



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE CONTROLADOR MIOELÉCTRICO
PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

**PRESENTA:
LUIS YAIR BAUTISTA BLANCO**

**DIRECTOR DE TESIS:
M.I. ULISES M. PEÑUELAS RIVAS**



MÉXICO D.F.

ENERO 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

El uso de imágenes, 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 donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria y agradecimientos

Para la mujer más fuerte y dedicada de este mundo, quien siempre me brindó su apoyo y una que otra bofetada para poder salir adelante a pesar de las situaciones, para ti madre mía. Con todo mi cariño dedico este trabajo a Margarita Blanco Jiménez.

Para el músico más extravagante hasta este momento, que nunca dejes esa energía tuya pero aprendas a aprovecharla en tu beneficio y el de tus seres queridos. Por el orgullo de ser hermanos, dedico este trabajo a José Isaac Bautista Blanco.

Para quienes me vieron reír, enloquecer, caer y levantarme no sólo en la realización de este trabajo sino durante muchas etapas de mi vida; porque gracias a ustedes aprendí el significado de amistad y la importancia de ser una persona abierta, expresiva y fuerte ante todo. Es un honor poder decir que soy su amigo. Dedico este trabajo a Omar Cruz, Francisco Jácome y Jesús Barrera.

Para aquella persona que me permitió compartir su vida, voló a mi lado y me enseñó la importancia de saberme una persona con sentimientos, emociones y capacidades; compañera de aventuras en las buenas y las malas, creadora de memorias que alimentan mi corazón. Dedico este trabajo con especial afecto y cariño a Laura Torres Rodríguez.

Agradezco al M.I. Ulises Peñuelas por sus aportaciones culturales y académicas, por su confianza y asistencia en la realización de este trabajo y por su gran aportación en mi formación profesional, muchas gracias *Skull Leader* por los consejos y orientación para la vida.

Agradezco en lo general a Lulú, Edna, Jehn, Mariana, Nano, Allan, Chema, Cody, Chacón, Gerardo, Moy, Andrés, Vic, Pedro, Yañez, Castillo y Chipi. Gracias por seguirme durante este proceso y brindarme su amistad incondicional.

Agradezco a Noel Gandarilla, Araceli, Rocío, Norma y Ernesto Blanco, Ernestina Jiménez, Genaro Blanco y José Luis Bautista por su apoyo, por haberme orientado de una forma u otra para llegar a esta etapa de mi vida.

Finalmente agradezco a todas las compañías de videojuegos, en especial Blizzard Entertainment y a las guilds <Epic is nothing>, <IMP>, <Cartel de Durotar>, <Lok Tar Ogar>, <Deathwing Crusaders> y a sus respectivos *guild masters* por darme un espacio alternativo a la vida real.

El principio de la sabiduría es la sentencia “no lo se”. Aquella persona que no puede hacer esa sentencia nunca aprenderá nada. Y yo me he enorgullecido de mi capacidad para aprender.

-Thrall, ex-Jefe de Guerra de La Horda

¡El mundo está hecho de números! ¡Yo he estado haciendo ingeniería inversa a mi solución deseada todo este tiempo! ¡Y aquí está!

-Sho Minamimoto (The world ends with you)

Una vez que partamos, puede que no se nos permita regresar. Tal vez nunca veamos a nuestros padres de nuevo. No hay vuelta atrás. Pero puede que sea nuestra única oportunidad. ¡No podemos permitir que el miedo nos detenga! ¡Yo no tengo miedo a la oscuridad!

-Riku (Kingdom Hearts)

Índice

	Página
Introducción	1
Objetivo	1
1 Antecedentes	2
1.1 Prótesis	2
1.2 Señales mioeléctricas	7
1.3 Desarticulación transhumeral	13
2 Necesidades y especificaciones objetivo	15
2.1 Identificación de las necesidades	15
2.2 Generación de especificaciones objetivo	17
3 Diseño conceptual	20
3.1 Identificación del problema	20
3.2 Búsqueda de soluciones	22
3.3 Generación de conceptos	28
3.4 Selección y análisis de conceptos	31
3.5 Concepto seleccionado	35
4 Diseño de detalle	36
4.1 Adquisición de la señal	36
4.2 Acondicionamiento de la señal	38
4.3 Obtención de la información	40
4.4 Procesamiento de la información	41
5 Pruebas y fabricación	46
Resultados y trabajo a futuro	55
Conclusiones	56
Apéndice 1	57
Apéndice 2	59
Apéndice 3	61
Referencias	63

Introducción

En el presente trabajo se expone el desarrollo elaborado para la creación de un sistema controlador para los movimientos de una prótesis de miembro superior con base en una desarticulación transhumeral y lectura de señales mioeléctricas. Se presenta en el primer capítulo una breve recopilación teórica de los conceptos que se manejan a lo largo del trabajo. El segundo capítulo muestra los inicios del proceso de diseño en el que se identifican las necesidades del proyecto y se transforman éstas en especificaciones. A lo largo del capítulo tres se puede observar el diseño conceptual del proyecto en el que se muestran las opciones analizadas para cumplir con los requerimientos del proyecto así como la toma de decisión para obtener un concepto solución. Para el capítulo cuatro de este trabajo, se destinó presentar el diseño de detalle del proyecto en el que se especifican las características tecnológicas a emplear para satisfacer los conceptos generados en la etapa previa del diseño. Continuando a través del capítulo cinco, se presenta la serie de pruebas realizadas a la solución propuesta con la finalidad de observar que su comportamiento es el esperado y después cómo se fabrica un elemento entregable con calidad de modelo funcional del sistema desarrollado. En el capítulo seis se presentan un desglose de los resultados obtenidos por el proyecto así como el trabajo a futuro a realizar con lo obtenido. Finalmente en el séptimo capítulo se muestran las conclusiones generadas a partir del desarrollo de este trabajo.

Objetivo

Diseñar un sistema que, mediante el empleo de una señal biológica, genere información de control adecuada para implementarse en el sistema de actuación de una prótesis de miembro superior, primeramente enfocada hacia la zona del carpo.

1 Antecedentes

1.1 Prótesis

El ser humano realiza muchas acciones de manera cotidiana: levantarse, vestirse, trabajar, transportarse, convivir, etc. En las actividades anteriores se visualiza el empleo de las extremidades naturales del cuerpo; para caminar es indispensable el uso de las piernas, para preparar los alimentos se utilizan los brazos y las manos.



Figura 1.1 Trotar y cocinar, algunas de las múltiples actividades que realizamos cotidianamente. [1][2]

Pero no todos los seres humanos cuentan con la totalidad del cuerpo debido a causas varias: nacimiento sin algún miembro, accidentes de trabajo que requieren la amputación de un miembro, pérdida de miembros por causas bélicas, entre otros. Analizando los casos anteriores se encuentra una problemática: existen personas que no pueden realizar sus actividades diarias a plenitud por la ausencia de un elemento de su cuerpo; derivado de esta problemática surge un concepto: prótesis.

Se pueden encontrar muchas definiciones para la palabra prótesis:

- ✓ Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones. [3]
- ✓ Una parte de remplazo artificial para el cuerpo. [4]
- ✓ Aparato o dispositivo destinado a reparar artificialmente la falta de un órgano o parte de él; como la de un diente, un ojo, etc. [5]

De las definiciones anteriores encontramos algunas ideas en común como son: artificial, remplazo y miembro perdido.

Las prótesis surgen como elementos para solventar la ausencia de un miembro del cuerpo y estas pueden ser prótesis de dientes (implantes dentales), prótesis de manos (garfios), prótesis de pierna (patas de palo), prótesis de globo ocular (ojos de vidrio).



Figura 1.2 A la izquierda, prótesis de dedo encontrado en una momia egipcia; a la derecha, prótesis mamaria de peso. [6][7]

Ahora bien, las definiciones no hablan sobre una característica importante: funcionalidad. Existen prótesis meramente estéticas mientras que hay otras que centran sus esfuerzos en la funcionalidad, por ejemplo, un ojo de vidrio cumple con el objetivo de reemplazar la pérdida del globo ocular pero su aproximación es meramente estética; una prótesis de mano, tipo gancho, permite la sujeción de algunos elementos sin respetar totalmente la fisiología de la mano pero sí su funcionalidad.



Figura 1.3 A la izquierda, prótesis de pierna diseñada para corredores; a la derecha prótesis completa de extremidad superior con mano de gancho. [8][9]

Con la finalidad de mejorar el diseño de una prótesis en todos los aspectos posibles, se agregan al diseño protésico muchos campos de estudio; a partir de este punto, si se deseara construir en elemento protésico se deben considerar aspectos fisiológicos, ergonómicos, estéticos y tecnológicos por igual.

Actualmente los objetivos de muchos desarrollos protésicos, no estéticos, tienen varios puntos en común de lo que se desea ofrecer, requisitos que han evolucionado con el tiempo y se mencionan a continuación:

- ✓ Dotar a la prótesis de los movimientos naturales que corresponderían al miembro perdido por reemplazar.
- ✓ Hacer que el control del elemento protésico se de mediante señales biológicas.
- ✓ Diseñar el elemento protésico con propiedades físicas similares a las del miembro ausente (peso, geometría, textura por dar ejemplos).

- ✓ El elemento protésico debe permitir al usuario tener una reincorporación al ámbito laboral inclusive en actividades que requieran del uso del miembro ausente.
- ✓ La prótesis deberá ser funcional, estética y ergonómica.

Analizando, fisiológicamente, las prótesis de miembro superior que actualmente se ofrecen en el mercado, se observa que ninguna cuenta con los movimientos completos de la zona carpiana (abducción, aducción, flexión y extensión); en específico, no se encontró modelo alguno que realice el movimiento de abducción-aducción del carpo o muñeca.

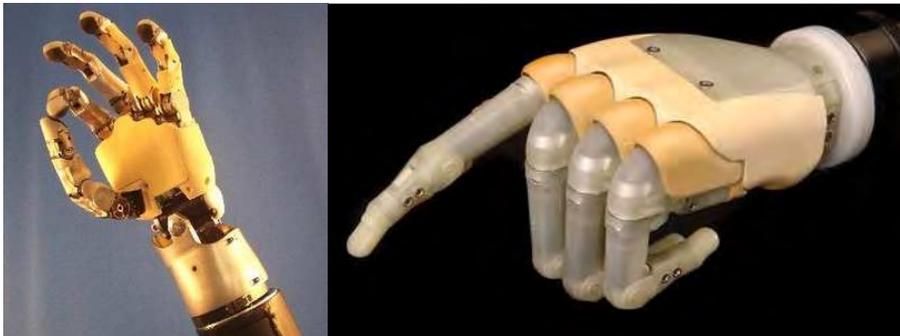


Figura 1.4 Luke's arm y iLimb, respectivamente, prótesis de miembro superior comerciales y entre los desarrollos más avanzados actualmente, que no realizan el par de movimientos aducción-abducción. [10][11]

Revisando la literatura fisiológica sobre miembro superior se encuentra un detalle muy importante; para que los movimientos de flexión y extensión de la mano puedan ser llevados a cabo, el carpo se vale de dos de sus articulaciones, radiocarpiana y mediocarpiana, de manera independiente. La flexión o extensión de la mano es el resultado de movimientos únicos de cada una de esas articulaciones.

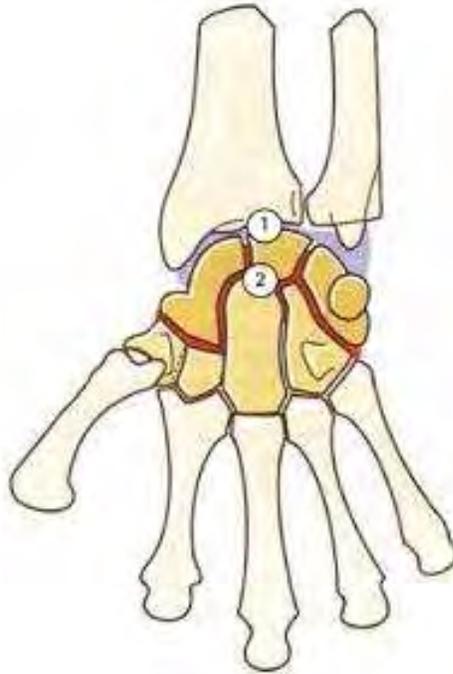


Figura 1.5 Articulación radiocarpiana (1) y mediocarpiana (2). [12]

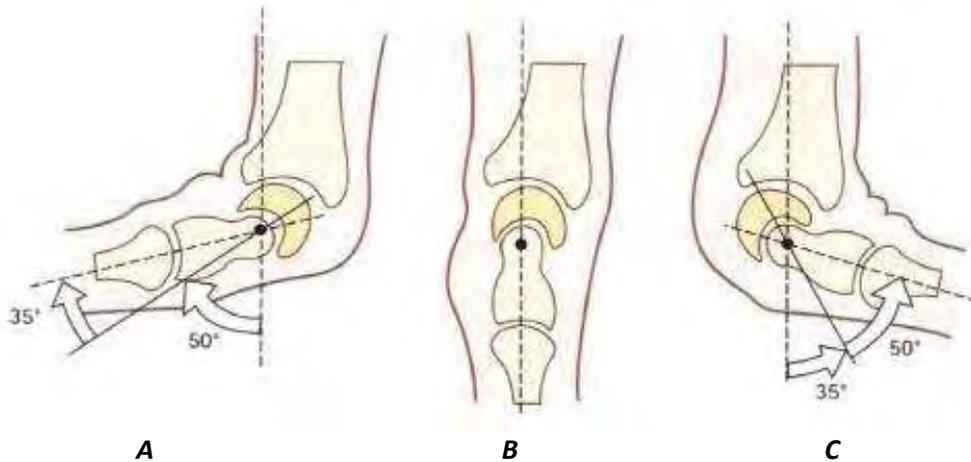


Figura 1.6 Aporte angular de las articulaciones del carpo en los movimientos de flexión (A), extensión (B) y reposo (C). [12]

Cuando las prótesis actuales imitan los movimientos de flexión y extensión, lo hacen únicamente con una articulación mecánica, tipo bisagra, que no sigue los límites naturales de movimiento y, por ende, resta naturalidad y precisión a los agarres de la mano que dependen de los movimientos de flexión-extensión del carpo.

1.2 Señales mioeléctricas

Con base en los estándares actuales de instrumentación para el control de un elemento protésico, se debe utilizar una señal biológica para activar el movimiento de la prótesis. Señales biológicas son aquellas que provienen de las acciones naturales de los organismos, ya sean animales, vegetales o humanos. Entre las señales biológicas se encuentran: el ritmo cardíaco, la sudoración, el dolor y la acción mioeléctrica, entre otras. Las señales mioeléctricas son las que más comúnmente se emplean en instrumentación protésica por la forma en que pueden aprovecharse para el diseño de sistemas de control para los movimientos de las prótesis. Las señales mioeléctricas son aquellas presentes en los músculos en presencia o ausencia de movimiento.



Figura 1.7 Prótesis de miembro superior con lectura de señales mioeléctricas por re-inervación en el pecho. [13]

Los músculos no son los únicos encargados de los movimientos de nuestras extremidades, también están implicados los tejidos conectivos y los huesos, sin estos últimos los músculos no tendrían estabilidad al realizar flexión o contracción. El sistema nervioso es el responsable de enviar la orden de movimiento a los músculos por medio de la neurona motriz superior a la neurona motriz inferior ubicada en el cuerno ventricular de la médula espinal.

A nivel cerebral, el pensamiento de movimiento surge desde el lóbulo frontal pasando después por la corteza prefrontal para adquirir información sobre la posición general del cuerpo en el espacio, parte de esta información llega directamente a las neuronas motrices inferiores mientras que otra entra en sinapsis con la parte central inferior del cerebro donde la intención de movimiento se integra con los sentidos internos y externos para generar patrones motrices asociados con los reflejos. El monitor de todo este proceso es el cerebelo y se encarga también de darle el ajuste final.

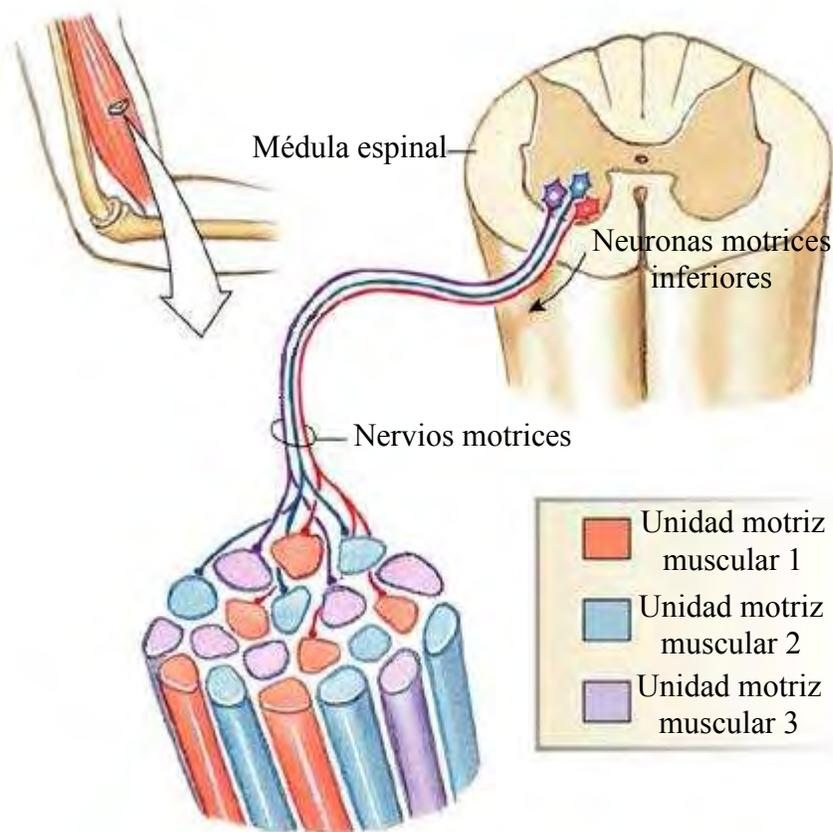


Figura 1.8 Representación de la conexión del sistema nervioso con las fibras musculares. [14]

Los músculos se constituyen de arreglos de fibras paralelas llamadas miofibrillas, éstas a su vez consisten en filamentos de miosina y actina. La estructura básica de la que se constituye un músculo se llama sarcómero y se define como una unidad simple de filamentos de miosina y actina superpuestos de una línea Z a la siguiente línea Z del músculo (paralelismo).

El filamento de actina es una fibra delgada con dos moléculas cargadas electrónicamente con carga negativa; el filamento de miosina es una fibra más delgada con cabezas globulares que tienen moléculas de adenosín trifosfato (ATP) cargadas negativamente. Cuando un músculo se encuentra en estado de reposo, los filamentos de actina y miosina permanecen uno al lado del otro repeliéndose mutuamente.

Cuando el sistema nervioso recibe la indicación de mover alguna parte de nuestro cuerpo, emite un potencial de acción desde la neurona motriz inferior que libera Acetilcolina (ACh) en la unión neuromuscular. La acción anterior manda una carga que llega a la retícula sarcoplásmica del músculo en donde permite que los poros de la misma se abran y liberen iones de calcio que inundarán el espacio donde se ubican la miosina y las fibras activas. Los iones de calcio tienen una fuerte carga positiva que se adhiere instantáneamente a las fibras de actina, después los filamentos negativos de miosina son atraídos a los, ahora, positivamente cargados filamentos de actina. La atracción química electromagnética inducida hace que los dos filamentos se presionen uno contra el otro y las cabezas globulares, de las fibras de miosina, se aplanen empujando a las fibras de actina realizando la contracción del músculo. La fuerza de deformación de las cabezas globulares hace que la molécula existente de ATP se libere, la energía asociada con esta liberación se aprovecha para liberar los iones de calcio de los filamentos de actina. Debido a lo anterior, los filamentos de actina y miosina se separan el uno del otro y una nueva molécula de ATP se adhiere nuevamente a una cabeza globular con lo que se completa el ciclo y queda listo para un nuevo inicio. Con activaciones sucesivas el músculo se contrae mientras que se acorta y así se genera el movimiento de una determinada zona del cuerpo, se estima que cada ciclo el músculo se deforma un 1% de su longitud y considerando que en algunos movimientos musculares la deformación es de hasta el 35% de su longitud en reposo eso lleva a inferir que el proceso ya mencionado se repite múltiples veces por activación.

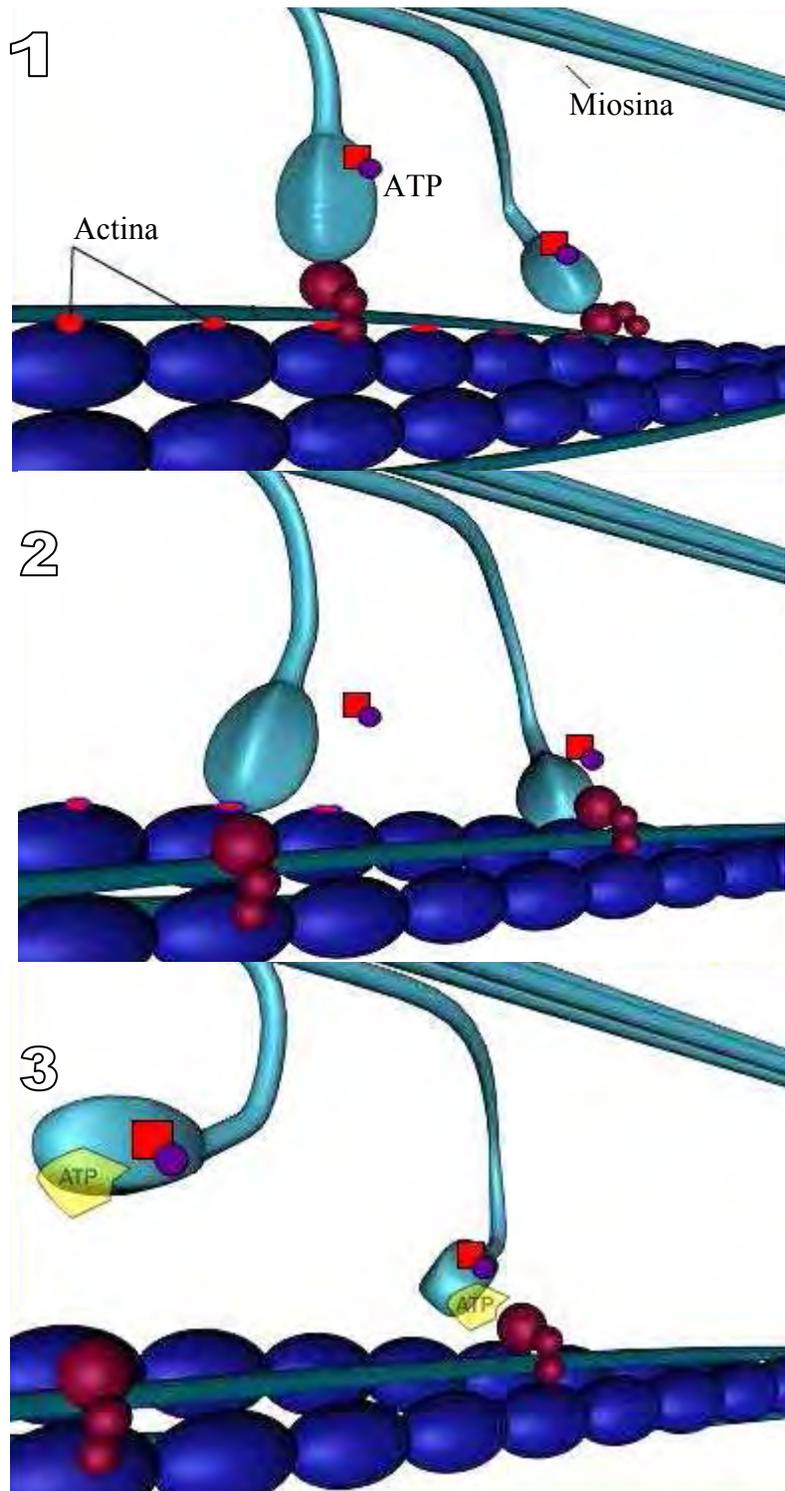


Figura 1.9 Las fibras de miosina y actina se encuentran en reposo (1), después la activación eléctrica de los iones de calcio hace que entren en contacto y la fuerza inducida permita un desplazamiento (2), finalmente la miosina se libera adquiriendo una nueva molécula de ATP y regresando a su posición para una nueva activación (3). [15]

La electromiografía superficial es un método de monitoreo que permite identificar el correcto estado de los músculos que participan en un movimiento corporal en particular, se basa en la lectura de señales mioeléctricas, aquellas emitidas por el intercambio electrónico de los procesos, ya descritos, para que un músculo se mueva. La electromiografía superficial recolecta las señales mioeléctricas con electrodos especiales ubicados en la zona cutánea inmediata a un músculo objetivo y no directamente en el tejido muscular, esto hace que la señal original se vea afectada tanto por los tejidos entre el músculo y la piel, como por los elementos de medición. Para poder trabajar con las señales mioeléctricas debe amplificarse la señal recolectada por los electrodos así como filtrarse para nulificar al máximo los componentes de ruido adquiridos en la lectura.



Figura 1.10 Diagrama de afectaciones a la lectura de una señal mioeléctrica. [16]

Después de todo este proceso se obtendrá una señal mioeléctrica en bruto que mostrará la interacción electrónica entre las múltiples fibras que se encuentren en la vecindad de la zona de lectura que abarque el electrodo.

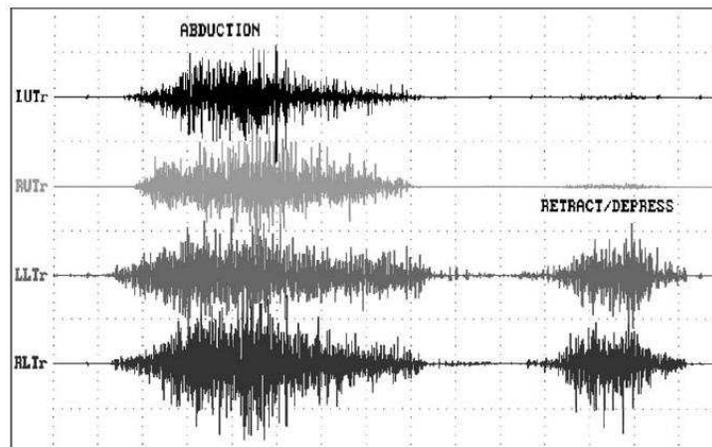


Figura 1.11 Lecturas electromiográficas obtenidas para los movimientos de abducción y retracción del músculo trapecio. [16]

Para evitar leer señales mioeléctricas que no arrojen información específica del movimiento que se desea observar se recomienda una serie de pasos [16] para minimizar ruidos a la señal por mal instrumentación o colocación de dispositivos:

- ✓ Los cables que transmiten la señal de los electrodos a los amplificadores deben estar blindados así como ser de la menor longitud posible (45 cm máximo).
- ✓ El cableado debe evitar movimientos en medida de lo posible, esto se soluciona pegando los cables a la piel del sujeto a evaluar.
- ✓ Seleccionar la zona a analizar de modo que se tenga el mínimo de tejidos entre las fibras musculares y los electrodos.
- ✓ Preparar la zona cutánea donde se colocará el electrodo: con una almohadilla con alcohol frotar la zona de colocación con vigorosos movimientos (aproximadamente seis repeticiones bastarían), la coloración de la zona debe ser ruborizada para indicar que la preparación de esa parte ha sido realizada.
- ✓ Colocar un poco de gel para electrodo en la zona donde se colocará el mismo en caso de que los sensores no cuenten ya con una preparación previa de gel o pasta.
- ✓ Seleccionar la apropiada colocación de los electrodos, es deseable que éstos se coloquen en paralelo a las fibras musculares y con tendencia al centro del músculo en sí.
- ✓ Los lugares a evaluar deben ser de fácil ubicación para mejorar la posible repetición de las pruebas.

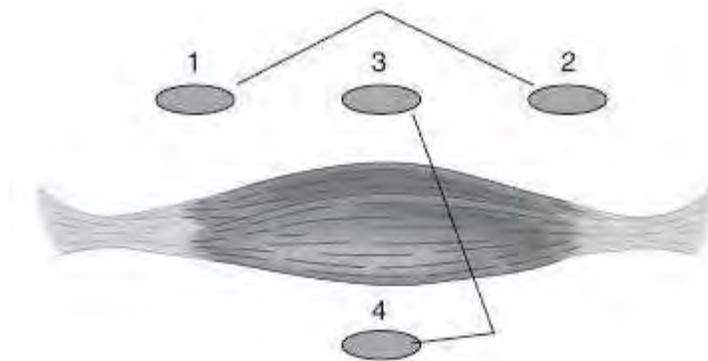


Figura 1.12 Fibra muscular en donde los electrodos 1 y 2 están en paralelo a la misma y los electrodos 3 y 4 están perpendiculares (situación poco deseable). [16]

1.3 Desarticulación transhumeral

Siempre que se pretende trabajar en la elaboración de cualquier aspecto de una prótesis para una extremidad (elementos mecánicos, sistemas de control, ergonomía, etc.) se debe definir el nivel de amputación sobre el cual se actuará, esto arroja información sobre los movimientos que se necesitan reponer con el elemento protésico, las zonas con que se cuenta para su colocación, los elementos de adquisición de señales con que se dispone y el espacio con el que se cuenta para la instrumentación de la prótesis en general. Se define entonces que para cuestiones de este trabajo se selecciona como objetivo el análisis de una desarticulación a nivel transhumeral (arriba del codo).

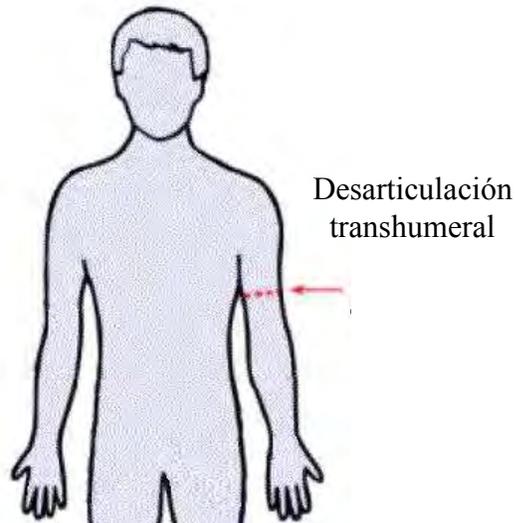


Figura 1.13 Nivel de amputación al cuál se centrará este trabajo, desarticulación transhumeral. [17]

La desarticulación transhumeral incluye otras afectaciones como la amputación transradial, la amputación por desarticulación de muñeca, la amputación metacarpiana y la amputación de dedos, es decir presenta la ausencia de movimientos de pronosupinación del antebrazo, circunducción de la muñeca y movimientos generales de los dedos, además de la flexión y extensión del antebrazo. La mayor parte del brazo permanece aún después de una desarticulación transhumeral y es ahí donde se ubican algunos de los músculos responsables de los movimientos de la parte perdida del miembro superior (como el bíceps y el tríceps).

Para que los tendones no pierdan su funcionalidad o la misma sea errática, es importante saber que si han sido rotos durante la amputación, el miembro remanente debe someterse a un proceso de tenodesis. La tenodesis es el procedimiento quirúrgico en el que un tendón se adhiere a un hueso para que vuelva a tener funcionalidad. Para la correcta generación de un movimiento se debe tener en cuenta que los músculos no actúan independientemente, se ayudan de los huesos y otros tejidos como los tendones, por lo que se deriva la importancia el tener a punta todos los sistemas implicados en la motricidad del cuerpo, aún en amputaciones, para su posible post selección en algún método de rehabilitación o de aprendizaje para uso de una prótesis.

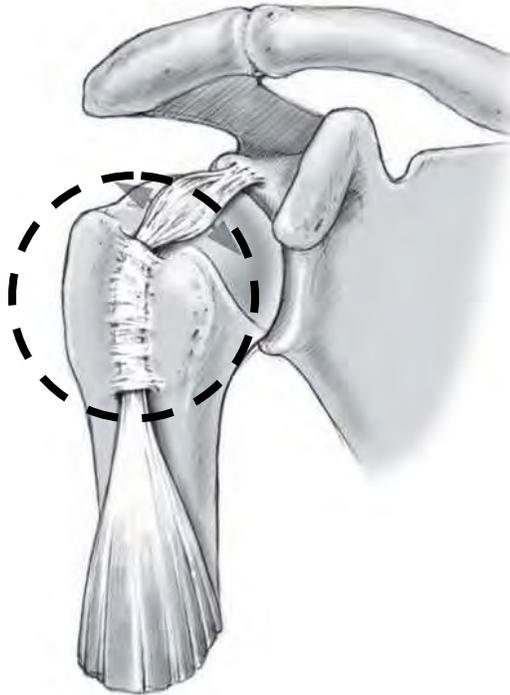


Figura 1.14 Ejemplo de tenodesis del bíceps al hombro. [18]

2 Necesidades y especificaciones

Para lograr el objetivo del trabajo, se plantea actuar bajo una metodología de diseño; la propuesta de pasos a seguir, que Ulrich y Eppinger presentan en su libro *Diseño y desarrollo de productos*, se considera la adecuada para el desarrollo del sistema pues es un planteamiento ordenado que permite asegurar la calidad de lo que se diseña, coordinar los pasos requeridos para llegar al objetivo deseado, planear el proyecto a desarrollar, evaluar la operación del trabajo vigente y facilitar la identificación de oportunidad para la mejoría del diseño [19]. Por otra parte, la metodología de diseño a emplear propone que los pasos que la componen no deben ser seguidos cabalmente sino que las mismas características de lo que se diseña vayan solicitando los análisis pertinentes, además se invita al diseñador a agregar las consideraciones que se hagan necesarias en cada etapa del diseño haciendo del método una herramienta versátil.

2.1 Identificación de las necesidades

La primera etapa del método a seguir es la identificación de necesidades: los atributos de lo que se desea diseñar y que son deseables para satisfacer los objetivos del trabajo. Es importante que para definir las necesidades se piense en lo que el sistema tiene que hacer y no en cómo lo realizará.

Para identificar las necesidades se analizan algunos trabajos realizados en el campo de desarrollo protésico y los requerimientos que se han generado a partir de ellos; en el capítulo de antecedentes se presentaron ya algunas características esperadas para una prótesis, a partir de las anteriores se toman aquellas que estén dentro de los alcances de este trabajo para ubicar necesidades y se complementan las ideas con información adicional derivadas del grupo de trabajo del que se desprende el presente desarrollo.

Para un sistema de control (SC) de una prótesis mioeléctrica de miembro superior a nivel de desarticulación transhumeral, se identifican las siguientes necesidades:

1. El SC adquiere señales biológicas para su funcionamiento.
2. El SC permite ejecutar los movimientos fisiológicos del miembro ausente.
3. El SC tiene una respuesta en tiempo real.
4. El SC es útil, al menos, durante una jornada laboral.
5. Las señales necesarias para el SC se adquieren fácilmente.
6. El SC cuenta con elementos de seguridad.
7. El SC favorece la ergonomía del diseño.
8. El SC debe ser ligero.

Es posible recabar más información de las necesidades de diseño al entrar en contacto con otros grupos que estén diseñando bajo la misma temática (elementos protésicos) pero bajo otro enfoque (económico, estético, psicológico).

Partiendo del conocimiento de que el sistema de control que se pretende generar con este trabajo se implementará en un elemento protésico, y que tal elemento será usado por personas con desarticulación transhumeral, se puede utilizar otra técnica de identificación de necesidades que consiste en interactuar con las personas que usarán directa o indirectamente lo que se está diseñando en el medio cotidiano en que se desenvuelven. Al analizar el entorno en que estará siendo usado el sistema y la demanda que tiene el usuario hacia nuestro diseño es posible generar necesidades adicionales a las ya ubicadas.

Con los resultados de esta etapa de la metodología de diseño, se tienen herramientas para generar especificaciones que debe poseer el sistema; así también, las necesidades serán parte de la creación de conceptos que permitirán cumplir con los objetivos del proyecto. Se procede entonces con la siguiente etapa sugerida por la metodología de Ulrich y Eppinger: generación de especificaciones objetivo.

2.2 Generación de especificaciones objetivo

Las especificaciones son la base sobre la que se trabajará para poder tener una idea más clara de cómo satisfacer las necesidades encontradas para el diseño, también describen precisamente lo que el sistema, para este caso, deberá hacer. Surgen del análisis de las necesidades y eliminan, en la mayoría de los casos, la subjetividad de las mismas.

Las especificaciones pueden ser de dos tipos: objetivo o finales, las primeras son aquellas que se establecen inmediatamente al haber identificado las necesidades del diseño y representan las metas que se tienen para lo que se esté desarrollando. Las tecnologías, que en etapas posteriores del diseño se utilicen, imponen limitaciones para las especificaciones inicialmente planteadas haciendo que algunas no se alcancen mientras que otras se rebasen debido a las concesiones de diseño. Una vez seleccionado el concepto a implementar, las especificaciones objetivo se modifican de acuerdo a las limitaciones y posibilidades del mismo y se convierten en especificaciones finales para ese diseño.

A continuación se hace una lista de las especificaciones generadas para las necesidades encontradas y se les da un valor de importancia en el diseño. El rango en que se encuentra la importancia de las especificaciones va de 1 a 5 siendo el primero el que menor importancia denota y el segundo la máxima importancia posible. También se agregan los valores marginales e ideales esperados para tales especificaciones.

Tabla 2.1 Especificaciones objetivo del diseño.

No. de especificación	No. de necesidad asociada	Especificación	Importancia	Unidades	Valor marginal	Valor ideal
1	4	Tiempo de operación continuo	4	<i>hr</i>	>6	>8
2	2	Movimientos realizados	4	Lista	Todos	Todos
3	3 y 8	Retraso entre comando y respuesta	5	<i>ms</i>	<200	<100
4	1 y 5	Señales biológicas	5	Lista	Mioeléctricas	Cualquiera
5	9	Masa total	5	<i>g</i>	<500	<250
6	6 y 8	Ergonomía	3	Subjetivo	3	10
7	7 y 8	Elementos de seguridad	3	Lista	Electrónicos	Todos

El tiempo de operación especificado como ideal parte de la convención de una jornada laboral de ocho horas [20], la cual no es continua en todos los casos y cuenta con recesos intermedios, de ahí que el sistema tenga un valor marginal de seis horas esperando que para cumplir con la jornada completa se pueda valer del descanso laboral para dejar reposar el sistema.

Cuando se hace referencia a “todos” en la sección de movimientos realizados debe tenerse en cuenta el enfoque inicial con el cual se comenzó a diseñar: amputación de miembro superior a nivel transhumeral; los movimientos a los que hace referencia son todos aquellos que realizaba el miembro ausente.

Por otra parte, las señales biológicas son aquellas presentes en el humano como frecuencia cardiaca, activación mioeléctrica, impulsos nerviosos, entre otras. Hay algunas señales que son más fáciles de adquirir que otras y más cuando no se cuenta con la preparación profesional adecuada para manipularlas. Un aspecto importante de estas señales es el tipo de información que se puede adquirir de cada una y cómo puede emplearse ésta para los objetivos del sistema.

Los retrasos entre comando y respuesta indican que tan velozmente pueden realizarse las acciones del sistema de control para adquirir una nueva entrada y trabajar con ella; tener la capacidad de realizar 5 acciones, por lo menos, en un segundo se considera aceptable recordando que la entrada del sistema se dará por medio de señales biológicas, de las cuales se hace notar en la tabla 2.1 que la señal mínima a utilizar es la mioeléctrica que se presenta a frecuencias muy bajas.

En cuanto a la masa, se espera que el sistema no ocupe más allá de una séptima parte del valor que investigadores de prótesis han manejado como estándar para una prótesis de miembro superior [21] pues el sistema será solamente una parte del elemento protésico, se da lugar a que la masa correspondiente a actuadores, energía y materiales de los mecanismos tenga una adecuación más sencilla en sus respectivas especificaciones.

Los elementos de seguridad pueden ser electrónicos, mecánicos o ambos pero se considera que los electrónicos deben ser los mínimos a existir principalmente por el desarrollo de este trabajo, los sistemas de control se basan mayormente de elementos electrónicos y el perder alguno de estos durante la operación evitaría satisfacer el objetivo deseado.

3 Diseño conceptual

La siguiente etapa en el proceso de diseño es la generación de conceptos. A partir de las necesidades y especificaciones que fueron encontradas se pueden formular descripciones aproximadas de la tecnología y principios de trabajo que satisfagan los objetivos del diseño que se está realizando. Un concepto es una descripción concisa de la forma en que el elemento que se diseña va a cumplir con las necesidades ubicadas para el mismo. [19] Al generar varios conceptos se estarán evaluando las distintas posibilidades que existen para cumplir con la función de lo que se diseña pero para ello se debe tener bien clara esa función, es decir se debe aclarar el problema que se pretende solucionar con el diseño.

3.1 Identificación del problema

Este trabajo tiene como finalidad el desarrollo de un sistema de control para un elemento protésico de miembro superior, activado por señales biológicas. Para lograr tal fin es sabido que se requieren algunas entradas al sistema y después de algún procesamiento se adquirirán salidas útiles para controlar los movimientos de la prótesis, esto se puede representar a groso modo con un diagrama de “caja negra” como el que se muestra a continuación.

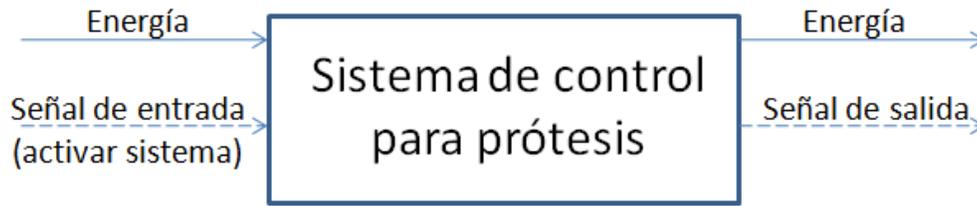


Figura 3.1 "Caja negra" del sistema a desarrollar.

Como se puede ver, a partir de alguna o algunas señales de activación el sistema entregará una señal de salida útil para controlar la prótesis, se vale de energía para realizar la transformación de señales y también existe energía implicada a la salida, esta será la función principal del sistema.

El problema que se presenta es muy general para ser resuelto por lo que se procede a descomponerlo en varios subproblemas que realicen funciones específicas y más fundamentales. A continuación se presenta un diagrama funcional en el que se muestran las funciones que pueden cumplir con la transformación de las entradas para cumplir con la función principal, se hace notar que sólo se plantea una funcionalidad sin ser específicos hacia algún principio tecnológico pues no es la etapa de diseño adecuada para hacer esas propuestas.

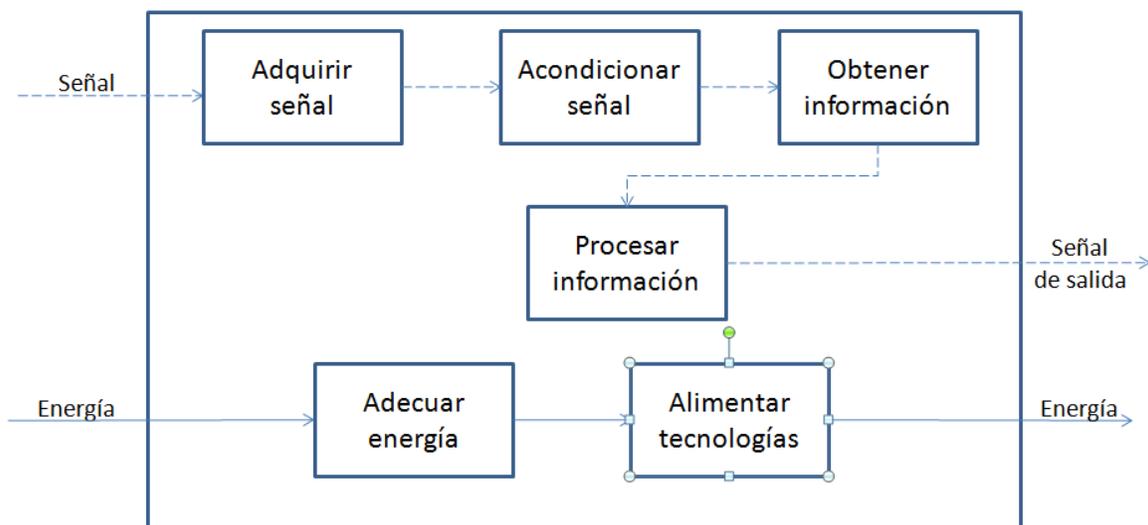


Figura 3.2 Sub-funciones implicadas en el sistema a desarrollar.

La descomposición del problema general brinda una visión más detallada de las problemáticas específicas a resolver y permite iniciar con la generación de conceptos que solucionen las subfunciones identificadas.

3.2 Búsqueda de soluciones

Después de determinar cuáles son las funciones más básicas de las que se vale el sistema para cumplir con su cometido, se procede a buscar soluciones para el problema fundamental que cada subfunción representa. Esta búsqueda puede realizarse tanto en sistemas ya existentes como puede ser generada por la pericia de las personas implicadas en el diseño. Las soluciones que se encuentren en esta parte del desarrollo son meramente fragmentos de un concepto con la capacidad de interactuar para formar soluciones integrales a la problemática definida y así entonces generar una propuesta de concepto.

La cantidad de opciones que se pueden presentar para solucionar cada subfunción es muy basta por lo que se sugiere, en la metodología de diseño, enfocar inicialmente la búsqueda en un grupo de funciones fundamentales y, a partir de lo encontrado, refinar la búsqueda para las funciones restantes. En el presente trabajo se enfoca la búsqueda inicial a la parte relacionada a las señales, es decir, se analizarán las posibles soluciones para su adquisición, acondicionamiento, conversión a información útil, procesamiento y transformación en señales de control.

En cuanto a las señales a leer, con base en las necesidades, se sabe que debe adquirirse una señal biológica; obteniendo ideas de trabajos ya realizados en el campo de desarrollo protésico, se identifican dos señales comúnmente utilizadas: las señales mioeléctricas y las señales provenientes directamente de la actividad cerebral (neuronales). El número de trabajos que existen en el área de electromiografía (la lectura de las señales mioeléctricas) es mayor al que está disponible para las señales puramente neuronales.

Debido a que la adquisición de señales biológicas es un campo de conocimiento en donde el equipo de trabajo carece de pericia, se considera eliminar de primera instancia el uso de señales neuronales por las pocas bases que se pueden tener para trabajar con ellas; por otra parte, el trabajo y literatura existente sobre señales mioeléctricas permite que el desarrollo con base en las mismas sea más sencillo y no requiera una inmersión a profundidad en alguna especialidad del conocimiento lo cual permitirá desarrollar con mayor profundidad otros aspectos del diseño, la parte ingenieril del mismo.

Para recolectar la información de las señales mioeléctricas existen varios tipos de electrodos con distintas características, una primera clasificación de éstos puede darse entre invasivos y no-invasivos. Los electrodos invasivos son aquellos que penetran por las capas de la piel hasta alojar una aguja metálica en una zona intramuscular mientras que los electrodos no invasivos obtienen las lecturas mioeléctricas desde la epidermis por contacto con una pequeña placa metálica.

El empleo de electrodos invasivos está sujeto al conocimiento de las técnicas correctas de colocación de los mismos, a partir de este punto no se considerarán este tipo de elementos como soluciones para la lectura de las señales mioeléctricas y entonces se desarrollan las opciones a partir de los electrodos superficiales. A continuación se presenta en un árbol de clasificación las diferentes opciones que se tienen en cuanto a los electrodos superficiales que se pueden usar para la recolección de las señales mioeléctricas:

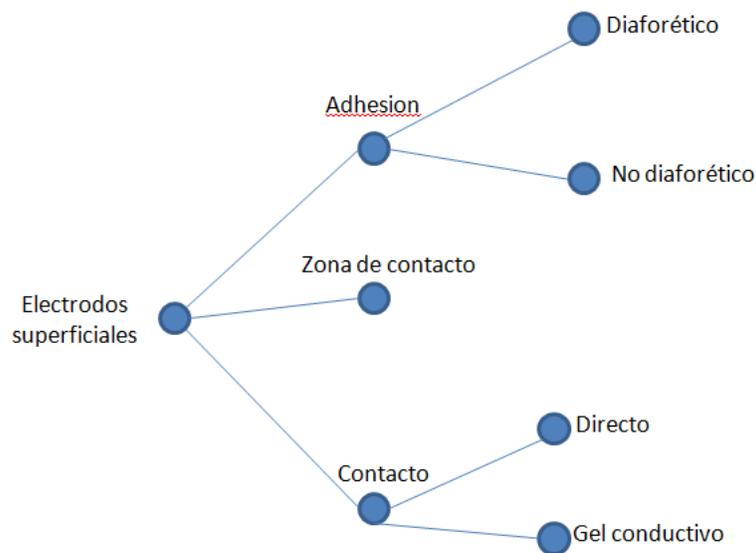


Figura 3.3 Árbol de clasificación de los electrodos superficiales de acuerdo a sus características.

Se sabe que la señal mioeléctrica originalmente es de muy bajo potencial y por lo mismo trabajar con ella es muy complicado y requiere ser acondicionada para su posterior procesamiento, tal acondicionamiento es un proceso de amplificación para poder trabajar a niveles de voltaje que pueden ser procesados posteriormente para obtener información. Se proponen entonces dos maneras de lograr la mencionada amplificación.

La configuración de amplificador operacional no-inversor genera una ganancia (amplificación) para una señal con base en la configuración de impedancias que se le coloquen; idealmente esta ganancia puede ser infinita (idealización del amplificador operacional) pero en la implementación real ésta se encuentra limitada por las características del circuito integrado que se utilice.

Generalmente la ganancia máxima que se le puede dar a un amplificador operacional es de 40 veces la señal original por lo que para generar la ganancia que se espera deben hacerse dos etapas de amplificación en cascada. Los circuitos integrados de amplificadores operacionales están sujetos al error de corrimiento por voltaje y al error de corrimiento por corriente. Los errores ya mencionados hacen que con base en una entrada nula al sistema, pero ya energizado el circuito, la salida sea un voltaje pequeño (menor a 10 mV en la mayoría de los circuitos) que también es afectado por la ganancia del arreglo, es decir, entre mayor sea la ganancia mayor será el error que se genera a la salida y que se agregue a la señal esperada.



Figura.3.4 Amplificador operacional de uso general. [22]

Por otra parte, existe un amplificador operacional específicamente diseñado para generar ganancias de hasta 1000 veces la señal de entrada, el amplificador de instrumentación. El amplificador operacional de instrumentación cuenta con un arreglo de amplificadores en modo diferencial donde deben existir siempre dos entradas de señales y una referencia común a ambas, de esa forma lo que se opera es la diferencia entre ambas señales obteniendo la información única a cada entrada y eliminando la que es igual en ambas (efecto de rechazo en modo común) evitando así el ingreso de ruido eléctrico.

Este amplificador operacional también presenta los errores de corrimiento por voltaje y corriente de entrada pero, su diseño hace que sean mínimos y no se vean afectados por las grandes ganancias que pueden generarse logrando así tener una aproximación más cercana de la salida esperada aun para voltajes muy pequeños.



Figura 3.5 Amplificador operacional de instrumentación. [23]

Para obtener información a partir de la señal mioeléctrica ya acondicionada se opta por un proceso de digitalización que puede ser realizado por circuitos que operen señales analógicas y las transformen en niveles de corriente directa o generen palabras binarias con ellas.

La primera solución que surge es el uso de un conversor analógico digital, ADC por sus siglas en inglés. Los ADC se encargan de hacer lecturas periódicas de una señal analógica y en función del nivel de voltaje generar una palabra binaria de N bits, donde N depende del dispositivo; la palabra generada es el equivalente digital de la señal de entrada y puede ser empleada para su posterior procesamiento.

Dependiendo de la resolución del ADC es la precisión con la que se puede leer la señal analógica por lo que, si se desea usar este dispositivo, deberá hacerse un análisis de los límites de voltaje de la señal analógica para saber con cuántos bits es posible caracterizar adecuadamente la señal con la menor pérdida de información posible, es importante mencionar que siempre existen pérdidas de información en la digitalización de una señal analógica.

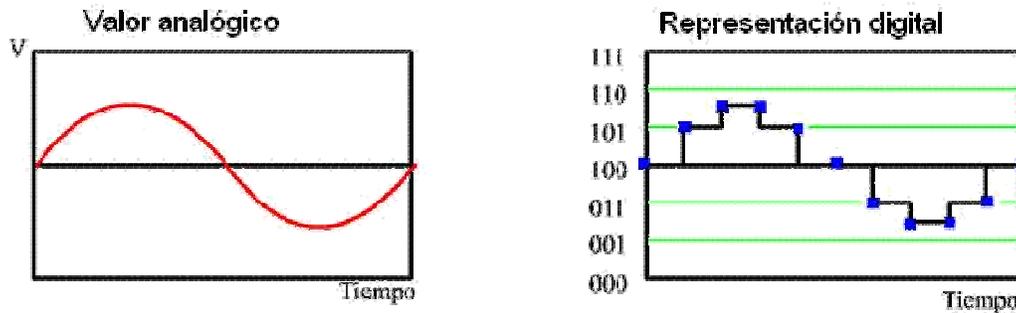


Figura 3.6 Muestra de la digitalización de una señal analógica por conversión analógico-digital. [24]

Otra opción para digitalizar la señal puede ser mediante el uso de la transformada discreta de Fourier, DFT por sus siglas en inglés, la cual transforma la señal del dominio del tiempo al dominio de las frecuencias. Al trabajar la señal, después de haber sido operada por la DFT, se puede usar la información de amplitud para frecuencias específicas que deberán ser encontradas ya que las señales mioeléctricas varían su frecuencia en función del esfuerzo del músculo. Existen varios componentes electrónicos especializados en el procesamiento digital de señales, conocidos como DSP por sus siglas en inglés, y realizan operaciones matemáticas de alta complejidad a altas velocidades; la operación DFT es una de las operaciones que pueden ejecutar los DSP por lo que si se desea usar este método de obtención de información digital de la señal se tendrá que seleccionar un DSP adecuado. Algunos de los parámetros a considerar en la selección de un DSP son: ancho de banda soportado, velocidad de procesamiento, resolución de conversión analógica a digital y entorno de programación.

Una propuesta más para la etapa de digitalización de la señal es el cálculo del valor medio cuadrático de la misma, *rms* por sus siglas en inglés. La operación *rms* consiste en obtener los valores de la señal al cuadrado logrando así volverlos positivos, luego se obtiene el promedio de los valores de la señal para volverla constante y finalmente se obtiene la raíz cuadrada del resultado anterior para reducir los efectos de amplificación por la primera operación. Al final se logra convertir la señal analógica en una señal de corriente directa con un determinado nivel de voltaje que puede ser útil como una señal de encendido o apagado digital. Para realizar la operación de RMS existen componentes electrónicos llamados convertidores *rms*-CD que pueden procesar la señal prácticamente en tiempo real.

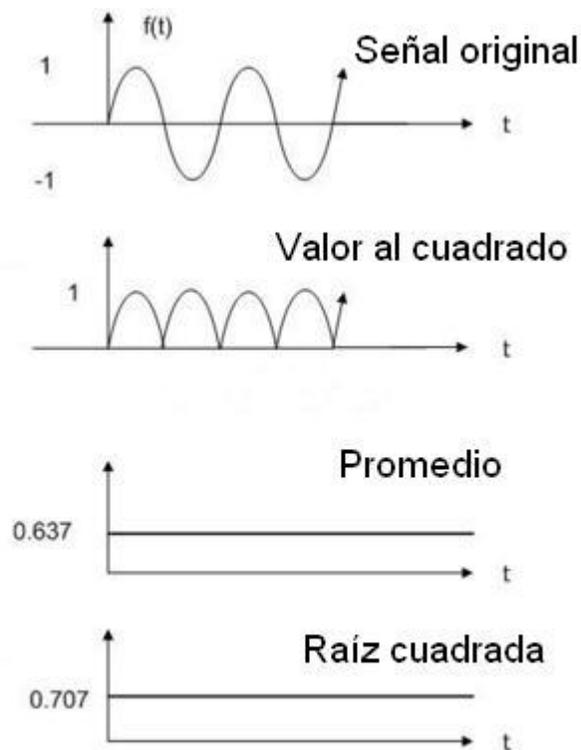


Figura 3.7 Ejemplo de operación *rms* para una señal sinusoidal de amplitud unitaria.

Para resolver la subfunción de procesamiento de la información se plantean dos opciones de solución, la primera de ellas es mediante el uso de tarjetas de adquisición de datos, mejor conocidas como DAQ. Los sistemas DAQ adquieren una o varias señales y, mediante una computadora manipulan la señal, de manera digital, de acuerdo a como sea conveniente para su uso. Las DAQ se valen de dos elementos para lograr su función: una parte hardware y una parte software, la primera es el vínculo entre las señales y la computadora ya que se encarga de adecuar la información recibida a niveles digitales para su posterior procesamiento; el hardware por lo general puede consistir de multiplexores, convertidores de señal analógica a digital (ADC), temporizadores, etc; por otra parte, el software es el instrumento virtual en el que se programa el procesamiento de la señal adquirida, está directamente relacionado con las entradas de información que tenga el software correspondiente y permite la generación de señales de salida con base en un procesamiento programada específico.

La otra propuesta de solución es el empleo de microcontroladores, circuitos integrados que cuentan con las unidades funcionales de procesamiento, memoria y entrada /salida. Estos dispositivos programables pueden almacenar en memoria una serie de instrucciones para que, con base en una señal digital o analógica entrante, se puedan obtener señales de control en forma de palabras digitales. Los microcontroladores cuentan con módulos ADC, puertos de entrada y salida digitales, temporizadores, protocolos de comunicación (SPI, I²C, USART), modulación por ancho de pulso, fuentes de interrupción, entre otras herramientas dependiendo del microcontrolador que se analice.

3.3 Generación de conceptos

Una vez identificadas las posibles soluciones para cada una de las subfunciones del problema principal, se plantean combinaciones entre ellas para generar los conceptos de solución, es decir las mejores relaciones entre propuestas para cumplir con la función principal, las que sean más adecuadas con los objetivos del diseño. Para ello, se usa primero, la organización de tabla de combinación para sintetizar los resultados que se tienen hasta este momento; en tal tabla se colocan en cada columna las subfunciones a resolver y en cada renglón las soluciones encontradas para cada una de ellas. A continuación se muestra la tabla de combinaciones generada.

Tabla 3.1 Tabla de combinaciones para la transformación de la señal.

Acondicionar señal	Obtener información	Procesar información
Amplificación en cascada	ADC	DAQ
Amplificación de un solo paso	DFT	Microcontrolador
	rms	

Se plantea, a continuación, un conjunto de combinaciones iniciales en las que se considere al menos una vez cada posible solución, luego con el grupo de conceptos generados se desarrollará la selección de los mismos con base en sus ventajas y desventajas para cumplir de manera adecuada la función principal y si es necesario se generará una combinación no considerada.

Tabla 3.2 Propuesta de combinación, concepto A.

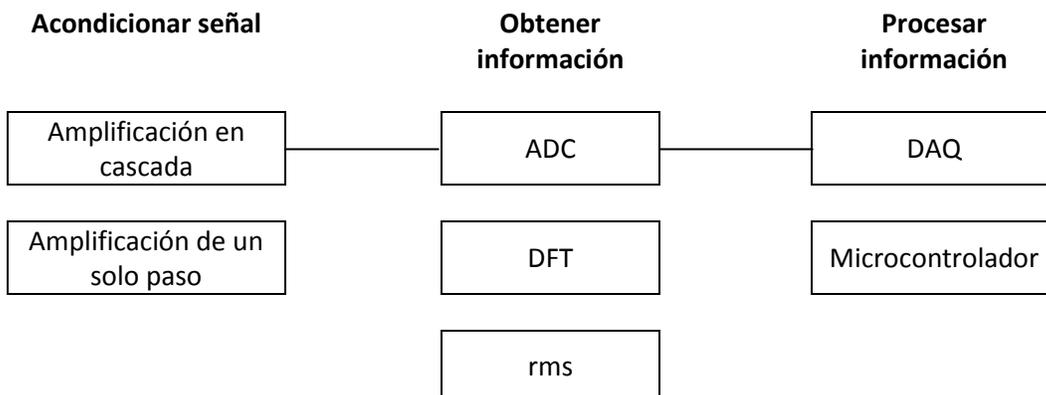


Tabla 3.3 Propuesta de combinación, concepto B.

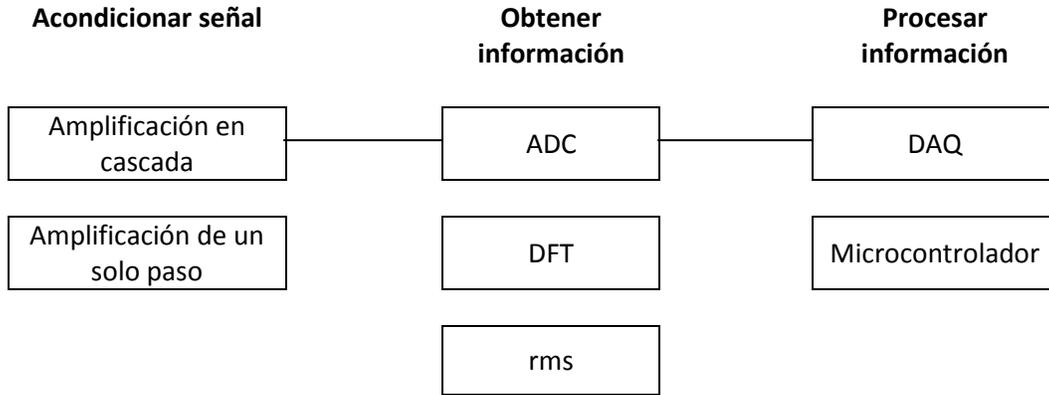
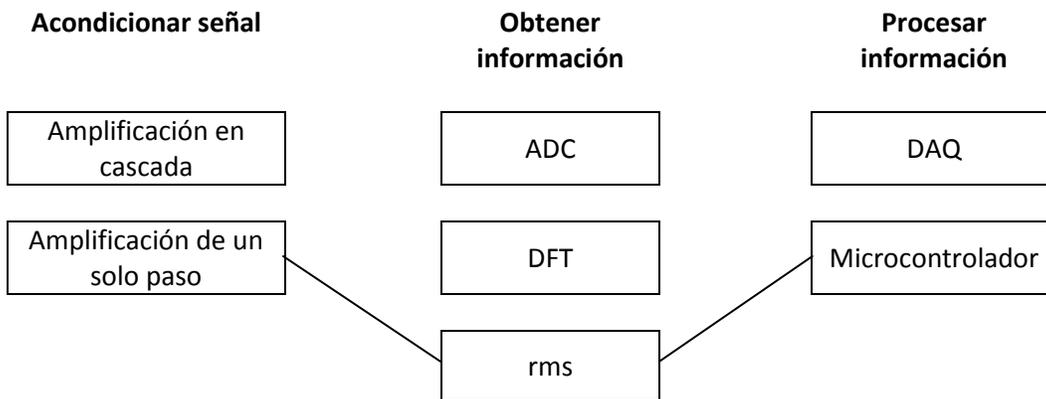


Tabla 3.4 Propuesta de combinación, concepto C.



3.4 Selección y análisis de conceptos

Primero se procede a determinar el método de adquisición de señales más adecuado, en la selección adecuada de un electrodo es importante considerar el tamaño del mismo; entre más pequeña sea la zona de detección del electrodo menor será la zona de espaciamiento entre electrodos generando así una mejor selectividad en la señal. El tamaño de la zona de detección del electrodo también está en función del músculo o grupo de músculos a analizar; en lecturas de músculos faciales y algunos músculos de las extremidades superiores se recomienda emplear electrodos pequeños (0.5 *cm* de diámetro con espaciamiento de 1 *cm* entre electrodos [16]), mientras que en músculos largos y amplios es deseable tener electrodos con mayor área de contacto y mayor espaciamiento (1 y 2 *cm* respectivamente [16]).

Otra característica importante a considerar en la selección de electrodos es el contacto con la zona de la cual se quiere obtener la señal, algunos electrodos están en contacto directo con la piel mientras que otros se encuentran flotando entre la piel y una capa de gel conductor. Los electrodos de contacto directo se recomiendan en el uso de lecturas estáticas como aquellas en las que se desea obtener información del músculo en estado de reposo mientras que los electrodos con gel se recomiendan en lecturas dinámicas donde la zona de adquisición mioeléctrica esté en movimiento; el gel conductor está hecho de una sustancia electrolítica que potencia la señal biológica de la piel al electrodo y sirve para absorber el movimiento del electrodo cuando la piel se mueve; si lo anterior no se hiciera, la zona donde está siendo leída la señal sería variable y los resultados serían muy imprecisos entre prueba y prueba. Un problema, que puede ser eliminado con buenas prácticas de colocación, es la existencia del gel electrolítico entre electrodos cuando éstos están muy pegados entre sí. Si el gel que estaba destinado a leer una zona en específico entra en contacto con el gel del electrodo de otra zona entonces se crea un puente que causa un corto circuito viciando así las lecturas en ambos electrodos.

La adhesividad del electrodo es otro factor a considerar en la selección de estos elementos y está en función de la zona a analizar y de la sensibilidad de la persona a la cual se le colocarán los electrodos. Si la distorsión que presentará la piel en la lectura electromiográfica, suponiendo un análisis dinámico, es muy grande entonces la adhesividad del electrodo también debe de ser suficiente para que después múltiples repeticiones no se desprenda de la zona a analizar y se pierda la zona de lectura.

Existen electrodos con adhesivos diaforéticos, es decir, que permiten la transpiración de la piel, pero su adhesividad se ve reducida comparada con los electrodos que no son diaforéticos por lo que se debe identificar que tanto afecta la adhesión en la lectura a realizar.

Con base en las consideraciones mencionadas se selecciona un electrodo de contacto por medio de gel conductivo, para mejorar la calidad de la señal, con área de contacto de 0.5 cm, debido a la zona en que se trabajará, y adhesividad por medio de micropore que es un material diaforético (es decir, que permite la transpiración) debido a la naturaleza dinámica del análisis.



Figura 3.8 Electrodo seleccionado para la adquisición de señales mioeléctricas.[25]

Ahora se analizan los conceptos generados por las tablas de combinaciones para identificar si hay alguno adecuado entre ellos que realice la subfunción correspondiente o es necesario generar uno nuevo. Comenzando por el concepto A, se analizan los bloques que lo componen así como las relaciones entre los mismos.

La primera combinación ofrece solucionar el acondicionamiento de la señal mediante el uso de amplificación en cascada, obtener información con el empleo de la conversión ADC de la señal y realizar el procesamiento adecuado con una tarjeta de adquisición de datos. En primera instancia se identifica un problema con la DAQ pues está sujeta a la interacción con una computadora lo cual le resta autonomía e imposibilita su implementación en un elemento protésico, necesidad encontrada y que se desea satisfacer.

Otra característica importante del concepto A, es el análisis de la amplificación en cascada, principalmente al hablar de las modificaciones que este proceso hace a la señal. Para potenciales del orden de Volts la afectación presente por los errores de corrimiento puede ser despreciable por el orden de las señales que se manejan, siendo milivolts el orden de los voltajes que se añaden por errores y considerando el máximo error conocido por dispositivos (10 mV), entonces se estaría hablando de un error máximo de 1% para señales a partir de 1 V lo cual es aceptable. Por otra parte si se desea amplificar una señal del orden de milivolts, pongamos por ejemplo 20 mV (el valor pico identificado para algunas lecturas de señales mioeléctricas [16]), se estaría añadiendo aproximadamente el 50% de error a la señal en cada etapa de amplificación; un error tan grande no permitiría extraer la información adecuada de la señal y por lo tanto es indeseable.

Bajo los análisis ya efectuados para algunas de las soluciones del concepto A, se puede notar desde este punto que el concepto no permitiría alcanzar los objetivos del diseño de manera adecuada pues impide satisfacer algunas de las necesidades planteadas así como ciertos requerimientos encontrados en las primeras etapas de este proceso. Entonces se procede a analizar el concepto B para determinar si es factible que se siga desarrollando en las siguientes etapas del diseño.

El concepto B propone utilizar la amplificación de un solo paso, de un amplificador de instrumentación, para acondicionar la señal, el uso de la transformada discreta de Fourier como método para obtener la información de la señal y el empleo de microcontroladores para el procesamiento de la misma. Habiendo analizado los inconvenientes de la amplificación de cascada en el concepto A se identifica que tales se solucionan con la implementación de un amplificador de instrumentación, es decir, el error de corrimiento presente por este tipo de amplificación será despreciable aun para señales de entrada a potenciales pequeños. Otra ventaja que ofrece esta solución es su capacidad de rechazo en modo común la cual le permite actuar como un filtro que sólo recibe la señal que necesita y elimina la presencia de ruido eléctrico (como la señal de 60 Hz propia del ambiente) en las lecturas de la señal mioeléctrica optimizando así el acondicionamiento de la señal. Sumando las bondades ya mencionadas al hecho de que la implementación de esta solución no es compleja, se considera que ésta es una opción adecuada para establecer en el concepto final que se proponga; con relación al concepto B se debe continuar analizando los demás bloques que lo componen.

Hacer uso de los microcontroladores (uC) permite cumplir con varias necesidades encontradas y satisfacer sus especificaciones derivadas; por ejemplo, el tiempo de respuesta inmediato estará en función del oscilador al que se haga funcionar el uC donde algunos modelos permiten alcanzar hasta 80 millones de instrucciones por segundo (mips). Además, los uC no están sujetos a ningún instrumento adicional para su funcionamiento, una vez programados solamente requieren un voltaje de alimentación para estar operando y realizando las transformaciones de información que se le programen lo cual difiere mucho de las DAQ. Su portabilidad nos permite pensar en la posible implementación de estos dispositivos en elementos protésicos por la autonomía y movilidad que se requiere. La capacidad de procesamiento con la que cuentan algunos modelos de microcontroladores los hace ser suficientes para poder realizar el procesamiento que de ellos se requiera. Con base en las características ya mencionadas se hace la consideración de que esta propuesta de solución es adecuada para estar en el concepto que se seguirá desarrollando en las etapas del diseño subsecuentes por permitir satisfacer tanto la función que le corresponde (procesamiento de la información), como cumplir con las necesidades ubicadas.

Finalmente dentro del concepto B, se ubica la operación DFT para obtener información a partir de la señal mioeléctrica acondicionada. Esta operación permite identificar la magnitud de las frecuencias existentes en la señal con lo cual se podría identificar cuándo fue activado un músculo mediante la búsqueda del pico de magnitud asociada a esa activación. Dicho lo anterior surgen algunos inconvenientes, de acuerdo a la bibliografía consultada [16] la frecuencia de la señal mioeléctrica varía en función del esfuerzo muscular ejercido, es decir, se deberían caracterizar las señales para distintos niveles de esfuerzo para saber en qué frecuencias se alojaría el pico de magnitud esperado; lo anterior no sería una complicación mayor si no fuera porque entre personas la frecuencia de activación muscular a un determinado esfuerzo puede variar. Esta solución trabaja con una característica de la señal mioeléctrica muy variable y hace que la obtención de información se complique.

Dentro del concepto B se encontraron dos propuestas de solución adecuadas para realizar la función que les corresponde y no entrar en conflicto con las necesidades del diseño pero, el bloque funcional que les permitía interactuar entre sí para satisfacer la función principal presenta algunas complicaciones que llevan a despreciar este concepto como una opción para continuar con su seguimiento en las posteriores etapas del diseño.

Ahora se procede a analizar el concepto C que cuenta con amplificación de un solo paso para la parte de acondicionamiento de la señal, uso de la operación *rms* para obtener información y empleo de microcontroladores para el procesamiento de la misma. El análisis de este concepto se simplifica en gran medida por contar con dos elementos que ya fueron evaluados en otro y se consideraron adecuados para cumplir con sus partes correspondientes, entonces se hace únicamente el análisis de la propuesta para la obtención de la información.

La operación *rms* trabaja directamente con los niveles de voltaje de la señal y permite obtener como salida un nivel de voltaje de corriente directa igual al promedio de los valores que vaya adquiriendo. Esta operación se lleva a cabo en tiempo real lo que permite satisfacer una necesidad del diseño. Se ingresa al *rms* una señal analógica, que bien puede ser la que da como resultado la parte de acondicionamiento de la señal y permite digitalizar la misma al obtener un valor constante en función de una señal variable en el tiempo, la digitalización permite obtener información sobre el estado del músculo del que se adquiere la señal mioeléctrica, un voltaje nulo en estado de reposo y un voltaje constante en caso de activación. La información que genera puede ser aprovechada por un proceso posterior para convertirla en señales de control. Las características ya mencionada así como su factible relación con los demás bloques funcionales del concepto C, permiten que esta sea una solución adecuada para considerarse dentro del concepto solución que permita cumplir con las necesidades del diseño.

3.5 Concepto seleccionado

Después de analizar las características de las soluciones encontradas y las posibles combinaciones entre ellas, se elige al concepto C como adecuado para cumplir la función principal que se desea en el diseño por lo que será con el que se trabaje en etapas siguientes de la metodología. A continuación se compila el resultado del concepto en función de las subfunciones que lo componen.

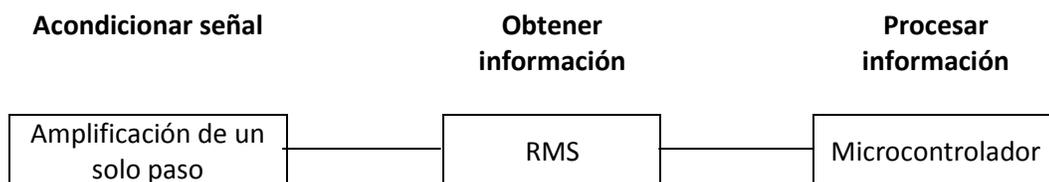


Figura 3.9 Concepto seleccionado.

4 Diseño de detalle

Ahora, se procede a dar información específica sobre las características que poseen las tecnologías a implementar en cada uno de los sub-sistemas que integran el sistema de control. Gracias a la etapa de diseño conceptual se han ubicado las herramientas que permiten cumplir con los objetivos del presente trabajo pero es hasta esta etapa del diseño en que podemos evaluar si existen los elementos para poder implementar los conceptos que se proponen como solución. Con base en las características que se encuentren en esta etapa se permitirán modificar las especificaciones objetivo, que se plantean en el capítulo correspondiente del presente escrito, para definir especificaciones finales del sistema de control.

4.1 Adquisición de la señal

Como ya se planteó en la sección de búsqueda de soluciones del capítulo anterior, para adquirir la señal de entrada al sistema de control (señal mioeléctrica) se utilizarán electrodos superficiales; es asunto de esta sección del diseño definir las características que deben poseer tales electrodos en función del lugar donde se hará la lectura, las características de misma y algunas consideraciones de facilidad de instrumentación.

Para facilitar la lectura de las señales mioeléctricas, se consultó al Dr. Sergio Ávalos para recibir asesoría sobre los lugares ideales para la colocación de los electrodos en el miembro superior con base en una desarticulación transhumeral así como aspectos a considerar en la práctica a realizar; la descripción más detallada de la asesoría recibida por el Doctor se presenta en el apéndice 1 de este trabajo.

Con base en la información recibida por el especialista y en la bibliografía consultada [16], se encontró que los electrodos 3M Red Dot son los adecuados para los fines de este trabajo contando con las siguientes características:

- ✓ **Adhesión por micropore:** el análisis mioeléctrico a realizar es dinámico, el tejido sobre el cual estará colocado el electrodo estará sujeto a deformación por la contracción y extensión del músculo a leer por lo que se requiere una adhesividad considerable mientras se permite la correcta transpiración de la piel; tales características pueden ser proporcionadas por la tecnología micropore.
- ✓ **Contacto mediante gel conductor:** el gel conductor está hecho de una sustancia electrolítica que potencia la señal biológica de la piel al electrodo y sirve para absorber el movimiento del electrodo cuando la piel se mueve; si lo anterior no se hiciera, la zona donde está siendo leída la señal sería variable y los resultados serían muy imprecisos entre prueba y prueba.
- ✓ **Zona de contacto de 1 cm:** se recomienda usar esta dimensión en lecturas mioeléctricas de músculos largos y amplios [16], como es el caso de los que se van a utilizar (Apéndice 1). Derivado de esta consideración se determina que el espaciamiento entre los electrodos de lectura debe ser de 2 cm aproximadamente.

Las señales recibidas por los electrodos se transmiten hasta la siguiente etapa, en que serán manipuladas, mediante unos cables blindados hembra-hembra especialmente diseñados para sujetarse a los electrodos en un extremo y recibir un conector tipo banana de 2 mm en el otro. El hecho de que los cables tengan un blindaje especial permite minimizar los efectos capacitivos que pueden introducir ruido a la señal adquirida permitiendo ser lo más posible fiel a la lectura original. Esta protección especial debe complementarse con la recomendación de hacer la distancia entre la zona de lectura y la zona de procesamiento de la señal lo más corta posible [16].

4.2 Acondicionamiento de la señal

Para esta subfunción se seleccionó usar el concepto de amplificación de un solo paso que puede realizarse con un amplificador operacional de instrumentación. Se usará el integrado AD620, un circuito que tiene la configuración interna de un amplificador de instrumentación (tres amplificadores operacionales en arreglo diferencial).

En el amplificador de instrumentación seleccionado se controla la ganancia que tendrá la señal de salida con una resistencia cuyo valor se obtiene de la siguiente ecuación.

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

Donde R_G es el valor de la resistencia de ganancia en Ω y G es la ganancia deseada (adimensional). La ganancia máxima que tiene el integrado AD620 es de 1000 veces la diferencia entre las señales que ingresan al componente, se usará este valor de ganancia para amplificar la señal mioeléctrica a niveles de Volts que pueden ser usados por etapas posteriores (de la bibliografía consultada se sabe que los niveles de la señal mioeléctrica están en el rango de unidades de milivolts). Se sustituye entonces el valor de ganancia deseada en la ecuación quedando como sigue:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{1000 - 1}$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{999}$$

$$R_G = 50 \Omega$$

El valor de resistencia, necesario para obtener la ganancia deseada, es un valor comercial dentro de las llamadas resistencias de precisión, estos componentes tienen valores distintos a la gama de resistencias de uso general (1, 1.2, 1.5, ..., 6.8, 8.2 y sus múltiplos por décadas) y su tolerancia máxima es de 5% entre el valor que indica la resistencia con su código de colores y el valor real. Este componente será muy útil por la precisión del valor de su resistencia ya que esa pequeña tolerancia en el valor no modifica en gran medida los cálculos realizados.

La alimentación del componente debe darse con fuentes simétricas, es decir, los voltajes de saturación deben ser iguales en magnitud pero de signos contrarios. El integrado seleccionado soporta desde $\pm 2.3 \text{ V}$ hasta $\pm 18 \text{ V}$, en este trabajo se manejará a $\pm 5 \text{ V}$ por la sencilla implementación de un regulador de voltaje a estos niveles cómo se describe en el apéndice 2.

Ocho son los pines con los que cuenta el integrado AD620, a continuación se muestra un esquema de conexión entre el dispositivo, los componentes para su funcionamiento y a qué entrada / salida corresponde cada pin del componente.

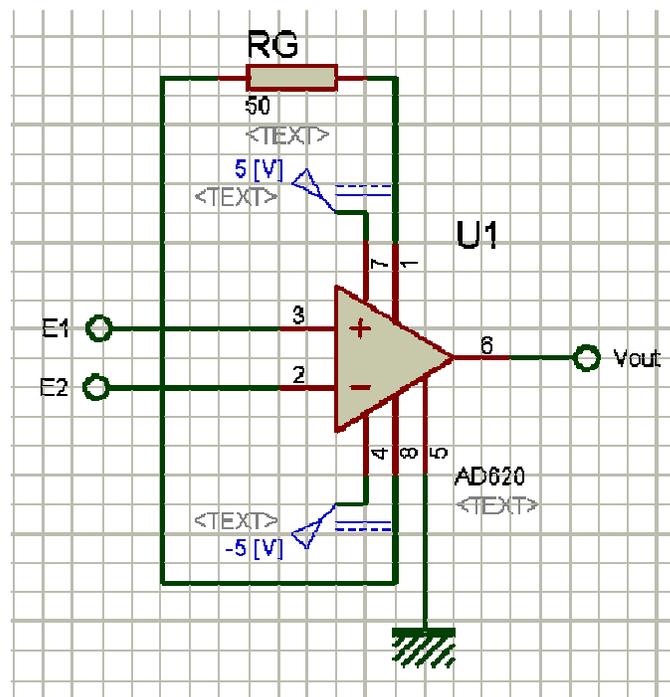


Figura 4.1 Esquema de conexiones del AD620.

Entre los pines 1 y 8, del amplificador de instrumentación, se coloca la resistencia de ganancia, el pin 5 (pin de referencia) se colocará referido a la tierra del circuito, el pin 7 recibirá el voltaje de saturación superior mientras que el 4 hace lo propio con el voltaje de saturación inferior, los pines 2 y 3 recibirán las señales de los electrodos (uno cada uno) que serán sustraídas y el resultado de tal operación puede adquirirse por el pin 6 del integrado.

4.3 Obtención de la información

De acuerdo con el concepto seleccionado, para solucionar la subfunción referente a la obtención de la información a partir de la señal mioeléctrica, se usará un convertidor *rms*-CD, en específico el circuito integrado AD536. El componente ya mencionado realiza la transformación de una señal de AC pura, o con offset, a un valor de DC relacionado directamente con la potencia de la señal.

Para que el AD536 funcione, se requiere de una alimentación simétrica, que puede ir desde $\pm 2.5\text{ V}$ hasta $\pm 18\text{ V}$ (permitiendo emplear la misma alimentación que para el AD620) y un capacitor cuya función es ajustar el periodo de promedio de la señal; el valor del capacitor determina la precisión del resultado a bajas frecuencias, nivel de rizados y tiempo de asentamiento del voltaje a la salida de la conversión. De acuerdo a la hoja de datos del integrado, se sabe que si el capacitor de ajuste tiene un valor de $4\ \mu\text{F}$ el error promedio que presentará la señal a la salida, contra el valor esperado, será de 1% a 3 Hz disminuyendo conforme aumenta la frecuencia al grado de presentar 0.1% de error a 10 Hz. Con base en los datos anteriores se aproxima el capacitor propuesto por la hoja de datos al valor comercial más próximo, $4.7\ \mu\text{F}$, ya que los errores que presenta a bajas frecuencias (entre las que se encuentran las señales mioeléctricas) son aceptables para obtener información.

El resultante de una conversión RMS-DC es un nivel de voltaje DC que puede aprovecharse como una señal de activación, cuando la señal mioeléctrica se hace presente, el acondicionamiento permite obtener una señal de AC sobre la activación muscular que después de pasar por el AD536 se convierte en una señal tipo *On/Off* útil para la etapa de procesamiento digital.

La presentación del AD536 es encapsulado TO-100 con 10 pines, en la hoja de datos del integrado se propone un diagrama de conexiones básico para obtener la conversión con base en los voltajes de alimentación, el capacitor de ajuste y la señal a operar; en la siguiente imagen se muestra el esquema de conexiones para este componente.

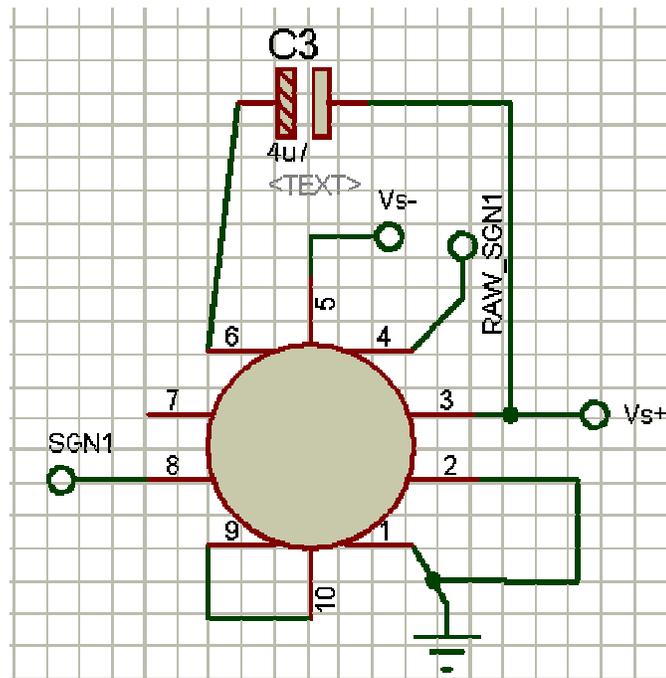


Figura 4.2 Esquema de conexiones del AD536

Como se observa, los pines 1 y 2 deben estar referidos a la tierra del circuito, el pin 3 es el de voltaje de saturación superior que a su vez está relacionado con el pin 6 a través del capacitor de ajuste, en el pin 4 se introduce el voltaje a convertir y el resultado de tal operación se obtiene por el pin 8; por el pin 5 se alimenta el voltaje de saturación inferior mientras que los pines 9 y 10 deben puentearse, el pin 7 no se conecta en esta configuración.

4.4 Procesamiento de la información

Una vez que la señal proveniente del músculo puede ser interpretada como una señal de activación gracias a las subfunciones ya descritas, se procede a implementar el concepto identificado: un microcontrolador para poder procesar tal información. El elemento seleccionado para cumplir con esta parte será el dsPIC30F4011, en encapsulado DIP, operando con oscilador interno de máxima velocidad para este modelo de dsPIC (8 MHz, o 4 mips) y alimentación de 5 V.

Se obtendrá la información de activación de tres músculos y esas señales se usarán como “selección de opción dentro del mismo nivel” (*Next*), “retroceso a un nivel inferior” (*Back*) y “confirmación de la selección” (*OK*), respectivamente, dentro de un menú formado por tres niveles: el primero en que se seleccione el miembro a mover, el segundo que contenga los pares de movimientos disponibles (agrupados por eje en el que se realiza el movimiento) y el tercero donde se elija el movimiento a realizar del par ya seleccionado. Se muestra en la figura siguiente un ejemplo del menú a implementar para la sección de prótesis de la muñeca.

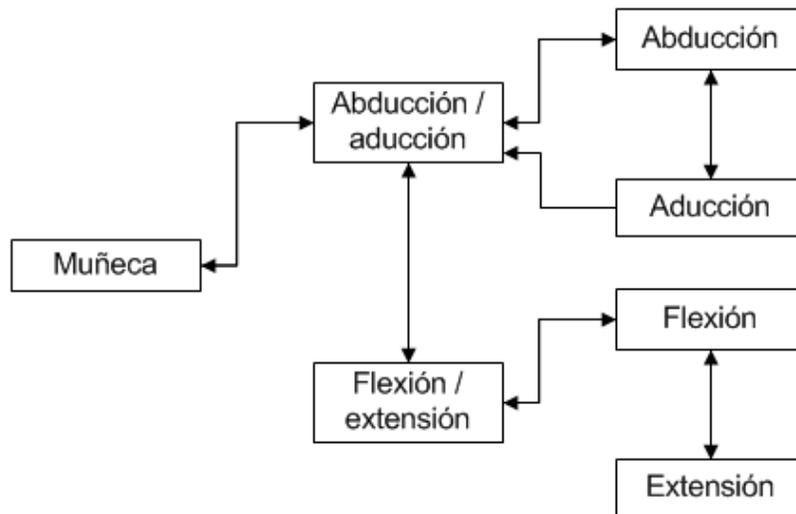


Figura 4.3 Menú correspondiente a las opciones disponibles para la activación de la muñeca.

Se presenta, a continuación, el diagrama de flujo del algoritmo a emplear para la navegación en el menú a partir de la adquisición de información de activación mioeléctrica, así como la generación de las salidas correspondientes para actuadores y elementos de visualización.

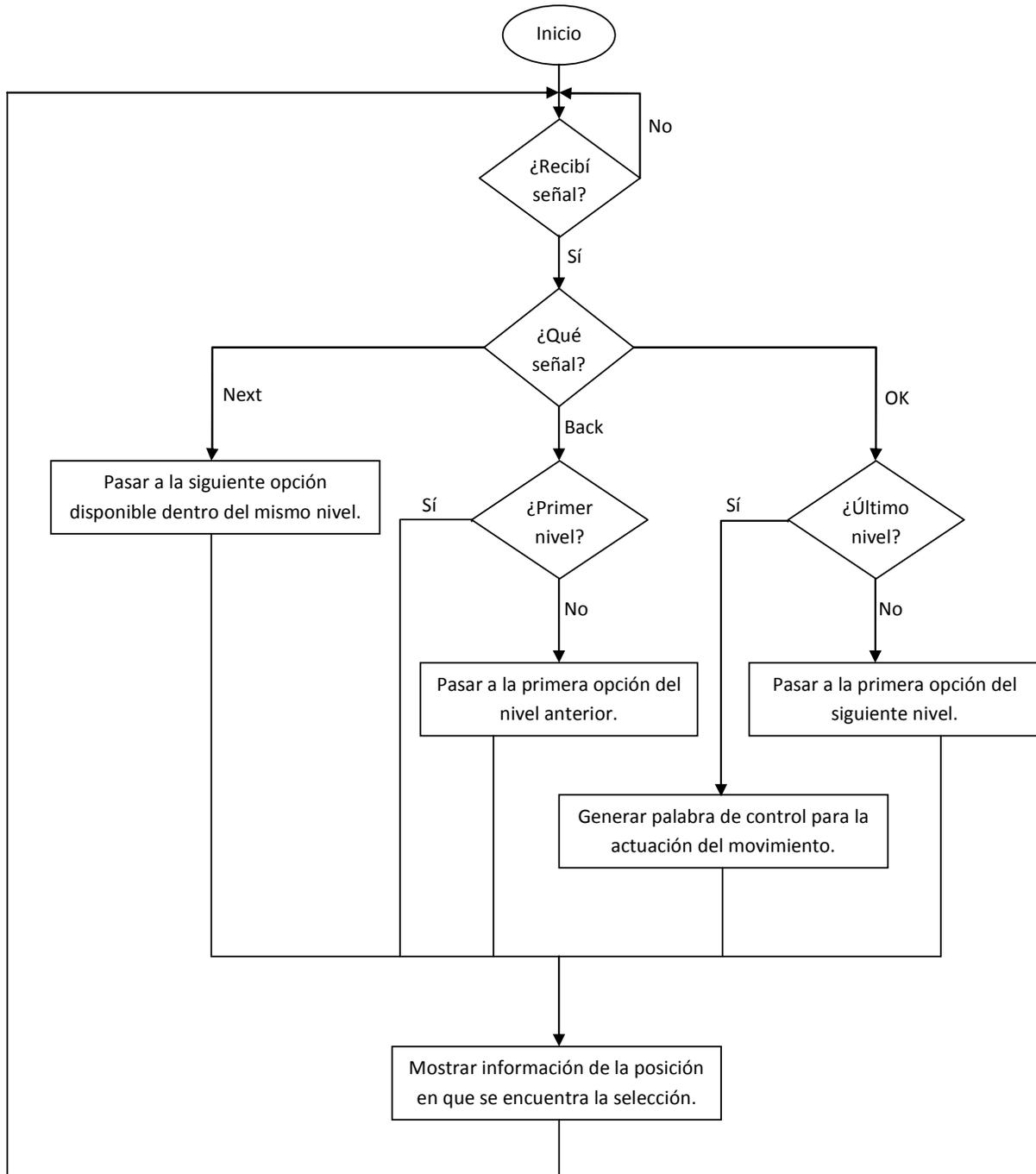


Figura 4.4 Diagrama de flujo para el menú.

Se establece la tabla de entradas y salidas a implementar en el microcontrolador bajo las siguientes consideraciones: se usará el módulo de interrupción externa para saber cuándo se presenta una señal de activación y cuál ha sido; la forma de presentar el estado actual del menú será mediante una palabra digital de dos bits para cada nivel del menú y, la palabra de control para la actuación será de ocho bits.

Tabla 4.1 Entradas y salidas a emplear en el PIC16F887.

Característica	Ubicación	Tipo	Alias
Interrupción	PB.0	Entrada	Int
Señal de activación 1	PB.4	Entrada	S1
Señal de activación 2	PB.5	Entrada	S2
Señal de activación 3	PB.6	Entrada	S3
Visualización de nivel 1	PE<0:1>	Salida	N1
Visualización de nivel 2	PE<2:3>	Salida	N2
Visualización de nivel 3	PE<4:5>	Salida	N3
Actuación	PF	Salida	A

Ahora se definen las reglas de comportamiento, cuando el músculo esté en reposo, las señales de activación estarán en un valor de 0 digital; por otra parte, cuando el músculo realice un movimiento, la señal de activación correspondiente tendrá un valor de 1 digital. Así entonces se plantea que la interrupción estará dada por el cambio de un nivel de voltaje bajo a alto.

Se plantea, también, un monitor del estado del menú como ayuda visual que muestra, con una palabra de 6 bits, la posición actual en que el usuario se encuentra dentro del menú. Partiendo de la implementación de una barra de LEDs como monitor, los bits se reparten de la manera en que se presenta en la imagen siguiente.

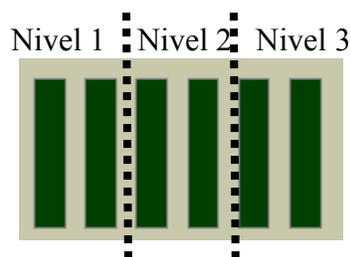


Figura 4.5 Distribución de los niveles en el monitor.

Se propone que la visualización de cada estado quede entonces de la siguiente manera:

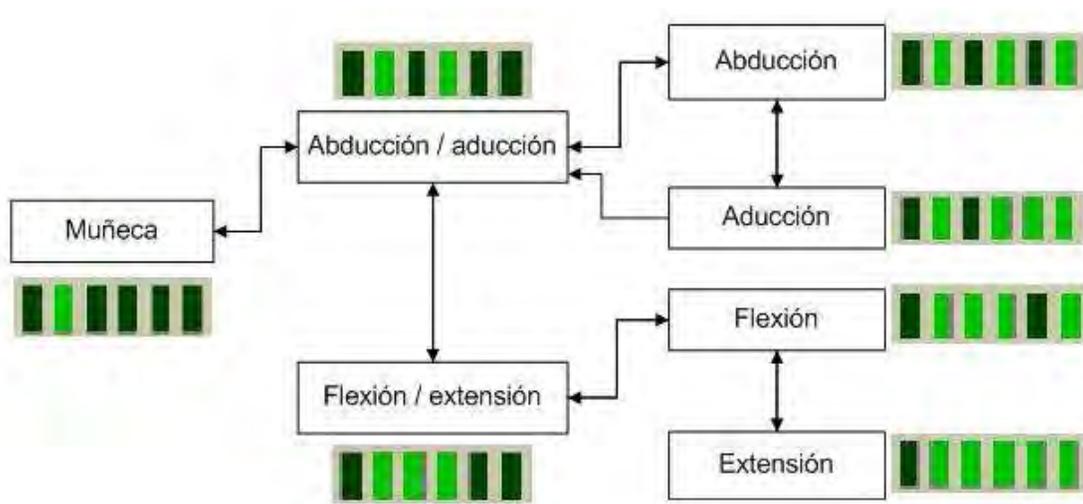


Figura 4.6 Menú correspondiente a las opciones disponibles para la activación de la muñeca y su propuesta de visualización.

5 Pruebas y fabricación

La siguiente etapa en el diseño es realizar pruebas a los circuitos para asegurar su correcto funcionamiento y que las respuestas que se obtienen de cada etapa son las esperadas. La primera etapa que se probó fue la correspondiente a las señales mioeléctricas con amplificación por medio del integrado AD620.

Inicialmente se ensambló el circuito, como se sugiere en el capítulo *Diseño de detalle*, en una tableta de prototipos (protoboard) quedando como se muestra en la siguiente figura.



Figura 5.1 AD620 en protoboard para efectuar pruebas.

Después se colocó un juego de electrodos en el bíceps para hacer las pruebas de adquisición de señal. Para esta prueba se utilizaron las recomendaciones del Dr. Ávalos sobre la correcta identificación del músculo para obtener una señal en concreto y no viciarla por aquellas de músculos próximos al objetivo; así también, se utilizaron los pasos sugeridos para la preparación de la zona de colocación del electrodo mencionados en el capítulo Antecedentes. En la siguiente imagen se muestra el electrodo colocado en la zona muscular deseada así como las conexiones para mandar la señal mioeléctrica a la siguiente etapa, amplificación.



Figura 5.2 Electrodo colocado en el bíceps.

Continuando la prueba de adquisición de señales, se conectaron los cables que transmiten las señales mioeléctricas al circuito amplificador y se realiza el movimiento de flexión del brazo a partir de una posición de reposo. La salida del amplificador de instrumentación se conectó a un osciloscopio para ver las variaciones de la señal en cada activación del movimiento. En la siguiente imagen se muestra la señal obtenida en el osciloscopio.

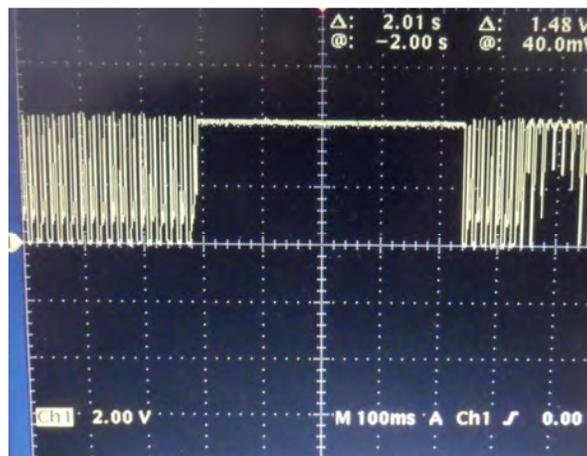


Figura 5.3 Señal mioeléctrica amplificada.

De la imagen anterior, el nivel de voltaje estable se presenta cuando el músculo está en estado de reposo y la parte inestable es debida a la acción de flexión del brazo. También se puede ver que los voltajes se encuentran en el orden de Volts y no milivolts comprobando así el funcionamiento de la amplificación.

Una vez ubicada la señal mioeléctrica se procedió a hacer las pruebas con el convertidor *rms*-CD para obtener la señal vista en el osciloscopio como un tren de pulsos con niveles altos en cada activación y niveles bajos en estado de reposo. Primero se implementó el circuito como se propone en el capítulo de *Diseño de detalle*, de nueva cuenta en una protoboard.

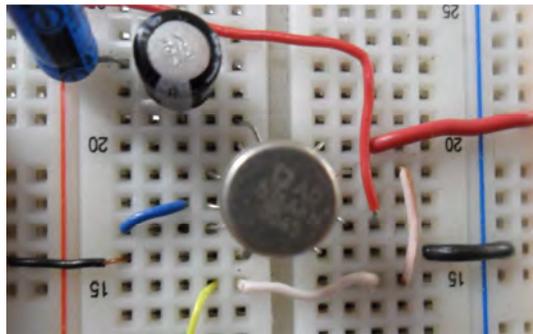


Figura 5.4 AD536 en protoboard para efectuar pruebas.

Como las pruebas de adquisición y amplificación demostraron ser funcionales se procede a agregar el circuito de conversión a la protoboard con el AD620 para efectuar una prueba de cómo se recibe la señal mioeléctrica después de ser adquirida, amplificada y convertida. El circuito se muestra en la siguiente imagen.

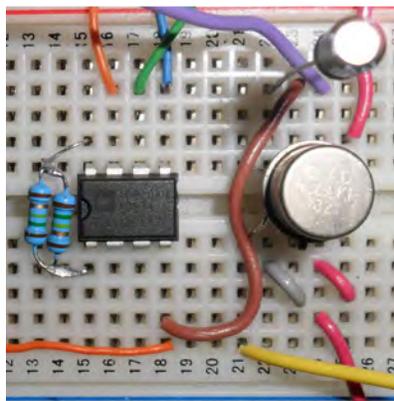


Figura 5.5 Circuito de pruebas hasta la etapa de conversión de la señal.

Realizando nuevamente la prueba de flexión del brazo como se hizo para la etapa de amplificación, se repite para el circuito ensamblado hasta después de la conversión *rms*-CD. La señal resultante se introdujo en un osciloscopio; la siguiente imagen muestra la lectura obtenida.

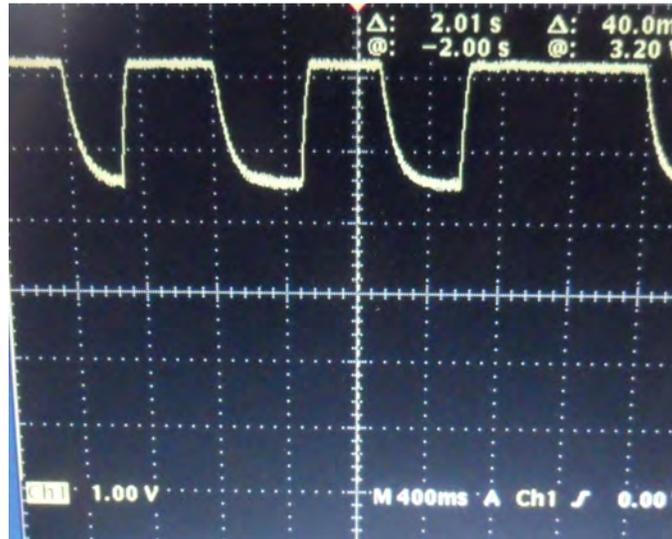


Figura 5.6 Señal mioeléctrica convertida en un tren de pulsos de DC.

El tren de pulsos obtenido tiene un nivel alto cuando el músculo es activado mientras que tiene un nivel bajo (con un cierto offset) cuando el músculo se encuentra en reposo. Esta señal es la adecuada para ser introducida al microcontrolador, como ya se había definido, y generar una interrupción que ejecute un cambio en el menú con base en la funcionalidad que se le imponga (*OK, Next o Back*).

Finalmente, para esta etapa, se hizo un circuito para probar el funcionamiento del programa grabado en el microcontrolador (Apéndice 1). Para asegurar que las señales de interrupción son recibidas adecuadamente, se simulaban éstas con un *dip switch* en arreglo con un *Schmitt trigger*; por otra parte, la visualización de la palabra, que indica la posición dentro del menú, se obtuvo en una barra de LEDs conectada al Puerto E del uC como ya había sido definido. En la imagen siguiente se muestra la protoboard con el circuito realizado para ésta prueba.

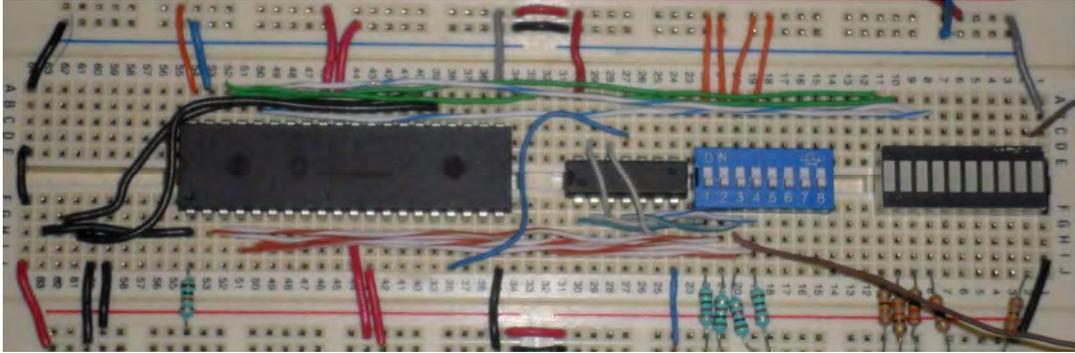


Figura 5.7 Módulo de pruebas para el microcontrolador.

El programa funcionó adecuadamente haciendo los cambios en el menú cuando recibe una señal de interrupción de acuerdo al pin en que recibe el pulso, así también en el visualizador se puede apreciar la palabra digital que indica la posición actual en el menú de acuerdo a como se estableció que quedaría representado cada estado.

Una vez efectuadas todas las pruebas y comprobando que los circuitos funcionan como ha sido requerido, se procedió a la fabricación de las placas de circuitos impresas (PCB por sus siglas en inglés) mediante el uso de la máquina de control numérico que se muestra en la siguiente imagen.



Figura 5.8 Máquina CNC RAUTRON.

El principio de funcionamiento de la máquina a emplear se basa en tres tipos de operaciones: perforado, grabado y corte. En el perforado se utiliza una broca para hacer los agujeros en que irán las terminales de los componentes del circuito, en el grabado se utiliza un cortador de 60° en punta para desbastar los contornos de las pistas y finalmente en el corte se utiliza una broca para hacer el contorno de la PCB.

Para controlar el proceso de fabricación de la PCB, en la máquina CNC, se utilizan una serie de programas: primero uno de CAD (diseño asistido por computadora) para establecer la posición de los componentes en el circuito, las conexiones entre ellos así como el tamaño de las pistas y de la placa; luego un programa de CAM (manufactura asistida por computadora) para determinar las herramientas a utilizar para cada operación, el número de veces que hará el desbaste para gravar las pistas, velocidad de corte, profundidad de gravado y perforado y generación de código G para cada proceso; finalmente se emplea un software que transforme el código G en señales de actuación para la máquina CNC.

Para la parte del CAD se utilizó la paquetería de simulación de circuitos Proteus; con el programa ISIS se establecieron los componentes a utilizar y las conexiones entre ellos mientras que con ARES se generó el contorno de la placa, la posición de los componentes y las pistas así como el archivo GERBER necesario para la etapa de CAM. Las siguientes imágenes muestran lo realizado en estos programas de diseño para la tarjeta que contiene los circuitos de amplificación y conversión de la señal mioeléctrica.

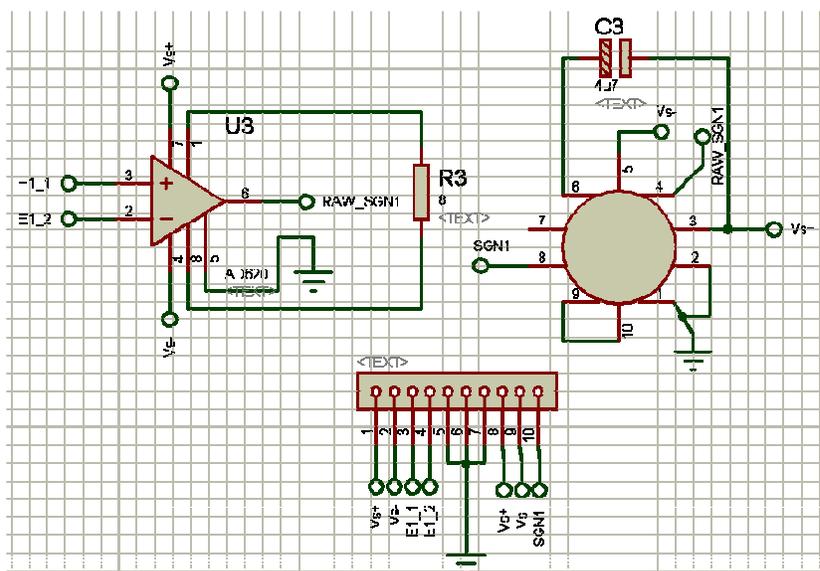


Figura 5.9 Conexiones entre los componentes en ISIS.

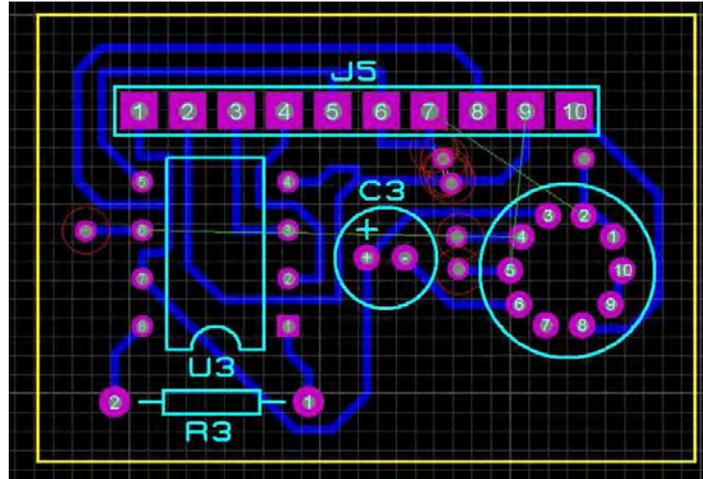


Figura 5.10 PCB con disposición de elementos y pistas en ARES.

Posteriormente se utilizó el software CopperCAM para la parte de manufactura, en éste se establecieron los parámetros de maquinado de acuerdo a datos establecidos por pruebas con la máquina para obtener un mejor terminado en la manufactura, no dañar la herramienta y evitar cortos circuitos entre las pistas. En la siguiente imagen se muestra el cuadro de parámetros con que se trabajó para las distintas operaciones de manufactura.

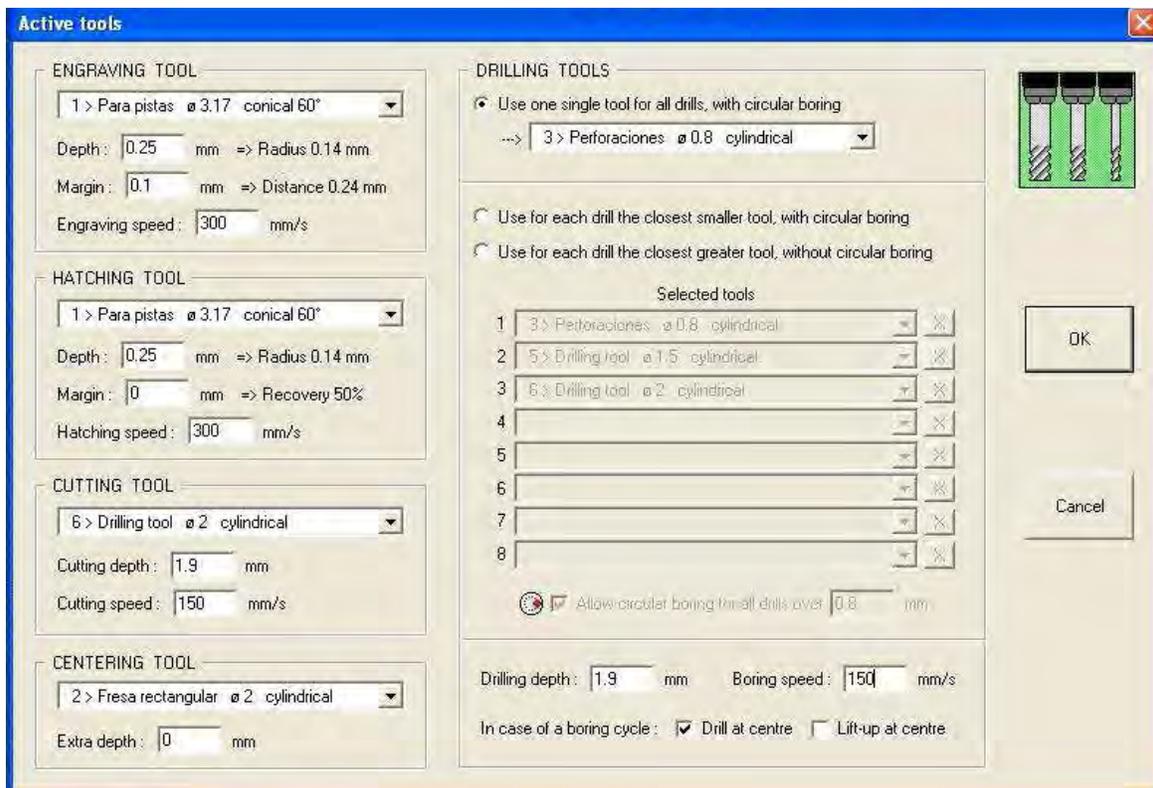


Figura 5.11 Parámetros manejados para la manufactura en CopperCAM.

Una vez introducidos los parámetros se introduce el archivo GERBER generado por la etapa de CAD, se generan los procesos de manufactura y se simula el resultado obteniendo una imagen del circuito después del proceso de manufactura como se muestra en la siguiente imagen.

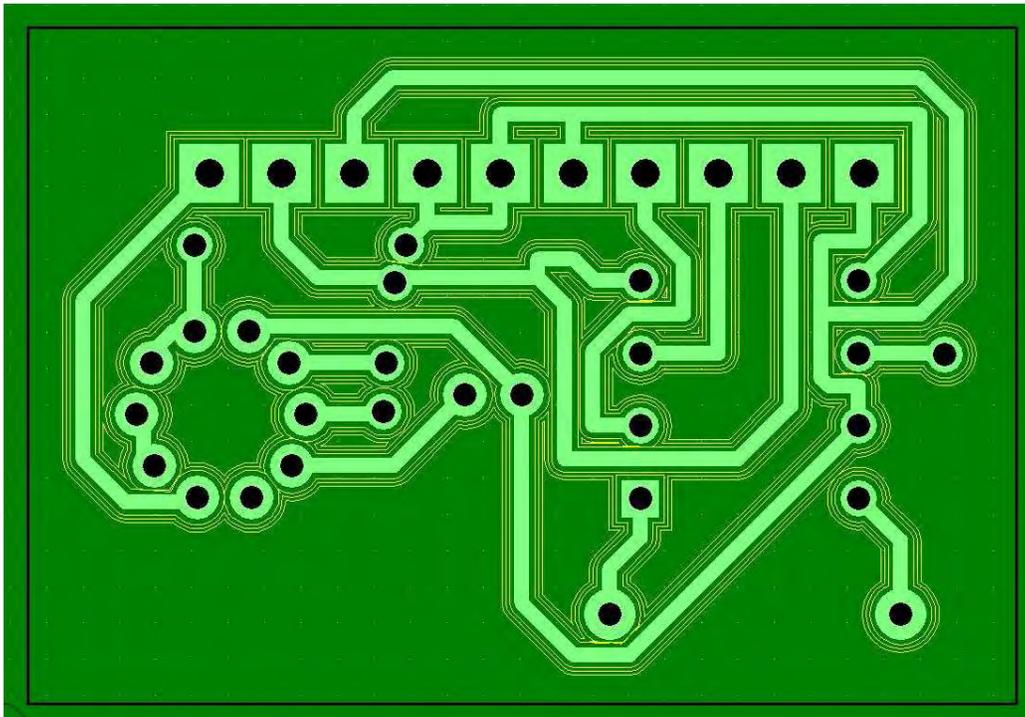


Figura 5.12 Simulación de la manufactura del circuito en CopperCAM.

De la imagen anterior: el perímetro rectangular de borde negro denota el contorno de la placa, los círculos negros son las perforaciones a realizar, las líneas tenues son las pistas de cobre y las líneas más delgadas son los caminos de desbaste para grabar los contornos de las pistas.

Finalmente se genera el código G desde CopperCAM con la información necesaria para que la máquina de CNC realice las operaciones de perforado, gravado y corte de la placa. El código G es introducido en el software Mach3 para transformar el código de control numérico en señales de actuación para los motores de la máquina RAUTRON. A continuación se muestran imágenes de la PCB obtenida después de todo el proceso de CAD, CAM y manufactura.

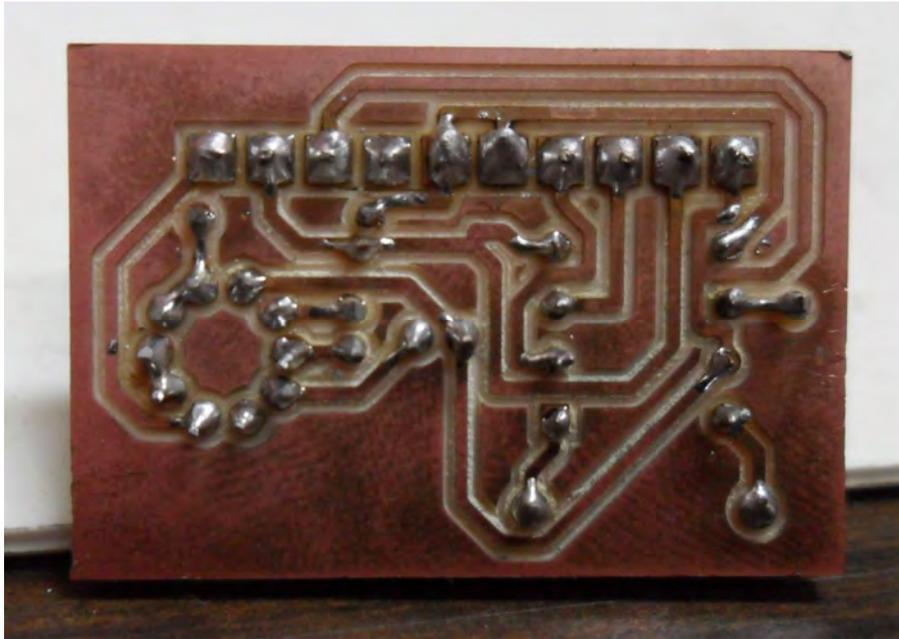


Figura 5.13 Vista de las pistas grabadas por la CNC.

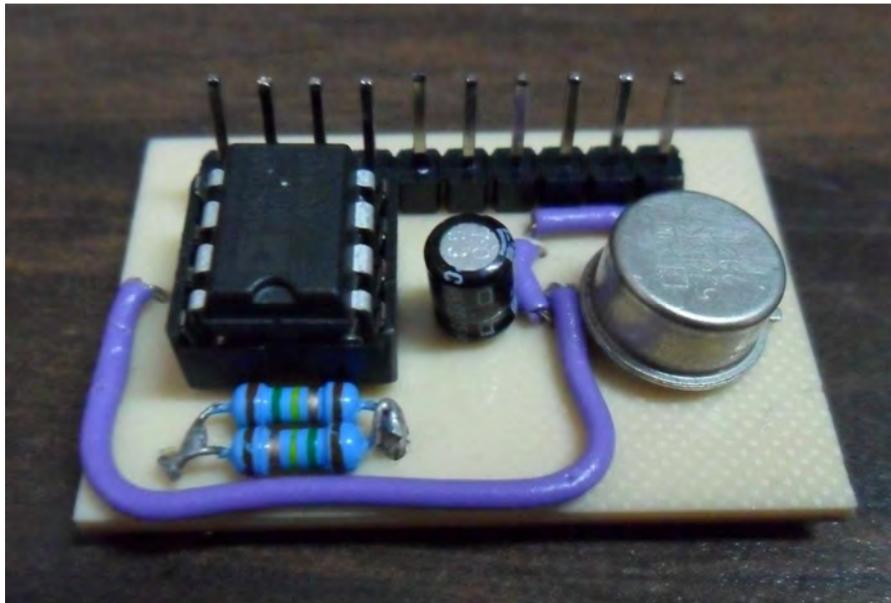


Figura 5.14 Vista superior de la PCB con sus componentes montados.

Resultados y trabajo a futuro

A continuación se presenta un desglose de lo logrado por este trabajo.

- ✓ Aprendizaje de procedimientos adecuados para instrumentación biomédica en el ámbito del estudio de señales biológicas.
- ✓ Conversión de las señales mioeléctricas en palabras de control útiles para procesos posteriores, por ejemplo, en el control de la actuación de algún mecanismo.
- ✓ Satisfacción de la mayoría de las necesidades, y las restantes con posibilidad de cumplirse en la integración con trabajos a futuro.
- ✓ Mejora en tiempo del procesamiento del sistema comparado con propuestas anteriores debido a la selección adecuada del uC dsPIC30F4011
- ✓ Obtención de un sistema versátil para actualizaciones posteriores en cuanto al procesamiento de la información por dsPIC, sin afectar la adquisición mioeléctrica.
- ✓ Generación de PCB's del circuito para la manipulación de la señal mioeléctrica útiles para aplicaciones diferentes bajo el mismo principio de operación (presencia o ausencia de activación muscular).

El trabajo a futuro a realizar se centra más en la integración con la parte mecánica de la prótesis pues, como se ha visto a lo largo de este trabajo, se centró la atención a la solución del sistema de adquisición de información y procesamiento de la misma.

Los objetivos de este proyecto no se generaron de manera autónoma sino en consejo con los demás integrantes del proyecto por lo que la orientación del sistema creado va acorde con los desarrollos que ha realizado el equipo encargado de la parte mecánica. Aun así como el trabajo de desarrollo de mecanismos y selección de actuadores a utilizar se encuentra en desarrollo, las demandas operativas del sistema pueden variar. A pesar de lo anterior, la flexibilidad que se ha dado al sistema en cuanto al procesamiento promete una adaptación rápida y sin problemas con base en las demandas que el desarrollo de la parte mecánica de la prótesis demande.

Específicamente para el sistema generado, podría pensarse en el futuro buscar una simplificación del espacio ocupado por los circuitos con la implementación de integrados de montaje superficial una vez definida la parte mecánica para adecuarse a las dimensiones de un espacio específico de montaje en la carcasa de la prótesis.

Conclusiones

Identificando las áreas de conocimiento necesarias para la realización de este trabajo, se encuentra una en la que el equipo no tiene pericia: instrumentación biomédica. Sin embargo, lo anterior no mostró un impedimento para la realización del proyecto pues se buscaron formas para obtener la información necesaria en el campo de estudio en que se tiene deficiencias, en este caso mediante el asesoramiento de un especialista externo. Se hace resaltar la importancia de una actitud interdisciplinaria en los proyectos de ingeniería.

A lo largo del trabajo se empleó una metodología de diseño orientada al desarrollo producto cuando el objetivo de este trabajo era un circuito sin miras a comercializarse. La correcta identificación de las respuestas a preguntas como “¿para quién se diseña?” permitió adaptar la metodología para el desarrollo de un circuito eficiente para los objetivos buscados.

Si bien una inadecuada selección de conceptos puede provocar que lo que se diseña no satisfaga las necesidades del cliente, se concluye que la propuesta conceptual generada fue adecuada pues los resultados fueron satisfactorios para alcanzar los objetivos planteados en el trabajo.

La señal adquirida después del convertidor RMS-DC puede ser procesada de distintas maneras de acuerdo a la funcionalidad que se le pretenda dar, en este caso se cumplió con el objetivo de generar señales de control para futuras aplicaciones en actuadores a partir de la activación por el movimiento de un músculo determinado.

El manejo del dispositivo dsPIC permite utilizar más recursos en la manipulación digital de la información comparados con los posibles a obtener con un uC PIC (usado frecuentemente en trabajos anteriores bajo esta misma temática); tanto en velocidad de procesamiento, empleo de la unidad aritmético-lógica y capacidad de memoria.

Como parte constituyente de un trabajo más amplio, los resultados logrados en este trabajo satisfacen una primera meta establecida y permiten continuar con el desarrollo de una prótesis integral de miembro superior enfocada a la zona carpiana.

Apéndice 1

De la ubicación de músculos para la colocación de electrodos

Como parte de los procesos para adquirir señales mioeléctricas, se debe saber de qué músculos en específico se han de extraer las señales. Un mal procedimiento de colocación de electrodos conlleva resultados equívocos en las lecturas haciendo que un mismo movimiento muscular sea captado por electrodos con fines de recolección distintos. Para favorecer la adecuada selección de los sitios en que se colocarán los electrodos en el antebrazo, se consultó al Dr. Sergio Ávalos, cirujano articular con especialidad en ortopedia y traumatología, del hospital Ángeles Metropolitan. La asesoría recibida estuvo orientada a la identificación de las zonas musculares más características del brazo, es decir aquellas que pueden identificarse sin mayor problema. A groso modo, el Dr. Ávalos seccionó el antebrazo en varias partes a las que corresponde, en cada una, un músculo responsable de uno y sólo un movimiento del brazo o antebrazo. En la siguiente imagen se muestra la identificación de zonas realizadas en una persona de prueba.

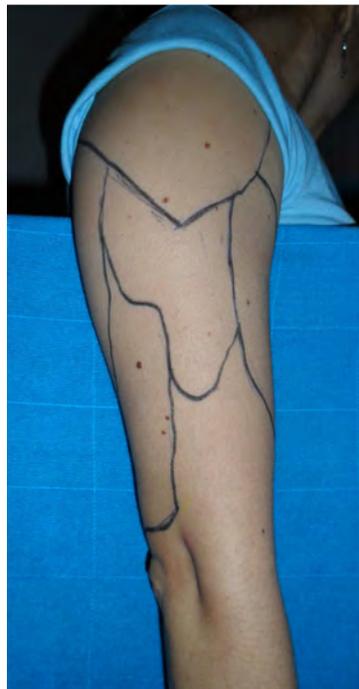


Figura A1.1 Principales zonas musculares del antebrazo.

Debido a las necesidades del proyecto, se seleccionaron tres zonas que serán las encargadas de generar las señales mioeléctricas que se traducirán en las instrucciones *OK*, *Back* y *Next* para la navegación y selección de opciones dentro del menú. Las zonas musculares seleccionadas fueron las correspondientes al músculo deltoides (encargado del movimiento de abducción del brazo), bíceps (encargado de la flexión del antebrazo) y tríceps (encargado de la extensión del codo). En la siguiente imagen se muestra el brazo con los electrodos colocados en las zonas seleccionadas.

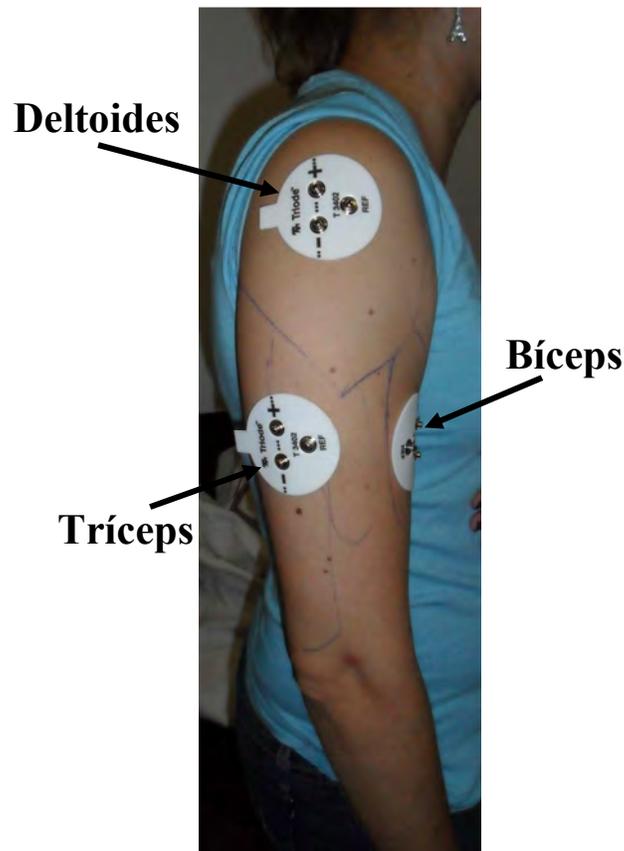


Figura A1.2 Colocación de los electrodos en el brazo.

Los músculos seleccionados tienen la característica de ser bastante amplios y por ende no se requiere de electrodos de dimensiones pequeñas ni de una extrema precisión en su colocación para adquirir la señal mioeléctrica que generen permitiendo así una sencilla instrumentación.

Apéndice 2

Voltajes simétricos con una sola fuente

Tanto el integrado AD620 como el AD536, empleados en el sistema de control, requieren para su funcionamiento, ser alimentados con voltajes simétricos, situación que usualmente se soluciona con la implementación de dos fuentes de voltaje en serie y tomando como referencia, o tierra, del circuito el punto de unión entre ellas. Las características del proyecto, que se presenta en este trabajo, solicitan buscar otra solución para la generación de voltajes simétricos; una alternativa que no entre en conflicto con las necesidades del diseño ya que la adición de una segunda fuente de voltaje implicaría considerar espacio y peso adicionales a la prótesis.

En la red, se encontró el siguiente circuito que permite generar voltajes simétricos con base en una fuente de voltaje simple.

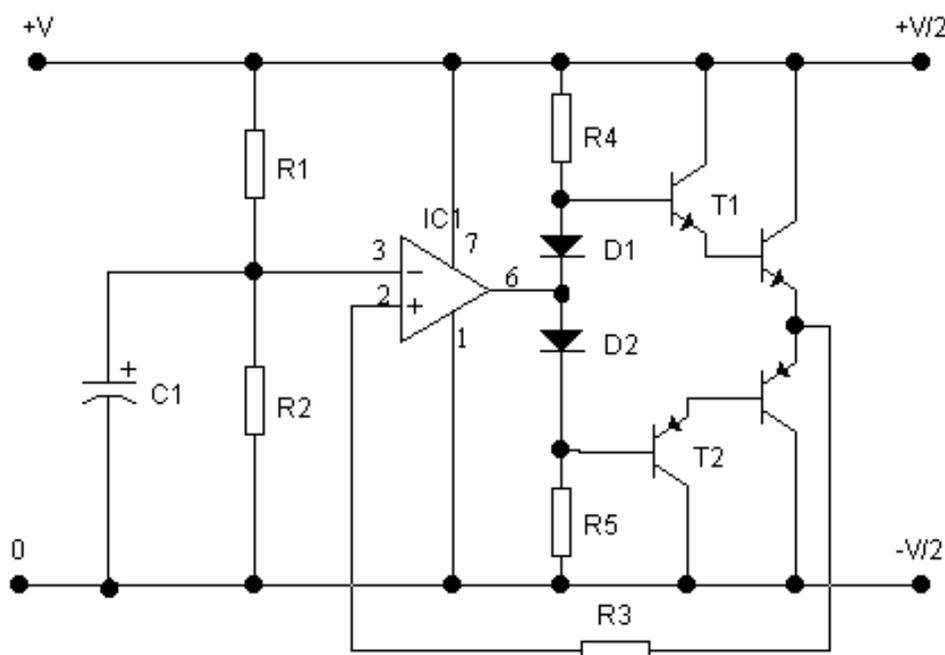


Figura A2.1 Circuito generador de voltajes simétricos. [44]

La lista de componentes, con base en las referencias de la imagen anterior, se desglosa a continuación:

R1 10 K Ω	C1 10 μF	IC1 - LM741
R2 10 K Ω		T1 - TIP121
R3 4.7 Ω		T2 - TIP126
R4 4.7 Ω		D1 - 1N4001
R5 4.7 Ω		D2 - 1N4001

Apéndice 3

Código del menú

A continuación se presenta el código implementado en el microcontrolador para la ejecución del menú, se comenta línea a línea para facilitar su comprensión. El software utilizado para la programación del mismo es mikroC PRO para dsPIC.

```

int lim[] = {4,2,2};           // Declara e inicializa el arreglo de enteros lim
int pos[] = {1,1,1};         // Declara e inicializa el arreglo de enteros pos
int nivel = 1,opcion = 1;    // Declara e inicializa los enteros nivel y opcion
bit ok,next,back,stop;      // Declara los bits ok, next, back y stop

void Intext() org IVT_ADDR_INT0INTERRUPT // Servicio de interrupción externo en el pin INTO
{
    next = RB4_bit;          // next = PB.4
    back = RB5_bit;         // back = PB.5
    ok = RB6_bit;           // ok = PB.6
    stop = RB7_bit;        // stop = PB.7
    if(stop) LATE = 0;     // Si fue activado stop, PE = 0

    if(next)                // Si fue activado next...
    {
        if(pos[nivel-1]<lim[nivel-1]) pos[nivel-1]++; // ...y no se está en la última opción, pasa a la
        // siguiente opción
        else pos[nivel-1]=1; // de otra forma, mostrar la primera opción
    }

    if((back)&&(nivel==1))   // Si fue activado back y se está en el primer nivel...
    {
        if(pos[0]>1) pos[0]--; // ... y la opción es diferente a la primera, pasa a la
        // opción anterior
        else pos[0]=4;      // de otra forma, muestra la última opción
    }

    if((back)&&(nivel!=1)) nivel--; // Si fue activado back y no se está en el primer
    // nivel, pasa al nivel anterior

```

```

if((ok)&&(nivel==3)) // Si fue activado ok y se está en el nivel 3...
{
  if((pos[1]==1)&&(pos[2]==1)) LATE=21; // ...si pos = [1,1,1], entonces PE=010101
  if((pos[1]==1)&&(pos[2]==2)) LATE=53; // ...si pos = [1,1,2], entonces PE=110101
  if((pos[1]==2)&&(pos[2]==1)) LATE=29; // ...si pos = [1,2,1], entonces PE=011101
  if((pos[1]==2)&&(pos[2]==2)) LATE=61; // ...si pos = [1,2,2], entonces PE=111101
}
if((ok)&&(nivel!=3)) nivel++; // Si fue activado ok y no se está en el nivel 3,
// entonces muestra el siguiente nivel
INTOIF_bit=0; // Limpia la bandera de interrupción
}

void main() // Programa principal
{
  AD1PCFGL = 0xFFFF; // Todos los pines I/O como digitales
  TRISB = 0xFFFF; // PB como entrada
  TRISE = 0x0000; // PE como salida
  LATE = 0; // PE = 0
  LATB = 0; // PB = 0

  IFS0 = 0; // Limpia las banderas de interrupción
  IFS1 = 0; // Limpia las banderas de interrupción
  IFS4 = 0; // Limpia las banderas de interrupción
  NSTDIS_bit = 1; // Deshabilita interrupciones anidadas
  INTCON2 = 0; // Deshabilita la tabla alternativa de vectores de
// interrupción
  INTOIE_bit = 1; // Habilita interrupción externa por el pin INT0
  INTOIP_0_bit = 1; // Otorga nivel de prioridad 1 a la interrupción
  INTOEP_bit = 0; // Activación de interrupción por cambio de nivel
// de voltaje bajo a alto

  while (1)
  {
    // Loop infinito
  }
}

```

Referencias

- [1] <http://ideasana.fundacioneroski.es/web/es/17a/cocinar/>
- [2] <http://dominicanosylatinos.com/news/salud/tu-salud/caminar-a-paso-vivo-podria-mantener-el-accidente-cerebrovascular-a- raya>
- [3] Asociación de amputados Ibérica, Federación de Castilla y León
- [4] Instituto de Rehabilitación de Chicago.
- [5] Real Academia Española.
- [6] <http://historia-antigua.com/2007/07/27/descubierta-en-egipto-la-protesis-mas-antigua-del-mundo/>
- [7] http://ortopediaceres.es/product_info.php/cPath/48_58/products_id/259
- [8] <http://blog.franlopez.es/2008/06/18/oscar-pistorius-el-primer-exito-de-estos-jjoo/>
- [9] http://www.ortopediamostkoff.com.mx/catalogoenlinea/product_info.php?products_id=459
- [10] <http://www.popsci.com/scitech/article/2009-06/luke-arm-begins-widespread-testing-among-veterans>
- [11] <http://www.procrblog.com/student-fitted-with-bionic-hand>
- [12] A. I. Kapandji, Fisiología articular, Tomo 1, 6° edición, 2008.
- [13] http://www.educa.madrid.org/portal/c/portal/layout?p_l_id=2288.2&p_p_id=visor_WAR_cms_tools&p_p_action=0&p_p_state=maximized&p_p_width=214&p_p_col_order=n2&p_p_col_pos=2&p_p_col_count=5&visor_WAR_cms_tools_contentId=61cb1d34-ae9-46f0-87c5-6d05c7388ce7&visor_WAR_cms_tools_fieldId=-
- [14] <http://strokengine.ca/index.php?page=topic&subpage=clinician&id=41>
- [15] <http://health.howstuffworks.com/human-body/systems/musculoskeletal/muscle2.htm>
- [16] Criswell Eleanor, Cram's introduction to surface electromyography, 2° edición, 2010.
- [17] <http://www.proteus-ec.com/todonivel.html>

- [18] http://www.doyma.es/revistas/ctl_servlet?_f=7064&ip=66.249.71.81&articuloid=13099605
- [19] Karl T. Ulrich; Diseño y desarrollo de productos; Ed. McGrawHill, 4° edición.
- [20] Ley federal del trabajo, art. 61
- [21] <http://www.darpa.mil/about.html>
- [22] <http://img-europe.electrocomponents.com/largeimages/R263287-01.jpg>
- [23] <http://www.antury.net/publicaciones/publicacion%20ad620/publicacion%20ad620.html>
- [24] <http://rabfis15.uco.es/lvct/tutorial/41/tema17/tema17-3.htm>
- [25]
<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtIXTELx66EV76EbHSHVs6EVs6E666666--> [29] http://www.pcbdesign007.com/pages/zone.cgi?a=47114&_pf_=1
- [26] <http://www.ikkaro.com/manual-basico-winpic800>
- [27] <http://www.lightconecorp.net/blog/?p=115>
- [28] http://aliatron.com/loja/catalog/index.php?cPath=34_57&osCsid=gtb3
- [29] http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/L/2/9/3/L293D.shtml
- [30] http://electrolabo.com/index.php?main_page=product_info&products_id=3
- [31] <http://www.lavidawifi.com/2010/03/led-wireless-230-mbps-de-conectividad-inalambrica/>
- [32] http://en.wikipedia.org/wiki/Microporous_material
- [33] Hoja de datos del circuito integrado AD536
- [34] <http://www.electronicafacil.net/circuitos/Conversor-de-fuente-simple-a-simetrica.html>