que significa que el laminado compuesto se comportaría como un inductor.

El inductor es importante en los circuitos eléctricos de este trabajo, ya que si el laminado compuesto proporciona inducción, se diseñaría un circuito que conectado a este inductor hecho por la estructura de la tela de carbono, captaría muchas señales externas invasivas al circuito absolvedor de la señal mioeléctrica, la versatilidad de la estructura electrónica dada por la tela de carbono, es referida en el campo como la electrónica a partir de materiales estructurales.

Se dice que la electrónica estructural son intrínsecamente inteligentes, en comparación con la electrónica convencional, la electrónica estructural en

2. Marco Teórico

los materiales son atractivos por el bajo costo de procesamiento, robustez mecánica, y ahorro de espacio, además de la ausencia de problemas relacionados con la disipación de calor por que la electrónica se extiende en la estructura.

Por lo que el circuito estructural integrado deberá tener la siguiente forma.

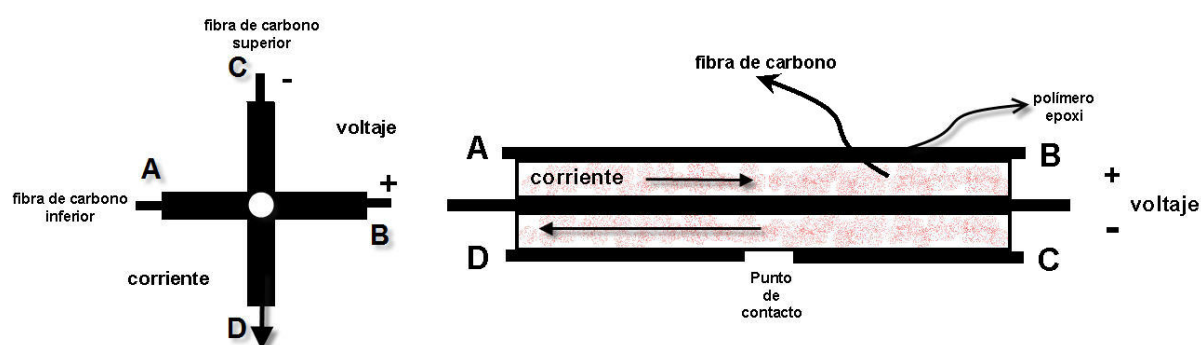


Figura 2.27: Configuración del compuesto para un contacto resistivo en función de la temperatura de curado, referencia [1].

En el sistema mostrado fue comprobada su resistencia por medio del siguiente circuito.

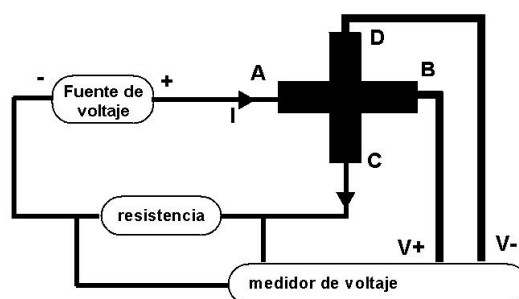


Figura 2.28: Características de voltaje y corriente obtenidas experimentalmente, referencia [1].

2. Marco Teórico

La resistencia encontrada en los artículos, no será utilizada en este trabajo, pero si la forma de conexión, donde la capa interior tendrá la misma resistencia propuesta y la capa superior se considerará como un inductor, conectado a un circuito apartado de la circuitería esclavizada a la absorción de la señal mioeléctrica.

Indiscutiblemente las telas de fibra de carbono que se empleen, deberán ser adheridas con un polímero. Para no salirnos de las indicaciones de los artículos, se empleará un polímero epoxi ya que por su constitución este no tendrá implicaciones en las propiedades eléctricas del circuito estructurado.

Un polímero epoxi tiene una base de *bisphenol tipo A*, comúnmente, este tipo de compuesto tiene una reacción con un endurecedor base *etil-enamina*, lo que hace es que dicha reacción genere un enlace tipo cadena en el *bisphenol tipo A* para generar el polímero, y el compuesto *etil-enamina* forma parte del polímero como cinturones que unen cadenas con cadenas.

Un epoxi tipo *bisphenol tipo A*, tiene la siguiente estructura química.

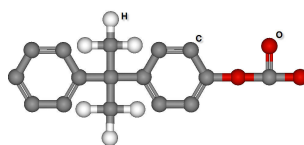


Figura 2.29: Bisphenol tipo A.

Por otro lado el *etil-enamina* tiene la siguiente estructura química.

2. Marco Teórico

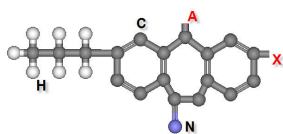
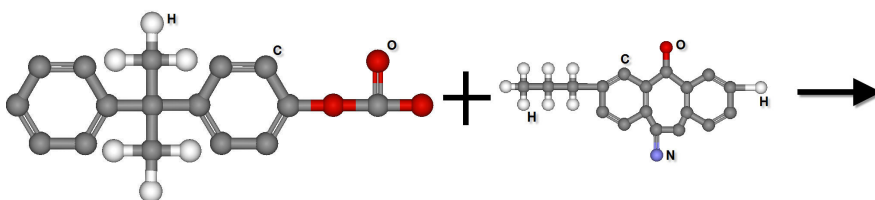


Figura 2.30: Etil-enamina.

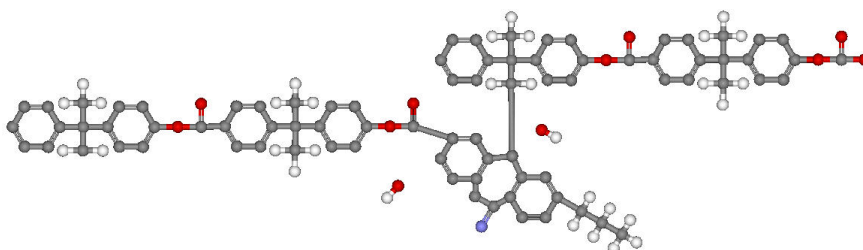
Donde A puede ser un Oxil, alquil o etilileno.

Y por otro lado X puede ser un Hidrogeno, halógeno, alquil o alcohol.

En un ejemplo básico pondremos en A un oxil con un solo O y en x pondremos un H , lo que probocaria con el epoxi un desprendimiento de OH en dos puntos de la cadena. Por lo que un tramo del polímero sería:



(a) Relación



(b) Polímero

Figura 2.31: Polímero epoxi con dos moleculas de OH .

Este tipo de polímero será un buen pegamento de las telas de fibra de carbono, para formar un aglomerado de ellas, este epoxi estará en entre las dos telas de fibra de carbono y a su vez en la parte externa de ellas.

2.5. Mecánica.



Figura 2.32: Esquema para modelo dinámico.

La locomoción humana tiene una explicación con la cinemática, que puede ser explicado por un modelo dinámico del sistema a desarrollar a partir de la cinemática directa de una pierna, tomando dos grados de libertad, en movimiento iniciando en cadera y el otro propiamente en el movimiento generado por la rodilla, de tal forma que clarifique la inercias del movimiento y si un sistema puede llegar a ser controlable a partir de este análisis.

Un desarrollo de modelo que ayude a entender los movimientos de locomo-

2. Marco Teórico

ción humana es parte fundamentalmente en el planteamiento del equilibrio de fuerzas establecido en la segunda ley de Newton, o su equivalente para movimientos de rotación, la denominada ley de Euler.

Fundamentalmente en la mecánica Newtoniana y Lagrangiana, el objeto de obtener modelos manejables por sistemas de cálculo se basan esencialmente en un principio en la cinemática de los dos grados de la pierna a desarrollar, para poder simular el movimiento de la rodilla. Tomando en cuenta el equilibrio de fuerzas, las fuerzas de inercia y gravedad, y fuerzas de Coriolis debidas al movimiento relativo existente entre los diversos elementos, así como de fuerzas centrípetas que dependen de la configuración instantánea del manipulador.

Del esquema anterior podemos obtener la cinemática directa de la pierna.

En la primera unión:

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\ell_{1C} \cos q_1 \\ -\ell_{1C} \sin q_1 \end{bmatrix}$$

En la segunda unión:

$$\begin{bmatrix} y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\ell_{1C} \cos q_1 - \ell_{2C} \cos(q_1 + q_2) \\ -\ell_{1C} \sin q_1 - \ell_{2C} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix}$$

De la cinemática directa obtenemos la derivada de nuestros sistemas para

obtener el Jacobiano y las velocidades.
$$\begin{bmatrix} \dot{y} \\ \dot{z} \end{bmatrix} = J(q)\dot{q}$$

$$\vartheta_1 = \begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{z}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ell_{1C} \sin q_1 \\ -\ell_{1C} \cos q_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix}$$

$$\vartheta_2 = \begin{bmatrix} \dot{y}_2 \\ \dot{z}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ell_{1C} \sin q_1 + \ell_{2C} \sin(q_1 + q_2) & \ell_{2C} \sin(q_1 + q_2) \\ -\ell_{1C} \cos q_1 - \ell_{2C} \cos(q_1 + q_2) & -\ell_{2C} \cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix}$$

Usando el método directo de Lyapunov para el estudio de estabilidad de sistemas no lineales se basa en que si la energía total de un sistema mecánico o eléctrico es continuamente disipada, entonces el sistema acabará convergiendo hacia un punto de equilibrio.

De este modo, podemos deducir la estabilidad del sistema examinando la variación de una función escalar representativa de su estado energético. Un sistema no lineal puede representarse como un conjunto de ecuaciones diferenciales no lineales de la forma $\dot{x} = f(x, t)$. Aunque esta ecuación no contiene explícitamente la entrada de control como una variable, se puede aplicar a sistemas de control retroalimentados, ya que la entrada de control será función del estado x y del tiempo t .

Por tanto: $\dot{x} = f(x, u, t)$ y como $u = g(x, t)$ sustituyendo tendremos una dinámica en lazo cerrado de $\dot{x} = f(x, g(x, t), t)$.

2. Marco Teórico

Además de que en un estado $\dot{x}$ puede ser un punto de equilibrio del sistema si $f(\dot{x}) = 0$. Es decir una vez $x(t)$ ha alcanzado estado $\dot{x}$, permanece en dicho estado para todo tiempo futuro.

Analizando la función de Lyapunov, si en un entorno la función $V(x)$ es definida positiva, tiene derivadas parciales continuas y su derivada a través de una trayectoria de estado es definida seminegativa ($\dot{V}(x) \leq 0$) entonces decimos que $V(x)$ es una función de Lyapunov del sistema.

Por otro lado el Teorema de Lyapunov para estabilidad local nos dice que si en un entorno existe una función escalar $V(x)$ con las primeras derivadas parciales continuas tal que,

$V(x)$ es definida positiva localmente.

$\dot{V}(x)$ es semidefinida negativa localmente.

Entonces decimos que el punto de equilibrio es localmente estable. Si $\dot{V}(x)$ es definida negativa localmente, entonces la estabilidad es asintótica.

Y para la estabilidad global, nos menciona que si existe una función escalar V del estado x , con derivadas primera continuas tal que:

$V(x)$ es definida positiva.

$\dot{V}(x)$ es definida negativa.

$V(x) \rightarrow \infty$ cuando $\|x\| \rightarrow \infty$

2. Marco Teórico

Entonces el punto de equilibrio en el origen es asintóticamente estable de manera global. Una problemática habitual en el análisis de estabilidad de los sistemas no lineales es encontrar una función de Lyapunov.

Con esta finalidad, es interesante fijarse en la física del sistema. De esta manera evitaremos el engorroso método de prueba y error, por tal razón encontraremos el modelo de nuestro sistema a partir de Lyapunov de tal forma que encontremos estabilidad asintótica global a partir de un controlador de posición PD.

La dinámica del sistema se puede asemejar al modelo dinámico de un robot que puede expresarse por un conjunto de n ecuaciones no lineales como sigue:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + g(q) = \tau$$

Donde q es un vector de n dimensiones que describe las articulaciones de la pierna, τ es el vector de par de entrada, C representa las fuerzas de Coriolis y centrípetas provocadas por el movimiento de los segmentos de la pierna, g modela el efecto de la gravedad y M es la matriz de inercia de dimensión $n \times n$.

La misma τ podemos manifestarla por medio del Lagrangeano, dado por:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial L}{\partial q}$$

2. Marco Teórico

Donde L es el lagrangeano dado por el análisis de las energías.

$L = k_T(q, \dot{q}) - V_T(q)$; donde k es energía cinética y V la energía potencial, y están dadas por:

$$\begin{aligned}k_T &= k_1 + k_2 \\k_1 &= \frac{1}{2}m_{1C}\vartheta_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{q}_1^2 \\k_2 &= \frac{1}{2}m_{2C}\vartheta_2^2 + \frac{1}{2}I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2\end{aligned}$$

Y por otro lado: $V_T = V_1 + V_2 = m_{1C}gh_{1C} + m_{2C}gh_{2C}$

Donde las masas y las alturas h se encuentran en sus centros de masas, sustituyendo las velocidades encontradas por medio de la cinemática directa tenemos:

$$\begin{aligned}V^2 &= V \bullet V^T \\V_1^2 &= \ell_1^2 \dot{q}_1^2 \\V_2^2 &= \ell_1^2 \dot{q}_1^2 + \ell_2^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + (2\ell_1 \ell_2 \cos q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\dot{q}_1\end{aligned}$$

Las energías se obtienen al sustituir las velocidades al cuadrado encontradas para que posteriormente se realice el modelo con respecto a:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + g(q) = \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial L}{\partial q}$$

Donde:

2. Marco Teórico

$$M(q)\ddot{q} = \begin{bmatrix} m_1\ell_1^2 + I_1 + m_2\ell_1^2 + m_2\ell_2^2 + 2m_2\ell_1\ell_2 \cos q_2 + I_2 & m_2\ell_2^2 + 2m_2\ell_1\ell_2 \cos q_2 + I_2 \\ m_2\ell_2^2 + m_2\ell_1\ell_2 \cos q_2 + I_2 & m_2\ell_2^2 + I_2 \end{bmatrix} \ddot{q}$$
$$C(q, \dot{q})\dot{q} = \begin{bmatrix} -m_2\ell_1\ell_2 \sin q_2 \dot{q}_1 & 0 \\ 0 & -m_2\ell_1\ell_2 \sin q_2 \dot{q}_1 \end{bmatrix} \dot{q}$$
$$g(q) = g \begin{bmatrix} m_1\ell_{1C} \sin q_1 + m_2\ell_{1C} \sin q_1 + m_2\ell_{2C} \sin(q_1 + q_2) \\ m_2\ell_{2C} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix}$$

Consideramos ahora un controlador compuesto por un término PD y un término compensador de la gravedad. Por tanto, la orden de control para el sistema encontrado tendrá la siguiente forma:

$$\tau = -k_D\dot{q} - k_Pq + g(q)$$

Teniendo en cuenta ciertas consideraciones físicas de la estructura de la pierna, podremos encontrar una función de Lyapunov adecuada para nuestros propósitos. Observemos lo siguiente:

En primer lugar observamos que la matriz de inercia M es definida positiva para cualquier valor de q .

En segundo lugar, el controlador proporcional-derivativo puede ser interpretado como una combinación de coeficientes de amortización.

Esto sugiere la siguiente función de Lyapunov como candidata:

$$V = \frac{1}{2}[\dot{q}^T M \dot{q} + q^T k_P q]$$

Donde el primer término representa la energía cinética del manipulador y el segundo representa una .energía potencial artificial.asociada con la amortización de ley de control PD.

Para derivar la función anterior podemos considerar el principio físico de que el ritmo de cambio de la energía de un sistema mecánico es igual a la energía proporcionada por fuerzas externas. Por tanto tendremos:

$$\dot{V} = \dot{q}(\tau - g)q^T k_P q$$

Sustituyendo el controlador PD inicial en la anterior expresión tendremos:

$$\dot{V} = q^T k_P q < 0$$

Por tanto el sistema en lazo cerrado será asintóticamente estable y el error de seguimiento tenderá a cero. Esto nos indica que con un controlador bien diseñado y tomando en cuenta los movimientos y las fuerzas inerciales del sistema en cada uno de sus miembros, podemos tener un aproximado control, entonces el control propuesto para el microcontrolador que se emplee, pudiera ser el control arriba descrito como PD no lineal o la construcción de controladores adaptivos que si bien no atacan todas las variables del sistema, pudieran ser lo suficientemente buenos para realizar control.

Capítulo 3

INSTRUMENTACIÓN.

Al lector.

En esta sección se describe el proceso de observación de señales mioeléctricas corresponden al deseo consciente de un paciente para realizar un movimiento en específico. Desde la inspección mioeléctrica, la selección de puntos de extracción de la señal, el aislamiento por medio de diseño de materiales, hasta la recopilación de información para el procesamiento de señales por medio de microcontroladores.

3.1. Estudio del muñón e inspección mioeléctrica.

El análisis inicial, se centra en la inspección del comportamiento de la señal mioeléctrica a partir de un diseño básico de amplificación aunado a diversos filtros, sin coraza protectora o inibidora de pulsos o frecuencias espurios. La idea principal es estudiar el comportamiento de las señales mioeléctricas y la gama de frecuencias desarrolladas por las ondas de propagación iónica.

La biomedicina es la disciplina que se ocupa de estudiar los movimientos del cuerpo humano, bajo circunstancias y condiciones diferentes. Además, analiza la energía y las cargas mecánicas involucradas en dichos movimientos. Esta disciplina ha ayudado a comprender muchas enfermedades y lesiones para proponer soluciones capaces de evaluarlas, prevenirlas y desarrollar técnicas reparadoras o que por lo menos reduzcan el daño. Así, se han desarrollado prótesis, órtesis, ayudas técnicas a discapacitados, así como ayudas a la cirugía ortopédica y a traumatología.

La Ingeniería biomédica integra las ciencias de la ingeniería con las ciencias biomédicas y la práctica clínica. Siendo diversas las áreas involucradas, la ingeniería biomédica es una actividad interdisciplinaria y multi profesional, que contribuye tanto al desarrollo científico, económico y so-

3. Instrumentación.

cial, como al bienestar en general. Así, se considera como parte de su campo.

El desarrollo de tecnología biomédica, nuevos sistemas, dispositivos, procesos y algoritmos, en servicios de salud. Creación de mejores condiciones de los recursos tecnológicos para la prestación. Con calidad de los servicios de salud. El entendimiento y la utilización del conocimiento de los sistemas vivos para aplicaciones clínicas sustantivas e innovadoras basados en las ciencias de la ingeniería.

El electromiograma diagnóstica un estudio neurofisiológico de la actividad bioeléctrica muscular. Clásicamente, el mismo término EMG engloba también a la electroneurografía si bien en la actualidad se usa cada vez más en este sentido la palabra electroneuromiografía o ENMG. La técnica consiste en la aplicación de pequeños electrodos de bajo voltaje en el territorio muscular que se desea estudiar, midiendo la respuesta y la conectividad entre los diferentes electrodos.

Tal como se muestra en la unidad anterior, el area de estudio se centra en los biceps y triceps femoral, con la ayuda de un amplificador de instrumentación es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Está diseñado para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común.

La operación que realiza es la resta de sus dos entradas multiplicada por

3. Instrumentación.

un factor. Su utilización es común en aparatos que trabajan con señales muy débiles, tales como equipos médicos, para minimizar el error de medida. En la siguiente figura se muestra la estructura de un amplificador de instrumentación

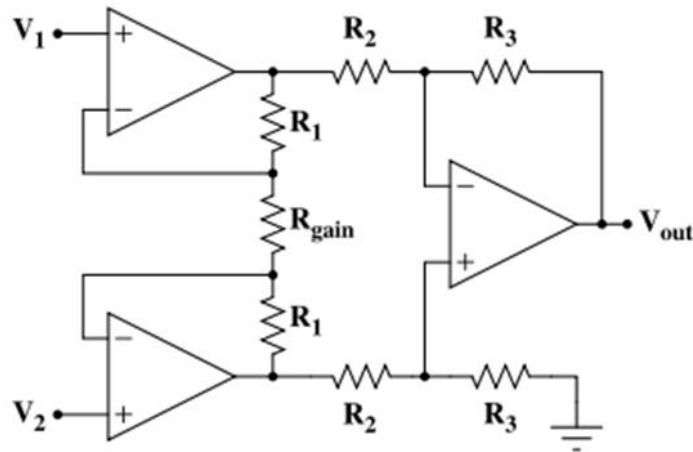


Figura 3.1: Amplificador de Instrumentación.

Donde la función de transferencia es:

$$V_o = \frac{sR_2C}{sR_1C + 1} \left[\left(1 + \frac{2R_x}{R_g} \right) (V_2 - V_1) \right]$$

El tejido muscular es eléctricamente neutro cuando está en reposo, por lo que no se detecta actividad nerviosa en el osciloscopio. Durante la contracción se producen unos patrones característicos de conducción nerviosa que pueden ser detectados mediante esta prueba. El origen del impulso nervioso detectado está en el potencial de membrana de las células. Las medidas recogidas en el electromiograma pueden oscilar entre los $50\mu V$ y los 20 o $30mV$, dependiendo del músculo a estudiar.

3. Instrumentación.

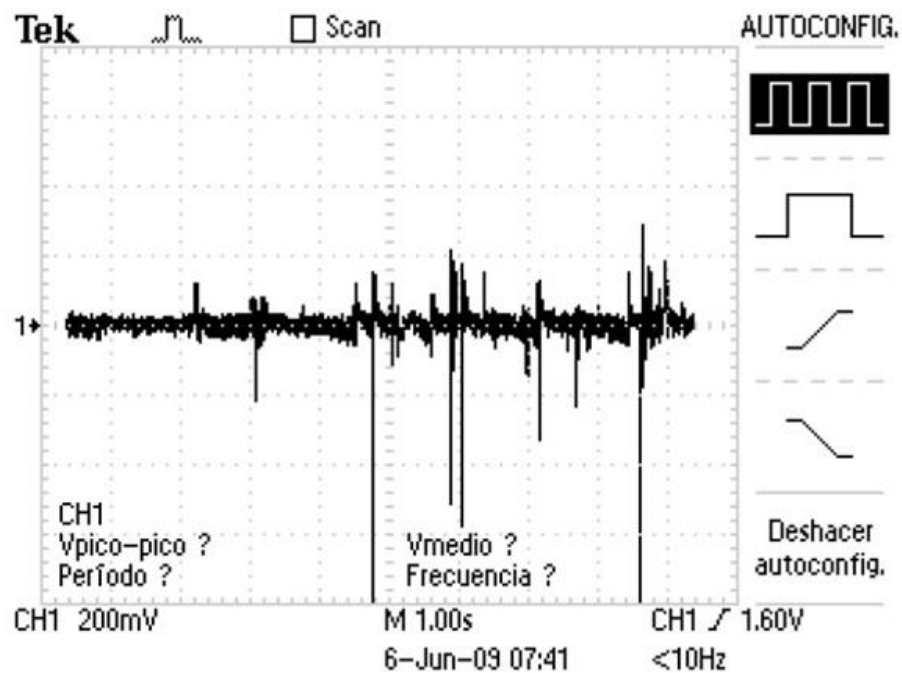


Figura 3.2: Señal mioeléctrica.

Con esta práctica empleando a una persona con características normales, se puso en práctica la forma en que se miden las señales de los músculos, ver como se usan los electrodos con la referencia ubicada en fuera de la unidad motora afecta a medir.

También observamos que el factor de ganancia es muy importante ya que cada musculo requiere de valores diferentes de resistencia, que sin modificar no se obtiene la mejor señal posible.

La forma en la que se originaron este tipo de señales se muestra a continuación.

3. Instrumentación.

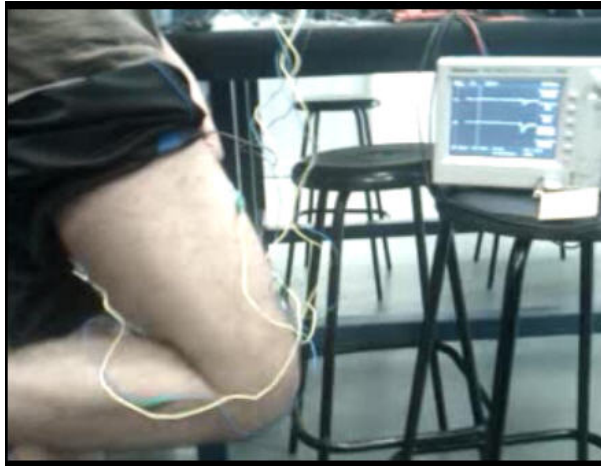


Figura 3.3: Primera toma de señal mioeléctrica en puntos de absorción.

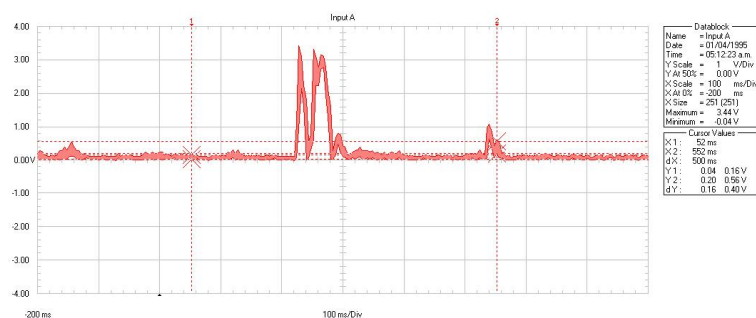
Posterior a este estudio se replica la adquisición con un paciente amputado arriba de rodilla, con la ayuda de los parámetros encontrados en factor de ganancia y sumando filtros electronicos al diseño.



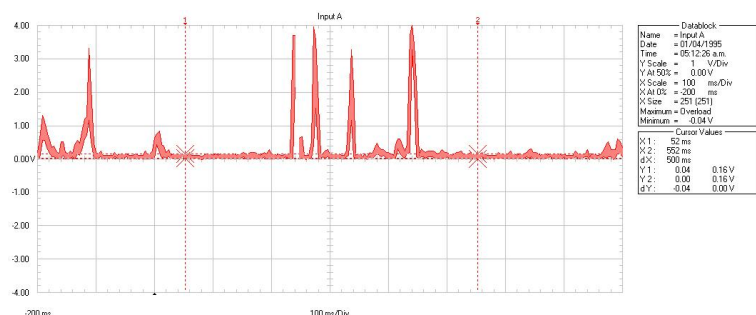
Figura 3.4: Toma de señales mioeléctricas en puntos de absorción en paciente.

3. Instrumentación.

Las señales captadas por el diseño electrónico son:



(a) Toma 1



(b) Toma 2

Figura 3.5: Señales mioeléctricas de paciente.

Como se aprecia, las señales representan una toma de despolarización y repolarización iónica dadas por la diferencia de terminales de los electrodos dicha diferencia es captada a razón de una diferencia de potencial de la suma de cada onda propagada en toda la unidad motora. Sin embargo este conjunto de señales aun cuando a sido filtrada no muestra características importantes en el deseo consciente del paciente por mover la rodilla amputada, ya que es un conjunto de señales que no diferencia entre toda la onda propagada, es decir; la onda descrita en la unidad anterior dada por la ecuación del cable no es apreciada en estas gráficas, determi-

3. Instrumentación.

nado en gran medida por frecuencias generadas por otras unidades motoras y por ruido externo proveniente de cualquier fuente que induzca al menos μV dentro de la señal mioeléctrica.

3.1.1. Punto de selección ideal, óptimo y necesarios para los electrodos.

Después de analizar los mejores puntos donde se generan una señal mioeléctrica con mayor intensidad, se encontraron los siguientes puntos de selección de absorción de señal ideal.

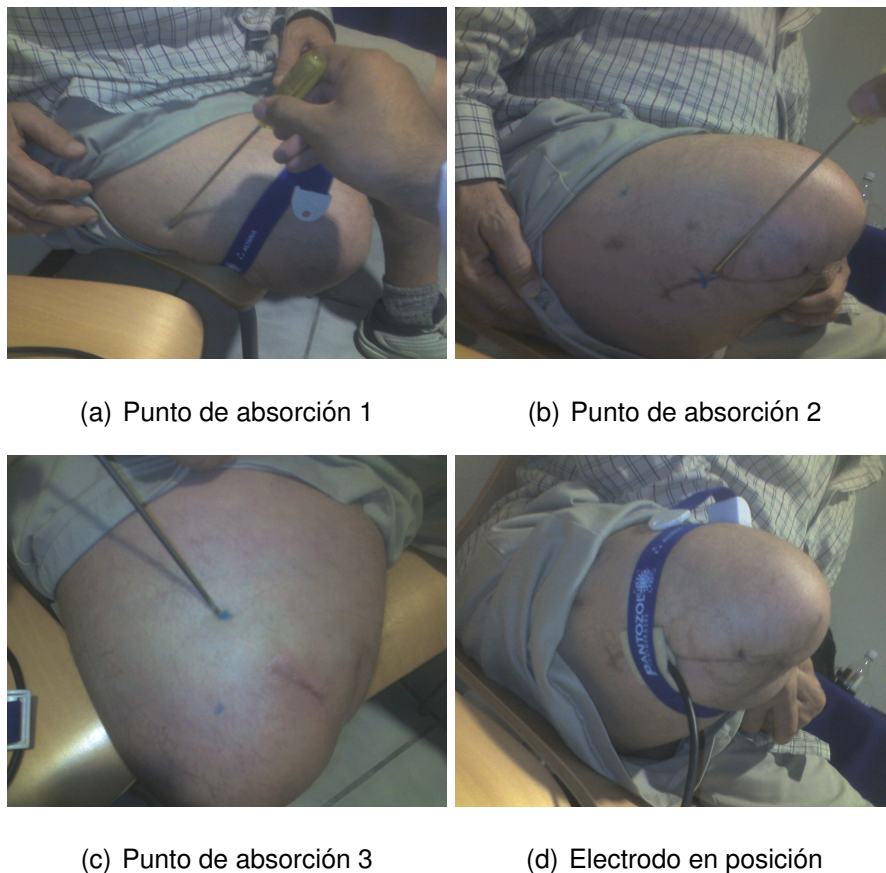


Figura 3.6: Puntos ideales de absorción.

3. Instrumentación.

El estudio mioelectrico generado nos produce ciertas señales que son el conjunto de todas las ondas producidas en suma.

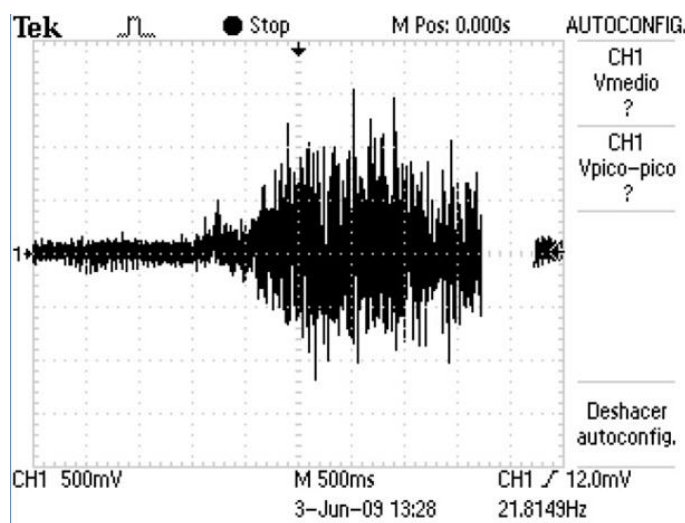


Figura 3.7: Señal mioeléctrica sumada de paciente.

Esta señal fue generada por la suma acomulada de los puntos de absorción dados en el paciente, de acuerdo a las características fisiológicas de su muñon, este tipo de señal nos representa la información completa de todas las ondas de propagación iónica, con la ayuda de filtros electrónicos se auxilia el sistema para entregar una señal menos ruidosa, quitando una gama de frecuencias que no sirven en el proceso. Esto se logra con un conjunto de dos filtro de tercer orden del tipo.

$$\frac{1}{s\tau + 1} \frac{k_p}{s^2 + 2\delta B\omega s + \omega^2}$$

3. Instrumentación.

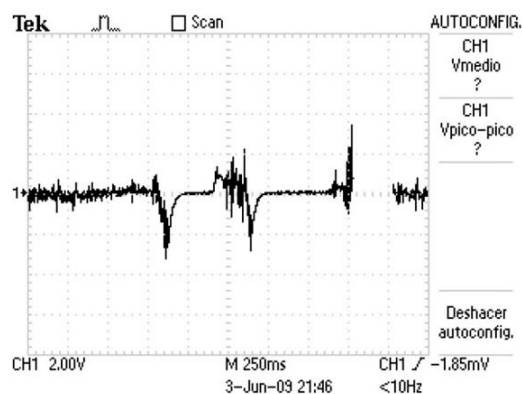


Figura 3.8: Señal mioeléctrica filtrada.

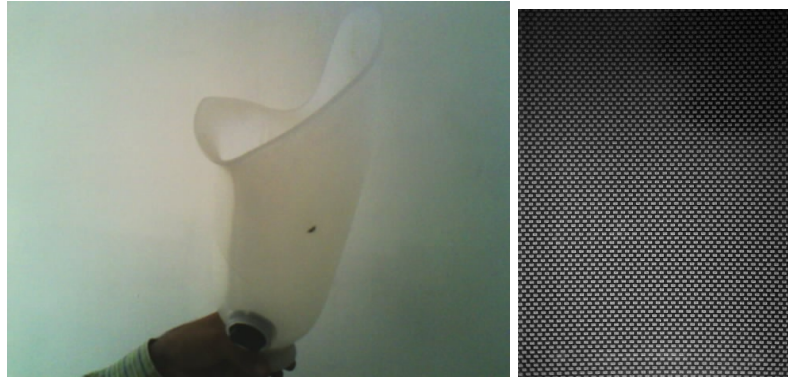
Más sin embargo esto no es suficiente, por lo que; el preparado compuesto de fibra de carbono con matriz epoxica fabricada aislara las ondas generadas por las unidades motoras vecinas que indiscutiblemente se introducen en la señal.

3.2. Aislamiento con diseño de la celda de material electroquímico.

Una tela de fibra de carbón y un socket de muñón de paciente se prepararon con una matriz epoxi en forma de baño por goteo, de tal forma que se crea una capa en el socket y en la fibra de carbono. En ambos dejando varios espacios libre de fibra de aproximadamente $10mm$ de diámetro, se deja curar a un 30 %, a una temperatura de $150^{\circ}C$ en un horno eléctrico, la fibra después de $10min$, se retira del horno, ya teniendo la capa se ubica al socket del paciente al medio ambiente, se recubre este con la fibra y con el baño dado con el polímero epoxi. Mientras este es moldeado se inicia

3. Instrumentación.

un proceso de curado no controlado, ya que se moldeo al socket la fibra de carbono, esta se deja curar completamente en el horno eléctrico en el rango de temperatura antes mencionado.



(a) Socket del paciente

(b) Fibra de carbono

Figura 3.9: Materiales iniciales en el preparado del compuesto.

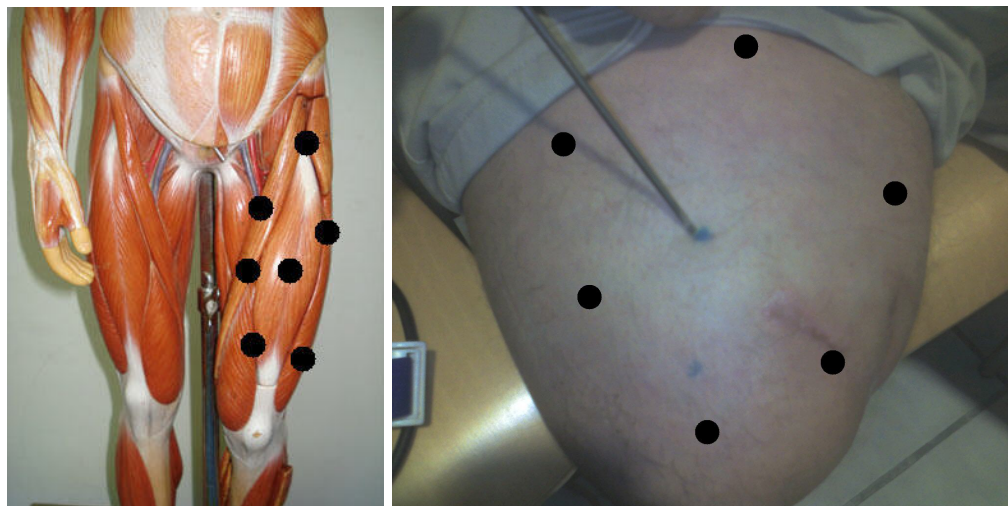
Después de curado la primera tela de fibra de carbono, se tiene embebido la fibra de carbono dejando solo los puntos específicos de $10mm$, estos puntos se encuentran aproximadamente rodeando la unidad motora a examinar tal como se muestra en la siguiente figura.



Figura 3.10: Socket laminado con la fibra de carbono.

3. Instrumentación.

Los puntos son conectados a la fibra de carbono tratando de aislar la unidad motora del cuádriceps medio, pegando terminales a presión de tal forma que estas hagan contacto con la tela de fibra de carbono.



(a) Puntos que rodean la unidad motora.

(b) Puntos aproximados en el paciente.

Figura 3.11: Puntos donde se colocan tachuelas bañadas en plata para hacer contacto con fibra de carbono.

Posteriormente se recubren los espacios utilizados, menos el espacio intermedio de los puntos, en específico dicho punto medio no es perforado si no se deja libre para que este sea el contacto libre con la siguiente capa de fibra de carbono.

Se prepara la siguiente capa y se pega fácilmente al polímero epoxi ya que se encuentra aun pegajoso por la falta de curado completo, lo que facilita la adherencia de la segunda tela de fibra de carbono.

La siguiente etapa se baña nuevamente dejando dos nuevos orificios de

3. Instrumentación.

10mm cada uno en los extremos superiores e inferiores del área en estudio. Se introduce nuevamente al horno a la misma temperatura de $150^{\circ}C$ hasta su curado, se regula la temperatura de la pieza por aproximadamente 2 horas y se inicia el enfriado $2.5^{\circ}C/min$.

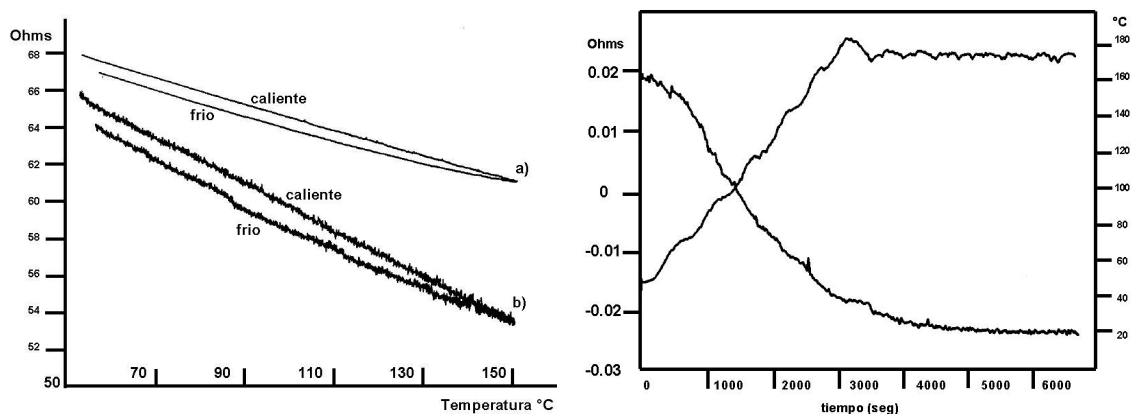


Figura 3.12: Segundo laminado de fibra de carbono.

El proceso del uso del horno limpio y de controlar la temperatura se realizó con la finalidad de simular los aspectos dados en los artículos [1] y [2] de las referencias. Y así caer en un proceso aproximado en los cálculos de resistividad y diseñar un circuito que pudiera ejemplificar el uso de la aislación de la señal mioeléctrica en estudio.

Se describe una resistividad de aproximadamente 0.02 con forme a las gráficas siguientes determinado por la temperatura de cuajado y por la presión ejercida sobre el compuesto que fue nula.

3. Instrumentación.



(a) a) Resistencia sin presión. b) Resistencia con presión. (b) Resistencia durante el curado del compuesto.

Figura 3.13: Puntos donde se colocan tachuelas bañadas en plata para hacer contacto con fibra de carbono.

El circuito fue el siguiente:

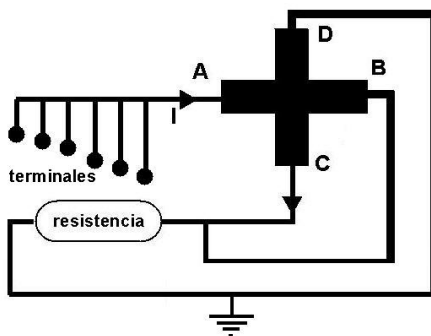


Figura 3.14: Circuito base de aislamiento con el compuesto.

3.2.1. Propiedades de ductibilidad, adhesión, transpiración y biocompatibilidad del material electroquímico.

El contacto directo con el paciente son terminales de electrocos o pinchetas bañadas con plata, lo que hace que la interface con el paciente tenga una

3. Instrumentación.

buen compatibilidad hacia el material compuesto, lo cual aísla completamente el proceso, evitando así una alergia al paciente si se diera el caso por medio de la sensibilidad de su dermis.

La adhesión del sistema está dada por el socket previamente diseñado, este socket tiene una adherencia al vacío con la dermis del paciente, sin embargo no se descartan diferencias en los lugares de contacto al poner y quitar la prótesis.

La ductibilidad del compuesto es realmente buena ya que pudo realizarse un forrado completo del socket con la fibra, esta ductibilidad permite hacer del compuesto cualquier forma que se desee conforme a las características del paciente, de tal forma que el concepto es aislar todo el circuito que adquiere la señal mioeléctrica, y solo obtener del diseño una terminal de conexión.

La transpiración en el socket provoca la generación de sales a lo largo del socket, sin embargo ya que estas sales son conductoras provocan una mejor conductividad ante las terminales de conexión, sin embargo se debe compensar digitalmente los valores de amplitud de señal a la hora de muestrear la señal al microprocesador encargado de determinar que movimiento desea el paciente realizar.

Capítulo 4

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

Al lector.

En esta sección se describen los resultados obtenidos, la parametrización, la implementación al paciente, se describen los alcances del proyecto, en que factores fueron un éxito, y se comentan algunas recomendaciones que serán útiles para las futuras investigaciones.

4. Conclusiones y Recomendaciones.

4.1. Señales mioeléctricas captadas.

Después de realizar las conexiones del socket y de las terminales del electrodo, con forme al circuito descrito, se pudo observar una señal mioeléctrica de este tipo.

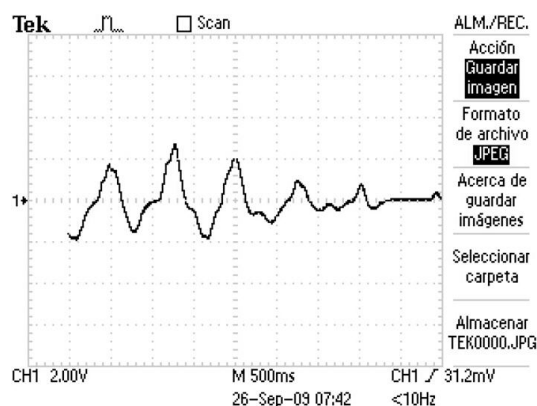


Figura 4.1: Señal mioelectrica1.

Al realizar ajustes con los parámetros de amplificación su pudo obtener la siguiente señal mioeléctrica.

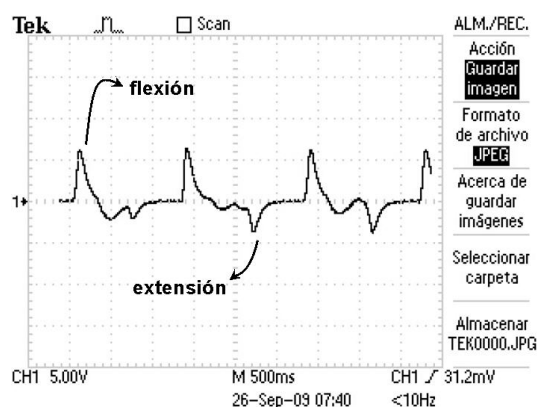


Figura 4.2: Señal mioelectrica2.

4. Conclusiones y Recomendaciones.

Se observa la señal mioeléctrica con forme a la contracción y relajación muscular del muñón del paciente, denotando que la señal sigue siendo una suma de varias ondas propagadas en la unidad motora, sin embargo es suficiente para poder determinar por medio de un microprocesador el deseo del paciente por mover la prótesis y que movimiento este desea realizar.

La gráfica representa un movimiento continuo de flexión - extensión del miembro inferior, más sin embargo cuando el paciente hace una contracción para la flexión del movimiento únicamente, solo se observa el pico positivo en la señal, y cuando regresa el movimiento para extender el miembro inferior se observa una pequeña señal de amplitud positiva pero se hace presente la parte negativa de la señal.

4.2. Procesamiento de señal mioeléctrica.

El control propuesto del sistema es tomado en base a los resultados obtenidos del trabajo de en el documento "Prótesis Mecatrónica Inteligente de Miembro Inferior" de la referencia [4], donde se produce un control difuso por medio de un giroscopio que responde a la marcha del paciente, sin embargo aun cuando resuelve el problema de la marcha no es suficiente para que el paciente controle la prótesis a voluntad, situaciones como el querer sentarse o acostarse se vuelven un problema.

4. Conclusiones y Recomendaciones.

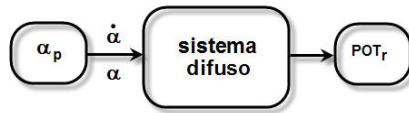


Figura 4.3: Control difuso.

Un primer paso es entender que cuando el paciente solo quiere flexionar el miembro inferior, solo veremos una señal mioeléctrica positiva, esta información es suficiente para que el sistema interprete que el paciente quiere solamente flexionar la prótesis sin la necesidad de iniciar marcha. Para la determinar el movimiento de extensión, el sistema ha guardado en memoria que la prótesis se encuentra en flexión, sumado con la ayuda del giroscopio la prótesis rectifica su ubicación, esta auxilia al sistema a interpretar la señal mioeléctrica, ya que cuando el paciente solo realiza una contracción para querer flexionar su rodilla, la señal tiene una amplitud pequeña positiva en aproximadamente 30 % en relación de la señal positiva original y una señal negativa es captada, lo que determina el deseo del paciente por extender su extremidad.

Por consiguiente el sistema tiene en su a ver, dos sistemas de entrada de variables, la señal mioeléctrica y la posición real en donde se encuentra ubicada la prótesis con respecto a la horizontal con la ayuda del giroscopio. Se realiza una modificación al diagrama de bloques para involucrar la señal obtenida de la nueva configuración del electrodo con composito de coraza.

4. Conclusiones y Recomendaciones.

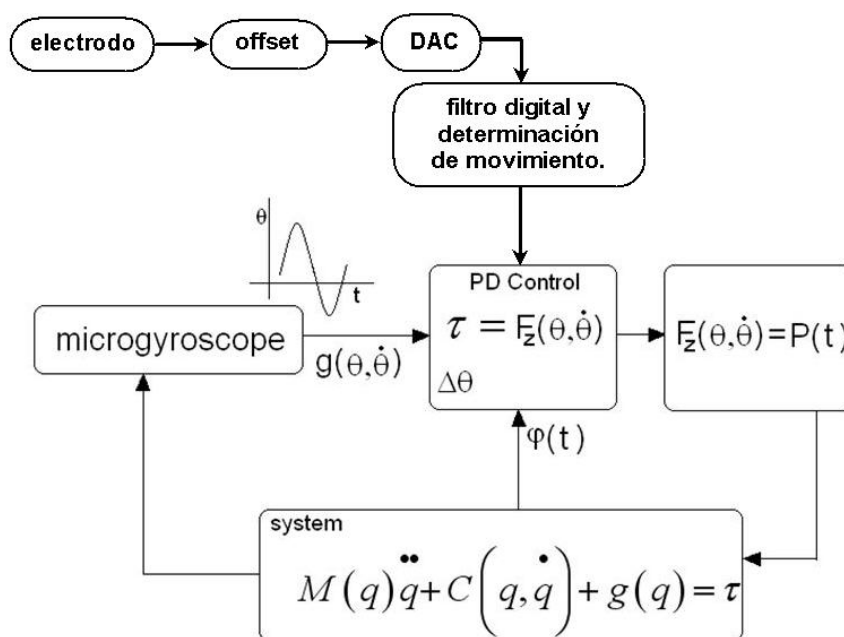


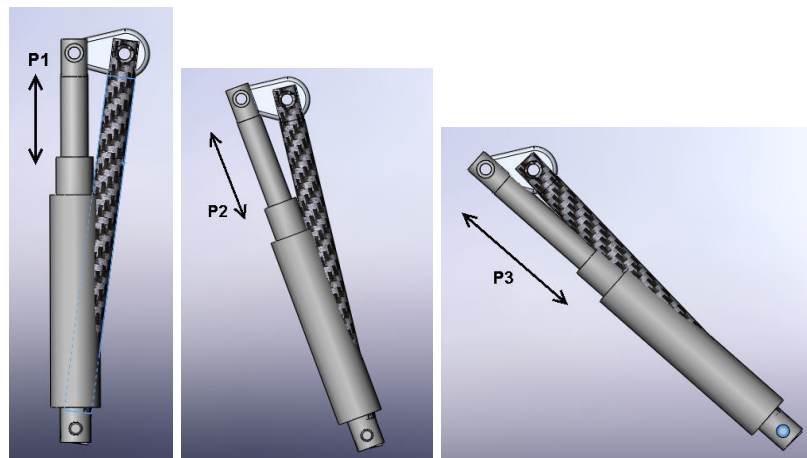
Figura 4.4: Diagrama a bloques del programa en microcontrolador.

4.3. Implementación a Paciente.

La unión al paciente para darle una utilidad al diseño, fue la implementación a una prótesis mioelectrónica que tuviera este nuevo control, esta prótesis surge con el concepto básico de un movimiento circular en un eje que simulará la rodilla en su flexión y extensión, actuado por un pistón.

El movimiento generado por el piston crea un movimiento resultante, un movimiento angular que simulara el movimiento de la rodilla del paciente cuando este la quiera accionar.

4. Conclusiones y Recomendaciones.



(a) Posición P1 de pistón. (b) Posición P2 de pistón. (c) Posición P3 de pistón.

Figura 4.5: Generación de movimiento angular.

Para ello fue indispensable diseñar una rodilla mecánica que tuviera la suficiente capacidad de soporte del peso del paciente, este diseño que se presenta a continuación agarra el socket bañado por el compuesto y a su vez contiene dos ejes que realizan el movimiento aclarado en las imagenes anteriores.

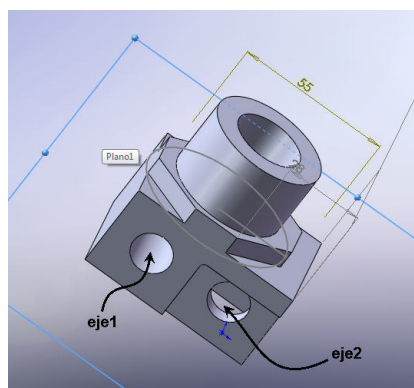
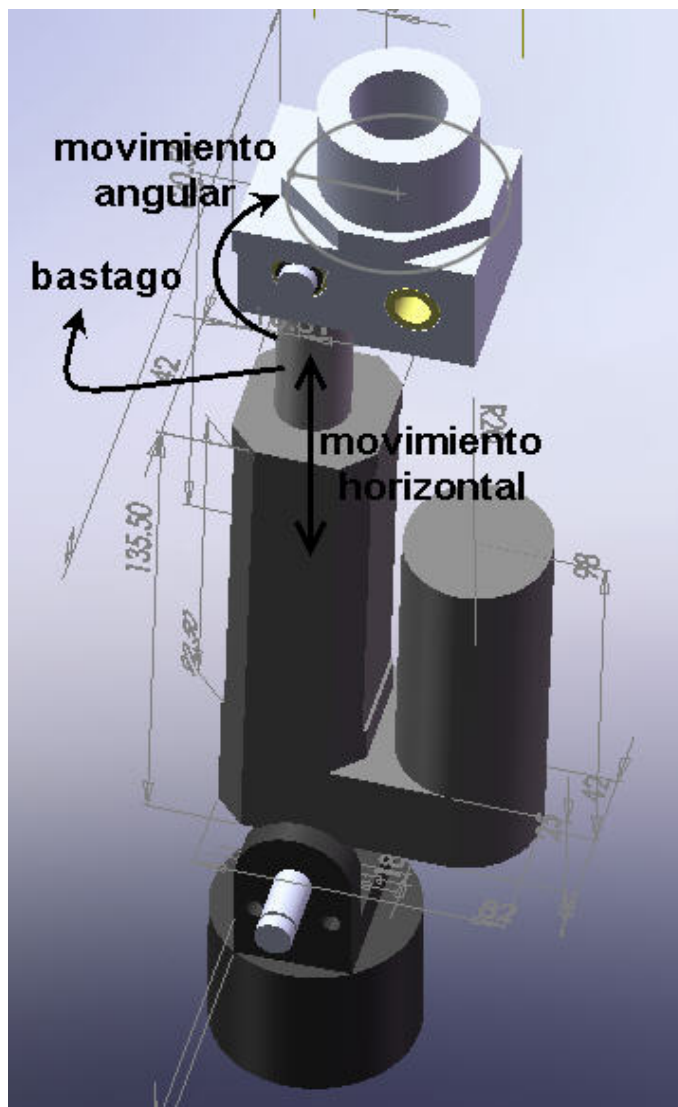


Figura 4.6: Rodilla mecánica propiedad INBIO.



4. Conclusiones y Recomendaciones.



(a) Protésis mecánica. en (b) Posición en mecánica y electrónica. (c) Posición en paciente.

Figura 4.8: Colocación de prótesis mioeléctrica.

El parte inferior se coloca un pie ortopédico dinámico comercial.



Figura 4.9: Pie dinámico ortopédico.

4. Conclusiones y Recomendaciones.

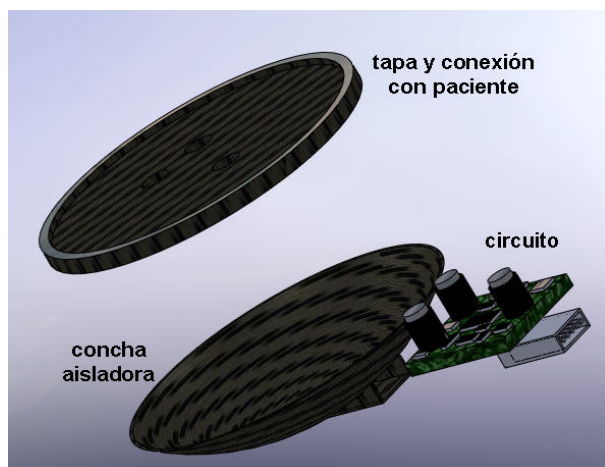
4.4. Alcances.

Si bien se demostró que el aislado de la señal mioeléctrica tuvo éxito, y así se logra una mejor interpretación de la señal producida por el paciente, el diseño final es poco conveniente para la adaptación a cualquier caso clínico. Lo que procede es su producción en serie con un diseño versátil que contemple en un circuito integrado toda la coraza aisladora con el composito y dentro de él contenga la amplificación y los electrodos a conectarse al paciente, esto con la finalidad de colocarlos donde sea más útil con respecto al control de movimientos de un paciente.

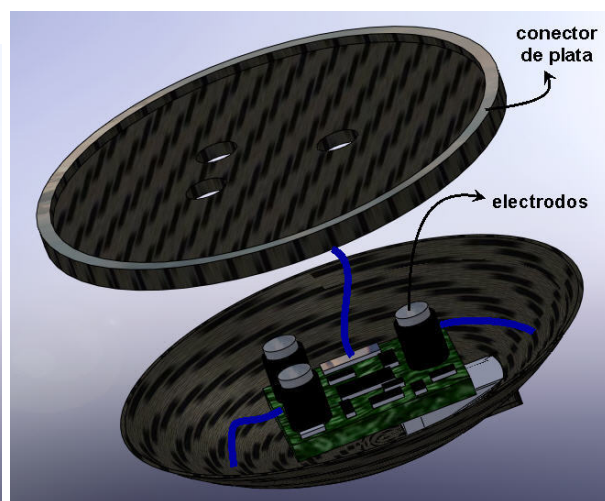
Un bosquejo de tal diseño es:

Este diseño tipo chupón integra los puntos de aislamiento de la unidad motora en forma circular, internamente contiene la circuitería del amplificador de instrumentación con sus etapas de filtrado, las terminales de los electrodos y en la parte superior un conector para la transmisión de la señal, la alimentación y el aterrizado independiente del circuito estructurado a partir del composito.

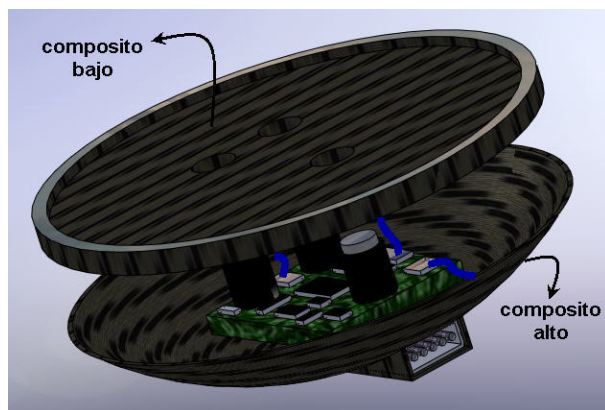
4. Conclusiones y Recomendaciones.



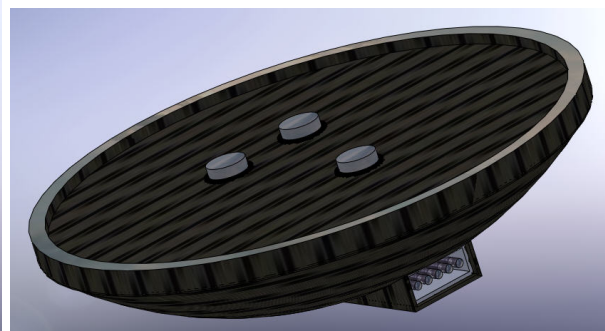
(a) Partes



(b) Conectores.



(c) Compositos.



(d) Armado.

Figura 4.10: Prototipo de electrodos.

Bibliografía