



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO.

---

*DISEÑO CONCEPTUAL ORTESIS MECATRONICA PARA LA  
REHABILITACION DE LA PARALISIS PARCIAL.*

*Que para obtener el grado de  
Maestro en Ingeniería  
(Campo disciplinario Mecatrónica)*

*Presenta:  
Ing. Erick Orlando Portillo Martínez.*

*Asesor:  
Dr. Jesús Manuel Dorador González.*

**JURADO ASIGNADO:**

*Presidente: Dr. González González Leopoldo Adrián*

*Secretario: Dr. Espinosa Bautista Adrián*

*Vocal: Dr. Dorador González Jesús Manuel*

*1er. Suplente: Dr. González Villela Víctor Javier*

*2do. Suplente: Dr. Ramírez Reivich Alejandro Cuauhtémoc*

**Lugar o lugares donde se realizó la tesis:**

Universidad Nacional Autónoma de México.

Instituto Tecnológico Superior de San Luis Potosí.

Director de tesis:

Jesús Manuel Dorador González.

---

Firma

	Pág.
Portada.....	1
Agradecimientos.....	2
Dedicatoria.....	3
Contenido.....	4
Introducción.....	6
Antecedentes.....	9
Objetivos específicos.....	9
Hipótesis.....	10
Resumen.....	11
Justificación.....	12
Resultados esperados.....	12
Capítulo 1 Investigación de la tendencia del estado del arte.....	13
1. Panorama general.....	14
1.1 Electroterapia en general alrededor del mundo.....	14
1.1.2 Corrientes analgésicas.....	15
1.1.3 Electroestimulación.....	15
1.1.4 Efectos de las distintas frecuencias.....	16
1.2 Efectos indicaciones y contraindicaciones de la estimulación eléctrica en los tejidos biológicos.....	18
1.2.1 Indicaciones.....	19
1.2.2 Contraindicaciones.....	20
1.3 Proceso del miofeedback.....	20
1.4 Uso alrededor del mundo.....	21
1.5 Exoesqueletos.....	22
1.6 Ortesis en México.....	25
Capítulo 2. Metodología seguida para obtener el diseño conceptual.....	26
2.1 Identificación de la necesidad.....	27
2.2 Perfil del producto.....	28
Capítulo 3. Análisis de necesidades y determinación de especificaciones.....	34
3.1 ¿Los músculos en general, por qué extremidad superior?.....	36
3.1.2 Especificaciones obtenidas por análisis muscular.....	40
3.2.1 Instrumento, instrumentación, transductor.....	40
3.2.2 Sensores de movimiento.....	41
3.2.2.1 Potenciómetro.....	42
3.2.2.2 Efecto Hall.....	43
3.2.2.2.1 Datos de los sensores Hall.....	44
3.2.2.2.2 Pickups magnéticos (sensores inductivos).....	45
3.2.2.3 galgas Extensiométricas.....	45
3.2.2.4 Ultrasonico.....	47
3.2.2.4.1 Aplicaciones Típicas.....	48
3.2.2.5 Giroscopio.....	49
3.2.2.5.1 giroscopio mecánico.....	49
3.2.2.5.2 Giroscopio electrónico.....	50
3.2.2.5.3 Como aplicar giroscopio a la medición de distancias.....	50
3.2.2.6 Codificador rotatorio.....	50
3.2.2.6.1 Codificador rotatorio absoluto.....	50
3.2.2.6.2 Codificación binaria estándar.....	50
3.2.2.6.3 Codificación con código de Gray.....	51
3.2.2.6.4 Codificador rotatorio relativo.....	52
3.2.3 determinación de especificaciones.....	52
3.2.4 Especificaciones obtenidas por análisis de sensores.....	53

3.3 Diferencia entre ortesis y férula.....	53
3.3.1 Materiales utilizados en la fabricación de ortesis para hombro y brazo.....	54
3.3.2 Madera.....	54
3.3.2.1 Desventajas del uso de la madera.....	55
3.3.3 Yeso ortopédico.....	55
3.3.3.1 Complicaciones del yeso.....	56
3.3.3.1.1 Síndrome de compresión.....	56
3.3.3.1.2 Escaras de decúbito.....	56
3.3.3.1.3 Edema de ventana.....	57
3.3.4 fibra de vidrio.....	58
3.3.5 materiales PCM.....	58
3.3.6 Neopreno.....	59
3.3.7 Especificaciones obtenidas por análisis de materiales.....	59
3.4 Actuadores.....	59
3.4.1 Cilindro hidráulico.....	60
3.4.2 Motor hidráulico.....	60
3.4.3 actuadores neumáticos.....	61
3.4.4 actuadores eléctricos.....	61
3.4.5 Músculo neumático.....	61
3.4.6 Comparativa de Actuadores.....	62
3.5 Especificaciones obtenidas por análisis de actuadores.....	65
3.6 Especificaciones obtenidas.....	65
Capítulo 4. Diseño Conceptual.....	66
4.1 Introducción.....	67
4.2 Concepto y tipos de diseño.....	67
4.3 QFD como método de diseño.....	67
4.4 necesidades del cliente.....	69
4.5 Resultados obtenidos de la tabla QFD.....	72
4.6 Base teórica del TRIZ Clásico.....	72
4.7 Relación entre método QFD y TRIZ (análisis de Evolución de producto).....	73
4.6 Comparativa de ortesis mecatrónica para rehabilitación con método tradicional.....	73
4.7 Desglose de Subfunciones, Subsistemas y Conceptos de Solución.....	76
4.7.1 Desglosé de Subfunciones.....	76
4.7.2 Desglosé de Subsistemas.....	78
4.7.3 Conceptos de solución.....	78
4.7.3.1 Sistema Electrónico.....	78
4.7.3.2 Sistema de control.....	78
4.7.3.3 Sistema mecánico.....	79
Capítulo 5. Diseño Especificación.....	80
5.1 Modelos.....	80
5.2 Modelo inicial.....	80
5.2.1 Especificaciones de equipo y cumplimiento de Modelo inicial.....	80
5.2.2 Especificaciones de equipo.....	81
5.2.3 Cumplimiento del Modelo inicial.....	82
Bibliografía.....	83
Anexos.....	89

# Introducción.

---

## INTRODUCCION.

Imagine la desesperación que conlleva tener un accidente y perder el movimiento de la mano. Saber que está ahí, pero que ya no forma parte de uno. Accidente en el que, con algo de suerte, continuará la vida; pero con un cuerpo fragmentado, que no volverá a ser el mismo.

Hay reimplantes que a veces resultan relativamente sencillos cuando el órgano afectado es poco complejo. Tal vez ése podría ser el caso de una oreja. Una mano completa es otra cosa, ya que no se trata de colocarla nada más en su sitio original: es una estructura tan complicada y llena de detalles que, aun en el caso de lograr salvar el órgano, probablemente perdería mucho de su función.

La medicina con los avances alcanzados, ahora puede dedicar muchos esfuerzos para tratar de resolver problemas realmente complicados impensables de atacar, hace no muchos años.

Salvar pacientes es un trabajo importante; pero también mejorar la calidad de vida de quienes han sufrido accidentes graves, o de aquellos que han padecido enfermedades que provocan deformidad y pérdida de función en ciertos órganos. La cirugía plástica reconstructiva y la técnica de trasplantes tienen cada vez mayor importancia y un desarrollo que se ha combinado con el trabajo de distintas especialidades.

La cirugía reconstructiva mantiene tres posibles caminos para hacer frente a distintas situaciones en las que se hace necesaria su intervención para reponer o sustituir tejidos:

La primera de las opciones es trabajar con partes del mismo paciente. Un ejemplo de ello es cuando se requiere de tejido óseo (hueso), y para ello se toman fragmentos de la cadera de la propia persona. Esto reduce al mínimo el riesgo de reacciones de rechazo.

La segunda opción la constituyen las partes u órganos provenientes de un individuo diferente. El principal problema es que con mucha frecuencia el cuerpo reacciona defendiéndose de aquella parte que detecta como extraña y hace lo posible por deshacerse de ella, lo que se conoce comúnmente como "rechazo". Los pacientes operados en este esquema, por lo general deben consumir medicamentos que bajen las defensas corporales por el resto de la vida. Sí, se gana un órgano; pero también quedan más susceptibles a ser víctimas de otras enfermedades infecciosas, ya que se mantienen en un bajo nivel las respuestas defensivas del organismo.

La tercera opción tiene que ver con el diseño y fabricación de partes artificiales. En este caso se busca la obtención de materiales bio-compatibles, es decir, que no produzcan reacciones de rechazo y que tampoco se deterioren con el tiempo. De hecho un grupo de médicos liderados por el australiano Earl Owen y el francés Jean-Michel Dubernard logró en 1998 en el hospital Edouard Eliot en Lyon, completar el primer trasplante exitoso de una mano. Para llegar a ese punto, muchos campos de la medicina habían tenido que adelantar aceleradamente: materiales de sutura de alta especialización, microcirugía para tratar de restablecer la mayor parte de conexiones posibles, terapeutas físicos que apoyaran el trabajo de rehabilitación, entre otros.. (Campbell,2003).

Al año siguiente, en 1999, se hizo algo similar con un paciente estadounidense. En ambos casos, la mano no pertenecía al accidentado sino que provino por donación, de un cadáver. Como es de suponer, tuvieron un papel de primer orden la inmunología y la farmacología, ya que el rechazo se convirtió en el factor de riesgo adicional más importante.

Tan sólo un año después, en el 2000, un paciente francés fue sometido a una cirugía de implantación, pero sustituyendo ambas manos simultáneamente. Las imágenes televisivas dieron la vuelta al mundo. Si bien los médicos mostraban lo exitoso del procedimiento, al hacer notar que crecían uñas y vellos en esas manos antes ajenas, evidente era también la asimetría. Por supuesto que eso era de poca monta para el paciente, quien mostraba encantado, dos manos donde hasta hacía poco tiempo no había ninguna. El resultado fue sorprendente porque la cirugía fue tan cuidadosa y detallada, que logró reunir la mayoría de las terminales nerviosas, por lo que era de esperar que el paciente recobrarla la mayor parte de la movilidad y funcionamiento normales.



**Clin Hallan, primer trasplante de mano.**

Al final la biónica y la robótica también se integran. Igual que en aquellas series de ciencia ficción de los años setentas, como “El hombre nuclear”, se han logrado desarrollar manos artificiales que no son simples prótesis para mejorar la apariencia. Tampoco son herramientas simples que auxilian en la realización de algunas tareas. Se trata de manos que reproducen las conexiones nerviosas originales, estamos hablando del proyecto Lifehand de la Università Campus Bio-medico di Roma que a diferencia del targeted muscle reinnervation TMR o de su traducción al español re inervación muscular que es una intervención quirúrgica para implementar el control de las prótesis mioeléctrica a la amputación de la extremidad superior. (Kathy A. Stubblefield, Laura A. Miller, Robert D. Lipschutz, Todd A. Kuiken 2009), el proyecto Lifehand no utiliza los músculos o los órganos sensoriales, la delgada película de electrodos puede grabar múltiples canales de estimulación a través de las señales de los nervios periféricos. Por lo que los pacientes podrán contar con una mano artificial hecha a su medida y recuperando incluso la posibilidad de realizar movimientos finos sin el uso de botones, resortes o aditamentos externos. Cabe destacar que la investigación en progreso mostró un avance significativo, con Pierpaolo Petruzzello al conectarlo a una mano robot y afirmar un resultado de interacción-movimiento del 85% esto nos permite afirmar que estas nuevas extremidades pueden ser usadas como cualquiera usa sus manos, con la sola voluntad de hacerlo. Biología y mecánica haciéndose una misma cosa. (Neural interfaces: the tf-lifeelectrodes,(2010)), (Navarro, X.; Lago, N.; Vivo, M.; Yoshida, K.; Koch, K.P.(2007))

La cirugía reconstructiva aplicada a la implantación de manos es, sin duda, un alarde técnico en el que confluyen esfuerzos de muchísimas personas. Evidentemente conlleva altos costos en investigación y desarrollo, así como en adiestramiento médico. Llegará el día en que técnicas como ésta dejen de ser experimentales y se conviertan en procedimientos más o menos comunes, puestos a disposición de aquellos que quieran y puedan pagarlo.

Avances como estos no pasan inadvertidos: mueven siempre al asombro, pero convencidos de que la medicina busca una mejor calidad de vida para los más posibles. En el futuro veremos con agrado e igual sorpresa que este tipo de procedimientos estarán al alcance de los que hoy los necesitan, pero no pueden pagarlo. Nos alegraremos cuando parte de estos progresos - materiales, técnicas quirúrgicas, medicamentos y dispositivos- puedan ayudar a quienes padecen problemas más simples, pero no por ello menos dolorosos.

Sería magnífico un mundo en el que las deformidades pudiesen ser, si no corregidas en su totalidad, al menos mitigadas. No se trata nada más de recuperar funcionalidad, es también la recuperación de la autoimagen. Un espléndido arreglo mecánico o biológico que repare también la sensación de ser una persona rota y fracturada.

## **ANTECEDENTES.**

El presente proyecto trata de atacar de inicio la parte de la rehabilitación en la motricidad. La parte de la rehabilitación se utiliza tanto en implantes, como en la parálisis parcial, una de las características fundamentales del cuerpo humano radica principalmente en su adaptación al entorno y a los cambios, ejemplo de esto es que al perder una extremidad el cuerpo tarda un tiempo en aceptar la pérdida es muy común con pacientes que han perdido una extremidad el despertarse y sentir ese miembro faltante, inclusive tener comezón o dolor en una pierna o brazo que ya no están más allí, esto es porque las terminaciones nerviosas se mantienen activas, y envían señales o respuestas eléctricas provenientes de un miembro que ya no existe.

En contraparte y como punto central de esta investigación ocurre cuando el daño es en el sistema nervioso, tu extremidad esta allí pero tú ya no la puedes mover ni sentir, y lentamente tu cuerpo va perdiendo este miembro al no haber estímulos eléctricos ni movimiento o actividad muscular la irrigación sanguínea desciende acompañado de flacidez muscular, hasta que en los casos más extremos se pierde la extremidad o miembro. Ir viendo morir lenta y paulatinamente una parte de tu cuerpo, implica no solo la pérdida de una parte física sino conlleva a su vez una pérdida de autoestima. Pues si la pérdida de un miembro suele ser desastrosa física y emocionalmente, la parálisis parcial es también muy dolorosa y se asemejan en el estado anímico del paciente, sin embargo por muchos adelantos tecnológicos que se tienen hoy en día pues se habla de prótesis electrónicas capaces de imitar en un 85 por ciento las actividades de un miembro natural. Pero con los avances tecnológicos hasta el día de hoy, no serán iguales, al menos no con la tecnología existente en el presente, es así como la rehabilitación juega un papel trascendental, las terapias de rehabilitación son variadas que van desde masajes, terapias de cambios de calor movimiento asistido con ayuda mecánica, y dependen del grado de parálisis parcial que tenga el paciente.

### **OBJETIVOS ESPECIFICOS.**

Este proyecto aunque tratará temas generales, y muy probablemente los datos capturados ó obtenidos sean de relevancia general, inclusive para la creación de prótesis, estará centrado en la rehabilitación de pacientes con una movilidad muy moderada es decir con aquellos pacientes que mediante una terapia de rehabilitación han mostrado al menos algo de respuesta en su miembro y estará centrado al menos en un inicio en las extremidades superiores.

El prototipo a elaborar consiste en un apoyo neumático mecánico, controlado y censado electrónicamente, y un electro estimulador muscular, el trabajo a realizar por dicho prototipo es asistir y ayudar al paciente en sus rutinas de rehabilitación la parte mecánica asiste al brazo y no permite movimientos bruscos o jalones esto es para evitar lesiones en el paciente, y el censado nos permitirá saber la actividad del mismo. El electro estimulador será controlado por el mismo paciente y es utilizado para reactivar los músculos y provocar el aumento de la irrigación sanguínea.

Objetivos de este trabajo:

- El estudio de la electro estimulación particular de músculos y del sistema nervioso de alguna extremidad en particular no solo nos permitirá conocer o dar a conocer más a fondo nuestro sistema mecánico orgánico si no también el control intermedio entre la parte mecánica y orgánica tal vez nos lleve a optimizar y entender los sistemas de control hechos hasta hoy en día.
- Esta terapia de rehabilitación se podría aplicar a personas que tras sufrir un accidente han quedado hemipléjicos o parapléjicos, donde ha permanecido alguna capacidad residual voluntaria de movimiento de las extremidades. El éxito de este proceso de rehabilitación se basa en el fenómeno de la plasticidad, que consiste en la capacidad de regeneración pudiéndose establecer o “reclutar” nuevas vías nerviosas en pacientes que han sufrido daños en las vías nerviosas aferentes de la columna.
- También puede aplicarse como mecanismo de ayuda al paciente a realizar el movimiento, donde el electro estimulador actúa mientras el paciente ejecuta el movimiento de manera voluntaria, dando lugar a procedimientos de “facilitación o reeducación muscular”



- Se podría utilizar en el tratamiento de la espasticidad, para pacientes que han sufrido un trauma en el sistema nervioso central, interfiriendo en la recuperación del control normal del movimiento de las extremidades.
- Demostrar la teoría que la electro estimulación controlada apoyada con un mecanismo mecatrónico podría funcionar de manera similar a los ejercicios de Frenkel. Con personas con discapacidad motriz muy severa. (Frenkel consideraba que a pesar de estar afectada la vía sensitiva, el paciente tabético-atáxico puede aprender a realizar un movimiento completo por medio de la repetición constante gracias a que mantiene su sentido muscular)(National Ataxia Foundation(n.d.))

## HIPÓTESIS

Muchas veces las prótesis han sido utilizadas para recuperar un miembro perdido amputado, sin embargo en muchos casos en el incidente el traumatismo muscular o esquelético no es tan grave y el mayor daño es recibido en el sistema nervioso central desde las diferentes terminales nerviosas que hacen posible la interacción músculos huesos y tendones y producen el movimiento. Este daño puede ir desde el ligero daño nervioso que ocasiona hipersensibilidad del miembro, rigidez, flacidez, falta de control en el movimiento, o malas reacciones de tendones y articulaciones, respuesta de los tendones profundos (RTP) disminuida, nula muy lenta, o incrementada, reacción mucho más fuerte de lo usual hasta llegar al daño de las cervicales y pérdida completa del movimiento o espasticidad.

La espasticidad se define como el incremento del tono muscular que está directamente relacionado con la velocidad de movimiento muscular, y las reacciones ya sean voluntarias o no. El equipo a desarrollar estará centrado en la rehabilitación de pacientes con una movilidad muy moderada es decir con aquellos pacientes que mediante una terapia de rehabilitación han mostrado al menos algo de respuesta en su miembro y estará centrado al menos en un inicio en las extremidades superiores.

El prototipo a elaborar consiste en un apoyo neumático mecánico, controlado y sensado electrónicamente, y un electro estimulador muscular, el trabajo a realizar por dicho prototipo es asistir y ayudar al paciente en sus rutinas de rehabilitación la parte mecánica asiste al brazo y no permite movimientos bruscos o jalones esto es para evitar lesiones en el paciente, estará censado por posición y presión es decir, un pequeño sensor de mercurio indicara la posición en la que se encuentra el brazo y varios sensores de presión harán saber hacia dónde va dirigido el movimiento y el sistema deberá ser capaz de asistir dicho movimiento cabe destacar que el sistema neumático mecánico no proveerá el movimiento solo lo asistirá y será el mismo paciente mediante electro estímulos quien realizará el movimiento. El electro estimulador será controlado por los estímulos producidos por el mismo paciente formando un control de lazo cerrado entre el paciente y la ortesis cabe destacar que hay dos áreas principales de estudio dentro de la electro estimulación el TENS Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation. Si bien ha sido utilizado con frecuencia en el tratamiento del dolor no se ha comprobado del todo su efectividad sigue en uso así como los estudios en el campo.(Corabian, P.; Menon, D.; Reeve, J.,( 1995), y el EMS Electrical Muscle Stimulation utilizado para la reactivación muscular o incluso en aplicaciones FES Funtional Electrical Stimulation para asistir con el movimiento controlado de diferentes conjuntos musculares y así ayudar a la bipedestación ó otras muchas tareas. (McNulty, M.J.; Fogarty, P.:(2006))

Debido a la gran similitud desde el punto de vista de diseño electrónico existente entre las dos áreas del electro estimador el TENS que se utiliza para analgesia electrónica y el EMS que se utiliza para la electro estimulación muscular, es de esperar poder integrar a la ortesis un programa de corrientes analgésicas para relajar los músculos y tendones después de cada sesión.

## **RESUMEN.**

En resumen el objetivo del diseño conceptual que se presenta en esta tesis es conjuntar cosas que ya existen para el tratamiento de la parálisis parcial motora las prótesis o férulas o anclajes utilizados, y corrientes analgésicas en conjunto con electro estimuladores musculares y nerviosos. Una parte mecánica que sirve de apoyo y delimita el movimiento, y una interacción electrónica que estimula directamente cada uno de los músculos produciendo el movimiento, así como un programa de corrientes analgésicas para relajar los músculos y tendones.

Como punto adicional al proyecto es el adicionarle un sistema de miofeedback, el cual nos permitirá notar avances pequeños en el paciente y no dejar esto de manera solo visual.

## **JUSTIFICACIÓN**

Salvar pacientes es un trabajo importante; pero también mejorar la calidad de vida de quienes han sufrido accidentes graves, o de aquellos que han padecido enfermedades que provocan deformidad y pérdida de función en ciertos órganos. La cirugía plástica reconstructiva y la técnica de trasplantes tienen cada vez mayor importancia y un desarrollo que se ha combinado con el trabajo de distintas especialidades, Creo que no podemos dejar de lado la rehabilitación con Monoparesia (parálisis parcial de un miembro) hemiparesia (parálisis parcial de un lado del cuerpo) que si bien no han perdido una extremidad si el control de ella. Y por lo tanto su calidad de vida se ha visto muy deteriorada

## **RESULTADOS ESPERADOS.**

- Diseño conceptual Base, para el desarrollo de un prototipo o diseño a detalle de la ortesis.
- El estudio a fondo de la electroestimulación particular de músculos y del sistema nervioso.
- Tablas de relación acción, músculo específico.
- Estudio de la tendencia y potencial de evolución de las ortesis mecatrónicas para rehabilitación.
- El estudio a fondo de los diferentes materiales a utilizar en esta ortesis.
- Prototipo (diseño – conceptual).

CAPÍTULO

1

Investigación del estado del arte.

---

## **1. PANORAMA GENERAL.**

### **1.1 Electroterapia en general alrededor del mundo.**

La electroterapia es una disciplina que se engloba dentro de la fisioterapia y se define como el arte y la ciencia del tratamiento de lesiones y enfermedades por medio de la electricidad. La electroterapia es una técnica que utiliza, a través de la emisión al cuerpo humano, corrientes eléctricas efectivas para tratar diversas patologías y desórdenes.

Actualmente, la tecnología ha desarrollado numerosos aparatos para la aplicación de la electroterapia sin correr riesgos de efectos secundarios. Los principales efectos de las distintas corrientes de electroterapia son:

- Anti-inflamatorio.
- Analgésico.
- Mejora del trofismo.
- Potenciación neuro - muscular.
- Térmico, en el caso de electroterapia de alta frecuencia.

Se aplica en procesos dolorosos, inflamatorios músculo-esqueléticos y nerviosos periféricos, así como en atrofas y lesiones musculares y parálisis. Existe la posibilidad de aplicarla combinada con la ultrasonoterapia. La electroterapia es una prescripción médica y debe ser aplicada a manos de un fisioterapeuta. La historia de la electroterapia se remonta a los tiempos de los romanos, en los cuales utilizaban la anguila eléctrica aplicada en la zona afectada, a veces era decapitada para que la descarga fuera más intensa. En cuanto a investigadores de la electricidad que ayudaron al desarrollo de la electroterapia:

Luigi Galvani: En 1876 realiza una serie de investigaciones sobre los efectos de la corriente continua sobre el organismo humano y sobre el miembro en particular. La corriente continua se denomina galvánica en su honor.

Volta: Contemporáneo de Galvani, creó la pila eléctrica productora de la corriente continua utilizada por Galvani para sus experimentos.

D'Arsonval: Realizó estudios sobre la excitabilidad y, lo más importante, las interrupciones de la corriente continua en un segundo, creando la definición de los Hertz.

Rupert Traevert: Asimismo descubridor de unas corrientes de claro efecto analgésico. (Fishlock, D. 2002).

#### **1.1.2 CORRIENTES ANALGESICAS.**

Las Corrientes Analgésicas son diseños de tipos de corrientes que se aplican al organismo con el objetivo de aliviar el dolor producto de lesiones musculares óseas y nerviosas, la TENS (Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea) consiste en la aplicación de electrodos sobre la piel con el objetivo de excitar las fibras nerviosas gruesas aferentes para obtener una reducción del dolor.

Estos equipos liberan una corriente eléctrica que penetra, a través de la piel del paciente hasta los nervios específicos, estableciendo una competencia con las fibras que conducen el dolor en una zona determinada y mediante este mecanismo se genera alivio inmediato del dolor.

La introducción de corriente en los tejidos produce una sensación agradable que actúa aliviando la rigidez, el dolor y ayuda a mejorar el rango de movimiento (Movilidad), estos tratamientos tienen gran utilidad tanto en el dolor agudo como crónico (Corabian; et al 1995)

### **1.1.3 ELECTROESTIMULACION.**

Si bien en el pasado la rehabilitación fue considerada como la última fase de la medicina después de la prevención y el tratamiento, este concepto se ha modificado debido al enfoque preventivo de las complicaciones de reposo prolongado y al desarrollo de nueva tecnología para disminuir la severidad de las secuelas secundarias a daño orgánico. (Flores. D. 1998)

La transmisión de las informaciones desde el sistema nervioso central (SNC) hacia la periferia se produce por medio de impulsos eléctricos transportados por el tejido nervioso. Teóricamente, este mismo mecanismo también puede ser activado utilizando un estímulo eléctrico exógeno, es decir, producido desde el exterior, en sustitución del endógeno generado por el SNC. (Boschetti G.2002)

Su uso ha sido tan difundido que existen muchos aparatos comerciales de electroestimulación con su correspondiente sustento teórico y si bien su estudio está en progreso, existen trabajos como en el caso de la tesis de Flores (Flores. D.; 1998) y el libro de Boschetti (Boschetti G.2002) que coinciden en muchas de sus observaciones, así que nos permite afirmar que se pueden utilizar los estímulos eléctricos inducidos para contraer la musculatura estriada y así se pueden aprovechar estas potencialidades en el ámbito de la rehabilitación (Servicios Rehabilitación Integral México 2005).

Los mecanismos de contracción inducida con electro estimulación permiten la contracción de las fibras musculares paralizadas por una lesión neurológica, activan los mecanismos metabólicos, permiten mantener la memoria del movimiento y son de gran utilidad en los músculos débiles producto de una lesión muscular u ósea y posterior a una inmovilización prolongada. (Servicios Rehabilitación Integral México, 2005).

### **1.1.4 EFECTOS DE LAS DISTINTAS FRECUENCIAS**

Cabe destacar que si se analiza una sección de la estructura de un músculo se pueden observar que este está formado por una serie de unidades pequeñas dimensiones: las fibras musculares. Todas las fibras participan en la contracción muscular acortándose pero no todas tienen las mismas características mecánicas, que pueden ser histológicas y metabólicas. Según los estudios fisiológicos las fibras se pueden clasificar en dos grandes grupos:

Slow twitch o fibras lentas de tipo I

Fast twitch o fibras veloces de tipo II

También se pueden “catalogar” las fibras musculares utilizando una clasificación mas precisa, subdividiéndolas en tres categorías; en esta nueva clasificación las fibras veloces son subdivididas en dos grupos:

Fast twitch o fibras intermedias de tipo “IIa”

Fast twitch o fibras veloces de tipo “IIb”

Por tanto este tipo de clasificación establecida sobre bases fisiológicas, reagrupa a las fibras musculares en tres categorías en función de las características histológicas, nerviosas, enzimáticas, estructurales, funcionales mecánicas.

Tipo de fibra			
Características Funcionales	ST (fibras tipo I)	FTA (fibras tipo IIa)	FTB (fibras tipo IIb)
Capacidad de fuerza	Baja	Alta	Alta
Resistencia al cansancio	Alta	Baja	Baja
Elasticidad	Baja	Alta	Alta
Tiempo de contracción.	Largo	Breve	Breve
Tiempo de relajación.	Corto	Largo.	Largo.
Características Enzimáticas.			
Actividad Oxidante.	Alta	Alta	Baja
Actividad Glucolitica	Baja	Alta	Alta
Aspectos estructurales			
Diámetro de la fibra muscular	Pequeño	Grande	Grande
Densidad Capilar	Alta	Media	Baja

Figura 1 clasificación de las fibras musculares según Boschetti, (2002)

Como ejemplo de la clasificación de las fibras musculares en función de las principales características funcionales, enzimáticas y estructurales cito la figura 1 extraída de Boschetti G.2002 a su vez extraído de (Fox Bowers Foss.)

Para aclarar el uso de las frecuencias de estimulación En los parámetros de los electroestimuladores encontramos las frecuencias de sus diferentes programas, atendiéndonos a ellas en Hz podemos conseguir los diferentes efectos: (Boschetti G.2002)

- 1 a 3 Hz - Tiene un efecto descontracturante y relajante, es ideal para contracturas musculares. Algunos electro-estimuladores lo denominan programa descontracturante. Provoca un efecto descontracturante en los grupos musculares aplicados. La utilización médica de la Electroestimulación (EEM) para disminuir el tono muscular existe desde hace años. Este efecto descontracturante se mantiene varias horas después de la sesión de electro estimulación y permite un mejor control de los movimientos efectuados. Está indicada su aplicación en molestias o dolores musculares ocasionados por contracturas. Se puede utilizar en cualquier momento y si el dolor es importante o persistente, se recomienda consultar a un médico.
- 4 a 7 Hz - Aumenta la segregación de endorfinas y encefalinas, logrando una disminución del dolor y la ansiedad. En los electro-estimuladores se suele encontrar como programa de relajación o recuperación activa. Logra un efecto endorfinico máximo (5 Hz) provocando una anestesia local natural, una disminución del dolor (efecto antálgico) así como una relajación general de la musculatura y una disminución de la ansiedad. Facilita el sueño.

A 7 Hz se consigue un aumento del flujo sanguíneo y una hiperoxigenación. Su aplicación es idónea para evitar calambres, re oxigenar tejidos, acelerar el retorno venoso, eliminar edemas y los metabólicos acumulados.

- 8 a 10 Hz - El aumento del flujo sanguíneo es máximo, se multiplica por cinco. Los electroestimuladores suelen tenerlo con el nombre de capilarización. Crea nuevos capilares, permite una restauración de los tejidos y un verdadero drenaje venoso y parece ser que linfático. Al aumentar los capilares evita tener contracturas musculares. Es particularmente eficaz para el cansancio localizado y en la disminución del lactato. Este aumento del riego sanguíneo facilita la restauración de tejidos y, bajo consejo médico o fisioterapéutico, es de gran ayuda en problemas articulares. "Siete voluntarios son sometidos a una electro estimulación de los nervios ciáticos poplíteos interno y externo. El resultado es que aumenta el flujo arterial femoral (181 a 271% del valor basal) El resultado es máximo a 9 Hz" (Zicot, M. Rigaux, P.1995)

- 10 a 33 Hz - Recluta las fibras ST, lentas, (tipo I) y aumenta la resistencia de las mismas. Los electro-estimuladores tienen este programa con el nombre de resistencia aeróbica o firmeza muscular.

33 a 50 Hz – Solicita fibras intermedias, concretamente las IIa. Logra el mayor aumento de resistencia a la fatiga, es ideal para deportes de resistencia. En los electro-estimuladores se encuentran estos programas con el nombre de resistencia aeróbica o firmeza muscular a niveles altos. Proporciona un mayor aumento del tono muscular sin desarrollar la musculatura. La sensación de potencia de contracción en grupos musculares determinados (glúteos, abductores, abdominales,...) es inalcanzable con ejercicios voluntarios.

50 a 75 Hz – Se estimulan preferentemente las fibras intermedias tipo IIb, proporciona un aumento de la fuerza y de la resistencia localizada. En los electro-estimuladores hallamos los términos "bodybuilding" o fuerza-resistencia. "Los estudios que comparan la EEM con el entrenamiento voluntario muestran un mayor aumento de la fuerza, de la potencia y de la muscular en la EEM y todo ello sin sobrecargar las articulaciones" Boschetti G.(2002)

75 a 120 Hz – Consigue una supratetanización de las fibras FT, rápidas, (tipo IIm). Las mejoras en fuerza y explosividad son mayores que las conseguidas con esfuerzos voluntarios y todo ello sin lesionar. Algunos electro-estimuladores tienen programas con el nombre de fuerza y fuerza explosiva.

El uso de la corriente eléctrica para la restauración del movimiento de pacientes con daño del sistema neuromuscular es conocido como estimulación eléctrica funcional o estimulación neuromuscular funcional en el paciente hemipléjico el uso de electro estimulación funcional ha reportado mejoría en el movimiento, de la función volúrica y de la condición de los tejidos blandos (Flores. D.;.1998).

Queda claro que este conocimiento ha traído consigo su aplicación en los diferentes programas de algunos electro-estimuladores. No todos los electro-estimuladores son iguales, ni cumplen por igual su cometido. La importancia del tipo de onda, de su duración, de su amplitud y de su frecuencia es esencial a la hora de obtener resultados satisfactorios con la electro estimulación y garantizar la seguridad en su utilización. hay dos áreas principales de estudio dentro de la electro estimulación el TENS transcutaneous electrical nerve stimulation como menciona (Fenollosa, P;

Salazar, H; Canos, MA; Pallarés, J; 1999) si bien ha sido utilizado con frecuencia en el tratamiento del dolor no se ha comprobado del todo su efectividad sigue en uso así como los estudios en el campo. y el EMS Electrical Muscle Stimulation utilizado para la reactivación muscular o incluso en aplicaciones FES funcional electrical stimulation para asistir con el movimiento controlado de diferentes conjuntos musculares y así ayudar a la bipedestación o a otras muchas tareas. (McNulty et al., 2006).

## **1.2 Efectos indicaciones y contraindicaciones de la estimulación eléctrica en los tejidos biológicos.**

Inicialmente, es necesario recordar que el cuerpo humano es buen conductor de electricidad ya que se puede considerar como una solución electrolítica, pues, en todos sus tejidos existen soluciones sales. El estrato corneo de la piel opone cierta resistencia al paso de la corriente, hecho que se puede disminuir al calentarla previamente y proporcionar una adecuada humidificación.

La corriente eléctrica aplicada al organismo puede producir diferentes efectos biológicos. El efecto electrotérmico generado por la aplicación de corrientes eléctricas en los tejidos depende de la resistencia que estos opongan a a ser circulados por la energía que normalmente es calor (efecto joule.) dicha agitación se conoce como movimiento browniano y es el responsable de de generar o irradiar ondas electromagnéticas en forma de calor. Por lo tanto, cuanto más se agiten las moléculas por aporte de nuevas energías, mas energía térmica se generará.

Este fenómeno calorífico secundario a la aplicación de corrientes eléctricas se produce en el rango de las altas frecuencias en el caso de las bajas medias el incremento de la temperatura de los tejidos no tienen relevancia clínica.

Por su parte los efectos electroquímicos producidos por la corriente eléctrica se producen dada la capacidad que esta tiene de disociar y movilizar iones de diferentes cargas en los tejidos corporales que originan la formación de nuevos componentes químicos.

En el caso de la corriente directa (CD) se generan fuerzas iónicas superiores a las que normalmente se encuentran en las disoluciones, al hacer que los iones, según su polaridad, se desplacen desde un punto a otro siguiendo las líneas de fuerza generadas por el campo eléctrico. De igual manera, en las corrientes de pulso monofásico de larga duración (segundos o milisegundos) se produce contracción de iones solamente durante el tiempo que fluye la corriente razón por la cual la carga o el componente galvánico esta en relación con los tiempos en reposo y de duración de fase.

Como consecuencia de la acción de la corriente sobre la parte iónica de las moléculas presentes en los tejidos y de su capacidad para crear localmente un desequilibrio en su distribución, los tejidos pueden polarizarse y cambiar su pH. (Martínez, M. 2006. pp41-46).

En resumen es muy difícil determinar las indicaciones generales de la electroterapia; dado que existen multitud de aplicaciones diferentes: corrientes galvánicas, ininterrumpidas, cuadrangulares, ultrasonidos, infrarrojos, etc.; cada una de estas técnicas tiene unas indicaciones y contraindicaciones específicas.



Como norma general encontraremos dos grandes tipos de efectos: el vasomotor y el efecto analgésico. El efecto vasomotor y trófico sirve para aumentar el riego sanguíneo y mejorar el retorno venoso; mientras que el efecto analgésico puede evitar dolores de origen neurológico, muscular y/o articular.

Celular	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Excitación de nervio periférico.</li> <li>• Aumento de la síntesis de proteína.</li> <li>• Modificación de la microcirculación: arterial, venosa y linfática (flujo capilar).</li> <li>• Cambios en la permeabilidad de la membrana celular de células menos excitatorias (canales de calcio).</li> <li>• Modificación de la formación de fibroblastos, fibroclastos, osteoblastos y osteoclastos.</li> <li>• Alteración de la actividad enzimática.</li> <li>• Modificación del tamaño y de la concentración de mitocondrias.</li> <li>• Cambios en la concentración de proteínas y células sanguíneas.</li> </ul>
---------	--

Figura 2 Efectos fisiológicos del electro estimulación. Según Martínez M. (2006)

### 1.2.1 Indicaciones.

Corrientes di adinámicas: Contracción muscular y estímulo de la circulación, con lo cual tiene efecto beneficioso en áreas poco vascularizadas y en atrofiás e hipotonías musculares; produce efecto analgésico en neuritis y neuralgias, mialgias, hematomas musculares y contusiones y traumatismos articulares. (Almagro Z; Santos L; Loran L. 1998)

TENS: Efecto analgésico en dolores de origen nervioso: radiculopatías, poli neuropatías sensitivas, neuritis, artrosis, artritis, síndrome miofascial, cirugía abdominal, torácica y ortopédica e incluso, dolor dentario o dolores del parto. (Corabian., et al 1995)

Onda corta y microonda: Procesos musculares y articulares, procesos respiratorios como la sinusitis.

Ultrasonidos: lesiones traumáticas de partes blandas, hemartrosis, retracciones y fibrosis músculo-tendinosas, epicondilitis, bursitis, capsulitas de hombro, tendinitis, fibrositis y puntos gatillo.

EMS: de posterior aparición al TENS, se destina a la electro estimulación neuromuscular siempre que no estemos ante procesos patológicos, o si existen, que sean muy moderados.

FES (*Functional Electrical Stimulation*). Esta técnica consiste en aplicar trenes de impulsos eléctricos sobre el músculo o sistema nervioso periférico para desencadenar una Contracción muscular controlada y de esta forma restaurar una función perdida. Para llevar a cabo FES es necesario que la segunda moto neurona se encuentre intacta, ya que de esta forma el sistema neuromuscular es capaz de estimularse con trenes de impulsos farádicos De forma similar a lo que ocurre en un músculo sano. (Mayr W, Hofer C, Bijak M, Rafolt D, Unger E, Reichel M , Sauermann S, 2002)

### 1.2.2 Contraindicaciones.

En este caso, las contraindicaciones son más específicas de la técnica de tratamiento que estemos utilizando:

- Pacientes con marcapasos o embarazadas
- En algunos aparatos son contraindicaciones los implantes metálicos, lentes de contacto, dispositivos intrauterinos DIUs e incluso en los niños en crecimiento o en gestación.

### **1.3 Proceso del miofeedback.**

La técnica de miofeedback es una potente herramienta en fisioterapia. En la vida cotidiana estamos guiados constantemente por retroalimentación o información que modula nuestra actividad. La importancia de esta herramienta consiste en que nos permite romper la barrea de funciones biológicas consideradas neurovegetativas o no controlables por la actividad voluntaria.

FEEDBACK – Retroalimentación.

BIOFEEDBACK – referido a la actividad biológica - BFB –

MIOFEEDBACK – detecta la electro-actividad muscular

En el proyecto de LifeHand, esta interfaz se utilizará para mover la prótesis de una mano cibernética. En concreto, el TF-electrodes LIFE fue seleccionado como el medio a través del cual el cerebro del paciente y los nervios periféricos son capaces de enviar y recibir información desde y hacia la prótesis de mano, sin usar ningún músculo u órgano sensorial.

Cabe destacar que antes de esta tecnología que aun no es comercial, la interfaz de las prótesis ha sido siempre a través de algún órgano sensorial o musculo, tal es el caso de la inervación o de las FES. Esta nueva tecnología rompe el paradigma de las interconexiones músculo electrónicas. Los materiales de la delgada película de electrodos LIFE fueron seleccionados por sus características específicas, que son (Neural interfaces: the tf-life electrodes 2010):

- Posibilidad de obtener la grabación de múltiples canales de estimulación;
- Tamaño miniatura (dos filamentos de 10 micras x 220 micras);
- Fácil de implantar;

Una de las opciones más viables al día de hoy es el MIOFEEDBACK – detecta la electro actividad muscular. Brevemente podemos mencionar que se aplican tres electrodos (uno hace de indiferente y los otros dos de activos, de los dos restantes uno capta las ondas de carga positiva y el otro las ondas de carga negativa con referencia al neutro o indiferente). El equipo es de gran sensibilidad, pues detecta niveles de micro voltios sobre la piel procedentes de la despolarización de las fibras musculares. El miofeedback no representa la actividad muscular a modo de electromiógrafo, sino que integra la señal en una media de toda la actividad muscular.

#### **1.4 Uso alrededor del mundo.**

Curar la parálisis es uno de los deseos más antiguos de la medicina. Uno de los avances más prometedores para restaurar la función de las extremidades paralizadas en parapléjicos y tetrapléjicos es la electro-estimulación funcional, también conocida como FES (Functional Electrical Stimulation). Esta técnica consiste en aplicar trenes de impulsos eléctricos sobre el músculo o sistema nervioso periférico para desencadenar una contracción muscular controlada y de esta forma restaurar una función perdida. Para llevar a cabo FES es necesario que la segunda moto neurona se encuentre intacta, ya que de esta forma el sistema neuromuscular es capaz de estimularse con trenes de impulsos farádicos de forma similar a lo que ocurre en un músculo sano.

Tradicionalmente las ortesis funcionales se basan en un diseño más o menos complejo que considera una serie de características mecánicas que buscan proteger la articulación de cargas no deseadas y compensar por pérdida funcional. Las técnicas de supervisión de la marcha. Han sido ampliamente utilizadas en la evaluación de pacientes con desórdenes en la rodilla y también en la valoración biomecánica de ortesis. Aparte de los sistemas ortésicos híbridos en los que las ortesis son combinadas con sistemas de estimulación eléctrica funcional (FES). ( Mayr W, et al. 2002)

Es así como tenemos 2 líneas de estudio principales, por una lado las ortesis con sistemas de estimulación eléctrica funcional (FES), y por el otro lado los exosqueletos de rehabilitación. Las líneas de investigación van hacia el mismo objetivo pues si bien ambas líneas de investigación utilizan sistemas electrónicos complejos, por un lado las ortesis con FES buscan la rehabilitación mediante la estimulación directa del sistema nervioso central y los exoesqueletos mediante el seguimiento de movimiento de hecho algunos de los trabajos intentan intuir la intensidad de movimiento para así ser más efectivos a continuación narro brevemente algunas de las investigaciones más sobresalientes en ambas líneas de investigación.

Como línea principal de estudio para este trabajo tenemos los sistemas ortésicos híbridos en los que las ortesis son combinadas con sistemas de estimulación eléctrica funcional (FES). Destaco que si bien estos proyectos son temas relevantes y el área de estudio tiene muchísimo más tiempo que la línea de los exoesqueletos, no se encuentra la misma cantidad de publicaciones.

Entre los más conocidos están; el sistema Freehand, Handmaster, Bionic Glove y el sistema NEC-FES

(First implant to restore hand use. 1997).

(Hendricks ht; Maartenskliniek, St; Nijmegen, St; Radboud; Nijmegen; 1999)

(Popović D; Stojanovic; Pianovic A; Radosavljevic S; Popovic M; Jovic S; Voluvic D; 1999)

J. Avendaño Coy J. A. Basco López (2001)

Mencionaré algunos puntos relevantes:

El Freehand es un sistema implantado o percutáneo que utiliza ocho electrodos para generar la flexión y extensión de los dedos y del pulgar. La apertura y el cierre de la mano se controlan a través de un sensor que se coloca en el hombro contra lateral. De forma que la pro tracción del hombro provoca una señal proporcional al movimiento del hombro para la apertura de la mano, mientras que si lo que se quiere es cerrarla debe realizar una retracción de hombro. Además posee un interruptor que permite al usuario elegir entre pinza lateral o palmar.

El sistema Freehand fue el primer dispositivo aprobado en EE. UU. por la FDA; de hecho se ha aplicado ya a más de 130 pacientes. (Mulcahey M; Betz R; Kozin S; Smith B; D Hutchinson D; Lutz C. 2004)

El dispositivo NEC-FES al igual que el anterior es un sistema implantado o percutáneo. A diferencia del anterior éste se utiliza también para la marcha y consta de 16 canales de estimulación. Este sistema aplica un patrón de estimulación trapezoidal que deriva del estudio de la actividad de los músculos que intervienen en la prensión en individuos sanos. La secuencia de estimulación se controla bien presionando un botón o bien a través de un sensor de presión.

El Handmaster un dispositivo transcutáneo en el que se utilizan tres canales. Originariamente este sistema se utilizaba únicamente con fines terapéuticos, si bien en la actualidad se emplea también en el desarrollo de actividades de la vida diaria para realizar la prensión.

El Bionic Glove es un sistema para mejorar el efecto tenodesis en pacientes C6 y C7 que tienen control de la flexo extensión de muñeca. El efecto tenodesis es una prensión pasiva que se consigue al extender la muñeca gracias al acortamiento de los flexores de los dedos. Cuando el paciente realiza la extensión de muñeca se produce una flexión pasiva de los dedos y cuando flexiona la muñeca se extienden los dedos por la puesta en tensión de los extensores. En el Bionic Glove se utilizan tres electrodos adhesivos colocados sobre los puntos motores y un electrodo positivo de mayor tamaño. Además incorpora un sensor que detecta los movimientos de la muñeca, de forma que cuando el paciente flexiona la muñeca se estimulan los extensores de los dedos y si la extiende la muñeca se estimulan los flexores.

## **1.5 Exoesqueletos.**

Si bien el panorama de las ortesis de rehabilitación o exoesqueletos de rehabilitación, como coloquialmente se les ha llamado, ha sido muy prometedor alrededor del mundo, dato del que podemos constatar con la cantidad de investigaciones y recursos con los que alrededor del mundo se ha trabajado y aportado para el rubro como ejemplo podemos citar:

### ***ESA, European Space Agency, Exoskeleton (Netherlands.)***

Una innovación muy importante del Exoesqueleto de ESA está en sus movimientos pues no hay ningún intento de imitar el hombro humano, el codo o movimientos de muñeca, pues la base del exoesqueleto se encuentra en el pecho del operador, Sin embargo, una cadena cinemática alternativa ofrece la misma libertad del movimiento y se extiende un puente sobre las uniones humanas.

Esta cadena y las articulaciones humanas constituyen un bucle de movimientos cerrados.

Esta cadena cinemática es lograda a partir de una articulación prismática que permite el uso del área de trabajo, Una articulación esférica en la inserción del dispositivo en la parte superior del brazo impide conducir a posiciones de bloqueo durante los movimientos largos. Y en conjunto son Tres cadenas cinemáticas paralelas para el hombro, el codo y la muñeca, y comentan “esta es la solución óptima para el movimiento combinado hombre-máquina.”

El investigador autor de este proyecto Dr. Ing. André Schiele fue ganador el premio Robert Bosch Award 2002.

### ***L-Exos Scuola Superiore Sant'Anna (Italy.)***

Este trabajo presenta los resultados de un ensayo clínico utilizando al sistema de L - Exos de PERCRO, que es un exoesqueleto de fuerza – retroalimentado con 5 grados de libertad para el brazo derecho, diseñado para ayudar a la rehabilitación y además automatizado.

El dispositivo ha sido probado para determinar si es apropiado para la terapia de rehabilitación de brazo automatizada cuando se integró con un sistema de realidad virtual.

Tres estructuras diferentes de la terapia han sido evaluadas mediante el juicio de evaluación clínica, que fue dirigido en el Santo hospital de Chiara en Pisa con nueve pacientes de apoplejía crónicos.

Los resultados de este trabajo concluyeron que a juicio clínico, obtuvo notables mejoras de rendimiento en los pacientes.

### **ARMin Exoskeleton (Switzerland.)**

Este proyecto, al igual que otros, confía en que la reeducación (o el entrenamiento) de brazo repetitivo e intensivo puede mejorar la rehabilitación de brazo en pacientes con extremidades superiores paralizadas debido a lesiones del sistema nervioso central. Menciona que existen pruebas de que la duración con la que se entrena, es un factor clave para el progreso de la terapia. La terapia apoyada por un robot puede mejorar la rehabilitación pues permite una reeducación mucho más intensiva. Este robot de terapia de brazo ARMIN. Tiene una cinemática de semi-exoesqueleto con cuatro grados activos y dos grados pasivos de libertad.

### **MGA Exoskeleton (USA)**

El exoesqueleto de Maryland-Georgetown-Army (MGA) es un brazo robótico desarrollado para la evaluación y la rehabilitación de patología de hombro. El robot tiene cinco grados de libertad: Tres articulaciones para rotación de hombro, una para flexión/extensión de codo, y una para elevación/depresión de omóplato. El exoesqueleto servirá para evaluar la fuerza de brazo, la velocidad, y el rango de movimiento. Servirá tanto como entrenador de resistencia y como el instrumento de rehabilitación con realidad virtual. El funcionamiento del dispositivo será supervisado por un sistema de seguridad controlado por un programa desarrollado por la NASA para experimentos de vuelo no tripulado por humanos. Este proyecto es una empresa conjunta entre la Universidad de Georgetown, [Imaging Science and Information Systems \(ISIS\) Center](#) y the Space Systems Laboratory (SSL). El hardware robótico ha sido construido, probado, e integrado por el grupo SSL de robótica, y el Centro de ISIS se encargo del sistema de control y asistió con el diseño de cinemática y la electrónica.

### ***UWash Exoskeleton (USA)***

Aun en desarrollo y a mi criterio la mejor propuesta, Exoesqueleto Prototipo 3 (EXO-UL3) la integración de los robots en un único sistema, ofrece notables oportunidades para la creación de una nueva generación de tecnologías de asistencia para los sanos y las personas con discapacidad. Los seres humanos poseen naturalmente unos muy desarrollados algoritmos para el control de movimiento, pero están limitados por su fuerza muscular. Además, la debilidad muscular es la principal causa de discapacidad para la mayoría de las personas con enfermedades neuromusculares y lesiones del sistema nervioso central. En cambio, manipuladores robóticos pueden realizar tareas que requieren grandes fuerzas, sin embargo, sus algoritmos de control artificial, no ofrecen la flexibilidad para llevar a cabo la tan amplia gama de condiciones que se preserva con la misma calidad de desempeño con los seres humanos. Por tanto, parece que la combinación de estas dos entidades, el humano y el robot, en un sistema integrado bajo el control de los recursos humanos, puede conducir a una solución que se beneficiarán de las ventajas ofrecidas por cada uno de los subsistemas.

El exoesqueleto robot, actúa como un dispositivo auxiliar, es usada por el hombre (como ortesis) y funciona como un humano-amplificador. Sus articulaciones y enlaces corresponden a las del cuerpo humano, y su cuota de actuadores una porción de la carga externa con el operador. Una de las principales ideas innovadoras de la investigación propuesta tiene por objeto fijar el Human Machine Interface (HMI) en el nivel neuromuscular fisiológico del ser humano utilizando la jerarquía del propio cuerpo y señales neuronales como una de las principales señales del exoesqueleto.

De los cuales por diferentes metodologías han obtenido resultados en el desarrollo de exoesqueletos no sólo para rehabilitación si no para un sinnúmero de actividades, de hecho estamos hablando del premio Robert Bosch 2002, el Premio de Hans-Eggenberger 2008. Entre muchos otros.

Cabe destacar que estos prototipos han sido utilizados también para el estudio de la efectividad de los exoesqueletos como medios de ayuda para la rehabilitación uno de sus principales impactos, es el hecho de que a mayor cantidad de sesiones de terapia y de estímulos mayor y mejor será el beneficio, sin embargo la estimulación lograda en el paciente por su interacción con las ortesis ha producido que una mejora en el estado anímico del paciente, lo motive a tratar de hacer mas, y por ende mejores resultados.

Otras características son:

Interacciones de control, por su esquema de control con arreglos que se acomodan cada vez de manera más aproximada a la no linealidad de los movimientos y las diferentes frecuencias del cuerpo, objetivo no simple por la complejidad de las mismas.

El estudio cinemático ha abarcado desde el movimiento imitativo hasta las interacciones sobre la libertad de acción, y se ha logrado desde repetir el grado de libertad hasta superarlo es decir cuando el mecanismo podría abrir o cerrar su mecanismo más allá del grado de libertad de los seres humanos.

En el Anexo A se incluye la descripción detallada de cada uno de estos proyectos.

## 1.6 Ortesis en México.

Cabe reconocer que no he encontrado un trabajo concreto de algún exoesqueleto u ortesis para la parálisis parcial hecha en México, que haya concluido con un producto comercial, y aunque un sinnúmero de investigaciones individuales conceptualizan muchas vertientes de solución. Cabe destacar el trabajo desarrollado En Rehabilitación Integral México dedicados en el desarrollo de ortesis prótesis y demás implementos para la rehabilitación.

Sin embargo y esto es debido al hecho de que los trabajos de Ingeniería y Medicina en torno a la electroterapia no han caminado de la mano como ejemplo de ello podemos citar la tesis de posgrado de la doctora Dulce María Flores Ramos para obtener el título de especialista en medicina de rehabilitación si bien en sus conclusiones menciona “que se favorece el grado de independencia del paciente hemipléjico en sus actividades diarias posterior a la estimulación eléctrica funcional. ” Flores D. (1998) Y en su discusión menciona que gran medida de la obtención o ponderación de resultados es por el uso del índice de Barthel. Considerando que utilizó el uso de la frecuencia, anchos de pulso y utilizo un electro-estimulador comercial. Podemos señalar que con el conocimiento que tenemos al día de hoy y las nuevas implementaciones mioeléctricas nos sería posible demostrar mejores resultados, es decir con los parámetros adecuados podríamos tener mayor evidencia de progreso, pues si bien el índice de Barthel es muy útil, su rango de ponderación es muy amplio y no permite analizar pequeñas respuestas, que si serian medibles a partir de mioeléctrica, hoy en día el análisis de la parálisis parcial podría ir mucho mas allá con el uso de sensores mioeléctricos se puede decir incluso que podríamos obtener mejores resultados.

Metodología seguida para  
obtener el diseño conceptual.

---



Al igual que la mayoría de los autores de diseño sugieren, como por ejemplo citaré el esquema de Peñuelas (Peñuelas M; 2007), o el libro de García (García F. 2004) y mi experiencia al desarrollar proyectos o sistemas me permiten afirmar que la base de cualquier proyecto es la necesidad o área de oportunidad, aunque también puedo decir que definitivamente algunas invenciones aparecieron de una naturaleza incierta o la casualidad. La gran mayoría ocurrieron al tratar de resolver algún problema específico, sin duda también en algunas ocasiones el tratar de solucionar un problema, nos dio la respuesta para solucionar otro. Sin embargo hago énfasis en el hecho de que si no se plantea la necesidad, área de oportunidad ó el problema a resolver desde un inicio, difícilmente podremos llevar a buen término un proyecto. Por lo tanto iniciaré mi diseño conceptual a partir de la necesidad.

## **2.1 Identificación de la necesidad.**

En el pasado la rehabilitación fue considerada como la última fase de la medicina, después de la prevención y el tratamiento. Este concepto se ha modificado debido al enfoque preventivo de las complicaciones, del reposo prolongado y al desarrollo de nueva tecnología para disminuir la severidad de las secuelas secundarias a daño orgánico; sin embargo, persiste cierto componente de empirismo y costumbre, que conduce a la aplicación de rutinas de tratamiento para determinadas sintomatologías o padecimientos, por ejemplo citaré el caso particular de la tesis de Flores (Flores D. 1998), que describe brevemente la terapia de rehabilitación para un grupo de lumbalgia o grupo de hemipléjicos. Cabe destacar que cada grupo de hemipléjicos posee características particulares y complica más su descripción, sin embargo la terapia para rehabilitación ataca principalmente la espasticidad por falta de oxigenación y movimiento. Sin embargo las rutinas son muy generales, e iguales para un grupo de hemipléjicos con características similares, y si bien estas rutinas están basadas en teorías bien sustentadas como es el caso de los ejercicios de Frenkel para la rehabilitación de los parapléjicos, también debemos considerar que el progreso no es igual para todas las personas. Y como menciona Flores (Flores D. 1998) otra herramienta útil que los terapeutas han venido utilizando es el índice de valoración de actividades diarias de la vida en donde se encuentra el índice de Barthel que fue diseñado específicamente para medir el resultado del tratamiento rehabilitatorio en pacientes discapacitados por procesos neuromusculares y musculo-esqueléticos. Se trata de una escala ordinal que incluye 10 áreas de las actividades diarias de la vida, cada actividad se valora en forma ponderada según su relevancia y grado de independencia del individuo para realizarla. La puntuación varía entre 0 y 100 puntos. Entre las principales ventajas del índice de Barthel destaca la gran cantidad de estudios que han confirmado su validez y sensibilidad a los cambios clínicos ya que se ha utilizado en una gran variedad de patologías, tales como el evento vascular cerebral, lesiones medulares, etc. Dado que realizan la valoración por medio de la observación, no consideran los progresos que no se detectan a simple vista

Es allí donde la mioeléctrica tiene una gran área de oportunidad, pues el poder sentir la actividad muscular, por pequeña que esta sea, nos permitirá enfocar mejor nuestros esfuerzos mediante ejercicios de rehabilitación cabe recordar que los movimientos corporales no son una acción de un solo musculo, pues está conformada por la interacción de todo un sistema muscular, esquelético, articular y nervioso. Una forma más de estimular el conjunto de sistemas es mediante la electro estimulación.

La dinámica de uso de la electro estimulación y la rehabilitación para los casos de la parálisis. Pues como menciona (Martínez, M. 2006 p.p.12) El fisioterapeuta ha utilizado tradicionalmente la electro estimulación en la recuperación de la fuerza muscular, la movilidad articular, la disminución del dolor, la reducción de los edemas y el tratamiento de heridas crónicas, entre otras aplicaciones. , y esto incluye los trabajos acerca de la electro-estimulación funcional (FES) (Harding, P. Riddoch M. J. 2009)

Aunque el término *electroterapia* regularmente se asocia con el uso de la corriente eléctrica con fines terapéuticos, la electricidad es uno de los agentes físicos que incluyen esta modalidad, pues la electroterapia hace referencia a “la aplicación de energía electromagnética al organismo, con el fin de producir sobre él, reacciones biológicas y fisiológicas las cuales se aprovechan para mejorar los distintos tejidos cuando se encuentran sometidos a enfermedad o a alteraciones metabólicas de las células, que componen dichos tejidos, y que a su vez forman el organismo vivo humano y animal en general” (Martínez M. 2006).

Este proyecto pretende atacar el área de oportunidad de la rehabilitación de la parálisis parcial a partir de la integración de las diferentes herramientas de rehabilitación para la parálisis como son los ejercicios de Frenkel a través de un apoyo mecánico neumático que acompañaría el movimiento, otro sistema mioeléctrico para valorar las actividades diarias de la vida, así como un electro-estimulador funcional FES y todo dentro de un mismo producto mecatrónico.

Pues si bien existe mucha literatura con sistemas desarrollados dentro de alguna de estas áreas de conocimiento, ninguno se presenta de manera integradora. El presente trabajo pretende proponer una solución viable a partir de la tecnología que existe.

## 2.2 Perfil del producto.

El producto se encuentra en una etapa de vida según Ramírez y Borja (*Ramírez A; Borja V; 2006*) Ellos consideran que los productos pasan por una serie de etapas desde que surgen como idea hasta que son desechados, ayuda a entender todos los aspectos que se deben considerar durante su desarrollo. A esta serie de etapas se les conoce como el ciclo de vida de los productos.

Tomando en cuenta las investigaciones dentro de la rehabilitación ya sea por FES (electro estimulación funcional) o exoesqueletos de apoyo interactivos e incluyendo los trabajos relacionados con las prótesis y su respectiva interconexión o interfaz. Considero a las ortesis de rehabilitación de parálisis parcial como un producto en “desarrollo”, porque si bien la necesidad concreta no es visible, las variantes de especificaciones en el diseño de los productos relacionados son de un abanico muy grande,

Ramírez (*Ramírez A; Borja V; 2006*) describe que el tipo de producto a desarrollar determina su proceso de innovación. Las etapas, su duración y los recursos requeridos varían dependiendo de ello. Cualquier producto pertenece a cuando menos uno de los siguientes tipos:

- Productos originados por el mercado (*market-pull*). La empresa responde a una solicitud expresa o detectada de sus clientes o bien a productos lanzados al mercado por sus competidores.
- Productos originados por la tecnología (*technology-push*). La empresa tiene una nueva tecnología y realiza un proyecto para lograr un producto exitoso en el mercado basado en ella.
- Productos basados en plataformas. En este caso, una serie de modelos o variantes de productos se basan en el mismo componente que incorpora la base de su tecnología. Puede ser el

compuesto que determina el principio activo de una serie de fármacos, o el control de un sistema electrónico, o el componente que realiza proceso principal de una máquina.

- Productos determinados por su proceso de producción. Los productos de este tipo dependen totalmente de su proceso de producción, por lo que ambos tienen que ser desarrollados simultáneamente. Estos productos, por lo general, se producen en grandes volúmenes. Algunos ejemplos son resinas plásticas, láminas de acero, productos químicos, etc.
- Productos hechos bajo especificaciones del cliente. Estos productos son variantes de productos de línea que son realizados bajo una orden específica de un cliente. A este tipo pertenecen paquetes de cómputo, máquinas para empaque, motores y sus partes, piezas de plástico, etc.

De acuerdo a lo anterior, una ortesis mecatrónica para la rehabilitación de la parálisis parcial al día de hoy quedaría en los tipos de producto:

- Producto originado por el mercado (*market-pull*)
- Producto hecho bajo especificaciones del cliente.

Y en medida del desarrollo tecnológico, y de productos, esta ortesis mecatrónica se colocará en un mercado, es decir terminará en el tipo de producto:

- Productos basados en plataformas.
- Productos originados por la tecnología (*technology-push*).

Esto es importante pues el perfil del producto nos permite vislumbrar hacia donde ir en nuestra investigación.

Y como menciona Ramírez (*Ramírez A; et al; 2006*), la actividad del diseño es muy compleja como para poder ser descrita en una sola dimensión de tal forma que la dividiremos en 4 pasos.

- **Dividir el problema.**
- **Buscar Información.**
- **Generar alternativas de solución.**
- **Seleccionar solución.**

Es así como comenzaremos por dividir nuestra ortesis en elementos.

- **Sensores de movimiento**
- **Actuadores.**
- **Materiales para el Soporte Ortesis (mecanismo).**
- **Especificaciones técnicas del soporte.**
- **Electro estimulador.**

De tal forma que retomaremos del estudio del estado del arte de las ortesis de electroestimulación funcional (FES.) esto debido a su similitud con el trabajo o prototipo planteado.

Las ortesis atacan un problema en particular, que van desde la bipedestación, para corregir el pie equino, o la rehabilitación para la mano o muñeca del parapléjico ya sea para restaurar la prensión o el efecto de tenodesis (El efecto tenodesis es una prensión pasiva que se consigue al extender la muñeca gracias al acortamiento de los flexores de los dedos.) (D.J. Weber, et al. 2004), (Chandler A Phillips 1989pp 56-63).

Para iniciar el proceso de diseño, se determinará el grupo músculo-esquelético ideal para no solo utilizar el prototipo, sino que su respuesta-rehabilitación sea la más completa y evidente (perceptible).

Después se presentarán varios conjuntos de solución para el esquema electrónico (sensores), y el esquema mecánico (actuadores) mediante el análisis de diferentes opciones de sensores, y su respectiva tabla de ponderación de parámetros. Claro que una vez encontrado nuestro dispositivo ideal habrá que completar el esquema de conjunto con sus respectivas características de peso y dimensiones esto es para finalmente incluirlo en las especificaciones.

A la par se retomará el análisis dinámico de el movimiento en particular, dado que el brazo humano tiene 7 grados de libertad y su análisis dinámico es complejo, retomaremos datos de otros trabajos, y contemplaremos el hecho de que nuestro producto debe permitir un nivel mediante el cual permita la suficiente libertad al miembro y qué grados de libertad serian indispensables como requisito.

A continuación haremos un análisis de materiales para la parte solida y móvil de la ortesis claro que tendremos que ponderar y determinar el material a utilizar, por lo que se anexarán tantas tablas de ponderación de parámetros como características favorables encontremos.

El esquema del electro-estimulador, se tomara a partir de la investigación del esquema del electro estimulador más sencillo de implementar, así como al menos el diseño básico de este producto, se considera básico porque en la parte experimental no he conseguido, un trazado sistemático mediante pulsos, existen unos generadores de onda, que pueden generar un trazado a partir de un archivo generado en la computadora, por ejemplo el Tektronik Arbitrary/Function Generators AFG 3011 / 3021B / 3022B / 3101 / 3102 / 3251 / 3252.

Documentalmente utilizaremos:

- Resultados, expectativas, requisitos y especificaciones de productos similares.
- Entrevista a ortopedistas, que se incluye como información anexa pues es claro que su visión de producto e información nos será muy valiosa.
- Resultados de la búsqueda de productos similares así como posibles factores de respuesta, como pueden ser la rotación, el movimiento lineal, la relación de cambios de movimientos. Cambios de presiones, entre otros.
- Las hojas de especificación provistas por los proveedores de los diferentes materiales a utilizar (sensores, actuadores, materiales, etc.),
- Patentes similares o aplicables al producto.

Además de sugerir una alternativa de diseño conceptual, para la realización de esta ortesis para rehabilitación, Si bien no es tema central de esta tesis, utilizare la herramienta para diseño conceptual e innovación, TRIZ.

A principios de los años noventa TRIZ emigró al mundo occidental una herramienta más para apoyar el Diseño Conceptual: la Teoría de la Solución de Problemas de Inventiva (TRIZ, Teoriya Resheniya Izobretatelskikh Zadatch). TRIZ es una novedosa metodología estructurada para resolver problemas basados en ciencia y tecnología que requieran un alto grado de creatividad e inventiva, los cuales pueden ser de cualquier área tecnológica. Originaria de Rusia, TRIZ es el

resultado de 50 años de investigación iniciados en 1946 por G. Altshuller y se basa en los principios de inventiva derivados del estudio de más de 1.5 millones de patentes en todo el mundo. Con el surgimiento de esta metodología de innovación y creatividad para la solución de problemas tecnológicos, el proceso de diseño puede basarse en métodos que sean capaces de reducir radicalmente el número de pruebas y error. La práctica y la producción de la vida real demandan nuevos métodos para solucionar tareas creativas que sean más efectivos que la simple compilación de variantes [Altshuller, 1984].

El generar un diseño a partir de todo el abanico de opciones de solución es complicado y sin embargo se vuelve aun mas difícil determinar la línea de trabajo que nos permitirá decir que nuestro diseño es innovador y creativo.

A partir de una de las herramientas desarrolladas a través de la metodología TRIZ (Acrónimo en ruso, que viene de Teorija Reshenija Izobretatelskikh Zadatch, Teoría para la solución de problemas.) A travez del uso de la Evaluacion de una inovacion tecnológica específicamente a partir de Identificar la tendencias de la evolución y de innovación para a partir de estas entonces identificar posibilidades de evolución es decir un Benchmarking basado en tendencias de evolución, con la ayuda de la herramienta de Diagrama de Radar.

Logra que se vuelva más fácil determinar asía donde encaminar nuestro producto, claro sin olvidar, los 3 criterios que debe de cumplir para considerar positiva la evaluación de una innovación tecnológica.

- Incorporar tecnologías de vanguardia
- Tendencias de evolución
- Conexión funcional.

Implementándolo inicialmente con la búsqueda de características que definen a nuestro producto, tanto las que mejoran como las que empeoran, para así a partir de la matriz de contradicciones, poder determinar qué principio de inventiva utilizar, para resolver cada una de las contradicciones del prototipo.

En un esquema de síntesis, para una determinada función existe un conjunto de comportamientos y sus estructuras asociadas que alcanzan dicha función. Aunque ello dependa del conocimiento finalmente modelado, se puede afirmar que, para una misma función, hay estructuras que son muy similares entre sí y otras que son bastante diferentes. Pero para llegar a un conjunto de alternativas diferenciadas es necesario explorar muchas por el camino (Fig. 1a).

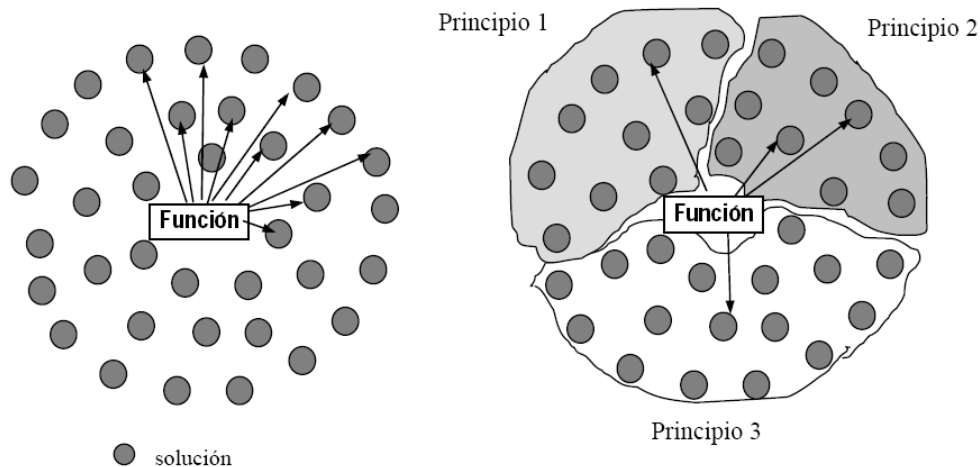


Fig. 1 -Efecto de los principios inventivos en la exploración de alternativas (a) sin principios; (b) con principios.

Mediante la utilización de principios inventivos es posible controlar que las estructuras alcanzadas respondan a un determinado principio. Así se puede explorar un conjunto de estructuras caracterizadas por distintos principios y, por tanto más variadas sin necesidad de explorar tantas (Fig. 1b).

Propongo integrar los principios inventivos en un sistema de síntesis basado en razonamiento funcional, Para ello se parte del esquema de razonamiento funcional, modificando y ampliando el concepto del nivel de fenómenos físicos, utilizando las funciones de propósito y ampliando su contenido, de forma que se utilicen los principios inventivos de TRIZ. El concepto de principios inventivos puede ser implementado en un esquema basado en el razonamiento funcional, como un criterio de exploración al que se accede una vez definidas las funciones de propósito.

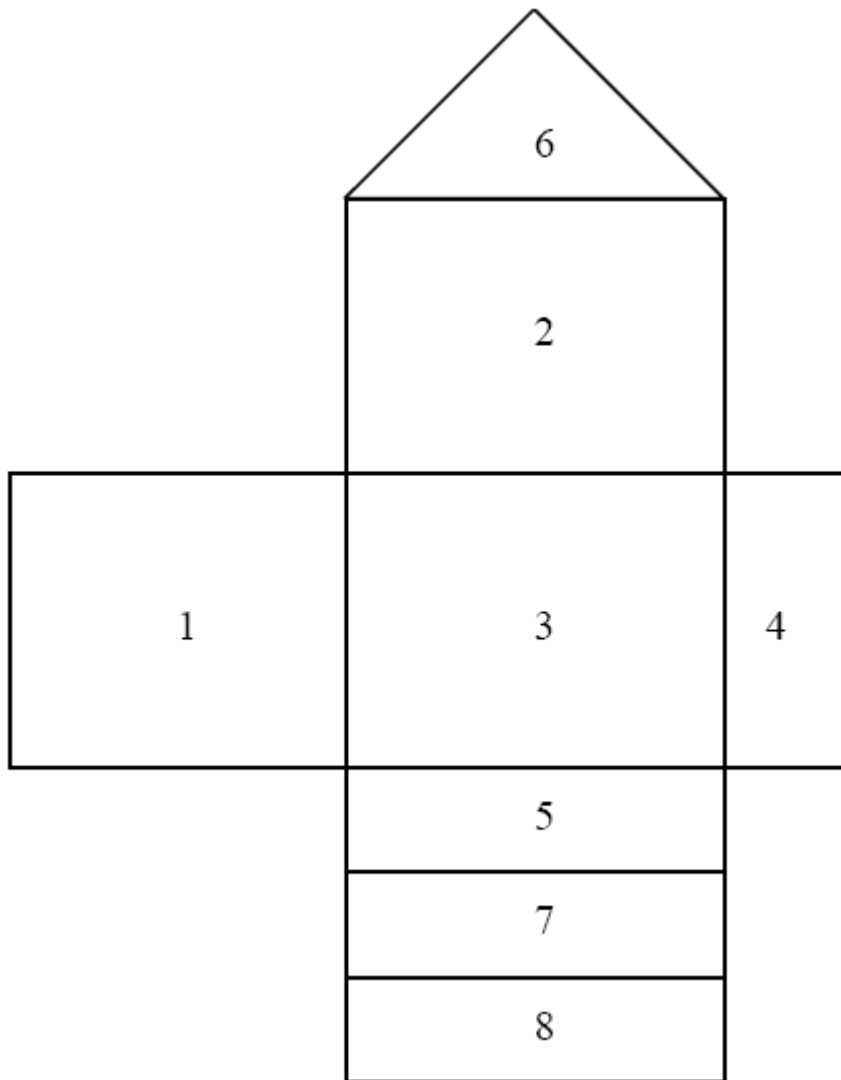
Los principios inventivos actúan como un criterio para encauzar o dirigir la búsqueda de soluciones que respondan a dichos principios, dando lugar a una mayor diversidad de alternativas sin que se incremente la cantidad de alternativas muy similares entre sí.

Además, el esquema del proceso de síntesis puede ser flexible, de modo que, si al diseñador no le interesa, pueda “saltarse” los principios inventivos e implementar el proceso de síntesis sin utilizarlos.

Además integraré el uso de la herramienta de QFD pues el desarrollo de especificaciones, requerimientos funcionales y restricciones es uno de los pasos más importantes del diseño debido a que con ellas se define el problema. Puesto que la definición del problema es subjetiva, diferentes personas pueden establecer diferentes requerimientos funcionales de las mismas necesidades. Sin embargo, debido a que las necesidades de la sociedad siempre están cambiando, la definición de los requerimientos funcionales a partir de las necesidades es un proceso iterativo que nunca termina, lo que permite que un diseño evolucione a través del tiempo [Suh, 1990]. En esta etapa de desarrollo de especificaciones el objetivo es comprender el problema y establecer las bases para el proyecto total, estableciendo un equipo y un plan de trabajo. Hay distintos enfoques para determinar las especificaciones, requerimientos funcionales y restricciones. Cuando los ingenieros se enfrentan con el reto de mejorar un diseño o sistema técnico existente el primer paso es la planeación del desarrollo del producto. Para esto se puede hacer uso de la técnica de Quality Function Deployment (QFD). En la primera de las matrices del QFD, llamada la

“casa de la calidad (HOQ)”, después de una investigación de mercado se relacionan las expectativas del cliente expresadas en forma subjetiva (la voz del cliente) con un conjunto de características de calidad (que incluyen los requerimientos funcionales, las restricciones, etc.). La Casa de Calidad es un diagrama visual con renglones en los cuales se introduce la información del cliente y columnas en las cuales se colocan las características de calidad (figura 2.1). El diagrama tiene ocho campos, cada uno representa una diferente fase de la planeación del producto, los cuales en conjunto parecen representar una casa (de ahí el nombre de la Casa de Calidad). Se considera que la Casa de Calidad está “construida” cuando todos los renglones y columnas han sido llenados [Clausing, 1993].

QFD no es una actividad nueva en el desarrollo del producto, más bien es una forma más efectiva de hacer las actividades tradicionales de planeación del producto, debido a que elimina mucho re trabajo que comúnmente se vuelve a hacer en forma repetida en el proceso de desarrollo. Además provee gran satisfacción a los clientes como resultado de un mayor enfoque en sus necesidades. Con el QFD se “despliega” la voz del cliente en las características de calidad que debe tener el nuevo producto.



El campo 1 en la casa de calidad contiene los requerimientos del cliente expresados en forma subjetiva, el campo 2 contiene las características de calidad, que consisten en los requerimientos funcionales de ingeniería, las restricciones, etc.; el campo 3 es la matriz de relación entre los dos primeros campos. El campo 4 y 5 contiene la comparación entre el producto y otros productos de la competencia, con respecto a los requerimientos del cliente y las características de calidad, respectivamente. El campo 6 (el “techo” de la casa) es la matriz de correlación entre los factores funcionales de ingeniería, el campo 7 indica la importancia de cada parámetro y el campo 8 indica el valor objetivo que debe cumplir cada parámetro.

La Metodología TRIZ se complementa con el QFD al usar la voz del cliente para dirigir el proceso de diseño e innovación. El Despliegue de la Función de Calidad provee un proceso para identificar las necesidades del cliente y traducir el lenguaje del cliente al lenguaje del ingeniero. (Aguayo H. 1997)



## CAPÍTULO

# 3

## Análisis de necesidades y determinación de especificaciones.

---

**E**l análisis de necesidades involucra no solo la teoría disponible para el diseño de una ortesis, como por ejemplo citaré el trabajo de la doctora Castro (Castro Alba P. J; 2009) en donde nos muestra otra solución alternativa a una ortesis de rehabilitación de parálisis parcial, que a destacar no incluye la electro estimulación. El trabajo realizado en la facultad politécnica en la Universidad Nacional de Asunción – Paraguay (Gaona F; Gómez G. G; n. d.) en donde podemos rescatar que si bien nos ofrece una opción viable dentro del área de la captura de movimiento nos deja ver que existen y se pueden originar muchísimas otras opciones de captura, tantas como sensores existen, pues ellos utilizaron un método no directo por software. Entre otros artículos y tesis (Caldwell D.G. and Tsagarakis N. 2002) (Pérez Vielma M.2008) (Díaz O. 2007) el estudio de todos estos trabajos me permite afirmar que existe una gran área de oportunidad, en el desarrollo de prototipos de rehabilitación. Sin embargo no podemos olvidar el alcance de este proyecto de tesis, pues existen muchos otros trabajos que involucran recursos humanos multidisciplinarios, lo que permite un análisis de sistema desde muchos y muy diferentes puntos de vista, como por ejemplo (Frisoli, A; Bergamasco, M; Borelli, L; Montagner, A; Greco, G; Procopio, C ;Carboncini, M C; y Rossi, B; 2008) (Nef, T; Mihelj, M; Kiefer, G; müller, R riener, R; 2007) menciono particularmente estos 2 pues son exoesqueletos para rehabilitación y si bien no utilizan electro estimulación, mecánicamente realizan un seguimiento al movimiento del miembro superior. Particularmente el proyecto ARMIN con 6 grados de libertad 4 activos y 2 pasivos.

Mediante un análisis comparativo de lo que pretendo lograr con este proyecto y las características del producto Armin esto es debido a la similitud de la documentación encontrada de este producto, en la figura 1 se muestra el potencial de evolución a través de la herramienta de radar de TRIZ.

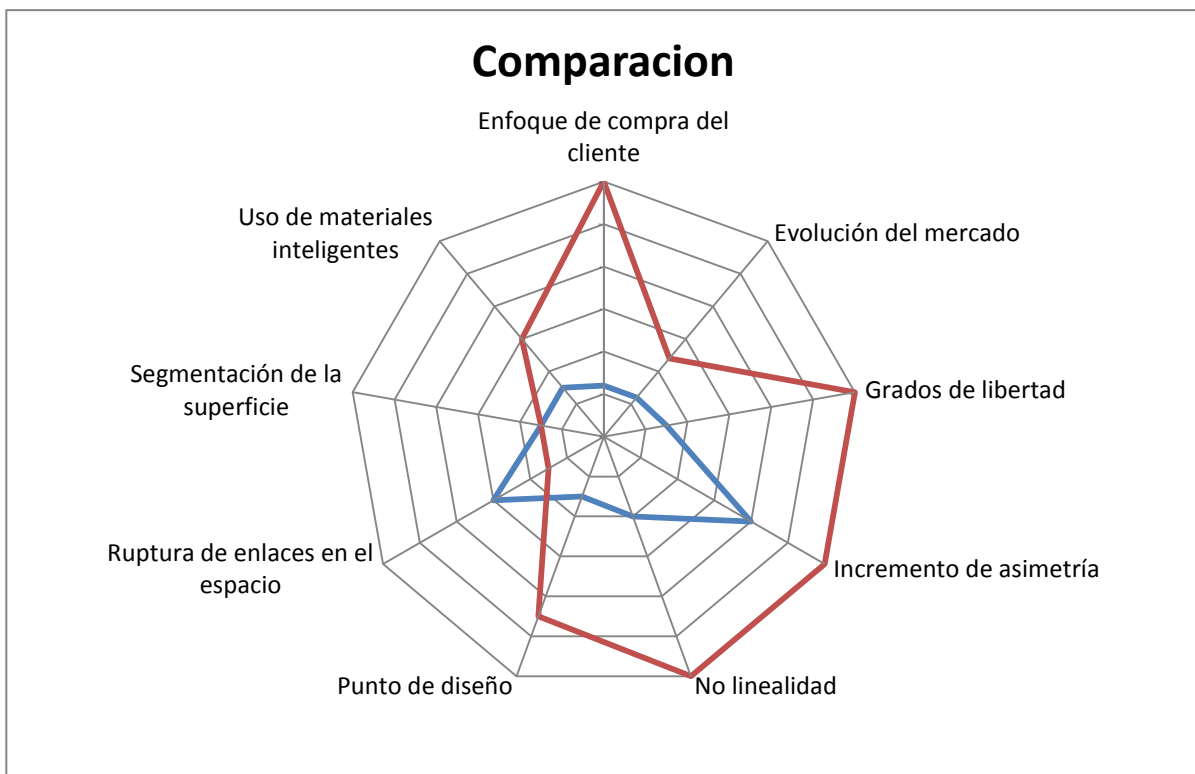


Figura 1. Radar de evolución de producto bajo filosofía TRIZ.

Si bien nuestro producto está dentro de las características que desarrollo el prototipo Armin. El principal hueco o área de oportunidad es mediante las rupturas en el espacio, pocas partes, aun incluso pocos movimientos y pocos grados de libertad, pero en un elemento de una sola pieza o muy pocas piezas nos dará una amplia y clara oportunidad en el mercado.

No podemos olvidar que la mejor publicidad que puede tener un producto, es el mismo producto en sí, y esto se logra cuando no solo cumplimos las necesidades de nuestros clientes a grosso modo, si no que superamos sus expectativas. Al tratarse de un producto orientado a la rehabilitación, debe de rehabilitar de manera perceptible. Esta característica en particular me replanteo el hecho de atacar inicialmente la búsqueda del ideal de respuesta. Para lograr ello NO rehabilitamos todo en general, este prototipo estimulará un músculo en particular y a través de él y el movimiento producido rehabilitara todos los demás músculos relacionados. Teoría sugerida mediante Frenkel's Exercises For Ataxic Conditions (national ataxia foundation n.d.) para poder lograr un prototipo con el menor número de piezas y así poder atacar el área de oportunidad obtenida mediante el radar de evolución de TRIZ planteo tener un seguimiento con el menor número de grados de libertad posible. Para obtenerlo se desarrolló un análisis desde el punto de vista de función y extensión de los músculos para encontrar el movimiento en el cual exista una mayor cantidad de músculo expuesto, así como su movimiento o actividad sea la más fácil de censar. Dada la particularidad de este trabajo al pretender superar las expectativas de nuestros clientes, tengo que citar otros trabajos similares (Flores D. 1998) (Anónimo (2005) Servicios Rehabilitación integral México.) entre otros, como característica general cito el uso de el índice de barthel que si bien ha sido reconocido y ampliamente utilizado por los especialistas en rehabilitación médicos y más. Y nos permite valorar el nivel de discapacidad, su ponderación discrimina pequeños avances, pues si bien valora la incapacidad funcional no es posible medir pequeños avances de interacción, como es un pequeño movimiento lateral o una flexión que si bien no tendría un cambio de valor en la ponderación del índice de barthel, si le es muy significado para él paciente. Tomando en cuenta que la búsqueda de demostrar su efectividad, será a través de la capacidad de demostrar resultados así como la veracidad de los mismos.

Necesidades obtenidas por área de oportunidad:

- pocas partes, aun incluso pocos movimientos y pocos grados de libertad, pero en un elemento de una sola pieza o muy pocas piezas.
- estimule un músculo en particular y a través de él y el movimiento producido rehabilite todos los demás músculos relacionados.
- Un sensor que nos permita valorar el nivel de capacidad de movimiento, pequeños avances de interacción, como es un pequeño movimiento lateral o una flexión.
- tener un seguimiento de movimiento con el menor número de grados de libertad posible. Considerando no forzar la postura del paciente.

### **3.1 ¿Los músculos en general, por qué extremidad superior?**

El movimiento corporal no puede vislumbrarse con una relación causa – efecto relacionada directamente con los músculos pues trabajan sinérgicamente huesos, articulaciones y músculos, sólo para un contexto muy general de lo que estamos hablando citaremos la descripción de índice de Barthel y la escala de Ashworth. De hecho sólo en una descripción breve, pues para el movimiento progresivo o el trabajo bajo esfuerzo, independientemente del índice de actividad tendríamos que visualizar la cantidad de fibras musculares así como la calidad de las mismas, (Viladot A. 2001) también como un análisis general de funcionalidad.

En la búsqueda del músculo apropiado para probar la efectividad y funcionalidad de la ortesis mecatrónica la primera especificación fue el hecho de contemplar solo los músculos del tren superior, esto es debido a que la bipedestación o el movimiento del tronco, involucra el sostener el cuerpo y su peso, por lo tanto al tratarse de un apoyo mecatrónico controlado, el agregarle más variables de control como lo sería la bipedestación y el movimiento controlado del tronco, haría más complejo nuestro diseño, en base a la dinámica de sistemas y su correspondiente representación en variables de estado. Por ende más alejada en la expectativa de aproximar los movimientos de la ortesis a los movimientos naturales del músculo en cuestión. Tomando en cuenta que el diseño de esta ortesis busca probar su uso para la rehabilitación de la parálisis parcial podría ser útil, de tal forma que busquemos las características más simples que nos permitan comprobar su uso.

Elabore una tabla que puede visualizar completa en el anexo A catalogando a los músculos y las diferentes acciones que realiza, por ejemplo la imagen de la figura 2 nos muestra un segmento de la tabla a la izquierda de esta el músculo utilizado en este caso deltoides, a la derecha las acciones que realiza.

<b>Deltoides.</b>	Abducción del húmero
	flexión del hombro
	Aducción horizontal del húmero
	rotación interna del húmero
	extensión del hombro
	Rotación externa del húmero

Figura 2 segmento de la tabla, musculo deltoides.

Lo siguiente fue catalogar acciones similares esto es porque una misma acción la realizan varios músculos, una vez filtrada esta información y ya teniendo asociadas estas, ponderaré dividiendo a uno (referente a una acción) entre la cantidad de músculos asociados. Esto me permite afirmar que para una acción similar cada uno de los músculos asociados tiene un valor proporcional, como lo muestra la figura 3.

<b>Músculo</b>	<b>Ponderación de la acción.</b>	<b>acción</b>
<b>Trapezio.</b>	0.5	Elevación de la escápula.
	0.5	Elevación de la escápula.
	0.5	rotación ascendente de la escápula
	0.333333333	Aducción de la escápula.
	1	Depresión de la escápula
	0.333333333	aducción de la escápula
	0.5	rotación ascendente de la escápula
<b>Romboides Mayor y Menor.</b>	0.333333333	Aducción de la escápula.
	1	Rotación descendente desde una rotación ascendente. Escapula.
<b>Serrato lateral.</b>	0.5	Abduce el borde medial de la escápula de las vértebras.

Figura 3 sumatoria de acciones para un mismo musculo.

Sumé cada uno de estos valores pues los músculos desempeñan diferentes acciones, y la siguiente ponderación fue la suma algebraica de todas las acciones para cada músculo, así puedo decir que ponderé entonces bajo el criterio de de músculos por acción y cantidad de músculos asociados, y cantidad de acciones para cada músculo contemplando la ponderación de acción. Esto me permitió encontrar la acción que tiene el menor número de músculos asociados pues al tener pocos músculos asociados será más palpable su actividad. En la figura 4 se muestra el resultado.

MÚSCULO	PONDERACION.	OPCION.
<b>Trapezio.</b>	1	A
<b>Romboides Mayor y Menor.</b>	1	A
<b>Pectoral mayor.</b>	1	A
<b>Supra espinoso.</b>	1	A
<b>Tríceps braquial.</b>	1	A

Figura 4. Músculos que ejecutan acciones sin ayuda de otros músculos.

Sin embargo también es necesario considerar la cantidad de acciones que realiza un músculo específico, esto me permite encontrar el músculo con el nivel de participación más bajo es decir el músculo con el menor número de acciones asociadas, pues al tener muchas acciones involucradas la electro estimulación podría producir acciones indeseables. Como movimientos no esperados espasmos o fuera de control, la figura 5 nos muestra las opciones.

MÚSCULO	PONDERACION.	OPCION.
<b>Braquial anterior.</b>	0.25	A
<b>Pronador cuadrado.</b>	0.333333333	B
<b>Coracobraquial.</b>	0.476190476	C
<b>Serrato lateral.</b>	0.5	D
<b>Redondo mayor.</b>	0.50952381	E
<b>Subscapular.</b>	0.50952381	E

Figura 5. Músculo con la menor participación en acciones.

Por último asignamos una ponderación por acceso y la facilidad de censado o la implementación de sensores, tomando en cuenta los existentes en el mercado. Consideramos de la siguiente forma, la figura 6 muestra esa ponderación.

Zona.	PONDERACION.	catalogo
<b>De la punta de los dedos a la muñeca.</b>	0.5	De difícil acceso por tamaño
<b>De la muñeca al codo.</b>	.65	De fácil acceso pero movimiento difícil de censar.
<b>Del codo al hombro.</b>	.85	De fácil acceso.
<b>Parte interna del hombro.</b>	.05	De difícil acceso.
<b>Del final del hombro al pecho.</b>	.20	De difícil acceso por lugar.
<b>Del hombro a la espalda.</b>	.10	De más difícil acceso relación directa con el cuello y cervicales.
<b>Otras zonas compartidas.</b>	.05	Acciones conjuntas no tomadas.

Figura 6 ponderaciones por facilidad de acceso y censado.

Tomando en cuenta todos los parámetros anteriores ponderaré porcentualmente de la siguiente forma tomando en cuenta los valores obtenidos en las tablas anteriores:

Ponderación de acciones realizadas de manera individual por cada músculo. 30%

Ponderación sumatoria general de acciones para cada músculo. 35%

Ponderación por acceso al músculo 35%

Cabe destacar que si bien el músculo seleccionado mediante esta tabla de ponderaciones si bien para muchos pudiera parecer evidente, la realidad es que existen casos particulares en los que se podría considerar una ponderación diferente, el presente trabajo pretende no sólo dejar en claro la elección de cada una de las características elegidas en este diseño.

En la figura 7 se presenta la tabla de resultados:

Músculo.	Acción.	Ponderación.	Opción.
<b>Tríceps braquial.</b>	Extensión del codo	83.8125	A
<b>Pronador cuadrado.</b>	Pronación del antebrazo.	79.41667	B
<b>Coracobraquial.</b>	Débil flexor del brazo en la articulación del hombro.	72.77083	C
<b>Bíceps braquial.</b>	Supinación del antebrazo	72.45833	D
<b>Braquial anterior.</b>	Flexión del codo	72.25	E

Figura 7 resultados ponderación general.

### 3.1.2 Especificaciones obtenidas por análisis muscular.

- Utilizaremos al tríceps braquial.
- La acción movimiento de extensión del codo.

Cabe destacar que mi elección previa a la elaboración de esta tabla de ponderaciones era el bíceps braquial, sin embargo después de analizar el resultado de esta tabla y revisar los parámetros de evaluación me queda claro que existen muchos aspectos que no es posible vislumbrar sin la ayuda de las tablas de ponderaciones.

### 3.2.1 Instrumento, instrumentación, transductor

Se denomina instrumento a cualquier dispositivo empleado para medir, registrar y o controlar el valor de una magnitud en observación. La instrumentación es la ciencia, tecnología del diseño y utilización de los instrumentos.

La instrumentación biomédica trata de los instrumentos empleados para obtener información o aplicar energía a los seres vivos y también de los destinados a ofrecer una ayuda funcional se habla en consecuencia, de instrumentos o equipos, para diagnóstico y monitorización, para terapia, electrocirugía y rehabilitación.

Se denomina transductor a todo dispositivo que convierte una señal de una forma física a otra señal correspondiente de forma física distinta. Los transductores bioeléctricos son aquellos que ofrecen, a su salida, una señal eléctrica en respuesta a una señal de entrada originada en un ser vivo. Son, pues, el elemento inicial básico en todo instrumento de medida.

La medida de una magnitud suele requerir, además de la transducción, otras funciones como pueden ser el procesado de la señal de salida del transductor y la presentación final de los resultados, en forma visual o acústica e incluso táctil. (Mompín J. 1988 p.p. 57).

### 3.2.2 Sensores de movimiento.

El estudio de los diversos métodos de captura de movimientos (Motion Capture, Mocap) es un aspecto importante para determinar el más adecuado para la aplicación que estamos desarrollando y que requiere de la lectura de movimientos con precisión. La investigación realizada pretende analizar el uso de sistemas de captura de movimientos para la interacción humano máquina en una ortesis de rehabilitación de parálisis parcial.

Pero no sólo un análisis de posibles sistemas o métodos de captura, si no también ponderar sus diferentes características para así poder determinar el sistema o sensor ideal a utilizar, cabe destacar que al tratarse de un diseño conceptual, la búsqueda de métodos, debe de ir acompañada de la búsqueda de partes comerciales esto es para tratar de acercar lo más posible este diseño conceptual a la realidad, y permitir que la elaboración de un prototipo funcional sea viable.

Como idea base podemos tomar algunos de los artículos y publicaciones que hablan de sistemas de sensado de movimiento y sus posibles resultados. Por ejemplo citaré a Gaona (Gaona F, Gómez G;(n.d) en este trabajo expone mediante un mecanismo articulado dispuesto alrededor del cuerpo humano, denominado como exoesqueleto, y está basado en la capacidad de los potenciómetros lineales para medir ángulos, y menciona que este sistema fue de los más adecuadas para implementar, como por ejemplo, el telecontrol de un manipulador robótico industrial. La captura mediante sensores de flexión facilita la medición de articulaciones de los dedos de las manos, aptos para transmitir la compleja agilidad y flexibilidad de la mano humana. Y le anexan el sistema de captura mediante acelerómetros que les permite un movimiento mucho más cómodo, consecuencia de la ausencia de algún mecanismo rígido que impida el movimiento natural de las articulaciones humanas, siendo adecuadas para telecontrol de herramientas de trabajo así como para la gran industria del entretenimiento. Si bien cabe destacar que el desarrollo antes mencionado ataca el seguimiento del movimiento, son solo algunas de las múltiples opciones, para el desarrollo de nuestra ortesis de rehabilitación, ambos temas desarrollados si bien serán sugeridos para nuestro diseño conceptual. No son punto central pues nuestro proyecto es diferente pues si bien pretende sensar movimiento, me es de particular interés el ponderar las diferentes características de estos ya que una de las grandes diferencias es en la cantidad y la calidad con la que estos miden, censan el movimiento, después de una búsqueda exhaustiva tomando en cuenta tanto la viabilidad, como la existencia en el mercado se tomaron los siguientes sensores para su análisis:

- Potenciómetro
- Efecto Hall
- Galgas Extensiométricas
- Ultrasónico
- giroscopios
- codificador rotatorio.



### 3.2.2.1 Potenciómetro.

Dentro de un potenciómetro común encontraremos un anillo circular de material resistivo (resistor). Sobre el eje del potenciómetro hay un contacto que gira, deslizándose sobre este material resistivo. La resistencia eléctrica entre un extremo del anillo y el contacto es proporcional a la posición angular del eje. Bajo ese principio de trabajo diremos que existen dos tipos de potenciómetros:

- **Potenciómetros impresos**, realizados con una pista de carbón o de cermet sobre un soporte duro como papel baquelizado, fibra, alúmina, etc. La pista tiene generalmente tres contactos en sus extremos y un cursor conectado a un patín que se desliza por la pista resistiva.
- **Potenciómetros bobinados**. Consiste en un arrollamiento toroide de un hilo resistivo (por ejemplo, constantán) con un cursor que mueve un patín sobre el mismo.

Estos instrumentos son los más económicos para medir desplazamientos angulares, en especial los modelos circulares. Su estructura se muestra en la figura 8.

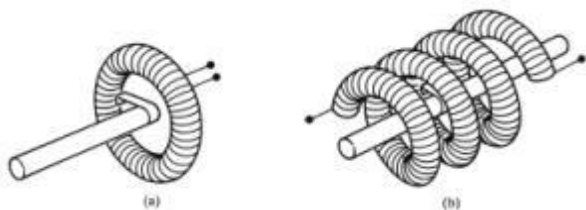


Figura 8. Ejemplos de potenciómetros.

El modo de operación es idéntico al de los potenciómetros lineales, salvo que ahora la pista resistiva se dobla según formas circulares. La tensión de salida, medida en el contacto deslizante, es ahora proporcional al desplazamiento angular del cuerpo, que se une al eje que contiene el contacto deslizante, respecto de la posición de partida. Los modelos circulares poseen pistas de una vuelta. En consecuencia, el rango angular máximo es 0-360°, aunque generalmente se fabrican para pequeños rangos, 0- 10°. Su resolución está muy limitada. Por ello, se fabrican modelos helicoidales, en los que la pista resistiva es multivuelta en forma de hélice. Hay modelos de hasta 60 vueltas que consiguen mejorar la resolución clásica de los modelos circulares,  $\pm 1$  % del fondo de escala, alcanzando hasta  $\pm 0.002$  % del fondo de escala.

Para poder utilizarlo como sensor de posición angular, tenemos que tomar en cuenta que si se le aplica un voltaje entre los extremos del resistor del potenciómetro, el voltaje en el contacto varía en relación directa con la posición angular del eje. Un potenciómetro es un resistor al que se le puede variar el valor de su resistencia. De esta manera, indirectamente, se puede controlar la intensidad de corriente que hay por una línea si se conecta en paralelo, o la diferencia de potencial de hacerlo en serie. Los potenciómetros se utilizan en circuitos con poca corriente, para potenciar la corriente, pues no disipan apenas potencia, en cambio en los reóstatos, que son de mayor tamaño, circula más corriente y disipan más potencia. Este voltaje se puede ingresar a un convertidor analógico-digital (A/D) para obtener el valor digital de la posición angular. (Balcells J; Romeral J. 1997)

Cabe destacar que en general los potenciómetros se aplican a la medida de desplazamientos relativamente superiores a 1cm.

Estos desplazamientos pueden ser a su vez el resultado de la acción de otra variable sobre un elemento adecuado. (Mompín J.1988)

### 3.2.2.2 Efecto Hall.

El sensor de efecto Hall o simplemente sensor Hall o sonda Hall (denominado según Edwin Herbert Hall) se sirve del efecto Hall para la medición de campos magnéticos o corrientes o para la determinación de la posición.

Si fluye corriente por un sensor Hall y se aproxima a un campo magnético que fluye en dirección vertical al sensor, entonces el sensor crea un voltaje saliente proporcional al producto de la fuerza del campo magnético y de la corriente. Si se conoce el valor de la corriente, entonces se puede calcular la fuerza del campo magnético; si se crea el campo magnético por medio de corriente que circula por una bobina o un conductor, entonces se puede medir el valor de la corriente en el conductor o bobina.

Si tanto la fuerza del campo magnético como la corriente son conocidas, entonces se puede usar el sensor Hall como detector de metales.

#### *Aplicaciones de los sensores Hall*

- Mediciones de campos magnéticos (Densidad de flujo magnético)
- Mediciones de corriente sin potencial (Sensor de corriente)
- Emisor de señales sin contacto
- Aparatos de medida del espesor de materiales

Como sensor de posición o detector para componentes magnéticos los sensores Hall son especialmente ventajosos si la variación del campo magnético es comparativamente lenta o nula. En estos casos el inductor usado como sensor no provee un voltaje de inducción relevante. En la industria del automóvil el sensor Hall se utiliza de forma frecuente, por ejemplo en sensores de Posición del cigüeñal (CKP) en el cierre del cinturón de seguridad, en sistemas de cierres de Puertas, para el reconocimiento de posición del pedal o del asiento, el cambio de transmisión y Para el reconocimiento del momento de arranque del motor. La gran ventaja es la invariabilidad Frente a suciedad (no magnética) y agua.

Además puede encontrarse este sensor en circuitos integrados, en impresoras láser donde controlan la sincronización del motor del espejo, en disqueteras de ordenador así como en Motores de corriente continua sin escobillas.

Los sensores Hall se utilizan en señales salientes análogas para campos magnéticos muy débiles (Campo magnético terrestre), ej. Brújula en un sistema de navegación. Como sensores de corriente se usan como bobinas, recorridas con una corriente por medir situadas en la separación del núcleo de hierro. Estos sensores de corriente se comercializan como componentes íntegros, son muy rápidos, se pueden usar para la medición de corrientes continuas (a diferencia de los transformadores de corriente) y proveen una separación de potencial entre circuitos de rendimiento y la electrónica de control.

Como sensor de reconocimiento de posición o tecla a distancia trabajan en conexión con imanes Permanentes y disponen de un interruptor de límite integrado.

Los sensores Hall se producen a partir de finas placas de semiconductores, ya que en ella el espesor de los portadores de carga es reducido y por ello la velocidad de los electrones es elevada, para conseguir un alto voltaje de Hall. Los formatos típicos son:

- Forma rectangular
- Forma de mariposa
- Forma de cruz

Los elementos del sensor Hall se integran mayoritariamente en un circuito integrado en los que se produce una elevación de la señal y una compensación de la temperatura. Pallas R. (2003)

### 3.2.2.2.1 Datos de los sensores Hall.

La sensibilidad se mide normalmente en Mili volt por Gauß (mV/G).

Donde: 1 Tesla = 10000 Gauß (1 G =  $10^{-4}$  T).

El tesla (símbolo T), nombrada así en honor de Nikola Tesla, es la unidad de densidad de flujo magnético, inducción magnética y polarización magnética del Sistema Internacional de Unidades (SI). Se define como una inducción magnética uniforme que, repartida normalmente sobre una Superficie de un metro cuadrado, produce a través de esta superficie un flujo magnético total de un Webber.

$1 \text{ T} = 1 \text{ Wb} \cdot \text{m}^{-2} = 1 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{A}^{-1} = 1 \text{ kg} \cdot \text{C}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$

Un Tesla también se define como la inducción de un campo magnético que ejerce una fuerza de 1 N (newton) sobre una carga de 1 C (culombio) que se mueve a velocidad de 1 m/s dentro del campo y perpendicularmente a las líneas de inducción magnética.

Lo que es:  $1 \text{ T} = 1 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{C}^{-1}$

La unidad equivalente en el Sistema Cegesimal de Unidades (CGS) es el gauss:

$1 \text{ T} = 10.000 \text{ gauss}$

(Popovic R. 2004)

El efecto Hall relaciona la tensión entre dos puntos de un material conductor o semiconductor con un campo magnético a través del material. Cuando se utilizan por sí mismos, los sensores de efecto Hall sólo pueden detectar objetos magnetizados. Sin embargo, cuando se emplean en conjunción con un imán permanente en la configuración tal como la indicada en la figura 9.

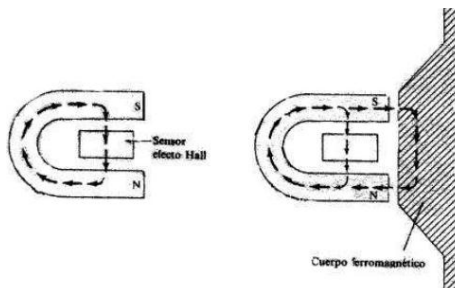


Figura 9 efecto hall de imán permanente.

Son capaces de detectar todos los materiales ferro magnéticos.

Cuando se utilizan de dicha manera, un dispositivo de efecto Hall detecta un campo magnético intenso en ausencia de un material ferro magnético en el campo cercano.

Cuando dicho material se lleva a la proximidad del dispositivo, el campo magnético se debilita en El sensor debido a la curvatura de las líneas del campo a través del material.

Los sensores de efecto Hall están basados en el principio de una fuerza de Lorentz que actúa sobre Una partícula cargada que se desplaza a través de un campo magnético. Esta fuerza actúa sobre un eje perpendicular al plano establecido por la dirección de movimiento de la partícula cargada y la dirección del campo. Es decir, la fuerza de Lorentz viene dada por  $F = q (v \times B)$ , en

donde  $q$  es la carga,  $v$  es el vector de velocidad,  $B$  es el vector del campo magnético y  $x$  indica el producto vectorial.

Al llevar un material ferro magnético cerca del dispositivo de imán semiconductor disminuirá la intensidad del campo magnético, con la consiguiente reducción de la fuerza de Lorentz y, finalmente, la tensión a través del semiconductor.

Esta caída en la tensión es la clave para detectar la proximidad con sensores de efecto Hall. Las

Decisiones binarias con respecto a la presencia de un objeto se realizan estableciendo un umbral de la tensión fuera del sensor. Además, la utilización de materiales semiconductores permite la construcción de circuitos electrónicos para amplificación y detección directamente en el propio sensor, con lo que se reduce el tamaño y el coste del mismo.

### 3.2.2.2 Pickups magnéticos (sensores inductivos)

Entre los sensores de proximidad industriales de uso frecuente se encuentran los sensores basados en un cambio de inductancia debido a la cercanía de un objeto metálico.

La figura 10 nos muestra el esquema de un sensor inductivo o "pickup magnético", que consiste en una bobina devanada sobre un imán permanente, ambos insertos en un receptáculo o cápsula de soporte.

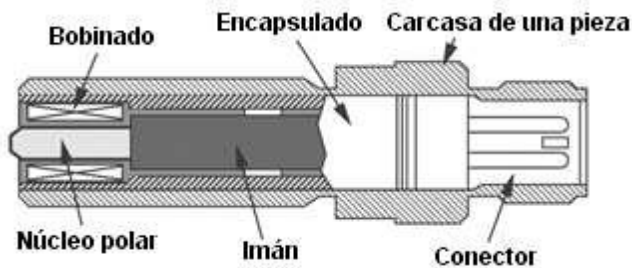


figura 10 sensor inductivo.

Si se coloca el núcleo del sensor en proximidad de un material ferro magnético, se produce un cambio en la posición de las líneas de flujo del imán permanente. En condiciones estáticas, no hay movimiento en las líneas de flujo y, por consiguiente, no se induce corriente en la bobina. Sin embargo, cuando un objeto ferro magnético ingresa en el campo del imán y/o lo abandona, el cambio que resulta en las líneas de flujo induce un impulso de corriente, cuya amplitud y forma son proporcionales a la velocidad de cambio del flujo.

La tensión que se mide sobre la bobina varía como función de la velocidad a la que se introduce el material ferro magnético en el campo del imán. La polaridad de la tensión depende de que el objeto esté ingresando en el campo o abandonándolo.

También existe una relación entre la amplitud de la tensión y la distancia sensor-objeto. La Sensibilidad cae rápidamente al aumentar la distancia. El sensor **es eficaz a un milímetro o menos.**

### 3.2.2.3 galgas Extensiométricas.

Básicamente una galga es una resistencia eléctrica, ya que lo que se mide en ella es la variación de la resistencia de dicha galga cuando esta sufre una determinada deformación. Es decir, existe una relación directa entre la variación que sufriría la resistencia y la variación de la deformación en la galga. Al pegar la galga en una superficie en la cual se quiere analizar su deformación, se parte de la hipótesis de que el sensor experimenta la misma deformación que el material. El sensor consta de una base muy delgada no conductora, en la cual hay adherido un hilo metálico

muy fino, de esta forma, la mayor parte de su longitud está distribuida paralelamente a una dirección determinada, como se puede ver en esta figura 11

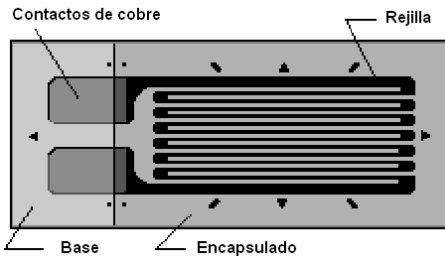


Figura11 galga extensiométrica.

Las galgas Extensiométricas se basan en la variación de la resistencia de un conductor o un semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Este efecto fue descubierto por lord kelvin en 1856 si se considera un hilo metálico de longitud  $l$ , sección  $A$  y resistividad  $\rho$ , su resistencia eléctrica  $R$  es

$$R = \rho \frac{l}{A}$$

Si se le somete a un esfuerzo en dirección longitudinal, cada una de las tres magnitudes que intervienen en el valor de  $R$  experimenta un cambio y, por lo tanto,  $R$  también cambia de la forma

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} - \frac{dA}{A}$$

El cambio de la longitud que resulta de aplicar una fuerza  $F$  a una pieza unidimensional. Vemos en esta ecuación que la resistencia medida es directamente proporcional a la longitud, es decir, la resistencia es mayor al alargar el hilo, lo cual se consigue cuando el material se deforma. Al estar la galga adherida en dicho material, provoca esta variación de longitud y con ello el resultado deseado, que la resistencia varíe.

$$\Delta R = \Delta \rho \cdot \frac{\Delta L}{\Delta A}$$

Además del principio de funcionamiento observado, también de da otro en las Galgas, este se basa en la deformación de elementos semiconductores, la cual Provoca una variación tanto en la longitud como en la sección, y de una forma más acusada, en la resistividad ( $\rho$ ) del semiconductor.

Tipos de Galgas:

- De hilo metálico.
- Laminares metálicas.
- De metal depositado.
- Semiconductores.
- Tipo rosetas

Materiales comúnmente utilizados en su construcción:

- Constantan (Níquel-Cobre).
- Chromel (Níquel-Cromo).
- Aleaciones (Hierro-Cromo-Aluminio).
- Semiconductores (Silicio).

(Pallas R. 2003. P. 60 - 65).

Y si bien comercialmente el producto aun no se vende, haciendo referencia a (Tognetti. A; Bartalesi. R; Lorussi F. and De Rossi D. 2007) con su artículo Body segment position reconstruction and posture classification by smart textiles transductores. Que en breve describe una categoría innovadora de dispositivos que utilizan fibras conductoras malla textiles, con tejidos elásticos. Dentro de este trabajo, una nueva clase de sensores de presión, que representa un excelente opción entre las figuras más representativas de los sensores, en la transducción mecano-eléctricas. Y la posibilidad de integración en el sector textil, pues nos presentan. Un compuesto de elastómero conductor de electricidad, que muestra propiedades piezorresistivas a la deformación que se le aplica. Este conductor elastómero puede ser aplicado a la tela o a un sustrato flexible, o incluso otras, y pueden ser empleados como sensores de presión. Tenemos entonces unos sensores integrados, Este elastómero conductor integrado en los tejidos y nos permite notar la cinestética, así como será capaz de detectar la postura y el movimiento de un usuario.

Este artículo trata del diseño, el desarrollo y la realización de un conjunto de sensores prendas, desde la caracterización de innovadores sensores basados en textiles, y de las metodologías empleadas para recopilar información sobre la postura y el movimiento de la prenda entera. Los datos derivados de los prototipos se analizan y comparan con las que se derivan un tradicional sistema de seguimiento movimiento.

Las prendas han demostrado resultados muy prometedores en términos de la segmentación de los movimientos del cuerpo, de la reconstrucción de la interacción de movimientos y la clasificación de la postura. Podemos ver una imagen del prototipo figura 12.



Figura 12 Guante y prenda con compuesto de elastómero piezoeléctrico para seguimiento de movimiento.

#### 3.2.2.4 Ultrasónico.

Los sensores ultrasónicos tienen como función principal la detección de objetos a través de la emisión y reflexión de ondas acústicas. Funcionan emitiendo un pulso ultrasónico contra el objeto a censar, y al detectar el pulso reflejado, se para un contador de tiempo que inicio su conteo al emitir el pulso. Este tiempo es referido a distancia y de acuerdo con los parámetros elegidos de respuesta con ello manda una señal eléctrica digital o analógica.

El más conocido de estos sistemas es quizás el sonar que incorporan los submarinos y actualmente los sistemas de ecografía o incluso en el medio natural forma de detectar obstáculos que emplean los murciélagos en la oscuridad.

En el campo industrial se suelen emplear para controlar niveles de sólidos o áridos en silos, presencia de obstáculos en el campo de alcance en los robots etc. Las frecuencias de perturbación emitidas están en el rango de 20 a 40 khz.

(Balcells J; Romeral J. 1997)

#### **3.2.2.4.1 Aplicaciones Típicas.**

- Flujo de Canal Abierto o Monitoreo de Nivel

Este sensor ultrasónico de no contacto, es ideal para monitorear el nivel de líquido en los ríos y canales abiertos, incluyendo numerosas aplicaciones de desbordamiento.

- Monitoreo del nivel de tanque

El sensor ultrasónico fácilmente puede ser montado para supervisar el nivel de líquido en el tanque. La versión de telemetría celular puede ser monitoreada desde la oficina y trasladarse fácilmente en otro sitio para aplicaciones de revisión.

El efecto piezoeléctrico es sensible a la dirección, porque la tensión produce una polaridad definida en el voltaje, mientras que la compresión produce una opuesta.

Así pues, si al transductor piezoeléctrico de un sensor ultrasónico, con los cortes requeridos, se le aplica en sus extremos (electrodos) un voltaje, el cristal sufre cambios en sus dimensiones, lo que ocasiona un cambio de presión en el medio que lo rodea (el aire es el medio en el que se trabaja), y viceversa, al ser sometido el cristal a un cambio de presión aparecen cargas eléctricas en sus extremos, donde se crea una diferencia de potencial. Por lo que este tipo de transductor puede funcionar como emisor ó receptor ultrasónico.

Ésta es la manera en que se explica el funcionamiento básico de un sensor ultrasónico. Para este sensor se toma en cuenta que el medio a través del cual viaja el sonido es el aire. Otro material diferente al aire se toma como un objeto (se incluyen sólidos, líquidos y gases). Todos los objetos reflejan y absorben una porción de la onda.

Una parte de la onda que llega a la superficie del material es reflejada, mientras una parte de la onda penetra el material y es eventualmente reflejada por cualquier límite de superficie encontrado mientras viaja dentro del material; por lo que también se recibe una señal proveniente del interior del material.

La amplitud de la onda reflejada es directamente proporcional a la superficie disponible de el objeto reflejante. El tamaño de la superficie, forma y orientación son también factor que contribuye a la fuerza de la señal reflejada.

Por experiencia propia sugerí esta opción de sensado pues en la materia de control aplicado utilizamos un sensor ultrasónico para medir la distancia con menos de 3mm de error.

### 3.2.2.5 Giroscopio.

Los giroscopios presentan la ventaja, con respecto a las brújulas magnéticas, de su inmunidad en relación con las anomalías electromagnéticas y ferro magnéticas que afectan a los compases. Por otra parte, pueden aplicarse en situaciones en las que no existe campo geomagnético apreciable (aplicaciones espaciales) o cuando existen campos locales que provocan importantes perturbaciones.

#### 3.2.2.5.1 giroscopio mecánico.

Los giróscopos mecánicos están constituidos por un volante o masa que rota suficientemente rápido alrededor de un eje estando la masa distribuida en la periferia con objeto de que el momento de inercia del eje de rotación sea alto.

A continuación se muestra la figura 13 de una configuración típica de giroscopio. El rotor es accionado mediante un motor eléctrico, suspendiéndose mediante un par de cojinetes que deben de ser de bajo rozamiento en cada extremo del eje. Estos cojinetes están soportados por un anillo circular conocido como anillo gimbal interno, el cual a su vez pivota en un segundo juego de cojinetes que están unidos rígidamente a un anillo gimbal externo. Nótese que existen tres ejes.

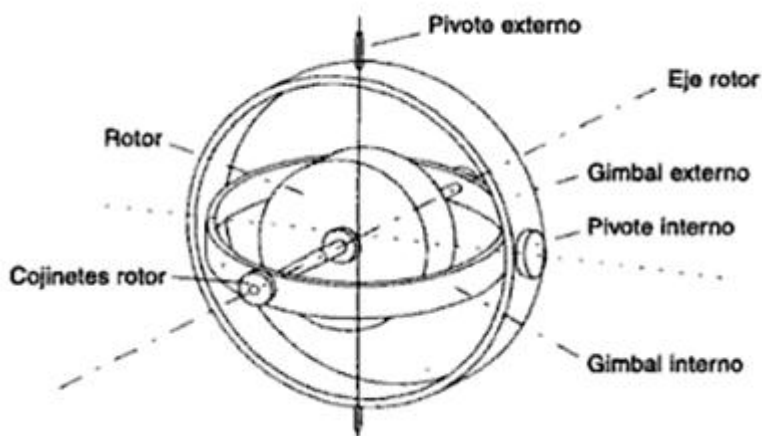


Figura13 giroscopio de volante con dos ejes.

Cuando el eje de rotación de la masa que gira se suspende en una estructura que le permite variar libremente su orientación, tal como sucede en la figura, aunque la estructura gire en el espacio, la dirección del eje de rotación de la masa que está girando tiende a mantenerse constante debido al equilibrio de momentos para ello es necesario que los cojinetes que sustentan al eje del rotor produzcan un rozamiento despreciable así como la velocidad de giro sea alta y que la masa este concentrada en la periferia. En efecto si la velocidad de giro disminuye se observa como el eje del giro pierde su orientación inicial.

La propiedad de que el eje de rotación de la masa mantenga su orientación se ha utilizado desde principios de este siglo para construir sensores de dirección.

Existen otros giroscopios para medir la variación de ángulos que se basan en el efecto de la aceleración de Coriolis. Consisten esencialmente en dos masas oscilando radialmente en los extremos de fibras similares a cartílagos formando un diapasón.



Cuando se produce un cambio en la orientación, las fuerzas de Coriolis generan pares proporcionales a las velocidades angulares del giro.

#### **3.2.2.5.2 Giroscopio electrónico.**

Son normalmente sensores de velocidad angular que emplea el efecto de Coriolis. Para ello se realizan micro mecanizados de silicio configurando un anillo que se hace vibrar a una frecuencia de resonancia el movimiento de rotación produce fuerzas de Coriolis que dependen de la velocidad del giro.

La medida de la velocidad se obtiene determinando la diferencia de las vibraciones a diferentes ángulos. Un sensor típico puede tener dimensiones entre 2 y 3 milímetros y permite medir hasta 100 grados por segundo. Ollero. A. (2001)

#### **3.2.2.5.3 Como aplicar giroscopio a la medición de distancias.**

En este artículo Rocon (Rocon. E, et al. n.d.) Presenta el concepto de utilizar un par de giroscopios para la estimación de velocidad angular de una articulación y, a través de algunas operaciones matemáticas, obtener la posición y la aceleración angular de dicha articulación. Este sistema es una configuración innovadora para la medida del temblor en el miembro superior, siendo un sistema propicio para dispositivos ambulatorios.

#### **3.2.2.6 Codificador rotatorio.**

Un encoder es un codificador rotatorio, también llamado codificador del eje, suele ser un dispositivo electromecánico usado para convertir la posición angular de un eje a un código digital, lo que lo convierte en una clase de transductor. Estos dispositivos se utilizan en robótica, en lentes fotográficas de última generación, en dispositivos de entrada de ordenador (tales como el ratón y el TrackBall), y en plataformas de radar rotatorias. Hay dos tipos principales: *absoluto* y *relativo*.

##### **3.2.2.6.1 Codificador rotatorio absoluto.**

El tipo *absoluto* produce un código digital único para cada ángulo distinto del eje. Se corta un patrón complejo en una hoja de metal y se pone en un disco aislador, que está fijado al eje. También se coloca una fila de contactos deslizantes a lo largo del radio del disco. Mientras que el disco rota con el eje, algunos de los contactos tocan el metal, mientras que otros caen en los huecos donde se ha cortado el metal. La hoja de metal está conectada con una fuente de corriente eléctrica, y cada contacto está conectado con un sensor eléctrico separado. Se diseña el patrón de metal de tal forma que cada posición posible del eje cree un código binario único en el cual algunos de los contactos esté conectado con la fuente de corriente (es decir encendido) y otros no (apagados). Este código se puede leer por un dispositivo controlador, tal como un microprocesador, para determinar el ángulo del eje.

##### **3.2.2.6.2 Codificación binaria estándar.**

Un ejemplo de un código binario en un codificador extremadamente simplificado con solamente tres contactos, se demuestra abajo figura 14.

Sector	Contacto 1	Contacto 2	Contacto 3	Ángulo
1	OFF	OFF	OFF	0° a 45°
2	OFF	OFF	ON	45° a 90°
3	OFF	ON	OFF	90° a 135°
4	OFF	ON	ON	135° a 180°
5	ON	OFF	OFF	180° a 225°
6	ON	OFF	ON	225° a 270°
7	ON	ON	OFF	270° a 315°

Figura 14 ejemplo código binario.

Generalmente, si hay  $n$  contactos, el número de posiciones distintas del eje es  $2^n$ . En este ejemplo,  $n$  es 3, así que hay  $2^3$ , es decir, 8 posiciones. En el ejemplo anterior, los contactos producen una cuenta binaria a medida que el disco gira. Sin embargo, esto tiene la desventaja de que si el disco para entre dos sectores adyacentes, o los contactos no se alinean perfectamente, es imposible determinar el ángulo del eje.

### 3.2.2.6.3 Codificación con código de Gray.

Para evitar el problema anterior, se utiliza el Código Gray. Éste es un sistema de código binario en el cual dos códigos adyacentes sólo se diferencian en una posición. Para entrar en contacto con el ejemplo dado arriba, la versión Grey-Cifrada será la siguiente figura 15

Sector	Contacto 1	Contacto 2	Contacto 3	Ángulo
1	de	de	De	0° a 45°
2	de	de	En	45° a 90°
3	de	en	En	90° a 135°
4	de	en	De	135° a 180°
5	en	en	De	180° a 225°
6	en	en	En	225° a 270°
7	en	de	En	270° a 315°
8	en	de	De	315° a 360°

Figura 15 ejemplo código gray.

En este ejemplo, la transición del sector 4 al sector 5, como el resto de las transiciones, implica solamente uno de los contactos que cambian su estado de encendido a apagado o viceversa. Esto significa que la secuencia de los códigos incorrectos demostrados en la ilustración anterior no puede suceder aquí.

#### **3.2.2.6.4 Codificador rotatorio relativo.**

El codificador rotatorio *relativo* (también llamado codificador incremental) se utiliza cuando los métodos de codificación absolutos sean demasiado incómodos (debido al tamaño del disco modelado). Este método también utiliza un disco unido al eje, pero este disco es mucho más pequeño marcado con una gran cantidad de líneas de la parte radial como los radios de una rueda. El interruptor óptico, parecido a un fotodiodo, genera un pulso eléctrico cada vez que una de las líneas pase a través de su campo visual. Un circuito de control electrónico cuenta los pulsos para determinar el ángulo con el cual el eje da vuelta.

Este sistema, en su forma más simple, no puede medir el ángulo absoluto del eje. Puede medir solamente el cambio en ángulo concerniente a cierto dato arbitrario, tal como posición del eje cuando la energía fue encendida. Esta incertidumbre no es un problema para los dispositivos de entrada de la computadora tales como ratones y TrackBall. Cuando la posición absoluta debe ser sabida, un segundo sensor puede ser agregado que detecta que el eje pasa por su posición cero.

El segundo problema de este sistema es que no puede decir qué dirección está rotando el eje. Para superar este problema, el sensor óptico se debe aumentar a dos sensores colocados en ángulos diversos alrededor del eje. La dirección de rotación se puede deducir en orden en la cual los dos sensores detecten cada línea radial. Este tipo de codificador se conoce como codificador de la cuadratura. Un ejemplo de codificadores tanto rotativos como lineales es la marca TR Electronic, marca alemana pionera en el mundo de los sistemas de posicionamiento, especializada en todo tipo de codificadores sobre todo para uso industrial.

#### **3.2.3 determinación de especificaciones.**

Como resultado de esta investigación de sensores de posición, determine que si bien para cada uno de estos sensores, sus resultados de posición son diferentes, y no coinciden pues algunos necesitan de un decodificador de información y otros son completamente análogos, la información rescatada de cada uno de ellos me sirvió para delimitar los parámetros de comparación, sin embargo de las tres opciones iniciales analizadas en esta tesis concluyo:

- Potenciómetro: Es viable pues de la marcas comerciales encontradas permiten en general la implementación de su potenciómetros, pues son adaptables a la ortesis mediante un mecanismo de conversión rotacional a lineal. o directamente rotacional, existiendo ambas configuraciones en el mercado.
- Efecto Hall: es viable pues de las marcas comerciales encontradas permiten en general la implementación con nuestra ortesis.
- Galgas Extensiométricas: es un sensor basado en el efecto piezorresistivo. Un esfuerzo que deforma a la galga producirá una variación en su resistencia eléctrica. Su aplicación no es directa pero como ya comente en con referencia al artículo de (Tognetti.A; et.al.2007) es una opción difícil de lograr dado el hecho de que aun no se comercializa.

- Ultrasónico: viable sin embargo el mayor problema será la referencia pues necesita un recuadro para que le refleje la vibración, lo cual limita la ortesis en cuanto a movimientos y practicidad
- Giroscopios: si bien existe el proyecto que involucra el censado como mencione en el artículo (Rocon. E, et al. n.d.) para obtener la velocidad y la posición angular, la investigación aun no se ha difundido tal es el caso que en las bases de datos no he podido precisar la fecha de elaboración del artículo, ni la validez del mismo.

Para realizar un análisis y una tabla de ponderación con base a estos parámetros resalto el hecho que el sensor por giroscopio y galgas Extensiométricas los he descartado pues aun no existen en el mercado, y solo están en proyecto.

Para ponderar las opciones restantes tome en cuenta el mejor, o más adaptable a mi proyecto de ortesis, si bien en base a un valor real es decir un producto comercial, sin tomar en cuenta ni el precio, ni tiempo de entrega, o existencia en el mercado, esto es porque pretendo encontrar la mejor opción sin tomar en cuenta que tan caro o inaccesible es, de tal forma que los parámetros a evaluar fueron.

- Sensibilidad 20%
- implementación 15%
- Tiempo de respuesta 15%
- Resistencia física. 10 %
- Tamaño 20%
- Cambio de temperatura 20%

A continuación los datos obtenidos figura 16 resultados.

	Sensibilidad 20%	Implementación. 15%	Tiempo de respuesta 30%	Resistencia física. 10 %	Tamaño 20%	temperatura 20%	Total.
Potenciómetro	7	9	9	9	7	6	7.6
Efecto Hall	9	8	8	8	8	8	8.2
Ultrasónico	9	6	7	6	8	8	7.55
Codificador rotatorio.	8	7	7	7	6	7	7

### 3.2.4 Especificaciones obtenidas por análisis de sensores.

Figura 16 Tabla de ponderaciones de los transductores de movimiento.

- para censar la posición implementaremos uno o varios sensores de efecto hall.
- La segunda opción es potenciómetros.

### 3.3 Diferencia entre ortesis y férula.

Desde antiguos tiempos, el hombre ha tenido que lidiar con algún hueso roto, una articulación lastimada, etc. De esta problemática, es que nació la ortopedia que de manera breve, se define como “La rama de la medicina que trata de corregir o evitar las deformidades en el cuerpo humano por medio de ciertos aparatos o ejercicios”. Y es precisamente, la ortopedia, la

especialidad que desarrolla las ortesis, que son el tema vertebral de este trabajo. Comenzamos por dar una definición de las mismas.

Férula, es un dispositivo ortopédico que cumple con la finalidad de inmovilizar una parte del cuerpo, evitando el movimiento de una articulación y mantener en su lugar miembro lastimado. Los avances científicos, no han hecho a un lado, esta área, y cada actualmente se están realizando distintas investigaciones con el propósito de crear nuevos materiales para la fabricación de estos dispositivos, o de mejorar los ya existentes, para que éstos se vuelvan más confortables, óptimos y accesibles a todo paciente.

Ortesis, entendemos por ortesis “aquel dispositivo ortopédico que reemplaza parcial o totalmente las funciones de un miembro con incapacidad física o invalidez”. Las posibilidades de las ortesis son infinitas y dependerá de la imaginación del ortopedista (amputaciones, disimetrías, secuelas de problemas neurológicos etc). Las ortesis pueden ser temporales o definitivas y el desarrollo será diferente en cada caso. Pueden ser muy útiles en la recuperación de la funcionalidad.

### **3.3.1 Materiales utilizados en la fabricación de ortesis para hombro y brazo.**

Entre los materiales utilizados para férulas, encontramos desde los más clásicos y accesibles como, la madera, el yeso y la fibra de vidrio, hasta los más caros del mercado e incluso poco conocidos, como el orthoplast, el pcm, etc. De los cuales aún falta mucho por conocer.

Daremos una breve información, a manera de introducción de algunos de éstos materiales, posteriormente, adjuntamos una tabla que resume las principales características de cada uno de acuerdo a la importancia de éstas.

### **3.3.2 Madera.**

Las ortesis fabricadas con madera, son de las más antiguas, ya que en un principio, no se contaba con gran variedad de materiales para la construcción de las mismas. La madera consiste uno de los materiales con mayor disponibilidad, aunque su modelado no es sencillo, puede considerarse uno de los materiales más eficientes para la rehabilitación de los miembros.

Como principales características de la madera como material ortopédico, se encuentran: (Zambudio, R 2009)

- Anisotropía, esto es, que no se comporta igual en todas direcciones, lo que dificulta su cepillado, de no estar bien trabajada, puede tener astillas que generen incomodidad al paciente.
- Resistencia, la madera es considerado como uno de los materiales más resistentes, lo que constituye una ventaja en su uso como férula.
- Flexibilidad. Este material puede ser doblado o curvado, cuando se somete a calor, humedad o presión. De lo contrario, resulta bastante inflexible.
- Dureza. Esta característica, está íntimamente relacionada con la densidad, ya que mayor densidad, mayor dureza. Esta propiedad, se ve muy afectada por la humedad; en presencia de condiciones de humedad, la madera se torna más débil.

(Martínez I. Vignote S. 2005 pp. 107-131)

### 3.3.2.1 Desventajas del uso de la madera.

Entre las principales desventajas de usar férulas de madera en la rehabilitación de hombro, se encuentra la poca comodidad que ofrece, además, este material es muy susceptible a cambios debido a humedad y temperatura. Desgraciadamente, pese a ser un material muy resistente y de fácil acceso, sufre rápida putrefacción y actualmente su uso se encuentra muy desplazado por nuevos materiales.

### 3.3.3 Yeso ortopédico.

El yeso ortopédico, es uno de los materiales más usados para las férulas (por no decir el más utilizado), esto debido al buen desempeño que ha mostrado, y a su gran accesibilidad. Y no sería difícil utilizarlo en nuestra ortesis.

Es un producto preparado básicamente a partir de una piedra natural denominada aljez, mediante deshidratación, al que puede añadirse en fábrica determinadas adiciones de otras sustancias químicas para modificar sus características, que una vez amasado con agua, puede ser utilizado directamente.

Algunas características principales del yeso en férulas son:

- Barato.
- Moldeable
- Rápida velocidad de fraguado, esto dependiendo del grado de finura del yeso.
- Gran resistencia mecánica.
- Permeable. Lo que suele ser un problema, ya que se debe cuidar que no se humedezca, ya que el agua penetra fácilmente por él.
- Resistente a altas temperaturas.

#### Yeso Ortopédico "Alfa Loteado" (YEMSA)

"Este yeso ortopédico es uno de los que podemos encontrar en el mercado, sus características de venta son:

- Yeso calcinado tipo "Alfa" semi hidratado de máxima pureza, alta cremosidad, color blanco, sus usos son para la fabricación de vendas enyesadas y diversos usos de ortopedia.
- Resistencia a la Compresión: Con una relación de 40 cc de agua por 100 g de polvo, 48 hrs después de fraguado resiste una compresión de 500 Kg/cm<sup>2</sup>.
- Estabilidad Dimensional: La expansión de fraguado varía entre 0.1 a 0.5% lineal.
- Tiempo de Fraguado: Alfa Loteado Rápido de 1 a 1.5 min, Alfa Loteado Normal de 2 a 2.5 min.
- Presentación: Se fabrica en color blanco en saco de polietileno de 25 Kg cada uno.
- Usos: Fabricación de vendas enyesadas y diversos usos de ortopedia.

(Yesos especializados de México n.d.)

### **3.3.3.1 Complicaciones del yeso.**

Como en todo lo que a la salud envuelve, el uso del yeso como material ortopédico, suele presentar complicaciones, ocasionadas, no por el yeso mismo, sino por el mal uso que puede hacerse de él, y en ocasiones, por la falta de cuidados del enfermo.

Estas complicaciones de las que hablamos, pueden llegar a convertirse en verdaderos males si no se tratan a tiempo y con el cuidado debido. La responsabilidad médica está, casi siempre, indisculpablemente comprometida.

Principales complicaciones a causa del yeso:

#### **3.3.3.1.1 Síndrome de compresión.**

Sin discusión, es la más grave de todas las complicaciones del enyesado. Puede manifestarse sólo como una simple compresión, propia de un «yeso apretado»; pero descuidada, no advertida, o no tratada puede llegar a la gangrena de los dedos de la mano o del pie.

Las causas de compresión de un miembro enyesado son:

- Yeso colocado apretado por una mala técnica. Es una causal excepcional.
- Yeso colocado en un miembro que ha sufrido una lesión reciente. El edema post-traumático sorprende al miembro dentro de un yeso inextensible, y se produce la compresión.
- Yeso post-operatorio inmediato y, por la misma razón, edema post-quirúrgico.
- Una o varias vueltas de yeso, por error de técnica, fueron colocadas más apretadas que las otras.
- Compresión por infección tardía en una herida traumática o quirúrgica, dentro de un yeso. El cuadro de compresión puede ser tardío pero muy rápido en su desarrollo y adquirir gran magnitud, cuando la vigilancia ya fue abandonada.

Los signos son:

- Dedos levemente cianóticos.
- Discreto edema que borra los pliegues digitales.
- Sensación de «dedos dormidos».
- Palidez discreta.
- Dedos fríos.

#### **3.3.3.1.2 Escaras de decúbito**

Se pueden producir por:

- La compresión de una superficie o pliegue duro y cortante del yeso contra la piel. Un repliegue del yeso, una venda que formó un relieve acordonado, los dedos del ayudante que sujetan el yeso sin el apoyo de toda la palma de la mano, o el yeso a nivel del talón que es sostenido con fuerza y compresión, son buenos ejemplos para explicar el mecanismo de esta complicación.
- Defectuoso modelado del yeso sobre y en torno a las prominencias óseas. La superficie profunda del yeso no moldeado, comprime la piel contra la prominencia ósea subyacente. Además permite el roce del yeso contra la piel. La escara es inevitable.

- El yeso fraguó comprimido contra una prominencia ósea. Es el caso de la compresión que, por ejemplo se ejerce inadecuadamente a nivel de los maléolos tibial y peroneal en la reducción de una diástasis de la mortaja del tobillo. Otro caso frecuente se produce cuando el yeso, aún blando (en una bota corta por ejemplo), se deposita sobre la superficie dura de la mesa de enyesado. El yeso se comprime contra la superficie del talón.
- El movimiento de flexión (a nivel de articulación de la rodilla) o de extensión dorsal (a nivel del tobillo) cuando el yeso está en proceso de fragüe, determina la formación de un pliegue duro y cortante, que comprime las partes blandas a nivel del hueco poplíteo en el primer ejemplo, o de la cara anterior de la articulación del tobillo, en el segundo ejemplo.
- Falta de protección con un adecuado acolchado, sobre las prominencias óseas, especialmente cuando se trata de enfermos enflaquecidos, delgados, ancianos, etc.

Las consecuencias pueden llegar a constituirse en desastres. Desde una superficial ampolla hasta la escara que compromete piel, celular, tendones y hueso.

Síntomas:

- El enfermo se queja que, en una determinada zona, tiene sensación de compresión. Generalmente corresponde a sitios de prominencias óseas: maléolos, codo, talón, dorso del tobillo, espinas ilíacas, sacro, etc.
- Si no se le atiende en su queja (cosa muy frecuente) el síntoma cambia de aspecto. Ahora hay sensación de «ardor» como quemadura, persistente cuando trata de mover el miembro dentro del yeso, al caminar, etc. Después el enfermo se queja de dolor quemante.

### 3.3.3.1.3 Edema de ventana.

Se produce en los siguientes casos:

- Yesos antebraquio-palmar o botas que quedaron cortas en su extremo distal. El yeso cubrió hasta la mitad del dorso del pie o de la mano. El segmento distal, libre de yeso, se edematiza. Con frecuencia ha sido el propio enfermo quien va recortando el borde libre del yeso, creyendo aliviar la situación. Es un error, ya que el edema se acrecienta mientras más aumenta la superficie descubierta.
- Si se abre una ventana en la continuidad del yeso, y no se protege con un vendaje compresivo, el edema es inevitable. También es un error ampliar la ventana, ya que el edema crece inexorablemente llenando la ventana ahora más grande.

El cuadro se complica cuando, por la compresión ejercida sobre la piel por el reborde de la ventana, se produce una erosión o una úlcera. Estas se infectan y se agrega el edema de la infección.



### 3.3.4 fibra de vidrio.

Después del yeso, la fibra de vidrio es el material más utilizado actualmente en férulas y ortesis de extremidades, si rápidamente hacemos una pequeña comparación entre estos, encontramos que la fibra de vidrio es más liviana, duradera, fresca. El yeso blanco es más barato y en algunos usos se moldea mejor que la fibra de vidrio. Ambos materiales vienen en bandas o rollos que se sumergen en agua y son aplicados sobre una capa de algodón o un acolchado de material sintético que cubre el área lastimada. **Los** rayos X, usados para comprobar el proceso de reparación de un brazo o una pierna dentro del yeso o una férula, pueden penetrar las fibras de vidrio mejor que en el caso del yeso blanco.

Las férulas de fibra de vidrio, suelen ser revestidas de algún material específico, que permite que en el caso de los niños, éstos puedan mojar el yeso sin mayores complicaciones. La fibra de vidrio se obtiene gracias a la intervención de ciertos hilos de vidrio muy pequeños, que al entrelazarse van formando una malla, patrón o trama.

Sus principales características en la ortopedia, son:

- Muy maleable.
- Posee gran resistencia mecánica.
- De costo accesible.
- Buena apariencia, (estética).
- Resistente a variaciones de humedad y de temperaturas.

La fibra de vidrio, es un material que aún continúa siendo objeto de un arduo trabajo de investigación acerca de sus propiedades, ventajas y desventajas de su uso, y de cómo mejorar la calidad de los dispositivos ortopédicos fabricados con éste material. Es de esperarse que en un futuro, quizás no tan lejano, la técnica del uso de la fibra de vidrio como material ortopédico se vea gratamente mejorada.

### 3.3.5 materiales PCM.

Estos materiales, están resultando una gran innovación en la rama ortopédica, ya que su uso se veía restringido a otras áreas. Un material de cambio de fase (PCM) es una sustancia con un calor de alta fusión que, de fusionarse y solidificarse a una cierta temperatura, es capaz de almacenar y liberar grandes cantidades de energía.

Principales características de los materiales PCM:

- Debido a sus propiedades térmicas, es ideal para, además de inmovilizar, proporcionar terapia al paciente.
- Moldeable.
- Resistente.

Una desventaja del uso de éste material, es que debido a su poca comercialización (todavía), resulta de un costo muy elevado, lo que lo deja fuera del alcance de gran porcentaje de la población.

Algunas compañías dedicadas a la fabricación de ortesis, para hombro y brazo utilizan en todos sus dispositivos estos materiales. Ejemplo de ellas es OTTO BOCK.

### 3.3.6 Neopreno.

El neopreno es un material plástico que pertenece al grupo de los elastómeros y que está constituido por macromoléculas orgánicas formadas por la polimerización del monómero llamado cloropreno.

El neopreno, es un material elástico, resistente y duradero. Puede ser sometido a variaciones de humedad sin sufrir cambio alguno, además de ser muy estético y cómodo para el paciente. Debido a que dispone de “celdillas” en su composición, permite el flujo de aire a través de él. Un dato importante sobre el mismo, es que su toxicidad ha sido reducida en un cien por ciento por lo que su uso es muy seguro.

A continuación y por último, presentamos una tabla figura 17 que resume las características que los materiales antes mencionados deben cubrir para ser considerados, buenos en la aplicación ortopédica. Les daremos ponderaciones a los mismos y un valor a cada material.

materiales	resistencia 30%	durabilidad 20%	maleabilidad 15%	comodidad 20%	Accesibilidad. 10%	estética 5%	total
Madera	5	1	1	1	3	1	2.4
Yeso	1	2	4	2	5	2	2.3
Fibra de vidrio.	4	4	3	3	4	3	3.6
PCM.	3	5	2	4	1	5	3.35
Neopreno.	2	3	5	5	2	4	3.35

Figura 17 tablas de ponderaciones para materiales.

### 3.3.7 Especificaciones obtenidas por análisis de materiales.

Después de la investigación que se realizó en los diferentes tipos de materiales utilizados para el diseño y fabricación de ortesis que son (madera, yeso, fibra de vidrio, pcm, neopreno), y analizando las características y propiedades que poseen cada uno de los mismos, concluyo que el mejor material para el diseño y fabricación de nuestra ortesis es la fibra de vidrio, ya que aparte de resistente, durable, etc., es un material accesible para la mayor parte de los pacientes de ortopedia.

### 3.4 Actuadores.

Su misión es generar el movimiento de los elementos del robot según las órdenes dadas por la unidad de control. Cada uno de los sistemas presenta características diferentes, entre las más importantes a considerar son:

- potencia
- controlabilidad
- peso y volumen
- precisión
- velocidad
- mantenimiento
- costo

Se denominan actuadores a aquellos elementos que pueden provocar un efecto sobre un proceso automatizado. Los actuadores son dispositivos capaces de generar una fuerza a partir de líquidos, de energía eléctrica y gaseosa. El actuador recibe la orden de un regulador o controlador y da una salida necesaria para activar a un elemento final de control como lo son las válvulas.

Existen varios tipos de actuadores como son:

- electrónicos
- hidráulicos
- neumáticos
- eléctricos

Los actuadores hidráulicos, neumáticos y eléctricos son usados para manejar aparatos mecánicos. Por lo general, los actuadores hidráulicos se emplean cuando lo que se necesita es potencia, y los neumáticos son simples posicionamientos. Sin embargo, los hidráulicos requieren mucho equipo para suministro de energía, así como de mantenimiento periódico. Por otro lado, las aplicaciones de los modelos neumáticos también son limitadas desde el punto de vista de precisión y mantenimiento.

Los actuadores eléctricos también son muy utilizados en los aparatos mecánicos, como por ejemplo, en los robots. Los servomotores ca sin escobillas se utilizaran en el futuro como actuadores de posicionamiento preciso debido a la demanda de funcionamiento sin tantas horas de mantenimiento.

(Somolinos J. 2002)

Los actuadores hidráulicos, que son los de mayor antigüedad, pueden ser clasificados de acuerdo con la forma de operación, funcionan en base a fluidos a presión. Existen tres grandes grupos:

1. cilindro hidráulico
2. motor hidráulico
3. motor hidráulico de oscilación

### **3.4.1 Cilindro hidráulico**

De acuerdo con su función podemos clasificar a los cilindros hidráulicos en dos tipos: de efecto simple y de acción doble. En el primer tipo se utiliza fuerza hidráulica para empujar y una fuerza externa, diferente, para contraer. El segundo tipo emplea la fuerza hidráulica para efectuar ambas acciones.

### **3.4.2 Motor hidráulico**

En los motores hidráulicos el movimiento rotatorio es generado por la presión. Estos motores los podemos clasificar en dos grandes grupos: el primero es uno de tipo rotatorio en el que los engranes son accionados directamente por aceite a presión, y el segundo, de tipo oscilante, el movimiento rotatorio es generado por la acción oscilatoria de un pistón o percutor; este tipo tiene mayor demanda debido a su mayor eficiencia.

### 3.4.3 actuadores neumáticos.

A los mecanismos que convierten la energía del aire comprimido en trabajo mecánico se les denomina actuadores neumáticos. Aunque en esencia son idénticos a los actuadores hidráulicos, el rango de compresión es mayor en este caso, además de que hay una pequeña diferencia en cuanto al uso y en lo que se refiere a la estructura, debido a que estos tienen poca viscosidad.

En esta clasificación aparecen los fuelles y diafragmas, que utilizan aire comprimido y también los músculos artificiales, que últimamente han recibido mucha atención.

### 3.4.4 actuadores eléctricos.

La estructura de un actuador eléctrico es simple en comparación con la de los actuadores hidráulicos y neumáticos, ya que sólo se requieren de energía eléctrica como fuente de poder. Como se utilizan cables eléctricos para transmitir electricidad y las señales, es altamente versátil y prácticamente no hay restricciones respecto a la distancia entre la fuente de poder y el actuador.

Existe una gran cantidad de modelos y es fácil utilizarlos con motores eléctricos estandarizados según la aplicación. En la mayoría de los casos es necesario utilizar reductores, debido a que los motores son de operación continua.

Utilización de un pistón eléctrico para el accionamiento de una válvula pequeña.

La forma más sencilla para el accionamiento con un pistón, sería la instalación de una palanca solidaria a una bisagra adherida a una superficie paralela al eje del pistón de accionamiento y a las entradas roscadas.

Existen alambres musculares®, los cuales permiten realizar movimientos silenciosos sin motores. Es la tecnología más innovadora para robótica y automática, como así también para la implementación de pequeños actuadores.

Los actuadores más usuales son:

- cilindros neumáticos e hidráulicos. realizan movimientos lineales.
- motores (actuadores de giro) neumáticos e hidráulicos. realizan movimientos de giro por medio de energía hidráulica o neumática.
- válvulas. las hay de mando directo, motorizadas, electro neumáticas, etc. se emplean para regular el caudal de gases y líquidos.
- resistencias calefactoras. se emplean para calentar.
- motores eléctricos. los más usados son de inducción, de continua, sin escobillas y paso a paso.
- bombas, compresores y ventiladores. movidos generalmente por motores eléctricos de inducción.

### 3.4.5 Músculo neumático.

Los músculos neumáticos son un tipo de dispositivo relativamente nuevo que produce un movimiento lineal utilizando aire a presión, pero no utiliza pistones como los actuadores neumáticos e hidráulicos habituales. Se contrae cuando se lo activa, como los músculos biológicos.

Una comparación rápida entre las dos opciones da estos resultados:

El alambre de nitinol sólo se contrae 5 a 7% de su longitud. El músculo neumático se contrae normalmente un 25% de su longitud, y puede llegar a un 40%. El alambre de nitinol consume mucha energía eléctrica y genera calor que se debe hacer disipar de algún modo.

Aunque el tiempo de reacción de un músculo de alambre puede ser rápido, su tiempo de ciclo (calefacción-enfriamiento-calefacción) suele ser muy largo. El músculo neumático funciona con aire comprimido. Aún cuando se consume energía eléctrica para comprimir el aire, este aire comprimido se puede almacenar. La respuesta de los músculos neumáticos es rápida y el ciclo es veloz. El músculo neumático es un tubo alargado construido con una malla de plástico negro. Dentro de él hay un tubo de goma blanda. En los extremos posee unos clips de metal que lo cierran. La red plástica toma forma de lazos en cada extremo, que se sujetan con los clips del metal. Los lazos se utilizan para fijar el músculo neumático a un dispositivo. Cuando se presuriza un músculo neumático, la cámara de goma se infla. La cámara presiona contra la red de sujeción de plástico negro, que también se extiende. Al aumentar el grosor de la red plástica, su longitud se acorta. Esto causa que la longitud total del músculo neumático se reduzca, produciendo la contracción.

### 3.4.6 Comparativa de Actuadores.

La idea general al redactar este documento de tesis era la selección de opciones mediante herramientas de ingeniería, también me es claro que la tendencia en el estado del arte, va rumbo hacia la implementación de estos músculos neumáticos y esto es debido no solo a capricho, sino a su velocidad de respuesta, potencia, manejabilidad entre otras, si bien anexo la siguiente tabla comparativa (figura 18) entre los actuadores antes de que existiera el músculo neumático.

	<b>Neumático</b>	<b>Hidráulico</b>	<b>Eléctrico</b>
Energía	Aire a presión (5-10 bar)	Aceite mineral (50-100 bar )	Corriente eléctrica
Opciones	Cilindros Motor de paletas Motor de pistón	Cilindros Motor de paletas Motor pistones ax.	Corriente continua Corriente alterna Motor paso a paso
Ventajas	Baratos Rápidos Sencillos Robustos	Rápidos Alta relación potencia-peso Autolubricantes Alta capacidad de carga Estabilidad a cargas estáticas	Precisos Fiables Fácil control Sencilla instalación Silenciosos
Desventajas	Dificultad de control continuo Instalac. especial Ruidoso	Difícil mantenimiento Instalación especial Frecuentes fugas Caros	Potencia limitada

Figura 18 comparativaactuadores.

Y claro que las opciones para una ortesis especialmente hablando de la parte mecánica, y del seguimiento que esta tiene que hacer al movimiento natural del cuerpo humano. Me es claro que necesito un actuador que se asemeje lo más posible a la naturaleza de la interacción muscular. Y este es bien el músculo neumático como se puede apreciar en la siguiente tabla comparativa citada de (Caldwell D.G. and Tsagarakis N. 2002).figura 19.

Comparison of pMA and natural muscle		
Parameter	Biological muscle	PMA muscle
Displacement	35%	35%
Force/cm <sup>2</sup>	20–40 N	100–500 N
Power/weight	40–250 W/kg	500–2 kW/Kg
Efficiency	45–70%	32–50%
Rate of contraction	25–2000%/s	35–700%/s
Bandwidth		5Hz
Control	Good	Fair – Good
Operation in water	Yes	Yes
Temperature range	0–40° C	–30+80° C
Robustness	Excellent	Fair – Good
Self repair-regeneration	Yes	No
Antagonistic operation	Yes	Yes
Compliance/impedance control	Yes	Yes
Energy source	Chemical	Pneumatic
Environmental safe	Outputs CO <sub>2</sub>	Yes
Scalable from	μm–m	cm–m
Linear operation	Yes	Yes

Figura 19 comparativa PMA y musculos biologicos.

Para documentar mi punto de vista citaré algunos de los trabajos con músculo neumático (Teschler, Leland. 2006) en el que músculos artificiales imitan la acción de sus homólogos humanos sintetizando nuevas formas de movimiento. En su artículo (Teschler l. 2006) comenta que los Servomotores y el sistema hidráulico son geniales cuando se necesita precisión y grandes cantidades de fuerza rígida. Estas tecnologías son menos deseables para situaciones que exigen un tacto suave y el cumplimiento de algunos parámetros especiales. Las necesidades de estos últimos han motivado la investigación actualmente en curso, en dispositivos artificiales que imiten la acción de los músculos humanos. Muchos de los músculos artificiales que los investigadores están experimentando en la actualidad son neumáticos. Trabajan como fuelles a la inversa, la contratación ocurre mientras se inflan. La fuerza que se aplican depende de su grado de inflación y la presión de operación. Pueden ser muy ligeros y se puede transferir tanta energía como un cilindro neumático del mismo volumen de operación a la misma presión. Estos atributos hacen que sean muy buenos candidatos los músculos neumáticos para la robótica móvil. Además, el hecho de que operan con el aire los hace relativamente seguros, y pueden ser reemplazados fácilmente, y han atraído el interés de varios grupos de investigación. La figura 20 y 21 muestran algunos ejemplos.



Figura 20. El robot humanoide capaz de sintetizar los movimientos de alrededor de 1° de precisión.

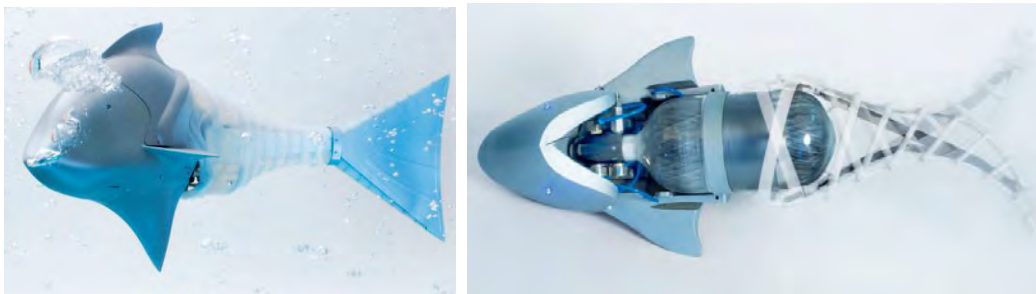


Figura 21. pez neumático Airacuda.

Electrónica y válvulas neumáticas se asientan dentro de la cabeza del a prueba de agua Airacuda ideado por Festo AG como una manifestación. Los peces de 100 cm de largo pesan alrededor de 4 kg. Sus costillas internas son de poliamida sinterizadas por láser y la piel es de silicona. Las baterías de litio polímero abastecen de energía eléctrica a las válvulas de control neumático de dos músculos de la cola y dos más para el control de la dirección.

### **3.5 Especificaciones obtenidas por análisis de actuadores.**

- El actuador para controlar el movimiento será musculo neumático de FESTO.

### **3.6 Especificaciones obtenidas.**

- Utilizaremos al tríceps braquial.
- La acción movimiento de extensión del codo.
- para censar la posición implementaremos uno o varios sensores de efecto hall.
  - La segunda opción es potenciómetros.
- material para la fabricación de nuestra ortesis es la fibra de vidrio
- El actuador para controlar el movimiento será musculo neumático de FESTO.



# Diseño Conceptual.

## **4.1 Introducción.**

En este capítulo “diseño conceptual” se van a exponer los conceptos de diseño y la aplicación de las técnicas en el proceso de diseño. Cabe mencionar que para la solución de los problemas técnicos se requiere organización, análisis, información, conocimientos técnicos, comunicación y también creatividad e imaginación. Como decía Albert Einstein, “la imaginación es más importante que el conocimiento, porque el conocimiento es limitado, mientras que la imaginación es “ilimitada”.

## **4.2 Concepto y tipos de diseño.**

La primera definición de DISEÑO que debemos conocer es la del Internacional Council of societies of Industrial Design (I.C.S.I.D.); desde 1959 define el diseño como: “El arte de imaginar y crear cosas útiles capaces de satisfacer necesidades, manifiestas o latentes, del individuo o de la comunidad”.

Los métodos de diseño son todos y cada uno de los procedimientos, técnicas, ayudas o “herramientas” para diseñar, y representan actividades que el diseñador utiliza y combina en un proceso general de diseño. Aunque algunos de los métodos de diseño pueden ser los procedimientos convencionales de diseño, como el dibujo, en años recientes se nota un crecimiento sustancial de nuevos procedimientos no convencionales que se agrupan de manera más general bajo el rubro de “métodos de diseño”, como lo mencionan (Gómez E; Pérez M; Ruiz O; 2005.), que a su vez cita a (Cross, N.1999)

En general pueden describirse principalmente dos grandes grupos de métodos de diseño los creativos y los racionales. La tendencia en el estado del arte del diseño conceptual, es un desarrollo utilizando varios métodos de diseño. Tal es el caso de (Aguayo H. 1997) que plantea en su tesis un Modelo del proceso de diseño conceptual integración de las metodologías QFD, Análisis Funcional Y TRIZ.

## **4.3 QFD como método de diseño.**

El QFD es un sistema que busca focalizar el diseño de los productos y servicios en dar respuesta a las necesidades de los clientes. Esto significa alinear lo que el cliente requiere con lo que la organización produce.

El QFD permite a una organización entender la prioridad de las necesidades de sus clientes y encontrar respuestas innovadoras a esas necesidades, a través de la mejora continua de los productos y servicios en búsqueda de maximizar la oferta de valor.

QFD (Quality Function Deployment) significa Despliegue de la Función de Calidad. Esto es, “transmitir” los atributos de calidad que el cliente demanda a través de los procesos organizacionales, para que cada proceso pueda contribuir al aseguramiento de estas características. A través del QFD, todo el personal de una organización puede entender lo que es realmente importante para los clientes y trabajar para cumplirlo.

El uso del QFD en etapas tempranas de diseño no es un tema nuevo pues diferentes publicaciones han manifestado su uso por ejemplo cito a (Olaya E, Cortes C, Duarte O. 2005) que sugiere que el QFD, se fundamenta en la búsqueda de las necesidades del usuario, teniendo en cuenta tanto las expresadas como las no expresadas, las cuales son trasladadas dentro de

acciones de diseño y comunicadas a través de toda la organización. Se constituye en una herramienta de apoyo importante para la toma de decisiones en la etapa temprana de diseño, con el fin de desarrollar productos que involucren las características de calidad que logran maximizar la satisfacción del cliente.

Cabe señalar que en general el método convencional de QFD presenta limitaciones y problemas, dado que las decisiones tomadas son normalmente fundamentadas en información que se adquiere de manera subjetiva.

Mas aclaro que el método convencional puede ser mejorado parcial o totalmente pues dependerá de la selección de las características a ponderar, cito la referencia de (Olaya E, et al 2005) que en éste artículo presenta una mejora de la metodología, al proponer un Modelo de QFD Apoyado Mediante Aritmética Difusa. El modelo permite integrar sistemáticamente el desarrollo de la casa de la calidad e involucrar la incertidumbre inherente a la metodología en todas las etapas de su construcción; adicionalmente proporciona la mayor cantidad de información (cualitativa y/o cuantitativa), para la selección de las características de calidad prioritarias a ser involucradas y optimizadas durante la etapa temprana de diseño.

Concluyen respecto al modelo propuesto de las entradas para QFD en su método, que mediante el diseño de entradas, el sistema reduce los grandes volúmenes de información sin atentar contra la fiabilidad de las mismas, al reducir la cantidad de información su manejo se agiliza, se optimiza tiempo, recursos y se reducen costos; por otra parte la aplicación de las herramientas empleadas e interpretación de resultados hace que la metodología sea más fácil y genere mayor acogida y aceptación.

A partir de estos conceptos e ideas se debe de considerar el tipo de usuario pero no descartar hacia otros probables usuarios en los cuales podría ser útil nuestra ortesis de tal forma que como tabla 1 tipo de usuario y segmentación de la población quedaría de la siguiente forma figura 1:

USUARIO		SEGMENTACIÓN
pacientes		Sexo masculino                      edad 16 a 60 años                      parálisis miembro superior.
área medica	ortopedistas	Personal de hospitales, clínicas y centros ortopédicos, que manejan rehabilitación de miembro superior.
	Fisiatras	
	Fisioterapeutas.	
	Psicología	
Técnicos protesistas.		Personal encargado de la adaptación y elaboración de ortesis.
Familiares		personas encargadas de cuidar al paciente

Figura 1 tipo de usuario y segmentacion de la poblacion.

Es imposible considerar la elaboración de este QFD sin tomar en cuenta otros estudios similares pues si bien, el tipo de usuario, y segmentación poblacional es un dato muy particular de la zona donde se realice este estudio, existen otros datos que si pueden ser tomados de manera general Por lo tanto tomando los resultados expuestos en la publicación (proyecto fdic 699 - tc02.2002) cito su clasificación general de ortesis y objetivos, cabe destacar que la norma que hay que

cumplir para el desarrollo de una ortesis es la ISO 8554:2003. Definida como Protésica y ortotica-Deficiencias funcionales.

Este estándar publicado en 2003 es una descripción de la persona que será tratada con una ortesis, los objetivos clínicos del tratamiento y requerimientos de la ortesis. Sin embargo los objetivos propuestos por (proyecto fdic 699 - tc02.2002) cumplen con esta norma pero tienen el plus de ser originados a través de un proyecto piloto del estudio general de las ortesis podemos apreciar en la figura 2 la tabla de clasificación de ortesis.

CLASIFICACIÓN GENERAL DE ÓRTESIS	OBJETIVOS	DEBE SER
<ul style="list-style-type: none"> <li>· Espinales.</li> <li>· Miembro superior.</li> <li>· Extremidad inferior.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Mantener posición.</li> <li>· Prevenir y corregir deformidades.</li> <li>· Colaborar en una función.</li> <li>· Transmitir peso.</li> <li>· Proteger.</li> <li>· Aumentar rango artificial.</li> <li>· Aumentar potencia muscular.</li> <li>· Comprimir zonas cicatriciales.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Lavable.</li> <li>· Liviana.</li> <li>· Durable.</li> <li>· Sencilla de colocar.</li> <li>· Estéticamente aceptable.</li> <li>· Útil (según la patología y funcionalidad).</li> </ul>

Figura 2. Clasificación general de ortesis.

#### 4.4 necesidades del cliente.

Considerando darle énfasis al cliente describir las diferentes necesidades del producto que pueden agruparse en los siguientes subgrupos.

Necesidades ergonómicas.

Necesidades estéticas.

Necesidades Funcionales.

Así realizando una síntesis del material obtenido. En resumen, se considera como brief de producto el documento que contiene el marco de información referencial que le otorga las características o el perfil a la propuesta global, derivado del modelo idealizado en la expresión de deseo inicial, obteniendo la siguiente tabla de requerimientos del cliente. Figura 3

Cliente Requerimientos.					
Usuarios	Producción comercial	Uso	Requerimientos formales	Estructura básica	Accesorios
Edad Desde 18 años	Distribución Desde fabricante a centros de rehabilitación	Diurno, durante la terapia.	Armonía Se respeta la morfología del cuerpo	Peso 350 grs. ap.	Presupuestos Protecciones intercambiables en caso de desgaste.
Actividad: Normal, laboral.	Lugares de venta Tiendas de ortopedia.	Calce y postura: Puede ser sin ayuda.	Simpleza Sin mecanismos complejos elementos innecesarios	Espesores 2.5 mm correas 4 mm protecciones	Color Variable según preferencias de usuarios.
Segmento socio económico: Nivel medio				Puntos críticos unión de los arnés con la ortesis.	
Patología: Perdida del movilidad del miembro, total o parcial.					

Figura 3 requerimientos del cliente.

A través de la identificación de los principales “clientes” directos o indirectos el producto, y la identificación de las propiedades que los clientes esperan encontrar en el producto que son:

- Propiedades estético-formales.
- Propiedades funcionales.
- Propiedades de uso.
- Propiedades técnico-productivas.
- Propiedades económico-comerciales.
- Otras.

Claro que estas propiedades exhiben únicamente algunas de las características del producto que yo resumo a travez de 10 “qué’s” que al tomar valor a travez de la ponderacion en el QFD cabe destacar que no todos los “como” tienen una relacion directa con los diferentes “Que’s” y reitero que esa presisamente es la funcion del QFD, mostrada en la figura 4 tabla QFD.

QUE'S	COMO'S	IMPORTANCIA PARA EL CLIENTE	materiales lavables.	material (plastico)	material (metal)	pocas uniones,	forma atractiva	forma simplista.	funciona bajo las teorías ya probadas.	cinética simple.	segmentos magnéticos	manufacturado en varios colores.	protecciones intercambiables.				
1	lavable	2	5	5	5	1	1	1	1	3	1	1	1				
2	liviana	6	3	5	1	1	1	1	1	1	1	1	1				
3	Durable	5	3	3	5	1	1	1	1	1	3	1	1				
4	Sencilla de colocar	8	1	1	1	5	1	5	1	3	5	1	3				
5	Esteticamente aceptable	3	1	3	3	1	5	5	1	1	1	5	3				
6	util (según patología y funcionalidad.)	10	1	1	1	1	1	1	5	1	1	1	1				
7	Sin mecanismos complejos.	7	1	1	1	5	1	5	3	5	5	1	1				
8	Colores variables según la preferencia del usuario.	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	5	5				
9	refaccionable.	4	1	1	1	1	1	1	1	1	5	1	5				
10	precio.	9	5	1	1	3	5	5	5	5	5	5	5				
REQUERIMIENTOS LOGRADOS		5															
		4															
		3															
		2															
		1															
	IMPORTANCIA ABSOLUTA		123	103	89	133	103	163	145	139	177	107	133	0	0	0	0
	PORCENTAJE DE		9%	7%	6%	9%	7%	12%	10%	10%	13%	8%	9%	0%	0%	0%	0%
	Nosotros													Escala	Muy		5
	Competencia A														Importante		3
	Competencia B														Poco		1

Figura 4. QFD de ortesis mecatronica.

El QFD fue desarrollado pensando contemplar la comparacion directa con otros productos comerciales similares pero que a la fecha 14 agosto 2010 no existen de forma comercial, coincido en que seria muy interesante comparar este diseño conceptual con otros productos, pero dado el abanico de posibilidades de comparacion y el hecho de que no existe uno similar de forma comercial esto quedara abierto para tema de investigacion en lo sucesivo. Y el uso del QFD quedara limitado a el desarrollo del diseño conceptual de esta ortesis.

#### 4.5 Resultados obtenidos de la tabla QFD.

Cabe destacar que como cruce del QFD rescatamos que si bien nuestro producto debe buscar cumplir con todas las características mostradas mediante la tabla debe enfocarse en las 3 principales que en este caso son:

- Utilizar segmentos magneticos.  
Este “como” surgió como respuesta al “Que”( sin mecanismos complejos) y es otra alternativa pues permitiría un mecanismo libre.
- Debe de ser de forma simplista.  
Esteticamente lo resumi en 2 propuestas aunque evidentemente pueden ser muchas mas; al nombrar simplista me refiero a darle prioridad a la funcionalidad sin buscar una forma atractiva o Diseño industrial, evidentemente los productos requieren mediante un proceso evolutivo mejorar su estetica, sin embargo mi QFD arroja que por lo pronto eso pasa a otro termino.
- Debe de tener cinetica simple.  
La cinetica de el movimiento de un brazo es de 7 grados de libertad lo cual es matematicamente y cineticamente dificil de controlar al tener una cinetica simple estamos hablando de un mecanismo con pocos grados de libertad, pero a la par mas simple de controlar.

#### 4.6 Base teorica del TRIZ Clasico.

la metodologia TRIZ es el resultado de una extensa investigacion llevada a cabo por cientificos rusos encabezados po G. Altshuller en la que se analizaron cerca de 1.5 millones de patentes de diferentes areas de la tecnologia . Aquellas patentes que presentaban soluciones a dificiles contrdiciones tecnologicas fueron usadas para definir y clasificar la naturaleza de los problemas de inventiva. El conocimiento representado por esas innovativas patentes fue la base del desarrollo de un metodo para resolver problemas tecnologicos y desarrollar productos y procesos. Como en otras ciencias como fisica y matematicas, TRIZ comprende un grupo de regularidades, algoritmos y herramientas. Con esta metodologia un individuo puede desarrollar sistemas tecnologicos en una forma sistematica a travez de un proceso que comienza con la identificacion del problema, su categorizacion, su formulacion y finalmente el uso de las heramientas para generar conceptos de solucion creativos.

El desarrollo de TRIZ se fundamenta principalmente en que es un metodo basado en tecnologia no en psicologia, como lo son el metodo de tormenta de ideas y el metodo de prueba y error. el metodo psicologico de prueba y error para resolver problemas, que consiste en proponer una solucion y despues comprobar su validez, tiene sus raices en epocas antiguas. En esencia este metodo es tan antiguo como el hombre. Todo Cambia con el tiempo, hasta el Hombre, pero el metodo de prueba y error sigue siendo el mismo.

Altshuller, el creador de TRIZ, desarrollo la metodologia con el objetivo de que la creatividad en tecnologia no dependa totalmente de factores Psicologicos. El metodo de prueba y eror no garantiza que el problema sea resuelto en corto tiempo. Tal vez la solucion aparezca hoy, o quiza no aparezca en toda la vida. Se requiere un metodo diferente para desarrollar productos y procesos, un metodo basado en el uso de los patrones de Evolucion de los sistemas Tecnologicos.

la base teorica del TRIZ clasico son los patrones de la Evolucion Tecnologica. La evolucion Tecnologica tiene sus muy particulares leyes y características, es por eso que personas de diferentes paises, trabajando en el mismo problema independientemente, obtienen la misma solucion. El descubrimiento fundamental de Altshuller fue que identifico regularidades recurrentes o patrones en el desarrollo y evolucion de los sistemas tecnologicos, y desarrollo un grupo de patrones (regularidades) que describen la evolucion de la tecnologia.

Alshuller pensó que si se pudiera identificar el estado actual de un sistema dado, con la aplicacion de esos patrones, se podria acelerar la evolucion de este sistema a su proxima generacion.

#### **4.7 Relacion entre metodo QFD y TRIZ ( analisis de Evolucion de producto.)**

la relacion entre el metodo QFD para el diseño conceptual de un nuevo producto, y el metodo TRIZ Analisis de evolucion de producto. se encuentran estrechamente ligadas pues si bien con el QFD recogemos la informacion que nos permite ver, los requisitos y recomendaciones de nuestros clientes, el analisis TRIZ de la evolucion del producto, nos permite ver hacia donde se orienta la tendencia de evolucion del producto. de esta forma estamos creando un producto que no solo cumpla con las características y requisitos deseables en este momento por nuestros clientes, ademas estamos observando hacia donde podria orientarse su evolucion futura lo que nos permite ver hacia adelante en el desarrollo del producto, de tal forma estaremos diseñando un producto con el mayor tiempo de vida posible en el mercado.

#### **4.8 Comparativa de ortesis mecatronica para rehabilitacion contra metodo tradicional.**

Planteada esta situacion utilizando la herramienta TRIZ a travez de una ponderacion de evolucion de producto, mostrada a travez de un grafico en forma de radar.

compararemos las características de la rehabilitacion tradicional que involucra muchas herramientas incluso un electroestimulador, con nuestra ortesis mecatrónica para rehabilitacion de paralisis parcial esto es para poder localizar las ventajas de nuestra ortesis mecatronica al compararla con el producto mas afin, a destacar que al efectuarse la rehabilitacion tradicional mediante la interaccion de paciente-terapeuta se consiguen muchos grados de libertad, pero tambien al tratarse de una accion forzada (por el terapeuta) no existe amortiguamiento de la accion, o el error producido (movimiento reactivo natural) no es posible apreciarlo, o sensorlo. Mostramos en Figura 5 los resultados del analisis de la tendencia de evolucion de la rehabilitacion tradicional desde el punto de vista de producto.



Tendencias de evolución Rehabilitación tradicional	C1
Controlabilidad	6
Coordinación de acciones	12
Coordinación de ritmos	6
Decrecimiento de intervención humana	2
Dinamización	4
Evolución del mercado	7.2
Grados de libertad	12
Incremento de asimetría	4
Punto de diseño	9
Reducción de amortiguamiento en la interface	3
Segmentación de la superficie	3
Uso de materiales inteligentes	3

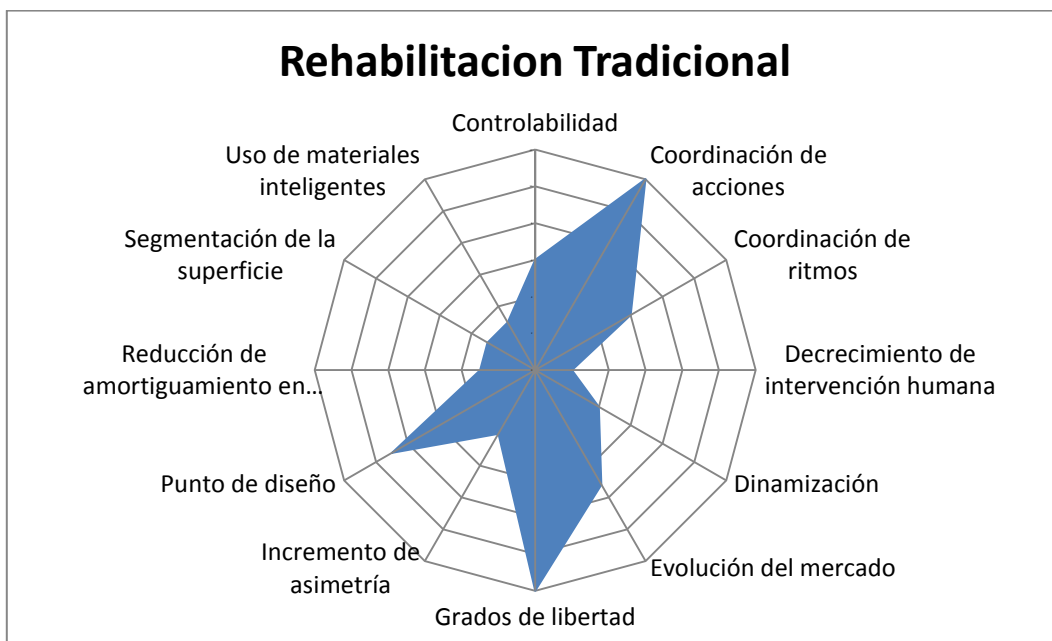


figura 5 gráfico radar potencial de evolución TRIZ rehabilitación tradicional.

Ahora muestro el potencial de evolución mediante radar de mi propuesta de ortesis mecatronica para rehabilitación. Destaco que no tiene la misma cantidad de grados de libertad, y utiliza solo 1 sentidos en la interface, y es a travez de la controlabilidad donde encuentra su mayor ventaja asi como la coordinacion de las acciones. Como se puede apreciar en la figura 6.

Tendencias de evolución de ortesis mecatronica para rehabilitación	C2
Controlabilidad	9
Coordinación de acciones	9
Coordinación de ritmos	3
Decrecimiento de intervención humana	8
Dinamización	4
Enfoque de compra del cliente	2.4
Evolución del mercado	9.6
Grados de libertad	3
Incremento del uso de sentidos en interface	2.4
Metodología de diseño	6
No linealidad	4
Punto de diseño	3
Reducción de amortiguamiento en la interface	9



Figura 6 potencial de evolucion de la ortesis mecatronica para rehabilitacion de paralisis parcial.

Ahora muestro un grafico comparativo entre ambas propuestas.figura 7

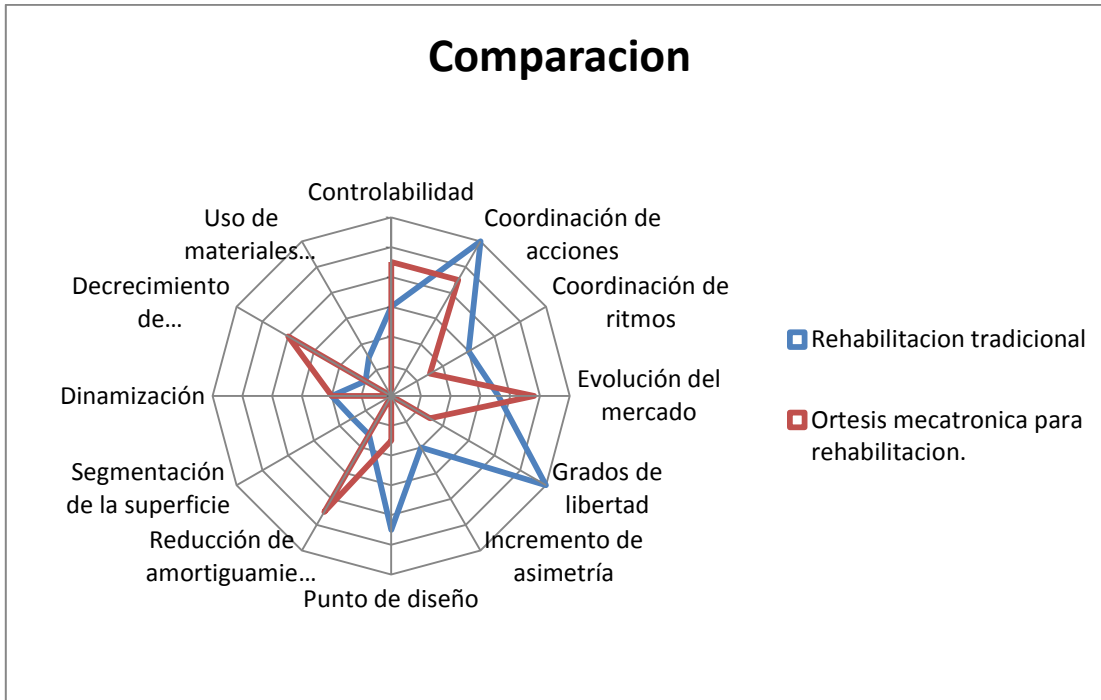


Figura 7 grafico comparativo entre ambas propuestas.

Ahora nos es mas simple observar las principales características que marcarían la diferencia es la controlabilidad, a través de Acomodo lineal del sistema que no es lineal, me permito recordarle que la terapia no posee ningún método de control . Decrecimiento de la intervención humana, pues no es indispensable la asistencia de un terapeuta, y la reducción de amortiguamiento de la respuesta, cabe recordar que nuestro diseño conceptual solo tiene 1 grado de libertad y un amortiguamiento ligero.

#### 4.9 Desgloce de Subfunciones, Subsistemas y Conceptos de Solucion.

Seria imposible dar por concluido un diseño conceptual sin mostrar los conceptos de solucion obtenidos hasta este punto.

##### 4.9.1 Desgloce de Subfunciones.

principalmente vamos alistar 3 subfunciones:

- Electroestimulador
  - Este subsistema debera ser capaz de proveer :
    - Diferentes impulsos electricos.
      - TENS: Efecto analgésico en dolores de origen nervioso: radiculopatías, poli neuropatías sensitivas, neuritis, artrosis, artritis, síndrome miofascial,

cirugía abdominal, torácica y ortopédica e incluso, dolor dentario o dolores del parto. (Corabian., et al 1995)

- EMS: de posterior aparición al TENS, se destina a la electro estimulación neuromuscular siempre que no estemos ante procesos patológicos, o si existen, que sean muy moderados.
  - FES (Functional Electrical Stimulation). Esta técnica consiste en aplicar trenes de impulsos eléctricos sobre el músculo o sistema nervioso periférico para desencadenar una Contracción muscular controlada y de esta forma restaurar una función perdida. Para llevar a cabo FES es necesario que la segunda moto neurona se encuentre intacta, ya que de esta forma el sistema neuromuscular es capaz de estimularse con trenes de impulsos farádicos De forma similar a lo que ocurre en un músculo sano. (Mayr W, Hofer C, Bijak M, Rafolt D, Unger E, Reichel M , Sauermann S, 2002)
- Cambio de la frecuencia del impulso.
    - De 4hz hasta 150 hz.
  - Cambio de la forma del impulso (EMS, FES, TENS lo utilizan).
    - Rampa de ascenso.
    - Rampa de descenso.
    - Perturbacion (error estacionario).
- Mecanismo de sustentacion.  
Este subsistema debera ser capaz de:
    - Mover un peso equivalente a 800 grms.
    - Romper una fuerza inercial gradual. ( este valor es acondicionado por la respuesta.)
    - Tener al menos 2 grados de libertad (uno controlado, otro libre amortiguado.)
  - Control electronico.  
Debera ser capaz de proveer:
    - Acondicionamiento de las señales (control, y retroalimentaciones).
    - Control de movimiento.

Ademas con vista a la evolucion del producto, debera de ser posible la expansion del sistema bajo las siguientes características:

- Incorporacion de mas ejes de movimiento. (objetivo Control de movimiento.)
- Interpolacion de ejes. (Objetivo de escalabilidad del proyecto).

Adicionalmente debera de poder proveer un respuesta en el menor tiempo posible, sensado, procesamiento, actuador.

#### **4.9.2 Desgloce de Subsistemas.**

Si bien el proyecto incluye variadas subfunciones, para la situación particular de subsistemas cabe destacar que son 3 principalmente.

- Sistema de control (Software)
- Sistema Electronico general I/O's, de control e interfaces, (Hardware)
- Sistema Mecanico (elementos de sustentacion)

Destacare que el sistema electronico incluye 2 subsistemas, y que tienen una relacion muy fuerte en la parte de control, los he considerado aparte, tomando en cuenta que pueden funcionar independiente a su contraparte, esto es claro si se toman en cuenta las cargas e interacciones dinamicas producidas y afectadas en ambos sistemas.

#### **4.9.3 Conceptos de solucion.**

Cada uno de los subsistemas deben ser capaz de realizar las tareas, para la que fueron definidos. asi como poder dar soporte a las interacciones e interconexiones fisicas o de software. Acontinuacion listo los diferentes sistemas y las características que debe cumplir.

##### **4.9.3.1 Sistema Electronico.**

Debera ser capaz de:

- interconectar las I/O, en un primer alcance 16 per el ideal es poder interconectar 48 considerando 2 sensores por cada musculo con interaccion hacia las extremidades superiores.
- Controlar el movimiento mediante electroneumatica, electronica o similar, en un primer alcance solo 2 controles de movimiento, pero es deseable poder añadir mas.
- albergar el software de control.
- permitir interconexion del sistema para su expansion, es decir debe permitir interconectar mas I/O. y controles de movimiento.
- interconexion con la red (internet, u otra similar).
- Tener una velocidad de proceso similar o menor a 150Hz. Equivalente .006 segundos.

##### **4.9.3.2 Sistema de control.**

debera ser capaz de:

- procesar la informacion de las diferentes I/O,
- mandar las señales de interaccion para el control de movimiento,
- proveer la base de datos para el analisis estadistico de avances clinicos.
- permitir el sensado y muestreo de cada una de las señales mediante un visor de cambios en tiempo real.
- Permitir la interconexion con HMI (interfaze humano maquina) u otro medio visual para su operación.
- permitir interconexion del sistema para su expansion, es decir debe permitir interconectar mas I/O. y controles de movimiento.
- interconexion con la red (internet, u otra similar).

- Proveer las señales apropiadas para TENS, EMS, FES. Asi como los cambios de frecuencia/valor para esas señales:
  - Rampa de ascenso
  - Rampa de descenso,
  - Perturbacion (error estacionario).
- Tener una velocidad de adquisicion de señales menor a 150Hz. Equivalente .006 segundos.
- Tener una velocidad de proceso menor a 300Hz. Equivalente .003 segundos. (al menos 2 veces mas rapida que la señal de adquisicion)

#### **4.9.3.3 Sistema mecanico :**

debera ser capaz de:

- Romper una fuerza inercial gradual. ( este valor es acondicionado por la respuesta.)
- Tener al menos 2 grados de libertad (uno controlado, otro libre amortiguado.)
- Mover un peso equivalente a 800 grms.

Diseño

---

Especificación.

## 5.1 Introducción.

Una parte esencial de todas las tareas del desarrollo, y de las especificaciones de requisitos y diseño en particular, es la utilización de una notación que permita representar los aspectos esenciales de las mismas. De tal forma que para el diseño de especificación utilizare los subsistemas y sistemas obtenidos en el diseño conceptual capítulo 4 de esta tesis.

### 5.1 Modelos

Cuando alguien intenta resolver un problema complejo lo primero que hace es estudiarlo: Ver cuáles son sus componentes, establecer relaciones entre las partes, comprender sus propiedades e imaginar cómo funciona de un modo dinámico. Pero como la mente humana es perezosa, no estarán todos los detalles, sólo los esenciales. Esto no es importante, con tal de que la representación mental funcione igual que el problema real los detalles se pueden abstraer. El resultado de este proceso es un modelo. Por tanto, modelo es una representación de la realidad donde se abstrae lo no esencial. Para un mismo sistema se puede establecer más de un modelo diferente en función de que aspecto interese resaltar o del nivel de detalle que se quiera conseguir.

Su utilidad está en la especificación, visualización, construcción y documentación.

Este capítulo no pretende ser exhaustivo, debe entenderse más bien como una introducción inicial abreviada.

### 5.2 Modelo inicial.

El modelo inicial comprende un sistema embebido mecatronico que albergue los 3 sistemas analizados en el diseño conceptual, así como sus diferentes características.

- Sistema Electronico.
- Sistema de control.
- Sistema mecanico.

#### 5.2.1 Especificaciones de equipo y cumplimiento de Modelo inicial.

En el desarrollo inicial de esta tesis se había planteado, la elaboración del electro estimulador, y señales de control mediante un PIC o Microprocesador, sin embargo dadas las características de velocidad de adquisición de señales, (.006 segundos o menos) y de procesamiento de señales (.003 segundos o menos) es imposible con el equipo disponible al día de hoy. La siguiente opción es utilizar un PLC sin embargo para el control de movimiento se requiere un procesador de movimiento independiente, y una de las principales limitantes es el espacio para programa, y señales a procesar.

La última opción es el uso de un esquema de control por PC, el estado del arte actual tiene una tendencia muy marcada en el uso de este tipo de equipo debido a que permite el uso de una PC para el control de diversos procesos y una modificación bajo hardware permite el control de movimiento. En particular siemens, bechhoff, Mitsubishi. Waggo entre muchas otras marcas.

Destaco que poseen características similares, sin embargo elegí la marca bechhoff por lo siguiente:

El software es libre y de uso completo por 30 días, y después de reinstalar 30 días más.



TwinCAT System Manager soporta todos los buses de campo más extendidos y algunas otras interfaces estándar del PC:

Beckhoff Lightbus  
Profibus DP (maestro y esclavo)  
Interbus  
CANopen  
SERCOS  
DeviceNet  
Ethernet  
EtherCAT  
Puerto de impresora del PC (8 entradas y 8 salidas sobre base TTL)  
Acoplador de bus serial BK8100 en COM  
Memory Interface (DP RAM) para tarjetas PC.

### 5.2.2 Especificaciones de equipo.

Software:

- Windows XP profesional. (el sistema se instala y corre en base a cualquier sistema basado en Windows NT. En versiones profesionales) el sistema puede correr en otros sistemas operativos como por ejemplo Ubuntu pero no hay soporte técnico del fabricante.
- TwinCAT NC PTP ó TwinCAT NC I (para movimientos interpolados), es el software de Beckhoff para control e interconexión de I/O's

Hardware:

CX1030-0123 - embedded PC con procesador pentium M a 1.8GHz, 1 GB de ram 2, con interfaces Ethernet(2), DVI, USB(2) incluye sistema operativo windows XP embedded, y twinCAT NC-I (run-time)

CX1100-014 - Acoplador a Bus E fuente para PC embedded.

EK1100 - EtherCAT Bus Coupler. (para que el sistema corra en una Laptop ó Pc de escritorio sin necesidad de adquirir PC embedded)

EL3742 - Terminal de 2 canales de entrada analógicos de 0...20 mA, entradas diferenciales, con oversampling  $\ll 1 \mu\text{s}$  Para tomar las señales del sensor Hall.

EL47322 - Terminal de 2 salidas analógicas de +10 a -10 volts EtherCAT con un tiempo de conversión de  $\sim 10 \mu\text{s}$  (para la salida del electroestimulador). La electroestimulación se realiza en pares, es necesaria una terminal como esta para cada punto de estimulación.

EL2262 - Terminal de 2 canales de salida digital con oversampling ck precision  $\ll 1 \mu\text{s}$

BK1250 - Acoplador "compacto" entre Terminales E-bus and K-bus.

KM3712 – Terminal de medición de presión diferencial con 16 bit de resolución soporta hasta 10 bar. Para monitorear los sensores neumáticos.

### 5.2.3 Cumplimiento del Modelo inicial.

- interconectar las I/O, el sistema permite la interconexión de hasta 255 terminales cada una de estas puede ser hasta de 64 canales. (particularmente la tecnología EtherCAT por ser de tiempo real solo puede leer la cuarta parte de estas y sus terminales son de 8 o 16 canales) pero de cualquier forma cumple con el alcance inicial.
- La mezcla entre entradas y salidas permite que el Bus E ó Bus EtherCAT se le puedan interconectar señales de sensores a priori sin problemas.
- El software TwinCAT permite controlar el movimiento. alberga el software de control. Puede controlar hasta 255 ejes con TwinCAT PTP o 3 ejes por grupo 1 grupo por canal máximo de 31 canales(para movimiento interpolados)con el software TwincAT NC-I.
- El bus EtherCAT al ser de tiempo real y por ende mucho más rápido que otros de uso industrial y ó comercial, puede permitir interconexión del sistema para su expansión, es decir se pueden interconectar más I/O, incluso a otro bus (por ejemplo Profibus) y la cantidad de controles de movimiento pueden ser hasta 31 canales interpolados o 255 ejes independientes.
- Se puede interconectar vía internet,para reprogramación o monitoreo.
- Tiene una velocidad de proceso  $\ll 1\text{ms}$ .

# Bibliografía

---

1. Campbell, Fiona Kumari, (2009) *Contours of ableism* New York : Palgrave Macmillan
2. Campbell, Fiona Kumari, (2003) *the Case of Clint Hallam's Wayward in Gifford*, J and G. Zezulka-Mailloux. (Eds). *Culture and the State: Disability Studies and Indigenous Studies*, University of Alberta Press, Canada, Vol. 2, pp.165 – 181.
3. Neural interfaces: the tf-lifeelectrodes(2010). consultado el 2 de febrero del 2010, universita campus bio-medico di roma linee di ricerca <http://www.unicampus.it/lifehand/una-sfida-lifehand>
4. Navarro, X.; Lago, N.; Vivo, M.; Yoshida, K.; Koch, K.P.; Poppendieck, W.; Micera, S.:(2007) *Rehabilitation robotics* , ICORR IEEE 10<sup>th</sup> international conference Neurobiological evaluation of thin-film longitudinal intrafascicular electrodes as a peripheral nerve interface Page(s):643 – 649
5. national ataxia foundation(n.d.) *Frenkel's Exercises For Ataxic Conditions*. consultado el 2 de diciembre de 2009 de <http://www.ataxia.org/pdf/Frenkel.pdf>
6. Corabian, P.; Menon, D.; Reeve, J.,( 1995), *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE 17th Annual Conference*Volume 1, Page(s):717 - 718 vol.1 Digital Object Identifier 10.1109/IEMBS.1995.575328
7. McNulty, M.J.; Fogarty, P.:(2006)*Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS IEEE* Page(s):202 - 205 Digital Object Identifier 10.1109/BIOCAS.2006.4600343
8. Fishlock, D (2002)*Doctor volts (electrotherapy) IEE review* volume 47, issue:3, pp23- 28 ISSN 0953-5683
9. Fenollosa, P; Salazar, H; Canos, MA; Pallarés, J; (1999) *Eficacia del TENS a largo plazo en el dolor crónico no maligno. Revista Sociedad Española Dolor* vol: 6 num: 5 pp 351–356
10. *Compex? Electro estimulación: Efectos, métodos.*(2005)la electro estimulación opinión de los expertos y su utilización. [www.musculacion.net/article.html](http://www.musculacion.net/article.html) 10/feb/2010.
11. Boschetti G.(2002)*Que es la electro estimulación teoría practica y metodología del entrenamiento*. ISBN-13:9788480195904 pp 91- 126
12. Flores D. (1998) *comparación de la efectividad de la estimulación eléctrica funcional con el tratamiento rehabilitatorio tradicional en el paciente hemipléjico secundario a evento vascular cerebral*. Tesis red unam.
13. Anónimo(2005)*Servicios Rehabilitación integral México*. <http://www.rehabilitacionintegralde mexico.com.mx/Servicios.htm> 29/agosto/2007
14. Zicot, M. Rigaux, P.(1995)*Influence de la frequence de stimulation neuromusculaire electrique de la jambe sur le deit arteriel femoral*. *Journal des maladies vasculaires (parís)* 20 pp. (9-13).
15. Martínez, M. (2006) *principios de electro estimulación terminología electro terapéutica*. Facultad de rehabilitación y desarrollo humano. Bogotá centro editorial Rosarista. ISBN:958-82225-95-7.
16. Almagro Z; Santos L; Loran L.(1998) *Corrientes di adinámicas y galvánicas en tratamiento de la disfunción emporo mandibular* *Rev. Cubana Estomatol ciudad la habana*, v. 35, n. 3, dic. 1998. Disponible en [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0034-75071998000300001&lng=es&nrm=iso](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75071998000300001&lng=es&nrm=iso). Accedido en 21 feb. 2010.
17. Mayr W, Hofer C, Bijak M, Rafolt D, Unger E, Reichel M , Sauermann S, (2002) *Fu nctional Electrical Stimulation (FES) of Denervated Muscles: Existing and Prospective Technological Solutions*. Department of Biomedical Engineering and Physics, Vienna University Medical School and Ludwig Boltzmann Institute of Electrical Stimulation and Physical Rehabilitation, Department of Physical Medicine, Wilhelminenspital, Vienna *Basic Appl Myol* 12 (6): 287-290.

18. Mulcahey M; Betz R; Kozin S; Smith B; D Hutchinson D; Lutz C. (2004) Implantation of the Freehand System® during initial rehabilitation using minimally invasive techniques *Spinal Cord* 42, 146–155. doi:10.1038/sj.sc.3101573 Shriners Hospitals for Children, Philadelphia, PA, USA
19. Anonimo (n.d.) Rehabilitacion integral México, <http://www.rehabilitacionintegraldemexico.com.mx/pdf/LABC.pdf> consultado el 18 de febrero del 2010.
20. Peñuelas U. (2007) Metodología para diseño mecatronico Tesis que para obtener el título de maestro de ingeniería mecánica – diseño mecanico. UNAM
21. D.J. Weber, R.B. Stein, K.M. Chan, G.E. Loeb, F.J.R. Richmond, R. Rolf, K. James, S.L. Chong, Aiko Kido Thompson, and J. Misiaszek (2004) Functional electrical stimulation using microstimulators to correct foot drop: a case study. Received 28 January 2004. Accepted 6 July 2004. Published on the NRC Research Press Web site at <http://cjpp.nrc.ca> on 19 October 2004. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* Vol. 82, 2004
22. Chandler A Phillips (1989) Functional Electrical Stimulation and Lower Extremity Bracing for Ambulation Exercise of the Spinal Cord Injured Individual: A Medically Prescribed System. *This article was submitted June 26, 1988; was with the author for revision for eight weeks; and was accepted April 10, 1989.* *Physical Therapy/Volume 69, Number 10/October 1989* 849/p.p. 56 – 63
23. Aguayo H. (1997) Tesis: Modelo del proceso de diseño conceptual integración de las metodologías QFD, Análisis Funcional Y TRIZ, Presentada como requisito para obtener el grado de maestro en ciencias.
24. Clausing, D; (1993) Clausing, Don, *Total Quality Development: A Step by Step Guide to World Class Concurrent Engineering*, New York: ASME Press, 1993.
25. Suh, N. (1990).- Suh, Nam P., *Principles of Design*, Wiley and Sons, 1990.
26. Altshuller, G; (1984) Altshuller, G. S., *Creativity as an Exact Science*, Garbon and Breach, New York, 1984.
27. Viladot A. (2001) :lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor 1ª. edición Springer Ibérica. Pp 90-99.
28. Stokes M. (2006) Fisioterapia en la rehabilitación neurológica. Elsevier 2ª. Edición ISBN 978-84-8174-894-9 572 paginas p.p. 482
29. Gaona F, Gómez G; (n. d.) Captura de Movimientos, métodos y aplicaciones diversas Facultad Politécnica, Universidad Nacional de Asunción – Paraguay Grupo de Investigación en Electrónica y Mecatrónica n.d.
30. Mompín J. (1988) Introducción a la Bioingeniería 2da. Edición Editorial Marcombo-Boixareu p.p.57-78
31. Balcells J; Romeral J. (1997) Autómatas programables 1a. Edición Editorial Marcombo ISBN 84-267-1089-1 p.p. 113-136
32. Pallas R. (2003) Sensores y Acondicionadores de señal. 4ª edición editorial Marcombo-Boixareu ISBN 84-267-1344-0
33. Popovic R. (2004) Hall efect devices 2da edición. ISBN 0 7503 0855 9
34. Ollero. A. (2001) Robótica. Manipuladores y robots móviles. Editor Marcombo-Alfaomega. ISBN: 84-267-1313-0. Pp180-191

35. Rocon. E, Ruíz. A, Bueno. L, Ceres. R, Calderón. L, Pons. J. (n.d.)Un nuevo sensor para medida del movimiento tembloroso basado en giroscopios Instituto de Automática Industrial, CSIC Arganda del Rey, España
36. Tognetti. A; Bartalesi. R; Lorussi F. and De Rossi D. (2007) Body segment position reconstruction and posture classification by smart textiles Interdepartmental Research Centre 'E. Piaggio', University of Pisa, Via Diotisalvi 2,56126, Pisa, Italy Transactions of the Institute of Measurement and Control 29, 3/4 pp. 215-253
37. Zambudio, R (2009) Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Editorial elsevier masson ISBN 978-84-458-1969-2
38. Martínez I. Vignote S. (2005)Tecnología de la madera. Ediciones mundi-prensa. ISBN 84.8476-263-7
39. Cortés J. Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo
40. yesos especializados de mexico (n.d.)yeso ortopédico alfaloteado, consultado el 8 de noviembre de 2009, en: <http://www.yesospecializados.com/yeso-ortopedico-alfaloteado.html>
41. Somolinos J. (2002)Avances en robótica y visión por computador. Ediciones de la universidad de Castillo-La mancha 288 p. ISBN 84-8427-199-4
42. Caldwell D.G. and Tsagarakis N. (2002)Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications *Department of Electronic Engineering, University of Salford, Manchester M5 4WT, UK Tel.: +44 161 295 4010; Fax: +44 161 295 5145; E-mail: [D.G.Caldwell@salford.ac.uk](mailto:D.G.Caldwell@salford.ac.uk)* Technology and Health Care 10 (2002) 107-120
43. Teschler, Leland. (2006) [Pumping iron](#). *Machine Design*, 7/27/2006, Vol. 78 Issue 14, p56-62, 4p, 3 Color Photographs, 3 Diagrams; (AN 21792019) Database: Academic Search Premier
44. Gómez E; Pérez M; Ruiz O; (2005).tesis “diseño conceptual de una estación de ensamble “que para obtener el título de ingeniero industrial, y que para obtener el título de ingeniero mecánico respectivamente Universidad Nacional Autónoma de Mexico.
45. Cross, N.(1999) “Métodos de diseño : estrategias para el diseño de productos”, ed. Limusa, México.
46. Olaya E, Cortes C, Duarte O. (2005) A Quality Function Deployment (QFD) approach to designing a prosthetic myoelectric hand revista Ingeniería. E investigación. vol.25 no.2 Bogotá Mayo/Agosto. ISSN 0120-5609
47. Harding, P. Riddoch M. J. (2009) Functional Electrical Stimulation (FES) of the upper limb alleviates unilateral neglect: A case series analysis NEUROPSYCHOLOGICAL REHABILITATION 2009, 19 (1), 41-63 City Hospital, University of Birmingham, Birmingham, UK

48. PROYECTO FIDIC 699 - TC 02 (2002) aplicación del diseño concurrente en la pyme chilena desarrollo y manufactura de ayudas técnicas Publicación realizada por el Centro de Diseño y Desarrollo Integrado DuocUC Fyrma Gráfica Santiago, Chile.
49. First implant to restore hand use. (1997). FDA Consumer; Vol 31 Issue 7, p3 2/3p,
50. Hendricks ht; Maartenskliniek, St; Nijmegen, St; Radboud; Nijmegen; (1999) functional electrical stimulation by means of the 'ness handmaster orthosis' in chronic stroke patients: an exploratory study Universitair Medisch Centrum Netherlands Clinical Rehabilitation 2001; 15: 217-220 Received 11th October 1999; returned for revisions 8th December 1999; revised manuscript accepted 18th March 2000.
51. Popović D; Stojanovic; Pianovic A; Radosavljevic S; Popovic M; Jovic S; Voluvic D; (1999) Clinical evaluation of Bionic Glove. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80:299-304.
52. J. Avendaño Coy J. A. Basco López (2001) Electroestimulación funcional en el lesionado medular (revisión científica) *Functional electrostimulation in patients with spinal cord injuri (scientific review) Fisioterapia 2001;23(monográfico 2):12-22 26*
53. Kathy A. Stubblefield, Laura A. Miller, Robert D. Lipschutz, Todd A. Kuiken (2009) Occupational therapy protocol for amputees with targeted muscle reinnervation Journal of Rehabilitation Research & Development Volume 46, Number 4, 2009 Pages 481-488
54. Martínez M. (2006) Principios de Electroestimulación y terminología electro terapéutica. ISBN 958-8225-95-7 Centro Editorial Universidad del Rosario Bogotá. Pág. 12.
55. Diaz O. (2007) Robot antropomórfico teleoperado de miembro superior. Tesis Ing. Mecatronica. UNAM.
56. Perez Vielma M. (2008) Diseño de prótesis mecatronica de codo con 2 movimientos, flexion-extension y prono-supinación. Ing. Mecatronica UNAM.
57. Caldwell D.G. and Tsagarakis N. (2002) Biomimetic actuators in prosthetic and rehabilitation applications Department of Electronic Engineering, University of Salford, Manchester M5 4WT, UK
58. Gaona F; Gómez G. G; (n. d.) Captura de Movimientos, métodos y aplicaciones diversas Facultad Politécnica, Universidad Nacional de Asunción – Paraguay. Grupo de Investigación en Electrónica y Mecatrónica.
59. Castro Alba P. J; (2009) exoesqueleto bioelectromecanico accesorio para la rehabilitación en pacientes con lesiones de brazo y antebrazo" trabajo terminal para obtener el título de: especialista en medicina física y rehabilitación" ISSSTE México d.f. julio 2009.
60. Frisoli, A; Bergamasco, M; Borelli, L; Montagner, A; Greco, G; Procopio, C; Carboncini, M C; y Rossi, B; (2008) Robotic assisted rehabilitation in virtual reality with the L-EXOS PERCRO Laboratory, Scuola Superiore Sant'Anna, via Rinaldo Piaggio, 34, 56025 – Pontedera (Pisa), ITALY 2 Neurorehabilitation Unit, Department of Neurosciences, University of Pisa, ITALY.

61. Nef, T; Mihelj, M; Kiefer, G; müller, R riener, R; (2007) armin – robot-aided arm therapy in chronic stroke sensory-motor systems laboratory, and university Zurich 2 University Hospital Balgrist Zurich *International Workshop on Motor Learning in Stroke Recovery, Rome, Italy, March 19-20, 2007*