



**UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INDUSTRIAS**

**INGENIERÍA EN AUTOMATIZACION Y ROBOTICA
“DESARROLLO DE SISTEMA BIOMETRICO DE OBTENCIÓN Y
CLASIFICACION DE DATOS DE MIEMBRO INFERIOR DERECHO”**

**AUTOR:
ÁLVARO BENJAMÍN VIVAR FERRADA**

**PROFESOR GUÍA:
FELIPE CASTRO NIENY**

**Teléfono: +56952982302
Correo: alvaro.vivar@gmail.com**

**MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO EN AUTOMATIZACIÓN Y ROBOTICA
SANTIAGO – CHILE
DICIEMBRE, 2017**



**UNIVERSIDAD ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INDUSTRIAS**

DECLARACION DE ORIGINALIDAD Y PROPIEDAD

Yo, **Álvaro Benjamín Vivar Ferrada**, declaro que este documento no incorpora material de otros autores sin identificar debidamente la fuente.

Santiago, Diciembre 2017

Firma del Alumno

A cada persona que se da por vencido antes de tiempo, decirles que no podrán saborear los frutos de la victoria sin dar una batalla y darles valentía para que cambien su vida. Dedicado a todas las personas que me ayudaron a forjar mí camino y que me brindaron su apoyo, además de algo muy valioso: Su tiempo.

Agradecimientos:

Principalmente agradezco a mi madre quien estuvo ahí pese a todo y siguió creyendo en mí. A mi familia que estuvo detrás de todo, quienes son además el motivo por el cual puedo continuar y crecer cada día más, decirles que espero algún día poder devolverles la mano cuando más lo necesiten. También a mis amigos quienes me apoyaron en circunstancias difíciles a sobrepasarlas y continuar adelante brindándome su apoyo. Además agradecer a los profesores quienes son los que compartieron su conocimiento en especial a mi tutor guía, lo cual es imprescindible para continuar en esto.

Contenido

1. Introducción	7
1.1 ¿Qué es intención de movimiento?	9
1.2 ¿Qué es la Electromiografía?	9
1.3 ¿Qué es un Electroencefalograma?	10
1.4 ¿Existe un estándar para estos parámetros?	10
2. Problemática	11
2.1 Objetivo general	11
2.2 Objetivos específicos	12
3. Mapa	13
4. Patologías y Lesiones.....	18
5. Ortesis.....	24
6. Control.....	33
7. Sensores	35
7.1 <i>Mioelectrico</i>	36
7.2 Sensor EEG	41
7.3 Posición	44
7.4 Fuerza.....	45
7.5 Velocidad y Aceleración	47
8. Fuentes de energía	49
8.1 Batería de iones de litio:.....	49
8.2 Batería de litio-ferrofosfato:	51
8.3 Batería de polímero de litio:	53
9. Actuadores	56
9.1 Actuadores Neumáticos (AN)	56
9.2 Actuadores Hidráulicos (AH)	59
9.3 Actuadores Eléctricos (AE)	61
10. Exoesqueletos	65
11. Continuación del Proyecto	69
11.1 Propuesta	73
12. Conclusiones Primera Parte	74

13. Sistema de Adquisición de Datos	75
13.1 Distribución de los sensores y armado del prototipo	79
13.2 Pruebas realizadas	80
13.2.1 Prueba de Filtrado:	81
13.2.2 Prueba en Reposo	83
13.2.3 Prueba Caminando:	84
13.2.4 Prueba Trote:	86
14. Estadísticas	88
14.1 Prueba de Reposo:	88
14.2 Prueba Caminando:	89
14.3 Prueba de Trote:	93
15. Conclusiones Segunda Parte	95
16. Códigos y Algoritmos Finales	98
16.1 Código Arduino- Lectura de Sensores (3 señales simultáneas):	98
16.2 Código Matlab – Obtención y Clasificación de los Datos.	103
16.3 Código Matlab – Lectura y Grafica de los Datos.	105
17. Bibliografía y Referencias	106

1. Introducción

El ser humano con el desarrollo de su vida normal diaria está expuesto a un sinnúmero de factores que provocan el desgaste de nuestro cuerpo, específicamente las articulaciones son las que más sufren debido a su mecánica y disposición anatómica. Enfocándonos en las articulaciones de los miembros inferiores encontramos los tobillos y las rodillas, articulaciones las cuales se exponen al deterioro cotidiano dado que se encargan de sostener todo nuestro peso corporal. En específico la rodilla es considerada la articulación estructural más compleja y delicada del cuerpo, ya que se expone diariamente a sufrir lesiones de distintos grados como por ejemplo son la tendinitis, bursitis pre rotuliana, lesiones meniscales y disfunciones patelo-femorales. Por otra parte también existen accidentes en el sistema nervioso que pueden alterar nuestro estado y provocar efectos secundarios que impidan la movilidad normal de la extremidad, como lo son los accidentes cerebro vasculares (ACV) o alteraciones del sistema propioceptivo, pueden generar atrofia muscular parcial o total si no son tratadas a tiempo. Es por esto que en la actualidad se han diseñado una variedad de dispositivos que permiten reducir estos problemas mediante terapias y ejercicios guiados por un profesional, en el ámbito de la robótica los dispositivos más utilizados para este tipo de problemáticas son los exoesqueletos u ortesis robóticas, las cuales se encargan de rehabilitar, reemplazar e incluso aumentar las capacidades físicas de quienes las utilizan. Este tipo de sistemas se utilizan con el fin de reducir el esfuerzo físico del profesional que realiza la terapia tanto como para el paciente, dado a que el esfuerzo se transfiere mayoritariamente al dispositivo, esto permite hacer una mayor cantidad de repeticiones de los ejercicios y como resultado se mejora considerablemente la eficiencia de la recuperación del usuario, dado que también el sistema proporciona información suficiente sobre el progreso y estado actual del paciente.

Por otro lado el diseño de sistemas similares con el fin de aumentar las potencialidades físicas de quien los utiliza, mayoritariamente son proyectos industriales y militares que permiten al usuario aumentar su fuerza por medio de actuadores potentes, que le permitiría hacer desplazamiento con objetos de alto peso reduciendo el esfuerzo de quien lo utiliza, pero estos sistemas no están al alcance de cualquier persona por ámbitos económicos. Dado también que la mayoría de estos dispositivos aún se encuentran en desarrollo, solo existen pocos mecanismos comercialmente presentados en la actualidad.

“Pero aún con todos los avances tecnológicos no se ha logrado desarrollar una prótesis capaz de emular correctamente los movimientos del cuerpo humano. Debido a lo anterior se producen daños en la columna vertebral, provocando un desalineamiento en las vértebras lumbares, ocasionado por esfuerzos adicionales y posturas incómodas causadas por: un mal alineamiento de la prótesis y un desequilibrio en el peso del miembro inferior originado por el peso de la prótesis. Lo anterior aunado a una mala estrategia de control que no es capaz de sincronizar los movimientos de la prótesis con los movimientos del cuerpo humano.”
(F. Martínez, A. Claudio, S. Vergara, J.M. Rodríguez, A. Olmos, 2010)

Sin importar cuál sea la finalidad de los dispositivos diseñados actualmente, existen muchos elementos que se deben considerar para concretar el diseño del mecanismo, entre ellos los más destacados son las características fisiológicas, anatómicas, étnicas, biomecánicas del usuario y las características antropomórficas del diseño, dado que mayoritariamente las ortesis, exoesqueletos y prótesis actuales son de carácter antropomórfico. Estos factores influyen de manera considerable al momento de generar también las estrategias de control del sistema. También es necesario que los usuarios de estos dispositivos, mayoritariamente en los sistemas y mecanismos con fines médicos, realicen clases de capacitación y enseñanza para poder utilizar de la mejor manera estos instrumentos, para ser más específico es el usuario el que se tiene que adaptar al dispositivo y no el dispositivo al usuario. Esto sucede a que es muy difícil crear estándares para todos pero si se podría pensar en abarcar la mayor cantidad de beneficiarios posibles.

Es por esto que en este proyecto se hará una revisión del estado del arte de los sistemas disponibles comercialmente evaluando las ventajas de cada uno, además de investigar cuales son las opciones más viables para desarrollar el prototipo de un sistema encargado de resolver nuestra problemática establecida.

Aparte de lo anterior es importante aclarar ciertas dudas antes de continuar con la lectura de este proyecto, por lo que procederemos a enfrentar una serie de preguntas con el fin de interiorizarnos con algunos términos que se utilizarán con frecuencia más adelante.

1.1 ¿Qué es intención de movimiento?

La intención de movimiento la definiremos y utilizaremos dentro de este contexto, como una acción previa e inconsciente que se genera al realizar alguna acción motora con nuestro cuerpo. Esta acción involuntaria es producida por los neurotransmisores encargados de enviar y recibir la información por nuestro cuerpo, pero por un instante de tiempo demasiado corto, debido a que esta señal es enviada principalmente por nuestro cerebro a través del sistema nervioso. Por ejemplo existen enfermedades relacionadas en las que el cerebro no puede controlar o enviar estas señales de manera correcta, generando movimientos involuntarios en cualquier momento, como lo son el Síndrome de Tourette y el Parkinson, cabe aclarar que estas enfermedades degenerativas también poseen otros factores que influyen en la generación de movimientos involuntarios. Continuando con la intención de movimiento, determinada por algunos como HMI por sus siglas en inglés “*Human Motion Intention*” son perceptibles por algunos dispositivos tecnológicos o sensores los cuales transforman ciertas señales naturales del cuerpo humano, en señales reconocibles y manipulables para las máquinas o procesadores internos, para esto veremos algunos de los exámenes o pruebas que han permitido a lo largo de la historia humana y de la medicina, obtener información precisa sobre el cuerpo.

1.2 ¿Qué es la Electromiografía?

Este examen es una manera de monitorear de manera continua las señales recibidas por los músculos, con el fin de interpretarlas de manera gráfica. Es una de las principales maneras utilizadas para reconocer las intenciones de movimiento dado que algunas señales son producidas y receptadas por los electrodos encargados de captar dichos registros. Cabe destacar que este tipo de señal se les denomina como Señales Mioeléctricas, en respuesta a que son señales musculares eléctricas, además existen dos tipos de obtener los datos de los músculos una es de manera superficial (sEMG) y otra es invasiva (EMG) en la que se necesita un proceso operatorio en donde se introducen los electrodos por debajo de la piel. Es importante recalcar que las señales producidas por los músculos tienen que pasar por una serie de filtros y amplificaciones para que sean reconocibles y para que al aplicarlas en un sistema de control, estén libres de ruido o señales de perturbación, como lo pueden ser los espasmos musculares o calambres. Los dispositivos utilizados actualmente son bastante precisos y se han abierto una gran cantidad de opciones comerciales disponibles en el mercado al alcance no solo de equipos médicos sino también de personas que puedan desarrollar proyectos a través de esto.

1.3 ¿Qué es un Electroencefalograma?

Un Electroencefalograma (EEG) es un examen realizado de manera superficial en el cual se miden la actividad cerebral mediante las ondas electromagnéticas producidas por nuestro cerebro, a distintas frecuencias, las cuales aportan información acerca de los estados en los que se encuentra el cerebro, como concentración o descanso. En el ámbito médico para realizar este tipo de pruebas en el cuerpo humano, se utilizan equipos bastante robustos y potentes, dado que con esto deben ser capaces de diagnosticar ciertas patologías o comportamientos anómalos, pero en la actualidad y con los avances de la tecnología esto se puede realizar de una manera un tanto más básica con dispositivos que no superan los 500g de peso. Este modo de monitoreo nos aporta información muy relevante en cuanto a la HMI se refiere, dado que las señales producidas en el cerebro son algunos instantes de tiempo antes de que llegue la señal al receptor, que en este caso sería alguna extremidad, por lo que se podría anticipar de manera precisa algunos patrones de comportamiento que nos permitan identificar la acción que se desea realizar.

1.4 ¿Existe un estándar para estos parámetros?

Actualmente estandarizar estos tipos de datos es bastante difícil dado a que los rangos o límites de valores varían según cada individuo, dependiendo de la contextura corporal, estatura u otros factores físicos y fisiológicos que conforman a cada uno. Por ejemplo en el desarrollo de dispositivos que utilicen estos medios como métodos de control, toman en cuenta información como incluso la etnia y región a la que pertenece, a modo de generar dispositivos que abarquen una mayor cantidad de posibles pacientes tratables. Es por esto que se puede decir e incluso afirmar que realizar un estándar generalizado para toda la humanidad es bastante complejo, pero si se puede aumentar de manera exponencial la cantidad de beneficiarios por medio de un estudio profundo y buscando un sistema que tenga un funcionamiento poco discriminatorio en cuanto a las personas que lo puedan utilizar. Pero cabe destacar que mientras se posea una mayor información o datos obtenidos del cuerpo más fácil será poder realizar algún tipo de acción según las condiciones que se presenten.

2. Problemática

Actualmente se han desarrollado diversos dispositivos con características que permiten asistir de distintas maneras al usuario, por ejemplo el diseño de un sistema robótico capaz de asistir al movimiento de la persona que lo está utilizando es bastante complejo, como lo son los exoesqueletos y prótesis, además del diseño mecánico se encuentran otros factores que añaden mayor complejidad a estos sistemas. En este ámbito existen muchos factores que influyen en como el uso de estos dispositivos pueden asistir al humano, por ejemplo los diversos proyectos existentes sobre sistemas robóticos como exoesqueletos enfocados para la rehabilitación y recuperación de la marcha en personas que han sufrido alguna lesión, accidente o poseen una condición que les impida total o parcialmente el movimiento de una extremidad. Normalmente los usuarios de este tipo de dispositivos tienen que adaptarse por medio de capacitaciones y/o preparación para poder hacer utilización del sistema, por ejemplo, en el caso de las prótesis mioeléctricas, los usuarios deben pasar por una serie de entrenamientos que le permitan acostumbrarse a activar ciertos músculos para lograr que el dispositivo realice una de todas sus posibles funciones, esto provoca que la adaptación del usuario sea lenta y poco progresiva en algunos casos. Muchos son los elementos que pueden o no afectar en los avances de las terapias establecidas actualmente, por ejemplo los actuales diseños de ortesis se centran en copiar el movimiento y ejecutar una acción de manera casi instantánea, además que se tratan de dispositivos que solo ejecutan la acción que el usuario desea hacer, pero no se ha progresado en cuanto a la "inteligencia" del sistema, por ejemplo registrando distintos tipos de datos podemos tomar distintas estrategias según el comportamiento y la tendencia de los datos.

2.1 Objetivo general

Desarrollar e implementar un prototipo o maqueta de un sistema de adquisición y procesamiento de datos biométricos, con la capacidad de almacenar bases de datos útiles que permitan realizar un control predictivo en dispositivos de asistencia al movimiento, enfocándonos en la utilización de exoesqueletos robóticos. La adquisición de datos se realizara por medio de una serie de sensores capaces de distinguir las variables reales para transformarlas en datos manipulables por el sistema, estos datos no poseerán magnitud por lo que solo se trabajara con escalares los que serán enviados a través de un protocolo de comunicación entre un microcontrolador a un controlador más potente. El prototipado debe poseer características que le permitan adaptarse a distintos usuarios, capaz de adquirir datos de distintos sujetos de manera continua para luego almacenarlos de manera clasificada y así generar una estadística del

comportamiento de las variables manipuladas dentro del entorno. La base de datos permitirá al sistema tener una fuente de información como referencia de los distintos movimientos leídos con anterioridad y así compararlos con nuevas señales de entrada

2.2 Objetivos específicos

Para poder cumplir el objetivo principal es preciso sugerir una serie de pasos a seguir y así poder desarrollar lo propuesto sin mayores inconvenientes dentro del tiempo establecido para desplegar este proyecto de manera completa y explicativa.

- Realizar una investigación de los elementos y factores que incumben para desarrollar un sistema que cumpla el funcionamiento propuesto en el objetivo general.
- Analizar si dichos factores son de alta relevancia y si realmente son útiles al momento de desarrollar el proyecto.
- Realizar una revisión del estado del arte de los distintos elementos que existen actualmente y que se utilizan en dispositivos ortesicos robóticos.
- Seleccionar los distintos dispositivos y aparatos que se utilizaran para realizar la adquisición y procesamiento de la información obtenida durante un periodo determinado.
- Realizar una serie de procedimientos empíricos con los aparatos seleccionados.
- Almacenar los datos en una base de datos con el fin de utilizarlos posteriormente con información histórica y puntual de cada dato.
- Analizar el comportamiento histórico de los distintos datos en el periodo determinado.
- Desarrollar un algoritmo capaz de realizar una acción predictiva a través del comportamiento analizado de los datos y controlar algún actuador en específico.

nombrados o pronunciados en este mapa mental realizado, pero que si son tomados en cuenta y son de gran relevancia para ser nombrados dentro del desarrollo de esta tesis, por ejemplo en el árbol no se toma en cuenta la sub-rama de las fuentes de alimentación o energía, siendo que son fundamentales para el funcionamiento de cualquier dispositivo, pero si son investigados y se hace una revisión del estado del arte.



Fig.2 patologías y lesiones

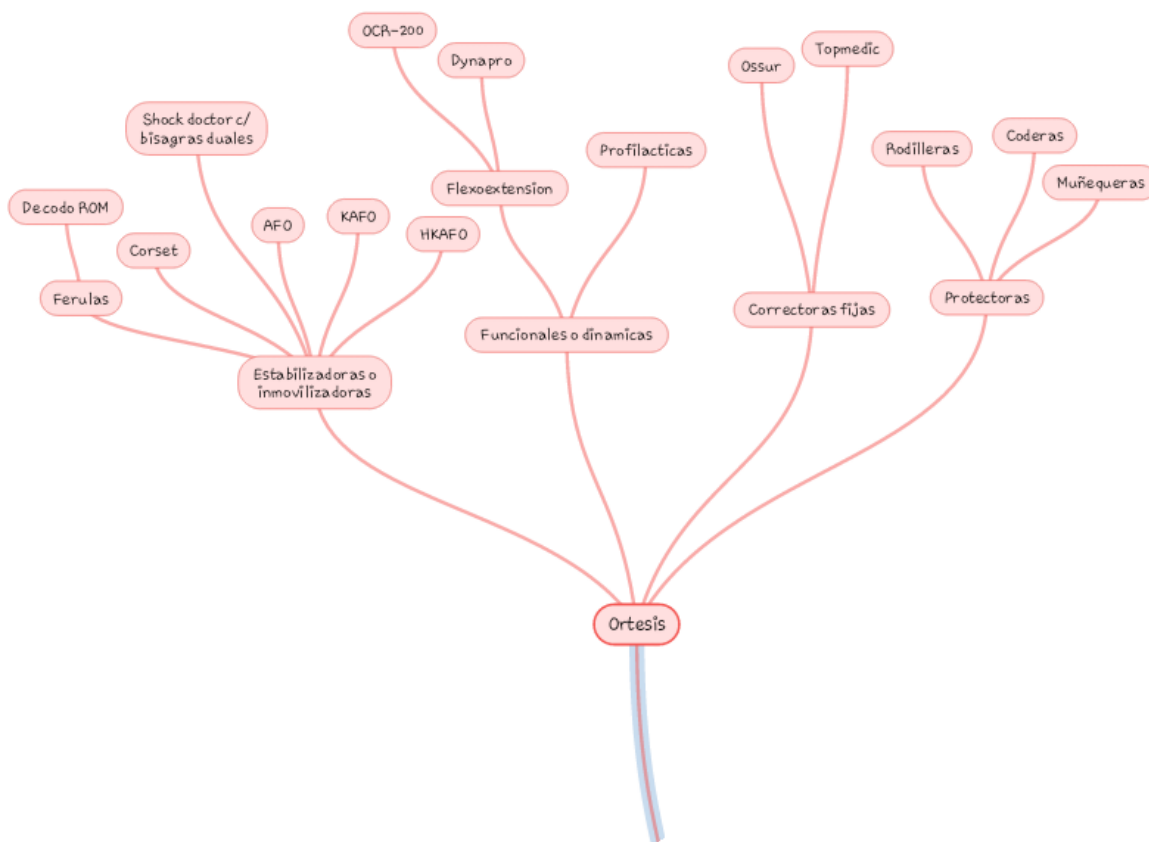


Fig.3 ortesis

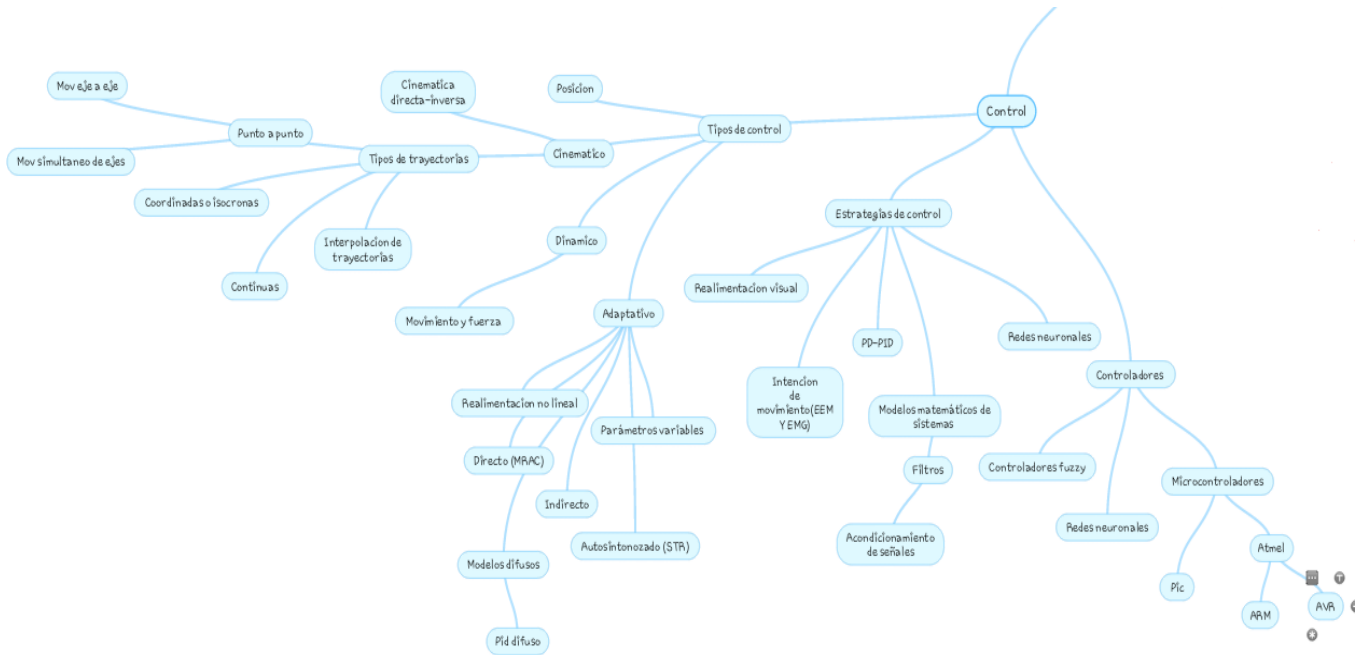


Fig.4 control

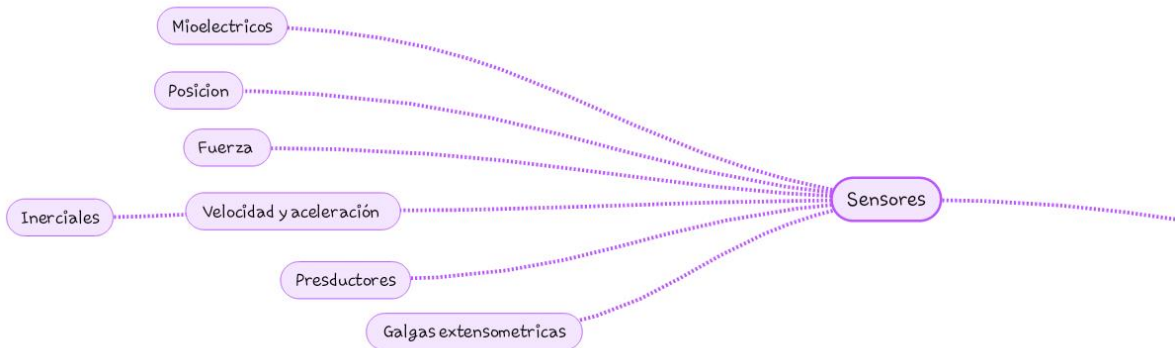


Fig.5 sensores

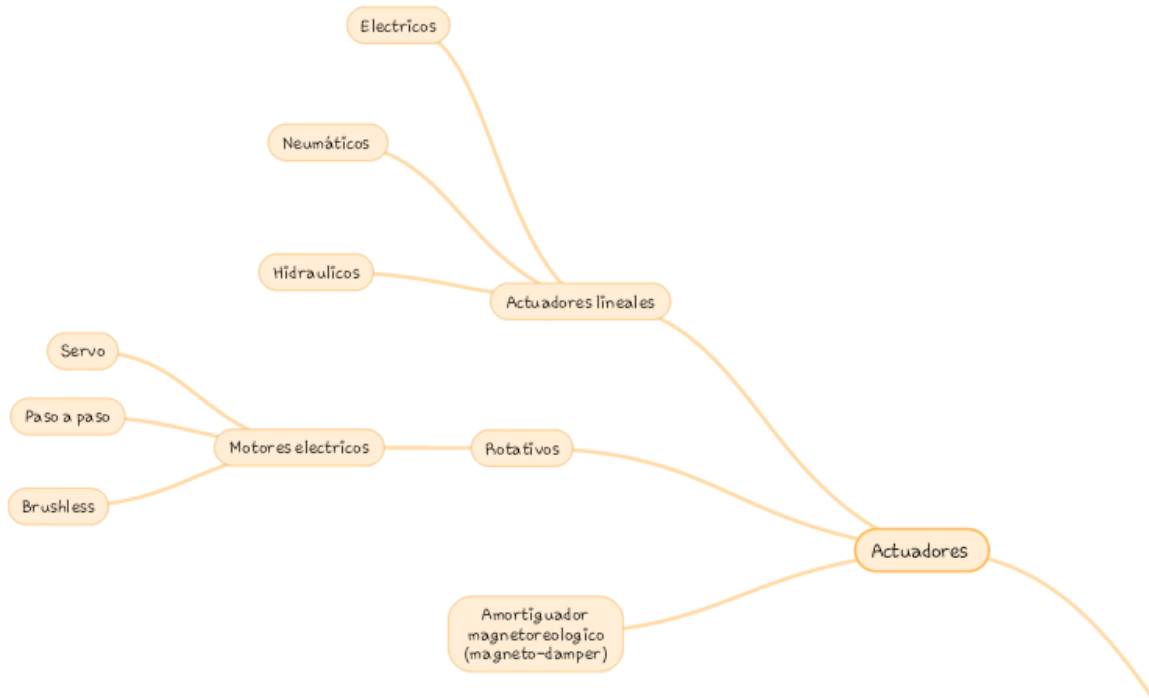


Fig.6 actuadores

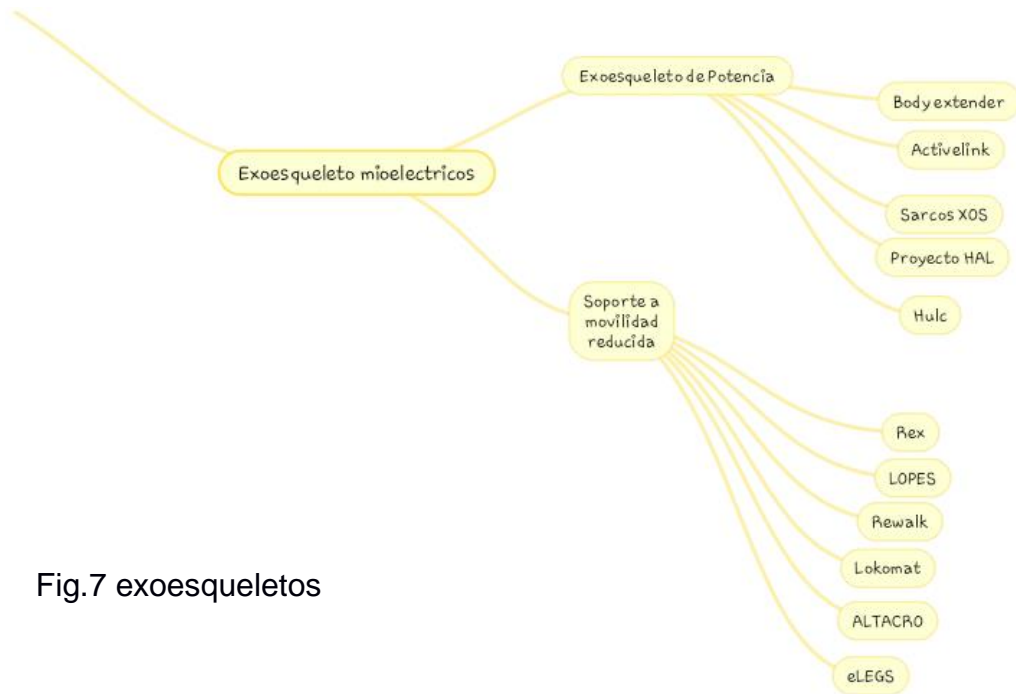


Fig.7 exoesqueletos

4. Patologías y Lesiones

Generalmente las articulaciones sufren desgaste producto del tiempo, deportes o simplemente utilizar un calzado no apto cuando se sufren de patologías como pie plano, entre otras, estas lesiones provocan dolencias y mal estar en las personas que padecen de algún trauma de este tipo. También existe el caso de personas que pierden movilidad o motricidad con sus articulaciones productos de accidentes cerebrovasculares (ACV) lo cual al perder actividad en el paciente puede generar una atrofia muscular producto del no uso de la extremidad. Es por esto que se buscara la mejor manera de combatir estas causales y así prevenir futuras lesiones en el paciente.

“Las diferentes articulaciones del organismo dependen de un grupo de músculos que les sirven de soporte y se estabilizan mediante ligamentos que tienen la función de reforzar la cápsula articular. Algunas articulaciones tienen hendiduras que están subdivididas por un disco o menisco. Los discos, ricos en colágeno, tienen una función amortiguadora y mejoran el contacto articular. El desgaste articular debe ser tratado con medidas que regeneren las estructuras de la articulación. Únicamente el cartílago es incapaz de proceder a una restauración completa de su estructura, por lo que es muy importante evitar lesiones en esa zona, que antes o después son responsables de la aparición de artrosis.” (Bosch, 2001)

Enfocándonos en el tronco inferior nos encontramos con una parte que es propensa a ser lesionada y que comúnmente se sufre del desgaste, la rodilla, una articulación que prácticamente se utiliza todo el día y para cada actividad que realizamos. Muchas veces el deterioro de la articulación se puede asociar a factores genéticos y hereditarios, al igual que las condiciones de sobre peso, pero esto no quiere decir que se pueda evitar o contrarrestar el desgaste. En el caso de las personas que pierden movilidad en las extremidades inferiores, posiblemente sufrirán de atrofia muscular si no llevan una rehabilitación adecuada, la cual en muchas ocasiones necesitan de la tecnología ortopédica para poder avanzar en con tratamientos.

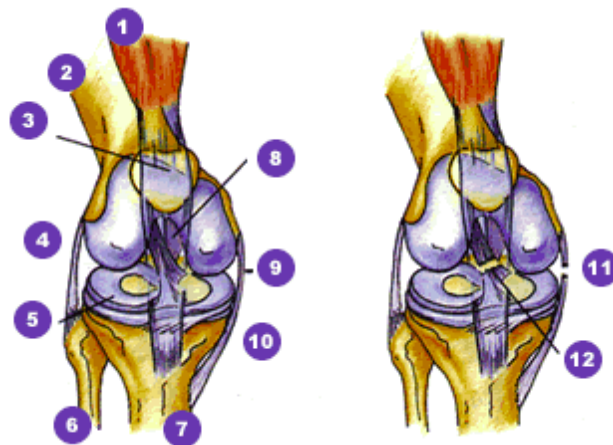
“La rodilla es la articulación más compleja y delicada del organismo humano y es la más propensa a sufrir lesiones. Son muy frecuentes pequeñas dolencias como la «rodilla del saltador» y la «rodilla del ama de casa», que si no se tratan adecuadamente desembocan en artrosis.” (Bosch, 2001)

Biomecánica de la articulación: La rodilla es la articulación más grande y una de las más complejas del cuerpo, donde desemboca la unión de tres huesos principales del miembro inferior, conectando el fémur, la tibia y la rótula (el peroné no entra directamente en la articulación pero igual sufre un leve movimiento al

articularla). Además está conformada por ligamentos, tendones y músculos, que cuando todo está saludable y en orden, funciona de manera suave gracias al líquido sinovial que la recubre. Por lo que muchas veces es propensa a sufrir una gran cantidades de lesiones y desgastes que impiden el funcionamiento normal de la estructura en sí.

“Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno.” (Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N., 2003)

Analizando la mecánica y fisiología funcional de la articulación nos encontramos con su anatomía, la cual clasifica a la rodilla como una articulación biaxial y condílea, lo que consiste en una superficie cóncava que se desliza sobre una superficie convexa con dos ejes de movimiento, además el alineamiento de la articulación con respecto a los huesos principales que la componen posee cierto grado de valgismo, esto se refiere a que cuando el miembro inferior se encuentra completamente extendido, los ejes formados por el fémur y la tibia no se continúan



en línea recta, sino que forman un ángulo obtuso y abierto hacia afuera.

*Figura 8. “Vista anterior de la articulación de la rodilla
 1.-Cuadriceps (recto femoral), 2.-Fémur, 3.-Rótula, 4.-Lig. Colateral peroneo,
 5.-Menisco lateral, 6.-Peroné, 7.-Tibia, 8.-Lig. Cruzado posterior, 9.-Lig. Colateral tibial
 10.-Lig. Cruzado anterior, 11.-Lig. Interno Izquierdo roto, 12.-Lig. Cruzado anterior roto”
 (Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N., 2007)*

Muchos son los factores que influyen en el desgaste o producción de lesiones en esta articulación, partiendo por la actividad física de la persona, posición de descanso y anatomía de su extremidad, factores genéticos e inclusive la falta de estiramientos y calentamientos previos y posteriores a las actividades físicas. Esto último puede parecer de baja importancia, pero no es así dado que siguiendo de manera correcta los ejercicios y estiramientos se pueden prevenir muchas lesiones, ya que esto ayuda a mantener los tejidos blandos y ligamentos en su posición correcta, además de alivianar la carga de la rodilla dejándola descansar.

Es importante destacar que las dolencias producidas por el desgaste de la articulación en sí son muchas, y que estadísticamente Chile es el 3er país de Latinoamérica con más pacientes que sufren de artrosis. Es por esto que se deben tomar medidas cautelarias para reducir estas malas cifras y poder así reducir también las dolencias de las personas que sufren de dichas patologías.

Dejando de lado los ACV, las lesiones y enfermedades más comunes sufridas en la rodilla en las personas, independientemente de su actividad física son:

- Artrosis
- Tendinitis
- Esguinces
- Distensión
- Lesiones en el cartílago de la rodilla
- Rotura de ligamentos
- Rotura Tendón Rotuliano
- Ligamento cruzado anterior

Estas lesiones o enfermedades, son tratables mediante terapias de ejercicios y de reposo de la articulación o la extremidad completa, para eso se ha diseñado diversos dispositivos de distintos materiales con la funcionalidad de inmovilizar, estabilizar y reducir la progresión de la lesión, además ayudan al tratamiento con el terapeuta reduciendo el agotamiento del paciente. Es importante agregar también que el avance de la tecnología ha permitido el desarrollo de dispositivos con características electrónicas o más bien robóticas que permiten congeniar todas estas características en un solo dispositivo funcional.

Otro factor importante es tomar en cuenta los grados de libertad que posee la articulación, esto dado a que si no se toma en cuenta, los dispositivos no tendrían la “noción” de los posibles movimientos que puede generar, también así los límites angulares que posee. Es posible que en cada persona este principio cambie, dado que cada sujeto posee distintas características anatómicas, como la elasticidad o la elongación que posee.

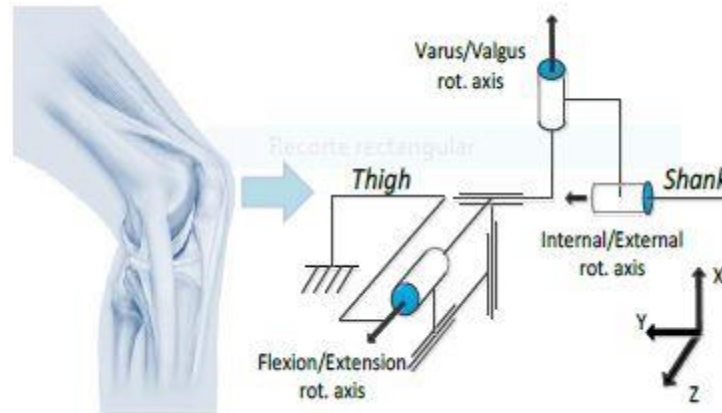
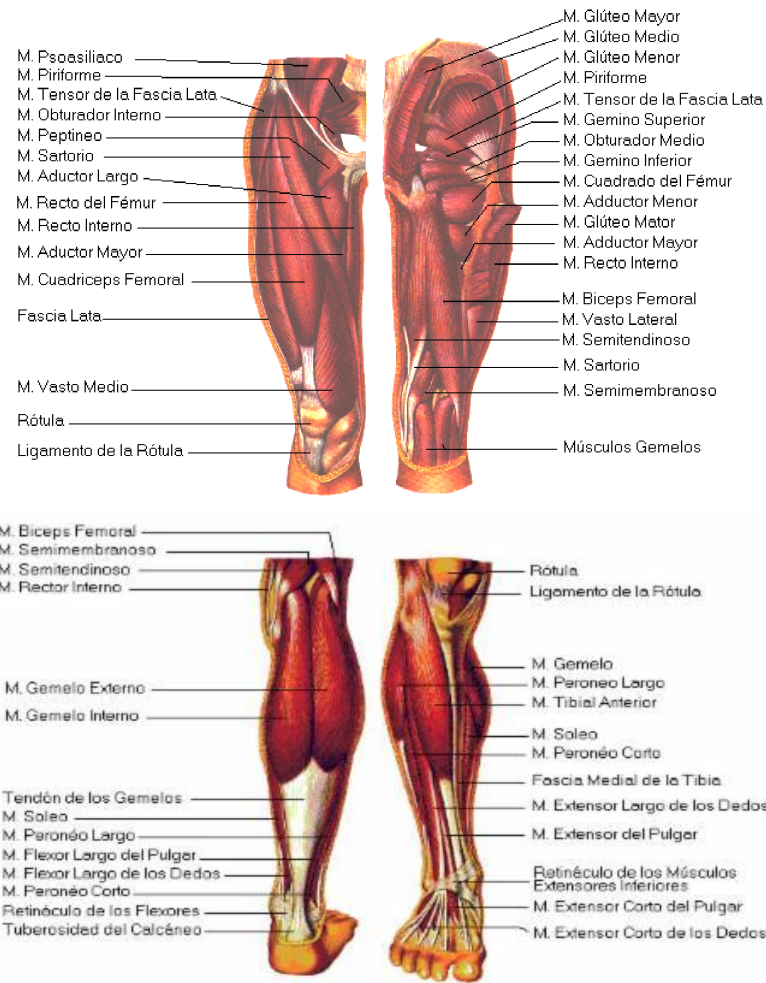


Figura 9. Modelo cinemático de la rodilla Humana. (Lorenzo Saccares, Ioannis Sarakoglou, and Nikos G. Tsagarakis, 2016)

Una vez ya tenemos la “noción” de la libertad de movimientos que puede realizar la articulación, es necesario saber que músculos poseen mayor actividad eléctrica con cada movimiento, es por esto que se debe posicionar la mayor cantidad de electrodos para monitorear dicha actividad. Pero, cabe destacar que no se pueden posicionar en cualquier parte, dado que son algunos puntos estratégicos que nos permitirán obtener una señal más potente y limpia. Dado esto es necesario reconocer y determinar dichas áreas o puntos estratégicos, ya que de esta manera se podrá realizar un diseño capaz de “leer” cada movimiento que desea realizar el usuario. Es importante destacar que cada señal tendrá que pasar primero por algún proceso discriminatorio ya que si no estará siempre registrando datos, ya que solo se quiere reconocer ciertos patrones, se deberá definir rangos o límites que correspondan a cada intención de movimiento. Ahora procederemos a identificar los músculos que conforman la extremidad y por medio de una revisión del arte se definirá la posición correcta de los electrodos.



Figuras 10 y 11. Musculatura Anterior y posterior Miembro inferior. (Daniel Arias, Marisol Rojo, 2014)

Dada la anatomía del miembro inferior podemos determinar los distintos músculos de interés a analizar, por eso se realizaron pruebas en distintas posiciones distribuidas en el miembro con el fin de detectar la actividad muscular en distintas acciones realizadas como caminar, correr, saltar, pararse, sentarse, girar, entre otras. Para esto es importante destacar que los músculos de mayor tamaño nos podrían proporcionar una información más identificable dado que es más fácil la identificación de las áreas en cada individuo, para esto se realizaron distintas pruebas en personas que faciliten voluntariamente su participación para el proyecto. Los músculos más destacables dado su tamaño que se analizaran son: Cuádriceps, Bíceps femoral, Abductores, Gemelos, Musculo Peroneo largo y Tibial anterior.



Figura 12. Posicionamiento electrodos para Electromiografía superficial. (Nikos Karavas , Arash Ajoudani , Nikos Tsagarakis , Jody Saglia , Antonio Bicchi, 2014)

Estos son algunos de los músculos que presentan una mayor actividad eléctrica a las cuales son sensibles los electrodos. Además de realizar una Electromiografía superficial también se puede revisar la actividad cerebral al realizar acciones anteriormente nombradas, para esto se utilizan sensores capaces de realizar un Electroencefalograma, lo que nos entrega también datos relevantes que nos podrían ser de gran utilidad al momento de realizar el control. Para esto se necesita hacer un análisis del comportamiento de las distintas bandas de frecuencia que son detectables con los sensores que se revisaran más adelante.

5. Ortesis

La palabra Ortesis, del griego, compuesta por los componentes léxicos orthos (derecho o recto), tithemi (yo pongo) más el sufijo –sis (acción), se utiliza para referirse a dispositivos o aparatos externos utilizados en ortopedia, fisioterapia y terapia ocupacional normalmente para alinear, sostener, prevenir deformidades y/o mejorar la función de ciertas partes móviles del cuerpo humano. Según la definición de la Organización Internacional de Normalización (ISO).

“Es un apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.” (Ana Esther Levy Benasuly; Jose Manuel Cortes Barragan, 2003)

A diferencia de las prótesis, una ortesis se caracteriza porque no sustituye un miembro o extremidad del cuerpo, si no que la complementa o mejora según la función que esta tenga, además que se utilizan de manera externa y menor invasiva posible. Comúnmente se aplican a pacientes con tratamientos de dolor, claudicación, alteración en la funcionalidad de la marcha, inestabilidad articular, riesgo de caídas o inmovilidad, además de utilizarse en patologías y lesiones específicas.

Las ortesis se pueden clasificar en cuatro tipos, según su utilidad y funcionamiento:

- Estabilizadoras o inmovilizadoras.
- Funcionales o dinámicas.
- Correctoras fijas.
- Protectoras.

En el caso de las ortesis protectoras, solo se destaca una funcionalidad extra que se le puede agregar a los otros tipos de ortesis, ya que los ejemplares comerciales cumplirían con las características que incluye la definición.

O también se pueden clasificar en cuanto a la extremidad, articulación o región anatómica a la que estén destinadas:

- Extremidad superior: brazo, codo, mano.
- Extremidad inferior: pie-tobillo-pantorrilla; rodilla; muslo-cadera (férulas o arneses); funcional o adaptativa del pie (plantillas y calzado ortopédico).
- Dorso lumbar.

En tanto a esto como ejemplo podemos nombrar un tipo de ortesis correspondiente a la extremidad para la que se diseñó y el tipo de función que cumple, ej.: Ortesis Estabilizadora de extremidad superior.

En las ortesis de extremidad inferior, podemos nombrar 3 tipos de subdivisiones por sus siglas en ingles corresponden según las articulaciones que recubren, estas serían: AFO (Ankle-Foot Orthosis), KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis) y HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis).

Veremos a continuación el estado del arte actual para la primera clasificación de ortesis existentes en el mercado, analizaremos las características principales y evaluaremos pro y contras de cada diseño, haciendo énfasis en sacar lo mejor de cada una y poder incorporarla a la idea del proyecto final.

Por lo cual partiremos con las ortesis categorizadas como Estabilizadoras o inmovilizadoras, estas corresponden a las ortesis que cumplen con mantener una posición estable a alguna articulación o segmento corporal e impiden ciertos movimientos indeseados que puedan ser perjudiciales para la articulación, el grado de inmovilización depende del modelo de ortesis y de la lesión o patología a tratar. Generalmente este tipo de ortesis propinan al usuario cierto reposo, protección, corrección y soporte en la articulación que se esté utilizando. Este tipo de ortesis, presentan un alto porcentaje de efectos atrofiantes en la musculatura y rigidez articular, lo que produce como efecto adverso cierto déficit en el movimiento de la articulación.

Ortesis inmovilizadora de rodilla de tres paneles a 0°	Descripción
	<p>El sistema de ajuste de tres paneles le permite adaptarse a las diferentes anatomías. Con cinchas de cierre en el panel interior para evitar deslizamientos.</p> <p>Efectos: Inmovilización de la pierna en su longitud y mantenimiento permanente de la posición.</p> <p>Indicaciones: Tratamiento pre y post-quirúrgico de la rodilla. Después de lesiones o fracturas.</p> <p>Patologías: Lesiones de ligamentos, Lesiones meniscales</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Estabilizadoras o Inmovilizadoras/ (Orlman, 2017)

Podemos observar de este diseño ortopédico que tiene la capacidad de adaptarse y modificar su forma para proporcionar un ajuste óptimo al usuario, al ser de tipo inmovilizadora, viene con el riesgo de producir ciertas atrofas si es que no se

utiliza de la manera correcta, por lo que es aconsejable fijarse en los tipos de tratamientos en los que puede ser utilizada. El inmovilizar un miembro es de suma importancia cuando se están tratando traumatismos a nivel muscular o esquelético ya que así los elementos que componen la extremidad pueden descansar en una posición correcta, permitiendo que la recuperación sea la correcta.

Rodillera rótula abierta con estabilizadores laterales	Descripción
	<p>Indicaciones: Estados de irritación (tendomiopatía, ligamentosis en primera fase, ligera artrosis, artritis postraumática y post-operatoria). Sensación de inestabilidad (rotuliana y/o mediolateral). Patología: Luxación de rótula, Síndrome patelo femoral / Condromalacia rotuliana.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Estabilizadoras o Inmovilizadoras/ (Orliman, 2017)

Acá tenemos un claro ejemplo de una ortesis estabilizadora pero que no inmoviliza al 100% como el ejemplar anterior, este diseño impide o reduce los riesgos secundarios que se corren al utilizar una ortesis inmovilizadora, además que por su ergonomía física, permite mantener la articulación en descanso cuando se está utilizando, incluso mejorando el metabolismo y circulación sanguínea de la misma, permitiendo al miembro poder recuperarse de lesiones de manera mas efectiva, ya que la circulación sanguínea es un factor importante al momento de la regeneración de tejidos.

Soporte patelar con almohadilla de silicona	Descripción
	<p>Efectos: Produce una compresión en el tendón del cuádriceps justo por encima de su inserción en la tuberosidad de la tibia minimizando las fuerzas de tracción en su inserción. La pelota de silicona debido al contacto con la piel produce un efecto antideslizante, sin necesidad de una sobre-presión excesiva (evita la caída de la ortesis).</p> <p>Patologías: Enfermedad de Osgood-Schlatter, disfunción patelofemoral o síndrome de dolor patelofemoral.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Estabilizadoras o Inmovilizadoras/ (Orliman, 2017)

Este ejemplar a pesar de su simple forma, cumple una función bastante importante, está diseñada para frenar y evitar enfermedades de las más dolorosas que sufren las personas que practican deportes tales como futbol, basquetbol, tenis, etc. Estas enfermedades se producen debido a una posible alineación defectuosa de la rótula mientras la rodilla esta en movimiento. Este tipo de ortesis también es conocido como Férula de rodilla, las cuales ayudan a corregir esta desalineación. A pesar de esto el mal uso de esta férula o si no se sigue un correcto tratamiento, puede terminar en una utilidad nula de esta ya que no se reducirá el dolor o se mejorara el funcionamiento de la articulación.

“La revisión encontró pruebas de muy baja calidad de ensayos que analizaron diferentes ortesis de la rodilla (férula de rodilla, rodillera y correa) de que el uso de una ortesis de la rodilla puede no reducir el dolor de la rodilla ni mejorar la función de la rodilla a corto plazo (menos de tres meses) en adultos que también realizaban un programa de ejercicio para tratar el SDPF (Síndrome de Dolor Patelofemoral). Estos hallazgos señalan la necesidad de estudios de investigación de buena calidad clínicamente relevantes que informen sobre el uso de ortesis de la rodilla habitualmente disponibles para tratar el SDPF.” (Smith TO, Drew BT, Meek TH, Clark AB, 2015)

De esto podemos inferir que si no se utilizan de manera correcta y por un periodo determinado, la utilización de estas Ortesis seria en vano, por lo que además de que tiene que haber una indicación médica de por medio, es necesario respetar los tiempos y modo de uso de cada Ortesis.

Rodillera envolvente con articulaciones monocéntricas	Descripción
	<p>Los apoyos medio-laterales hacen un efecto de sujeción y son regulables en altura, posibilitando un ajuste confortable. Posibilita el bloqueo de la articulación en 0°, 15°, 30° o 45° de flexión y el control de amplitud de movimientos desde la extensión total (0°) hasta 120° de flexión en intervalos de 10°. Efectos: Estabilización y soporte medio lateral de la articulación de la rodilla y estructuras anatómicas correspondientes. Control de amplitud de los movimientos de flexo-extensión.</p> <p style="text-align: center;">Indicaciones:</p> <p>Rehabilitación post-operatoria y post-traumática.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Estabilizadoras o Inmovilizadoras/ (Orlman, 2017)

Este modelo cumple la función de estabilizar y reducir el rango de movimiento de la articulación, por lo que sería un híbrido entre las ortesis estabilizadoras y dinámicas, ya que tiene características de ambos tipos, también tiene la opción de inmovilizar por lo que es un diseño bastante versátil en cuanto a los distintos usos que se le pueden dar. Debido a que se recomienda utilizar para casos específicos de operaciones o traumas, es una ortesis un tanto más específica que las otras, pero que posee características funcionales importantes.


A continuación haremos un análisis y revisión del estado del arte de las ortesis dinámicas o funcionales, también conocidas como ortesis de movimiento dinámico, se encargan de mantener la biomecánica de las estructuras corporales a tratar dejándolas alineadas y bien posicionadas, el objetivo general de este tipo de ortesis corresponde a que el paciente pueda mantener cierta autonomía y mejorar su calidad de vida por medio de la alineación articular, normalización del tono muscular, corregir las posiciones corporal y con todo ello disminuir el gasto energético. Generalmente las ortesis funcionales están formadas por una estructura que recubre y mantiene la extremidad, los músculos y el esqueleto compactados para que mantengan la anatomía correspondiente. Se suelen utilizar en rehabilitaciones post operatorias y permiten a las articulaciones trabajar dentro

de un rango asignado de grados y así cuidar la integridad de la misma, pero sin fijarla ya que puede generar atrofas.

“Por otra parte las ortesis de movimiento dinámico son un acercamiento relativamente nuevo para controlar el tono anormal y las disfunciones neurológicas. Es un grupo de ortesis que basan su funcionalidad en una leve compresión de las partes afectadas proporcionando un feedback sensorial que repercute en la precisión de los movimientos.” (Creix.com, 2013)

Nota:

“La espasticidad se refiere a músculos tensos y rígidos. También se puede llamar tensión inusual o aumento del tono muscular. Los reflejos (por ejemplo, un reflejo rotuliano) son más fuertes o exagerados. La afección puede interferir con la actividad de caminar, el movimiento o el habla. También se le llama rigidez muscular o hipertonia” (Dobkin BH, Daroff RB, Fenichel GM, Jankovic J, Mazziotta JC, eds., 2012)

Ortesis funcional conformada Q.T.B. (quadrilateral thigh bearing)	Descripción
	<p>Ortesis confeccionada en termoplástico la parte femoral y la tibial previo molde de yeso y unidas con articulaciones de rodilla y de tobillo de duraluminio. Las articulaciones de tobillo pueden ser substituidas por unas de plástico.</p>

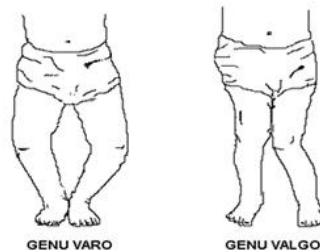
Rama: Mapa/Ortesis/Funcionales o Dinamicas/ (ortopediacurto.com, 2017)

Esta ortesis tiene como principio mantener compacta la musculatura, con el fin de utilizarla en una fractura o traumatismo muscular, de forma que las fuerzas no tiendan a desplazar los huesos fracturados. Según sus indicaciones está destinada a fracturas de fémur que han sido tratadas, en un principio, con tracción continua. Además se puede utilizar en lesiones neuromusculares y espasticidades leves. La estructura y el diseño de este ejemplar poseen características importantes de una ortesis ya que utilizarla en un prototipo podría sujetar la estructura ósea y muscular de la extremidad de una manera óptima, además de permitir la movilidad de la misma, esto ayudaría a poder distribuir de mejor manera las fuerzas aplicadas por los actuadores.


Carbon Ankle Seven	Descripcion
	<p>Este ejemplo de ortesis dinámica de tobillo y pie, posee un resorte de carbono que le da la característica de bajo peso y una alta resistencia a las cargas dinámicas al momento de flectar junto con el tobillo, lo que permite al paciente caminar de una manera más natural y con un menor esfuerzo.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Funcionales o Dinamicas/ (ottobock.es, 2017)

En la siguiente página continuaremos con la revisión del estado del arte y analizando esta vez a las ortesis de tipo Correctoras fijas. Este tipo de ortesis se utiliza comúnmente para corregir deformidades esqueléticas, en general se utilizan durante la infancia puesto que su eficacia es mucho mayor durante este periodo cuando huesos, músculos y cuerpo aún son cambiantes, pues están en desarrollo. Existen pocos ejemplares comerciales que entran en esta categoría, ya que los diseños existentes están pensados para dos o tres patologías.



“La alineación que presentan las piernas al mirarlas desde el frente, lo que conocemos como patrón angular. Esta alineación presenta gran variabilidad dentro de la normalidad, pudiendo encontrarnos con piernas arqueadas (genu varo, cuando las rodillas se separan y los tobillos se juntan), rectas o con forma de X (genu valgo, cuando las rodillas se juntan y los tobillos se separan)”Ref. Fig. 13 (Arbona, 2012)

Arnes de Pavlick	Descripcion
	Ortesis de corrección infantiles. Tratamiento displasia de caderas con arnes de Pavlik


Rama: Mapa/Ortesis/Correctoras fijas/ (ortopediavicente.es, 2016)

Ortesis de cadera	Descripcion
	Indicaciones: Tratamiento de enfermedad Legg-Calvé-Perthes. Distonía. Migración de la cadera.


Rama: Mapa/Ortesis/Correctoras fijas/ (ortopediavicente.es, 2016)

A pesar de que estos dos últimos ejemplares no nos son útiles, nos aportan información clara sobre cómo están diseñadas las prótesis correctoras, encargadas de reformar la formación de las extremidades a tratar. Es importante que las ortesis robóticas actuales posean características correctoras dado que las estructuras en las que están afirmadas son de materiales firmes con el fin de mantener las extremidades en posiciones de descanso y fijas, con cierta tolerancia con respecto a la libertad que posee el miembro dentro del exoesqueleto.


Por otra parte las ortesis protectoras, como su nombre lo indica, se encargan de proteger y cubrir alguna extremidad, articulación o miembro. Existen diversos modelos y ejemplares de este tipo de ortesis, comúnmente se comete el error de incluir a las rodilleras y coderas protectoras en esta categoría, pero este tipo de ortesis además de proteger tiene la función de mantener alineado el miembro, por lo que solo algunas de estos podrían entrar en esta clase de ortesis. Obviamente la funcionalidad protectora de estas ortesis es para lo que están diseñadas, por lo que la segunda característica que poseen no es en mayor grado que sus ejemplares funcionales o estabilizadoras. Es por esto que esta clase de ortesis suelen utilizarse en deportes, donde las articulaciones pueden sufrir algún tipo de golpes, rozamiento e inclusive movimientos o posiciones dañinas para la articulación, a modo de evitar lesiones en las personas que las emplean en su rutina deportiva. Además como dato estos ejemplares a comparación de las otras que poseen regulación en sus tamaños alcanzando varias tallas, estas poseen tallas estandarizadas para cada tamaño y diámetro del miembro, por lo que no son tan versátiles en este sentido. El fin de proteger es una característica muy importante en las ortesis, el cual podría ser tomado en cuenta para agregar como característica a nuestro prototipo.

Rodillera Protectora	Descripcion
	<p>Rodillera acolchada ligera que protege frente a impactos, asegurando una compresión constante y reteniendo el calor corporal. La almohadilla gruesa de espuma va recubierta con fibras de kevlar para una duración máxima. Su diseño anatómico evita la formación de arrugas y proporciona comodidad. El panel trasero elástico facilita su colocación.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Protectoras/ (Ismonline.es, 2011)

Codera Protectora	Descripcion
	<p>Codera acolchada ligera que protege frente a impactos, asegurando una compresión constante y reteniendo el calor corporal. La almohadilla gruesa de espuma va recubierta con fibras de kevlar para una duración máxima. Su diseño anatómico evita la formación de arrugas y proporciona comodidad. El panel trasero elástico facilita su colocación.</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Protectoras (Ismonline.es, 2011)

Rodilleras-Espinilleras	Descripcion
	<p>Squeezebox™: sistema de unión especialmente diseñado y patentado para un encaje optimizado y una alta capacidad de movimiento entre la rodilla y la espinilla."ArmadilloDuo™": paneles de protección con doble inyección de alta calidad hechos de polipropileno para absorber los impactos."Nockout™": acolchado que absorbe los impactos a lo largo de toda la pierna</p>

Rama: Mapa/Ortesis/Protectoras (chainreactioncycles.com, 2017)

6. Control

El control aplicado a sistemas y dispositivos, se basan en distintas estrategias y tipos de control, los cuales responden a las necesidades para las que se han desarrollado. Siendo este una de las partes más complejas y necesarias al momento de diseñar cualquier dispositivo móvil que necesite un seguimiento minucioso de cada uno de sus movimientos, el control abarca todos los sistemas necesarios para poder manipular dicho dispositivo. El control tomara el primer lugar jerárquicamente, ante los sistemas sensoriales y actuadores, además de otros factores que conllevan el diseño de un mecanismo versátil y funcional.

Categorizando este elemento nos encontraremos con tipos y estrategias de control, además de los distintos dispositivos tecnológicos que nos permiten aplicar las lógicas y condiciones que harán funcionar el sistema, idealmente con un error reducido al máximo, llamemos a estos controladores. Comenzando con los tipos, podemos encontrar las ramas de control de posición, cinemático, dinámico, adaptativo, entre otros, los cuales pueden ser aplicados dependiendo de las necesidades que se surjan, pudiendo así, gestionar un control óptimo para cada sistema o dispositivo existente. Así mismo, cada una de estas necesidades sumara un grado de complejidad mayor a la estrategia a seguir para controlar mencionados dispositivos.

“Las estrategias de control más utilizadas... son establecidas mediante controladores híbridos que utilizan señales de Electromiografía EMG, controladores no lineales tipo PD-PID, control inteligente (redes neuronales, algoritmos genéticos, lógica difusa y sistemas expertos), inteligencia artificial, control por ecos y control mediante reglas basadas en el nivel de coordinación.”

(F. Martínez, A. Claudio, S. Vergara, J.M. Rodríguez, A. Olmos, 2010)

Existen diversas estrategias de control que se han desarrollado con las tecnologías actuales, las cuales van enlazadas directamente con el diseño de la

prótesis u ortesis, estas estrategias permiten obtener datos, cada una con su filosofía de control correspondiente, las que nos guiarán para diseñar un control apto enfocado en dispositivos que deben permitir rehabilitar y/o aumentar las capacidades físicas de personas que sufren discapacidades o lesiones presentes de las extremidades, enfocándonos siempre en disminuir el porcentaje de personas con movilidad reducida.

“Las estrategias de control descritas en la revisión bibliográfica se realizaron con parámetros de una marcha estandarizada, es decir, no consideran las diferencias que existen entre una persona y otra. Ya que cada persona tiene una forma propia de caminar que va relacionada con la anatomía y el grupo étnico al que pertenece, por lo tanto, no es adecuado diseñar una prótesis para la población en general.” (F. Martínez, A. Claudio, S. Vergara, J.M. Rodríguez, A. Olmos, 2010)

Pensando directamente en nuestro proyecto, el control tendrá que tener la información necesaria para que el dispositivo no dañe al usuario o al mismo dispositivo, por lo tanto tendrá las medidas de protección necesarias para asegurar esta condición. Las variables que son necesarias para cumplir esto como mínimo se tiene que tener noción de la fuerza, posición, velocidad, aceleración, tiempo de respuesta y la más compleja de todas es como obtener la intención del movimiento. Para esto actualmente existen dos tipos de pruebas que permiten parametrizar las intenciones y así generar un movimiento deseado, estas son la Electromiografía (EMG) y el Electroencefalograma (EEG) los cuales, por medio de complejos algoritmos, nos permitirán generar el control para poder hacer seguimiento del movimiento que quiera realizar el usuario. Las EMG nos permite medir los impulsos eléctricos que reciben los músculos al contraerse o relajarse, la medición de los sensores es análoga por lo que se pueden establecer rangos para poder limitar la fuerza que ejecutara el actuador. Por otra parte los EEG corresponde a un examen neurofisiológico que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica del cerebro, estas señales cambian cuando el usuario esta en fases de concentración, relajación, entre otras. Estos tipos de señales permiten desarrollar un sistema que por medio de la neurorehabilitación permiten al usuario recuperar el movimiento de alguna extremidad, en distintas intensidades y pueden proveer ventajas en la controlabilidad del dispositivo, además nos permitirán parametrizar todo lo que es la intención del movimiento en sí. Normalmente la utilización de estas señales para controlar el movimiento de algún dispositivo requieren de alguna capacitación que permita al usuario adaptarse al sistema, es por esto que nos plantearemos encontrar la manera de que esto no sea un problema, dejando en claro que pretendemos generar un control capaz de interpretar las intenciones por medio de los movimientos naturales del cuerpo, de manera de reducir la complejidad para controlar el dispositivo. Es decir, por ejemplo al caminar el humano inconscientemente inclina su cuerpo o su tronco superior, activando músculos en el abdomen y los alrededores, es por esto que no solo se obtendrán señales musculares en la pierna, si no que tratar de monitorear

la mayor cantidad de músculos que se activan al caminar, y así para cada movimiento que se quiera realizar.

Nuestro prototipo estará destinado a seguir la mayor cantidad de movimientos que desee realizar el usuario, por lo que el tiempo de respuesta que tendrá tiene que ser la más rápida posible, para no interrumpir el movimiento generado por el portador. Por ejemplo, si el usuario desea caminar que el dispositivo sea lo suficientemente eficiente para que su respuesta sea la óptima, inclusive si después de eso quiere cambiar el sentido de la marcha, por lo que tendrá que generar un giro o desplazamiento lateral de la extremidad. Entonces el dispositivo debe cumplir y responder ante la mayor cantidad de desplazamientos que realice el portador, por lo que idealmente tiene que tener una gran cantidad de sensores activos distribuidos por el prototipo.

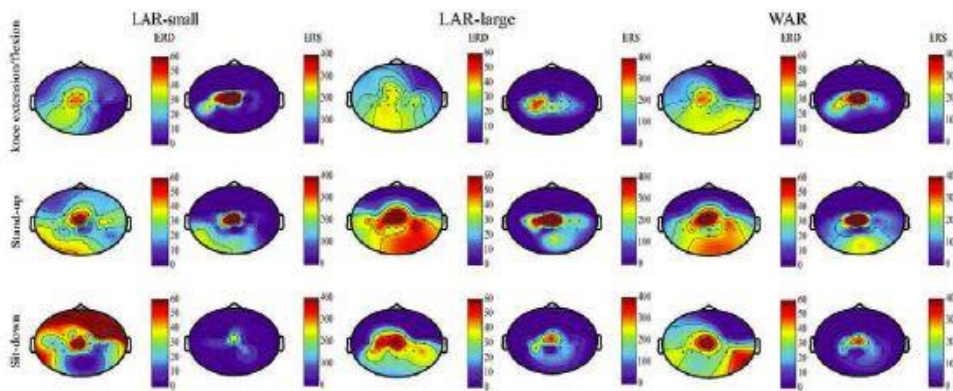


Fig.14. Actividad cerebral al realizar flexión/extensión de rodilla y al levantarse de una silla. (A.C.Villa-Parra, D.Delisle-Rodríguez, A. López-Delisc, T. Bastos-Filho, R. Sagaró, A. Frizzera-Neto, 2015)


7. Sensores

Entendamos por sensor un elemento que es sensible a ciertos cambios físicos de una variable real, esta magnitud leída es transformada luego a una señal eléctrica la cual pasa por ciertos procesos que la dejan apta para ser utilizadas en algún tipo de control en específico, por un elemento externo al sensor pero que actualmente viene todo integrado en un mismo circuito. Estos cambios de magnitud se pueden traducir en cambios resistivos, capacitivos o de otras variables eléctricas. Además podemos encontrar con salidas análogas, digitales y ambas, los sensores son una parte fundamental en la lógica de control ya que aportan con información relevante para poder realizar, desarrollar y optimizar la lógica de control, pensando en esto, mientras un sistema tenga mayor cantidad de variables se estén detectando, mayor será el grado de control que se le podría aplicar al sistema. Las categorías existentes de los sensores son muy amplias por lo que solo podremos hacer una revisión de ciertos tipos de sensores, tomando en cuenta la mayor cantidad de posibles variables que puedan existir al momento de monitorear una extremidad inserto en el sistema de control, serían las magnitudes

como fuerza, aceleración, velocidad, posición, inercia, resistivos, etc. Con las calidades actuales de sensores en el mercado encontramos una amplia gama las cuales varían en general la precisión y la resolución, entendamos por precisión a la asertividad del dispositivo con respecto al valor real de la variable, y la resolución por el rango eficaz que puede percibir el sensor. Pensando en las magnitudes físicas anteriormente nombradas, la aplicación de los sensores de contacto directo necesarios para el sistema de control de un prototipo de ortesis, haremos una revisión del estado del arte sobre las opciones disponibles en el mercado.


7.1 Mioelectrico

Este tipo de sensores perciben los cambios en los impulsos eléctricos en los músculos, los cuales son enviados por el cerebro a través del sistema nervioso. Generalmente la señal entregada por este tipo de sensores necesita ser acondicionada mediante amplificación y filtrado de la misma. Por naturaleza al mover una extremidad siempre existe un musculo dominante, dado esto para cada movimiento es necesario ubicar dicho musculo para posicionar un electrodo sobre él, electrodo el cual se encargara de obtener el impulso eléctrico para enviárselo al sensor y generar una acción. En esta categoría de sensores podemos subdividirla en los electrodos y cable necesarios para obtener la señal, y el circuito el cual se encargara de modularla y procesarla para poder utilizar la señal en un controlador. Dado esto describiremos tres subcategorías dentro de una las cuales describirán el estado del arte de cada una, dejándolos en: Sensores, Electrodo y Kits Biomédicos.

Sensor Mioelectrico (EMG) MyoWare	Descripción
	<p>Dimensiones: 53mm x 20mm excluyendo el cable del electrodo que mide 76mm</p> <p>Voltaje de operación: 2.9 V a 5.7 V</p> <p>Voltaje análogo de salida desde 0 V a +Vs (fuente de voltaje)</p> <p>Ganancia ajustable</p> <p>Salidas EMG procesadas y sin procesar</p> <p>Conectores de los electrodos en la placa</p> <p>LED's indicadores: uno de encendido y otro que brilla cuando el músculo de flexiona</p> <p>Interruptor de encendido</p> <p>Protección de polaridad inversa</p>


Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Advancer Technologies, 2017)

El ejemplar anterior me pareció muy interesante ya que el uso de estos es bastante práctico, la señal de salida es posible manipularla de manera casi inmediata por lo que no sería necesaria hacer ajustes complejos en la señal para poder utilizarla en el lazo de control ya que entrega señales de salida procesadas y crudas o sin procesar. El precio de mercado actual es bastante alcanzable y no supera los precios de los ejemplares siguientes. Uno de los contra que podría poseer es que los electrodos que utiliza este tipo de sensor son desechables por lo que habría que comprar una cantidad considerable para poder hacer todas las pruebas necesarias del prototipo.

Delsys Sensor EMG superficial	Descripción
	<p>Mechanical:</p> <p>Number of Contacts 2</p> <p>Contact Dimensions 10.0 x 1.0 mm</p> <p>Contact Spacing 10 mm</p> <p>Contact Material 99.9% Ag</p> <p>Detection Area 10 mm²</p> <p>Case Dimensions 41 x 20 x 5 mm</p> <p>Case Material Polycarbonate</p> <p>Cable Length 1.67 m</p> <p>Connector Hypertronics D04</p> <p>Temperature Range 0-40° C</p> <p>Electrical:</p> <p>Preamplifier Gain 10 VN ±1%</p> <p>Bandwidth open</p> <p>Noise 1.2uV (RMS, R.T.I.)</p> <p>CMRR (6/10Hz) -92 dB (typical)</p> <p>Power Consumption 20 mW (typical)</p> <p>Input Impedance >1015Ω//0.2pF</p>

Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Delsys, 2017)

Este set de sensores es mucho más práctico que el anterior ya que al utilizar electrodos superficiales fijos, no es necesario cambiarlos con cada uso, la posibilidad de incluirla en el prototipo es bastante considerable ya que el tipo de electrodo muy eficiente al momento de implementar un dispositivo destinado a utilizarse en reiteradas ocasiones. El precio es más elevado al ejemplar anterior por lo que la adquisición de la cantidad necesaria aumenta de manera notoria lo que es el presupuesto del prototipado. Este sensor es de una marca especializada en el diseño de este tipo de dispositivos de medición, por lo que tienen una amplia gama para ofrecer a los desarrolladores que los quieran utilizar, incluso este mismo sensor se puede conectar a un amplificador operacional el cual posee además la función de acelerómetro y es capaz de medir algunas otras variables, además de encontrar la posibilidad de que sean de comunicación inalámbrica. Esto los convierte en una opción bastante óptima pero solo queda comparar los precios con otros ejemplares similares.

Aktos sensor EMG con acelerómetro inalámbrico	Descripción
	<p>Transmitter dimensions 32 x 17 x 12 mm Transmitter weight 7.9 g Data logging 10 hours onboard memory Waterproof option underwater measurements Range 30 m Transmission protocol proprietary bidirectional, 2.4 GHz Battery life 10 hours Sampling rate 2000 Hz EMG, 148 Hz ACC per channel Integrated 3-axial ACC ± 2, ± 4, ± 8, ± 16 (gn) Resolution 16 bit</p>

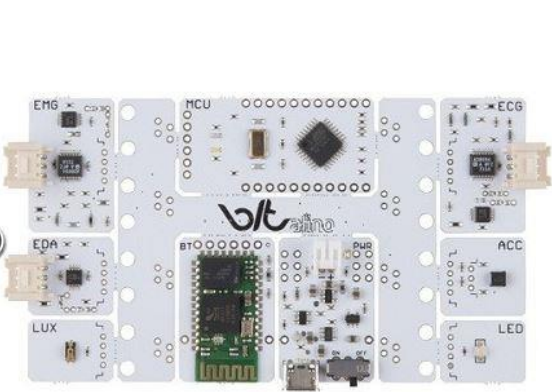
Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Myon, 2016)

Esta gama de dispositivos ofrece uno de los sensores más avanzados para este tipo de aplicación ya que poseen la característica de comunicación inalámbrica por lo que esto reduce el aparataje y cantidad de cables en los artefactos que se puedan aplicar, poseen un canal de transmisión con una frecuencia elevada lo que asegura una comunicación veloz y eficaz en distancias cortas. Además posee un acelerómetro interno el cual aumenta la versatilidad de este elemento de medición, ya que nos entrega información crucial que nos pueden servir ampliamente en nuestro sistema de control a diseñar. La durabilidad de la carga de la batería es un factor que ayuda a que este ejemplar ocupe un mayor puesto como candidato a utilizar, evaluando mas factores técnicos sobre este sensor indican que podría ser muy útil en proyectos de este tipo, permitiendo aumentar la complejidad y calidad del sistema en sí. Los precios del mercado actual son bastante más elevados que los ejemplares anteriores, además de que no existe alguna opción viable para importar estos sensores de manera unitaria o al detalle, de todas maneras se queda como una opción bastante buena pensada en proyectos que se necesiten datos de esta naturaleza.


Sensor Muscular EMG	Descripción
	<p>NOTA: NO SAR ESTE SENSOR CON FINES MÉDICO.</p> <p>En stand by, el voltaje de salida es de 1.5V. Cuando se detecta actividad muscular el voltaje puede subir hasta un máximo de 3.3V. Puede usarse en sistemas de 3.3 a 5V.</p> <p>Características: Conector 3.5mm Incluye 6 electrodos desechables Alimentación de 3.3V-5V No requiere fuentes externas de alimentación.</p>

Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Seedstudio, 2017)

El kit de desarrollo descrito anteriormente corresponde a un set compatible con microcontroladores como Arduino, el cual presenta un precio bastante accesible para los desarrolladores. En base a las características que posee dicho kit, podemos decir que es un tanto básico en comparación con otros ya que trae electrodos que son desechables por lo que cada uno solo serviría para hacer un par de pruebas, las señales que entrega el sensor solo permiten crear estrategias de control mediante impulsos un tanto más simples que los que permiten captar los demás sensores o kits de desarrollo. Esto lo convierte en un instrumento bastante útil pero que no nos podrá aportar con la precisión que se necesita para poder realizar un control robusto sobre el sistema. Pero es importante destacar que es una opción considerablemente viable para implementar y realizar pruebas básicas que puedan servirnos para poder introducirnos en lo que es el control de las señales EMG.

Kit De Desarrollo Biomédico	Descripción
	<p>Nota: El BITalino sólo se comunica a través de Bluetooth con el ordenador.</p> <p>El kit incluye:</p> <ul style="list-style-type: none"> Microcontrolador Fuente de energía Bloque de electromiografía (EMG) Bloque de electrocardiograma (ECG) Bloque lux Acelerómetro Bluetooth 3 accesorios para (EMG/ECG) 2 Accesorios de plomo (para EDA) 5 electrodos pre-gelificados 1 batería LiPo de 3.7 V a 500 mAh


Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (BITalino, 2017)

Biometrics DataLINK/DataLOG EMG Sensors	Descripción
	<p>Electrodes: Integral dry reusable Gain: 1000 Bandwidth: 20 Hz - 450 Hz Noise: < 5 μV Input Impedance: > 10,000,000 M Ohms Supply voltage: +4.5 Vdc CMRR @60 Hz (dB): > 96dB (typically 110dB) Cable: Highly flexible grade, length 1.25 m (custom lengths on request) Plug: Direct connection to DataLINK or DataLOG Mass: 12 g (excluding cable and connector) Electrostatic Discharge Circuit protected</p>


Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Biometrics, 2015)

Los Kits de desarrollo y medición biométricos descritos con anterioridad son muchos más completos y eficaces, poseen una mayor precisión y una mayor cantidad de aplicaciones que se les pueda dar. Son compatibles con sistemas de plataforma abierta, pero con una amplia diferencia en precios, el primero (BITalino) posee diversos módulos compactos en una sola placa, lo cual permite que la funcionalidad del mismo sea más eficaz, cabe destacar que tiene la capacidad de aumentar la cantidad de módulos, lo cual serviría para añadir una mayor cantidad de canales para poder medir más músculos a la vez.

En el caso del segundo Kit (Biometrics):

Cables para electrodos sin almohadillas	Descripción
	<p>Este es un cable de extensión para electrodos de 3 conectores. Estos cables tienen 61 cm de largo y cuentan con un conector jack de audio de 3,5 mm en un extremo con terminales de estilo broche para las almohadillas biomédicas. Cada cable viene en un conjunto rojo, azul y negro.</p>

Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (tdrobotica.co, 2017)

Electrodos-Almohadillas para sensor EMG	Descripción
	<p>Este paquete de electrodos de 6 unidades son desechables de un único uso. Covidien H124SG y libres de látex. Permiten dos veces el uso del sensor de músculo mioeléctrico. Se adhieren a la piel lo suficiente como para evitar soltarlos sin intención pero son fáciles de remover cuando termines tu medición. Su instalación en el sensor se realiza a través del broche siendo muy sencillo.</p> <p>Características: Dimensiones: 30mm x 25mm Peso: 0.6g</p>


Rama: Mapa/Sensores/Mioelectricos/ (Advancer Technologies, 2017)

Los electrodos y cables para electrodos son una parte fundamental del sensor ya que son los elementos sensibles que detectan los distintos estímulos que se producen en los músculos, la ventaja que tienen es que se pueden conectar a una distancia prudente del sensor permitiendo distribuir de distintas maneras los electrodos, lo que permite poder adaptar nuestro sistema acorde a la aplicación que se necesite realizar, ubicándolos en los distintos músculos que se utilizan al realizar ciertos movimientos predeterminados, con tal de poder establecer un algoritmo que reconozca el tipo de actividad que se quiere realizar. La distribución de estos tipos de electrodos tienen un inconveniente ya que en la mayoría de los casos los terminales, los cuales poseen pegamento para adherirse a la piel, son desechables por lo que no podríamos implementarlos en un dispositivo destinado a removerlo luego de la utilización que además es reutilizable. Frente a esto es posible adaptar estos electrodos, fijándolos a algún material que permita la lectura de la señal y no interfiera en la misma, normalmente se utilizan telas plásticas en base de polímeros.

7.2 Sensor EEG

Estos sensores han sido diseñados con el fin de monitorear la actividad de las señales bioeléctricas del cerebro que se generan en los distintos estados o actividades que esté realizando un sujeto, normalmente los cambios notorios en las señales se presentan en fases de concentración, relajación, pensamientos, estimulación visual o auditiva, etc. Últimamente el desarrollo de estos tipos de sensores a avanzado rápidamente, diseñándose dispositivos los cuales permiten generar algoritmos de control un tanto más complejos, el desarrollo en aplicaciones médicas, de entretenimiento y robóticas son unos de los pocos usos que se les pueden dar a estos sensores ya que las versiones para desarrolladores son bastantes completas y versátiles para trabajar, aunque actualmente los precios de

mercado son bastante elevados, y las gamas más accesibles tienen menos cantidad de canales para las señales bioeléctricas por lo que los controles o aplicaciones que se le podrían asignar serían más simples que el de sus pares de alta gama.


NeuroSky MindWave	Descripción
	<p>MindWave Mobile</p> <ul style="list-style-type: none"> • Uses the TGAM1 module • Automatic wireless pairing • Single AAA Battery (Not included) • 8-hours battery run time • Bluetooth v2.1 Class 2 (10 meters range). Bluetooth dongle not included. <p>Measures</p> <ul style="list-style-type: none"> • Raw-Brainwaves • Processing and output of EEG power spectrums (Alpha, Beta, etc.) • Processing and output of NeuroSky proprietary eSense meter for Attention, Meditation, and other future meters • EEG/ECG signal quality analysis.

Rama: Mapa/Sensores/Electroencefalograma (EEG)/ (NeuroSky, 2017)

Este sensor me parece interesante dado que con esto podemos ampliar las posibilidades de lectura del paciente, podremos adaptar la respuesta del sistema según el grado de concentración que posea el usuario, dado que este sensor trabaja con ejercicios de concentración y relajación. Por otra parte veo que este sensor posee dos contras bastante importantes de nombrar, en primer lugar se encuentra el contra de que este sensor solo permite la lectura de un solo canal de señales electromagnéticas del cerebro, por lo que no se podría hacer un ajuste muy variado en cuanto a las respuestas que se pueden generar con él, por otra parte es necesario entrenar al usuario para que pueda dominar la técnica de relajación y concentración para poder cambiar el valor de la señal de lectura y generar algún control en específico según el valor leído.

EMOTIV Insight 5 Channel	Descripción
	<p>Signals 5 channels: AF3, AF4, T7, T8, Pz 2 references: In the CMS/DRL noise cancellation configuration</p> <p>Signal resolution Data transmission rate: 128 samples per second per channel Minimum voltage resolution: 0.51μV least significant bit Frequency response: 1-43Hz</p> <p>Connectivity Wireless: Bluetooth 4.0 LE Battery: Internal Lithium Polymer battery 480mAh Battery life: 4 hours minimum run time</p>

Rama: Mapa/Sensores/Electroencefalograma (EEG)/ (EMOTIV Inc., 2017)

EMOTIV EPOC+ 14 Channel	Descripción
	<p>Signals 14 channels: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4 2 references: In the CMS/DRL noise cancellation configuration P3/P4 locations</p> <p>Signal resolution Sampling method: Sequential sampling. Single ADC Sampling rate: 128 SPS or 256 SPS* (2048 Hz internal) Resolution: 14 bits 1 LSB = 0.51μV (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded), or 16 bits* Bandwidth: 0.2 – 43Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz Filtering: Built in digital 5th order Sinc filter Dynamic range (input referred): 8400μV(pp)</p>


Rama: Mapa/Sensores/Electroencefalograma (EEG)/ (EMOTIV Inc., 2017)

Estos sensores podrían ser muy útiles dado que podríamos agregar mayor cantidad de variables al control. Por ejemplo se podría diseñar un sistema capaz de “predecir” el tipo de movimiento que desea realizar el usuario mediante la

respuesta que genera este sensor ante cambios en los grados de concentración, estados los cuales generan variaciones en las ondas del cerebro y las podríamos leer con este tipo de sensores. Esto ayudaría a generar un control más completo y predictivo, lo cual es un factor muy relevante en cuanto a la funcionalidad del sistema porque así se puede reducir el tiempo de respuesta que tuviera el sistema en tanto la lectura y la fase en que los actuadores cumplen su función.

7.3 Posición


Cuando es necesario tener en cuenta la posición relativa de un objeto se pueden implementar distintas técnicas para obtener el dato específico que nos indicara la posición, siempre en relación a un punto de referencia y tomara un valor correspondiente a un punto ubicado en un plano o espacio, este valor se puede interpretar como coordenada o como magnitud. Cuando se quiere saber la posición de un punto en específico es necesario analizar si el desplazamiento será lineal o no, ya que esto determinara el tipo de sensor que se podrá utilizar en el dispositivo. Existen distintos métodos y principios para obtener, detectar e interpretar la posición de un objeto, dispositivos o un componente en específico, comúnmente se basan en sensores ópticos, capacitivos, inductivos, magnéticos, ultrasónicos y fotoeléctricos los cuales la señal de salida es usualmente digital, los cuales en una trayectoria lineal se deben incorporar punto a punto según la referencia que se tenga. Para movimientos rotativos los encoders son muy utilizados para obtener información acerca de la posición angular y rotacional del eje de un motor o algún actuador rotativo, existen 2 categorías de encoders, incrementales y absolutos los cuales se han ganado una excelente reputación ya que son muy confiables y útiles. A continuación veremos algunos sensores que podrían ser los apropiados para poder obtener una mayor cantidad de datos del prototipo y del entorno para así generar un control más robusto y complejo. En la mayoría de los casos los sensores necesarios para saber la posición angular y la orientación de un eje de un motor, vienen incorporados ya que la implementación y e instalación de estas normalmente es en la fabricación del mismo y su costo no es elevado, en el caso de los pistones o cilindros también vienen incorporados o a veces son desmontables, utilizan principios inductivos o magnéticos para saber la posición del embolo del pistón y así poder regular la trayectoria. Debido a que estos sensores vienen incorporados dentro de los actuadores, los sensores de posición como tal son utilizados para aplicaciones y modificaciones de dispositivos ya diseñados.

MTS360: Sensor de posición rotativo SMD	Descripción
	<p>El sensor sin contacto MTS360 combina un diseño de eje pasante con medición de posición absoluta en los 360 grados de giro, con un tamaño de solamente 6mm x 17mm x 18mm. Este nuevo dispositivo ofrece medición de ángulos de hasta 360° sin “banda muerta” y con linealidad a partir de $\pm 0.5\%$. Está preparado para trabajar a temperaturas de -40°C hasta $+150^{\circ}\text{C}$ y puede operar a velocidades de hasta 300 RPM. La señal de salida es posible seleccionarla entre analógica, PWM de 12 bits o SPI de 14 bits e incluye una segunda salida asignada a un interruptor programable.</p>

Rama: Mapa/Sensores/Posicion/ (Piher Sensors & Controls, 2013)

7.4 Fuerza

En un proyecto como el nuestro es importante saber siempre la fuerza, torsión y tensión que se le está aplicando al miembro al momento de moverlo, por ende es una magnitud muy importante que necesita ser controlada para poder generar un correcto movimiento y no dañar al usuario o la extremidad a movilizar. Es por esto que el uso de este tipo de sensores está pensado para poder proteger al usuario y al mecanismo en sí, es importante destacar que en nuestro caso debemos saber precisamente cuanta es la fuerza que está aplicando el actuador sobre la extremidad, para retroalimentar nuestro sistema de control y poder ajustar óptimamente las fuerzas y velocidades con las que se moverá. Además que si se tiene pensado que el prototipo debe potenciar al usuario de una nueva capacidad de fuerza, esta debe tener ciertos rangos establecidos para no sobre exigir la extremidad. Por lo que los sensores de fuerza estarán supervisando que estas complejas condiciones se cumplan. Cabe destacar que además de medir la fuerza que está siendo aplicada por el actuador, también es importante medir la fuerza que está aplicando el usuario sobre el dispositivo, para así poder parametrizar las intenciones de movimiento y poder ajustar la ganancia de fuerza de la extremidad que se tendrá gracias a la ortesis.

Sensor de fuerza FlexiForce	Descripción
	<p>Los sensores FlexiForce utilizan una tecnología basada en la variación de resistencia eléctrica del área sensora. La aplicación de una fuerza al área activa de detección del sensor se traduce en un cambio en la resistencia eléctrica del elemento sensor en función inversamente proporcional a la fuerza aplicada.</p> <p>Como indica su hoja de datos, estos sensores se pueden utilizar para medir tanto fuerzas estáticas como dinámicas. En esta línea hay sensores que pueden soportar hasta 453 kgf (ó 1.000 lbf).</p>


Rama: Mapa/Sensores/Fuerza/ (Carletti, robots-argentina.com.ar, 2007)

Este tipo de sensores son muy versátiles en especial porque nos servirán para implementarlos en el prototipo y así poder generar el control necesario acorde a las condiciones que se habían establecido en el párrafo anterior. La amplia gama que ofrece FlexiForce nos permitirá poder elegir correcta y efectivamente el sensor específico que se necesita para cada área del prototipo, ya que se necesitara supervisar la fuerza aplicada por los actuadores y la fuerza aplicada por el usuario. Por lo que buscaremos la disposición óptima en la que deben ir los terminales sensibles destinados al monitoreo y parametrización de los movimientos.

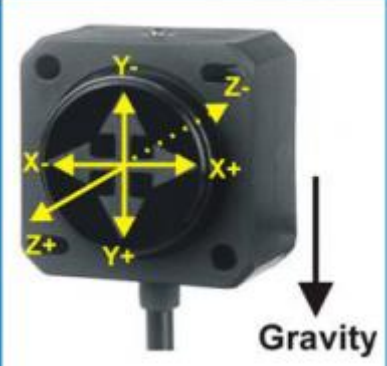
Galgas extensométricas: Este tipo de sensor mide la fuerza, carga, presión, por u otra variable de esa índole por medio de la deformación de un material con características piezorresistivas, por lo tanto una fuerza que deforma la galga producirá un cambio resistivo el cual es medido. A pesar de que encontramos en el mercado algunos sensores de este tipo, normalmente se encuentran en gamas industriales por lo que esta fuera del alcance del proyecto, pero cabe destacar que son utilizados frecuentemente dado a su fiabilidad sobre la lectura que se está realizando.

7.5 Velocidad y Aceleración

La velocidad y la aceleración son otras dos magnitudes muy importantes al momento del diseño del prototipo y la estrategia de control. Estas magnitudes nos proporcionan la información necesaria para poder establecer la dirección, sentido, inclinación, velocidad y aceleración con la cual se debe mover el dispositivo según nuestro sistema de referencia. Actualmente estas magnitudes se pueden medir o monitorear mediante dispositivos integrados los cuales cumplen todas esas funciones, claramente se podrían leer cada una por separados con distintos elementos o dispositivos, pero todo mejor al reducirse a un solo sensor capaz de obtener todos esos datos. Los llamados acelerómetros o sensores inerciales nos permiten obtener la orientación del elemento que se está midiendo y nos entrega además todos los datos anteriormente dichos, claramente existen grandes diferencias entre las distintas gamas de sensores, variando la resolución, calidad y funcionabilidad del mismo a distintos precios de mercado. Todos estos datos están dispuestos en un espacio tridimensional, sin embargo también existen algunos sensores que solo indican el valor en una o dos dimensiones, dependiendo de las características que necesite el desarrollador, por lo tanto tendremos valores en forma de vectores los cuales los utilizaremos para generar nuestra estrategia de control apropiada para el prototipo. Existen distintos principios de funcionamiento para los acelerómetros, están los piezoresistivos, piezoeléctricos, capacitivos, triaxiales, servo acelerómetro, de efecto Hall, entre otros. Por otra parte Los acelerómetros miden la aceleración lineal con que se mueve un objeto, los giróscopos la velocidad angular y los magnetómetros dan información acerca del norte magnético con respecto a la orientación de nuestro objeto. Con estos tres sensores es posible estudiar el movimiento del sensor inercial completo en el plano o el espacio (esto depende de los ejes que posean los sensores). Es por esto que los sensores “inerciales” están siendo desarrollados ya que el principio de funcionamiento es la mezcla de estos tres tipos de sensores, dejando cada vez menos variables sin medir en un dispositivo, claro que el control se hace más robusto y complejo al utilizar estos tipos de sensores. Dado todo lo anterior se realizara una revisión del estado del arte actual, sobre los sensores que nos podrían ser útiles para obtener los datos previamente nombrados.

Sensor de Velocidad GEL 247	Descripción
	Detección de movimiento Rotatorio Frecuencia 0 ... 25 kHz Temperatura de trabajo - 40 °C ... + 120 °C Clase de protección IP 68 Alimentación 0 ... 30 V DC Señales de salida Señal cuadrada de 10-30 VDC

Rama: Mapa/Sensores/Velocidad y Aceleración/ (Lenord, Bauer & Co. GmbH, 2017)

Sensores de aceleración (serie QG)	Descripción
	Rango de medición: de ± 0.26 a ± 18 g Frecuencia: 10-2000Hz (según modelo) Tensión de alimentación: 5-30Vdc Señal de salida analógica: 0.5-4.5 V o 4-20mA Precisión: ± 0.003 g

Rama: Mapa/Sensores/Velocidad y Aceleración/ (Dis Sensor bv, 2017)

Tech IMU CV4	Descripción
	Tamaño del Tech IMU CV4 (La x An x Al): 36x26x8 mm. Peso del Tech IMU CV4: 14gr. Tech-IMU CV4 construido de un solo cuerpo compacto y sólido para aplicaciones debajo del agua. Voltaje de uso: 3,3 – 4,0 VDC Consumo de corriente: 70 mA -Giróscopo 3D Velocidad angular: ± 2000 °/s Velocidad angular: $\pm 34,9$ rad/s Resolución: 0.06 °/s -Acelerómetro 3D Aceleración: $\pm 4, 8, 16$ g Aceleración: $\pm 39,22 - 156,88$ m/s ² Resolución: 0,122 mg -Magnetómetros 3D Campo magnético: $\pm 8,1$ gauss Campo magnético: ± 810 μ T Resolución: 0,092 μ T

Rama: Mapa/Sensores/Velocidad y Aceleración/ (Technaid, 2017)

Estos sensores proporcionan información muy relevante sobre la mecánica del movimiento que esté haciendo la extremidad, con estos podemos medir la aceleración, inclinación, velocidad angular he incluso en una serie de sensores, se podría saber la posición de cada uno respecto al otro. Esto nos permite realizar ajustes en el sistema según la velocidad con la que este moviendo la extremidad el paciente o también con la fuerza mediante la aceleración que se esté aplicando sobre el sensor, cabe destacar que al ser acelerómetros tridimensionales nos entregan una mayor información de la disposición, orientación y dirección en la que se encuentran en el espacio real y no en un plano que no considera el tercer eje.

8. Fuentes de energía

Como fuente de alimentación de energía eléctrica podemos utilizar distintos métodos para obtener y suministrar corriente. Cuando hablamos de almacenar energía eléctrica y necesitamos utilizarla en un dispositivo portátil, las principales opciones a utilizar son las baterías o pilas, las cuales funcionan a través de reacciones químicas generando efectos eléctricos en los materiales, por lo que podemos usarlas como fuentes de energía confiables y estables. Existen un sin fin de baterías disponibles en el mercado las cuales utilizan distintas técnicas para la generación de energía, algunas más eficientes que otras. Enfocándonos en baterías reutilizables o recargables, haremos una revisión de las actuales opciones y un análisis de sus características principales como la potencia, durabilidad de la carga, vida útil de la batería, entre otras.

Revisaremos la clasificación de las baterías recargables existentes según sus componentes químicos activos, y analizaremos sus características generales para ver cuál es la mejor opción para utilizar en dispositivos móviles o portátiles.

Definiciones según RAE:

- Electrodo: Extremo de un conductor en contacto con un medio, al que transmite o recibe una corriente eléctrica.
- Electrolito: Mezcla de ácido sulfúrico y agua destilada utilizada en algunas baterías eléctricas.
- Cátodo: Electrodo negativo
- Ánodo: Electrodo positivo

De estas opciones, haremos énfasis en las más populares y accesibles en el mercado, poniendo en mente los pros y contras del uso de cada uno de ellas:

8.1 Batería de iones de litio:

También denominada baterías Li-ion, se caracteriza por utilizar como electrolito una sal de litio, la cual se “encarga” de realizar la reacción química, permitiendo al acumulador tener una elevada capacidad energética, una alta resistencia a la descarga además tienen la capacidad de sufrir poco deterioro ante los ciclos de carga y descarga de la pila, se destacan también por su bajo peso y un alto rendimiento, características que le permitió a esta gama de baterías desarrollarse específicamente para dispositivos móviles, portátiles e incluso industriales.

Algunas de las ventajas y desventajas que se consideran para este tipo de baterías encontramos las siguientes:


Ventajas	Desventajas
Poseen una alta densidad de carga.	Duración media de su vida útil en comparación a otros tipos de baterías.
Poco peso y tamaño reducido.	Limite en cantidad de cargas muy bajo.
Presentan una baja tasa de auto descarga.	Sufren de sobrecalentamientos que puede producir una explosión.
Se genera una mayor tensión por cada celda individual en comparación a otros tipos de baterías (3.7 V).	Baja capacidad de trabajo en bajas temperaturas.
Mínimo efecto memoria.	Variaciones de tensión constantes.

Fichas

Batería de Li-ion 12 V 20000 mAh/20Ah	Descripción
	Voltaje Nominal: 12 V Voltaje de entrada: 12.6 V Tensión de salida: 9 V-12.6 V Capacidad de la batería: 20000 mAh (20Ah) Peso: 1500g

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (Xinjianeng, 2017)

Podemos observar que este ejemplar posee una gran capacidad de almacenamiento, posee un voltaje nominal muy variable, además se caracteriza por tener un tamaño y peso excesivo para utilizarlo en ámbitos de robótica móvil o dispositivos de esa categoría, lo que no la convierte en un buen candidato a utilizar. A pesar de sus características es complicado utilizar una batería como esta dado a que la masa del prototipo final aumentaría de manera considerable, pero que sus cualidades más destacables son el voltaje que entrega y la capacidad de carga que posee. Cabe destacar que esta batería ya bien con celdas conectadas internamente con el fin de elevar la tensión y mantener la corriente constante en la descarga.

Batería Li-Ion 3.7 V 6000 mAh	Descripción
	<p>Capacidad: 6000 mAh (Real), Tensión de salida: 3.7 V Voltaje de entrada: 5 V Peso: 82g</p>

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (Than walt technology co., LTD, 2017)

Esta celda posee un tamaño más reducido en comparación a la anterior, además posee una capacidad de carga alta, pero tiene una tensión de salida baja por lo que habría que hacer un juego de varias celdas en paralelo y serie para alcanzar la corriente y voltaje nominal óptimo para las aplicaciones que se le pueden dar en nuestro proyecto.

8.2 Batería de litio-ferrofosfato:

También conocidas como LiFePO_4 , estas baterías ofrecen una mayor durabilidad, una mayor potencia además de ser menos propensas a presentar fallas de seguridad, como explosiones o sobrecalentamientos. Su uso más frecuente se presenta en las áreas de robótica y almacenamiento de energía para vehículos eléctricos, utiliza un principio y química derivado de las baterías Li-Ion, por lo que comparten ciertas características, incluso algunas mejoras que le permiten ganarse un puesto más alto en el mercado.

Ventajas	Desventajas
Presentan un voltaje de descarga constante.	Para algunos casos, necesita sistemas de protección de carga para no dañar la batería.
Reduce los riesgos medioambientales	Son menos ligeras que las Li-Ion
Son más longevas, tienen un menor ratio de pérdida de capacidad	Tienen menor densidad de energía que una batería de LiCoO_2
Posee mayor estabilidad térmica.	

Celdas LiFePO4 3.2 v 10Ah c/u	Descripción
	Voltaje Nominal: 3.2 V Capacidad: 10000mah Peso: 215g

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (Shenzhen Anysun Technology co., Lmt., 2017)

Estas celdas poseen una gran capacidad de carga, con la correcta disposición de serie o paralelo y la cantidad correcta de celdas, se podría lograr una tensión y voltaje apto para dispositivos móviles de alto consumo energético. Debido a las características de estas baterías, en específico a la continuidad de descarga y la durabilidad de la vida útil. En consecuencia junto a la relación peso y capacidad, las convierten en una opción bastante viable, pensada específicamente para tenerlas como fuente de potencia para cualquier aparato móvil.

Celda LiFePO4 3.2v 20000mAh	Descripción
	Voltaje Nominal: 3.2 V Voltaje de carga: 3.65V Capacidad Nominal: 20000mah Peso: 426g


Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (Shenzhen Anysun Technology co., Lmt., 2017)

Este modelo presenta características similares a las anteriores, pero esta vez en un formato un poco más grande y de mayor capacidad por celda, pero también vemos que se duplica el peso de la celda, manteniendo su voltaje lo cual no la convierte en el ejemplar más óptimo para algún dispositivo móvil, debido a los juegos de conexiones que se deben realizar para obtener el voltaje y corriente correspondientes (12V y 30 mAh)

En relación a estos dos últimos ejemplares me parece muy interesante el primero dado al producto comercial que se vende en sí, se puede realizar un arreglo mucho más personalizado y eficaz en cuanto a los voltajes y corrientes con la que quedaría la batería final. Por lo que es muy probable que se utilice algún ejemplar similar, si es que no el mismo, en el prototipo final.


8.3 Batería de polímero de litio:

También conocidas como LiPo, Li-Poli, entre otros, corresponde a un tipo de batería que utiliza el mismo principio que las de iones de litio para energizar de manera continua, se caracterizan por ser ligeras y almacenar una gran densidad de carga, pero sufre los mismos riesgos de seguridad correspondiente a los sobrecalentamientos de la pila de celdas, además de que necesita cuidados extra para no presentar pérdidas notorias en la cantidad de ciclos de carga y descarga correspondientemente.

Batería LiPo 5000mAh 14.8v:	Descripción:
	Tecnología: LiPo Voltaje: 14.8V (4S) Conector: Deans Capacidad: 5000 mAh.

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (xrchobbies.cl, 2017)

Esta Batería está conformada por 4 celdas las cuales proporcionan un voltaje continuo que podría servir para alimentar motores y actuadores de manera correcta, pero mantiene una capacidad mucho menor en comparación a las baterías vistas con anterioridad. Esta gama se utiliza comúnmente en vehículos de aeromodelismo y en aparatos móviles terrestres o náuticos, al poseer un mayor número de celdas estas no solo ayudan a elevar el voltaje sino que también aumentan la capacidad de entrega de carga.

LiPo 5000mAh 7.4v 50C 2S	Descripción
	Capacity: 5000mAh - Voltage: 7.4V - Max Continuous Discharge: 50C (250A) - Max Burst Discharge: 100C (500A) - Weight: 279g - Dimensions: 138*46*25mm - Charge Rate: 1-3C Recommended - 5C Max

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (xrchobbies.cl, 2017)

En este caso a pesar de la similitud con el ejemplar anterior, esta posee un menor voltaje nominal ya que contiene solo 2 celdas, pero manteniendo la capacidad de carga. Utilizada para los mismos motivos que la anterior, esta permite conectar actuadores menos potentes, además podemos deducir que su peso es menor a la anterior debido a la menor cantidad de celdas. También es importante destacar que los precios entre una y otra son bastante distantes, siendo esta más barata, por lo que es un punto bastante

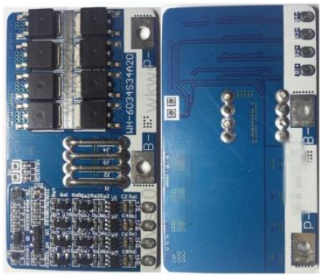
LiPo 5000mAh 6S1P 22.2V 25-35C:	Descripción:
	Capacidad: 5000mAh Voltaje: 6S1P / 6 Celdas / 22.2V Descarga: 25C (100A) Constante / 35C (175A) rafagas Peso: 772g (incluyendo cable, enchufe y carcasa) Dimensiones: 143x50x51mm Conector de balance: JST-XH Conector de descarga: Bullet 4mm

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (mmhobbies.cl, 2017)

Batería LiPo 5000mAh 2S (7,4v) 20C Hard case:	Descripción
	Capacidad: 5000mAh Voltaje: 2S1P / 2 Cell / 7,4v Descarga 20C Constante / 30C rafagas Peso: 279g (incluyendo cable y conectores) Dimensiones: 137x46x25mm Conector balanceo: JST-XH Conector descarga: 4mm tipo Bullet

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/ (mmhobbies.cl, 2017)

En estos dos últimos ejemplares podemos ver características similares con las anteriormente vistas, en relación al peso, cantidad de celdas y voltaje de salida. En cuanto a esto podemos hablar del precio de cada batería ya que existen diferencias significativas entre cada valor, esto indica que para este tipo de fuente de energía recargable, es importante la cantidad de celdas ya que elevan de una manera sustancial los precios, al contrario con las baterías LiFePo4 podemos observar que en el mercado existen diversas opciones incluso venden celdas separadas por lo que podemos hacer la conexión personalizada para el tipo de dispositivo en el que serán utilizadas, dejando al desarrollador una mayor cantidad de posibilidades de abarcar, además en relación a los precios es por lejos una mejor opción las baterías de tipo LiFePo4.

Placa Protección LiFePO4	Descripción
	<p>Tipo de celdas: hasta cuatro celdas 3.6 V LiFePO4 Corriente máxima: 20A Pico máximo de corriente: 51A, < 10 ms Protección contra cortocircuitos de salida: Sí Resistencia interna: 4 Mohm Temperatura de funcionamiento: -20 a 70 °C</p>

Rama: Mapa/Fuentes de alimentación/Protección/ (You Sheng Trading co., LTD., 2017)


Esta placa, o shield, es un dispositivo que protege a las celdas de corto circuitos y sobre cargas, permite la conexión de hasta cuatro celdas, además de ser funcional en la descarga y carga de las baterías. Ya habíamos hablado específicamente de las necesidades de estas baterías de utilizar protecciones como esta, las cuales aseguran un funcionamiento correcto y seguro de las baterías.

9. Actuadores

El termino actuador se refiere a las herramientas u dispositivos que se utilizan para realizar una acción física luego de haber aplicado un control en relación a una variable en cualquier tipo de proceso, se encargan de transformar una señal comúnmente eléctrica, neumática o hidráulica en una acción o movimiento que se puede acomodar para generar una funcionalidad en un dispositivo o proceso, en la robótica podríamos decir que son los elementos que dan vida al robot y proporcionan la movilidad y potencia de este mismo. En la actualidad existe un sinnúmero de actuadores, dándole a los desarrolladores la facilidad de realizar todo tipo de tareas en las áreas de automatización y robótica, a distintas relaciones de precios calidades y características de los actuadores. En cuanto a la naturaleza del actuador podemos decir que existen tres tipos generales de actuadores: eléctricos, hidráulicos y neumáticos, en esta clasificación se determinan según el principio de accionamiento que utilizan. Aparte de su naturaleza de accionamiento, también los podemos subdividir en categorías según el tipo de movimiento que realizan, las cuales serían actuadores lineales y rotacionales, entrando en estas categorías como ejemplos los pistones y motores, ambos tipos de actuadores permiten al desarrollador ampliar su gama de oportunidades para poder realizar una acción en cualquier tipo de proceso y poder acomodar según las condiciones y objetivos del proyecto. A continuación haremos una revisión del estado del arte actual de los principales candidatos de actuadores que se podrían utilizar en cualquier proyecto de robótica móvil o industrial, analizando sus pro y contras en relación a los precios y calidad de estos además de evaluar las características de cada uno dándoles una finalidad concreta.


9.1 Actuadores Neumáticos (AN)

Los actuadores neumáticos se caracterizan principalmente por la utilización de aire a alta presión como fuente de energía para el movimiento, el principio de funcionamiento es muy similar al de los hidráulicos pero poseen diferentes características en cuanto a fuerzas, empujes, velocidades entre otras. Lo que los convierte en dispositivos bastantes versátiles al momento de implementarlos en algún proceso. Como anteriormente habíamos dicho existen actuadores de movimiento lineal y rotativo, y los de principio neumático, no son la excepción. En el caso de los actuadores lineales tenemos se dividen en simple efecto y doble efecto, los de simple efecto poseen una entrada de aire para realizar una acción en un sentido y el retorno es automático, y los de doble efecto poseen dos entradas de aire, por lo que tendríamos acciones de salida y retroceso del pistón. Veremos a continuación, algunos de los dispositivos que se encuentran en el mercado y podríamos darles alguna utilidad en nuestro proyecto.

Cilindro doble efecto MAL 16x200:	Descripción
	Diámetro: 16mm Carrera: 200mm Max. Pulse: 0.7MPa Tamaño: 30.4x2 cm/11.9 " x 0.8 " (L * D) Material: Acero inoxidable


Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Neumáticos/ (Aliexpress.com, 2017)

Podemos observar que este cilindro posee una carrera bastante prolongada, lo que serviría en dispositivos de gran tamaño y que necesiten desplazarse o moverse una longitud considerable. El peso no está especificado pero se puede deducir por el material del que está fabricado, podría tener un peso alto para implementarlo en el proyecto. Otro punto es que su tamaño es muy grande para utilizarlo en una ortesis, dado por aspectos de diseño no es una opción viable.

Cilindro mini doble efecto MA16-175:	Descripción
	Material: Acero Inoxidable Fluido de trabajo: Aire Diámetro: 16mm Carrera: 175mm Peso: 168g


Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Neumáticos/ (Aliexpress.com, 2017)

En este caso, el peso no es un problema además se presenta en un tamaño más reducido, la carrera a pesar de ser menor a la del ejemplar anterior, es también alta en comparación a otros pistones. Con este cilindro se podrían hacer diversos proyectos ya que sus características lo convierten en un dispositivo versátil, esto lo transforma en un excelente candidato para aplicaciones de robótica. A pesar de todas estas cualidades positivas aún no se toma en cuenta lo que es fuente de energía neumática ni los ductos que se utilizan para guiar el aire comprimido.

Cilindro Compacto Serie 1500:	Descripción
	Presión máx. 10 bar. Temperatura de ejercicio -5° C +70° C Carreras estándar: 5 a 50mm. Cada 5mm. Para todos los diámetros. (A elección)


Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Neumáticos/ (schultza.cl, 2017)

El tamaño de este tipo de cilindro es bastante reducido, ya que están diseñados para que tengan una carrera corta, usualmente se utilizan en espacios reducidos, en sistemas de seguridad como bloqueos o trabas, también se pueden utilizar para generar pequeños desplazamientos de objetos. Además la empresa comercial permite al comprador seleccionar los diámetros y recorridos del pistón, también así, la versión con un sensor de posición magnético.

Micro-Cilindros JELPC:	Descripción
	Diámetro (mm): 16, 20, 25, 32, 40 Accionamiento: doble y simple efecto Fluido: Aire Rango de presión: 1~9.0Kg/cm ² Presión máxima: 13.5Kg/cm ² Rango de temperatura 0~70°C Rango de velocidad: 30~800mm/s Tipo de amortiguación: Espaciador Amortiguado

Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Neumáticos/ (schultza.cl, 2017)

Esto corresponde a una gama de cilindros de tamaño reducido los cuales cumplen con las características anteriormente indicadas, el vendedor nuevamente da la opción de elegir diversas opciones y así personalizar de manera óptima la instrumentación utilizada en los proyectos. Como no tenemos información específica sobre los actuadores, se nos impide realizar una elección acertada sobre estos dispositivos. Ya que no tenemos especificaciones como tamaños pesos y demás datos que nos puedan ser de utilidad.

Actuadores giratorios con piñón y cremallera:	Descripción
	Tamaño: 8, 10, 12, 16, 20, 25, 32, 35, 40, 50, 63 mm Momento de giro: 0,2-112 Nm Ángulo de giro 0: ... 180° Detección de posiciones Amortiguación: elástica (P), amortiguadores hidráulicos Eje con brida

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Neumáticos/ (Festo, 2017)

Esta corresponde a una serie de actuadores rotacionales de Festo, podemos encontrarlos en distintos tamaños y con distintas fuerzas de acción (momento de giro), se caracterizan por ser estables y tener un tamaño reducido en comparación a otros actuadores giratorios. Este tipo de instrumentación puede ser útil para ciertos proyectos, pero en cuanto a sus características no es un candidato eficaz para las aplicaciones propuestas.

Músculos Neumáticos:	Descripción
	<p><i>“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.</i></p> <p><i>Estos músculos son fáciles de usar, no son muy costosos, y según quienes los fabrican, para ciertos usos (como por ejemplo en miembros manipuladores de robots) son más eficaces que los cilindros neumáticos estándar.”</i></p>

Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Neumáticos/ (Carletti, Actuadores - Músculos neumáticos, 2010)

Estos dispositivos desarrollados por una tecnología un tanto nueva, son una opción bastante útil dentro de los prototipos de carácter exoesqueleticos, teniendo ventaja en cuanto a las fuerzas que se pueden generar con este actuador pero el control de estos elementos aun esta en desarrollo dado que aún no se puede hacer una actuación gradual de su acción, sino que solo responde a lógica de On y Off.

A pesar de que nos encontramos actuadores que pueden ser muy versátiles al momento de utilizarlos, comparando peso, fuerza, torque, etc. No hemos tomado en cuenta ciertas condiciones que hacen que los actuadores neumáticos no sean una opción viable para implementar en el proyecto. Ya que para generar la fuente de aire comprimido es necesario tener un compresor el cual adhiere peso a y tamaño, además de que se necesita incorporar todos los elementos de filtrado de aire y mantención del mismo, sin contar también los ductos y vías por las cuales circulara el aire a presión. Entonces por esta y otras razones los actuadores neumáticos, independientemente de que sean lineales o rotativos, no nos serán de gran utilidad para nuestro proyecto.


9.2 Actuadores Hidráulicos (AH)

Los componentes hidráulicos tienen un principio de funcionamiento similar a los neumáticos, ya que las características de los sistemas son similares, pero los fluidos tienen comportamientos distintos los cuales generan grandes diferencias en las capacidades de ambas aplicaciones. En el caso de la hidráulica los fluidos líquidos son incompresibles por lo que se pueden aplicar mayores fuerzas al momento de actuar, además son mucho más precisos pero tienen una velocidad de actuación más baja que los sistemas neumáticos. También es importante destacar que el fluido en los sistemas hidráulicos es retornable y debe cambiarse cada cierto tiempo debido a que los aceites pierden sus propiedades. Frente a esto los


AH de este tipo se clasifican también en lineales y rotativos, los diseños son similares a los AN, y el funcionamiento es el mismo, solo que las características como fuerza y precisión son los que cambian. Además los sistemas hidráulicos se caracterizan por utilizar bombas donde se genera la presión y ductos por los cuales circula el fluido, esto incorpora la utilización de espacio extra en los proyectos incluso un aumento de peso notable.

Actuador rotativo hidráulico de doble efecto compacto:	Descripción
	<p>Par: Mín.: 10 Nm (7.38 ft.lb) Máx.: 2450 Nm (1807.03 ft.lb) Tamaños: 40 hasta 125 [mm] Presión de trabajo máxima: 100 [bares] Momento de torsión: hasta 2.450 [Nm] Angulo de rotación: 90°, 180°, 270°, 360° Rango de temperatura: -25°C hasta 70°C</p>

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Hidráulicos/ (directindustry.es, 2017)

Actuador lineal doble efecto de aluminio:	Descripción
	<p>Movimiento: lineal Tipo: hidráulico Tecnología: de doble efecto Carrera: 270 mm</p>

Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Hidráulicos/ (directindustry.es, 2017)

Mini cilindro hidráulico de doble efecto:	Descripción
	<p>Acción: Doble efecto Diámetro del Eje: 12mm Trazo Máximo: 500mm Presión de trabajo: 70-700 Bar Material del cuerpo: Acero</p>

Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Hidráulicos/ (alibaba.com, 2017)

En este caso es muy difícil encontrar un actuador hidráulico con las características necesarias para aplicarlo en sistemas robóticos, ya que estos dispositivos son más robustos y están diseñados para ambientes industriales. Por otra parte los precios de esta tecnología son bastante elevados por lo que un actuador de esta clase estaría fuera del alcance y presupuesto del proyecto. Además cabe destacar que la venta de estos ejemplares es al por mayor por lo tanto adquirir solo una unidad de estos sería bastante más caro a otra opción como lo son los AH y AE.


9.3 Actuadores Eléctricos (AE)

En este caso el principio de funcionamiento y alimentación energética es eléctrico, los actuadores eléctricos más utilizados son los motores y las resistencias calefactoras. Los motores eléctricos se caracterizan por tener una actuación rotativa continua, por lo que para poder hacer un actuador lineal de este tipo se utiliza un motor seguido de un reductor donde se transforma a un movimiento lineal. Es así como los reductores permiten hacer que el motor eléctrico en la mayoría de los casos, sea el actuador más versátil. Una infinidad de aplicaciones y tipos de motores podemos encontrar gracias a la tecnología actual como motores brushless, servo, paso a paso, con escobillas de rotor bobinado, entre muchos. Cada uno de estos motores se caracterizan por tener diversas cualidades como la velocidad de giro, el torque, precisión, velocidad de respuesta, consumo energético, las cuales permitirán utilizar un actuador sumamente eficiente aplicable en cualquier tipo de dispositivo móvil. Ahora enfocándonos precisamente en buscar un motor de corriente continua y/o actuador lineal eléctrico para poder aplicarlo dependiendo de la necesidad que se nos presenta para nuestro proyecto, en donde consideraremos el torque o empuje, velocidad de giro y respuesta del actuador en sí. Para esto nos encontraremos con una amplia variedad de motores y actuadores lineales que satisfaga nuestras necesidades en el proyecto de los cuales nos encargaremos de seleccionar el candidato más óptimo para nuestro prototipo.

Actuador Lineal Matusy 4":	Descripción
	<p> Recorrido: 4" (101mm) Voltaje de trabajo: 12V Velocidad: 5mm/s Empuje máximo: 80kg. Tamaño retraído: 200mm Tamaño extendido: 300mm </p>

Rama: Mapa/Actuadores/Lineales/Eléctricos/ (Rambal Ltda, 2017)


Este sensor podría ser muy útil debido a que el movimiento lineal que proporcionan coinciden con las características de la extremidad que se desea asistir, pero es importante destacar que el tiempo de respuesta del movimiento del actuador es bastante lento dado que posee una velocidad baja. Es importante destacar que este actuador posee un torque suficiente para poder mover la extremidad sin ningún problema, dadas estas características podría ser un actuador muy útil al momento de diseñar un prototipo que no necesite un tiempo de respuesta muy corto.

<p>Motor de 35 Kg x cm. de torque:</p> 	<p>Descripción</p> <p>Torque: 35 Kg x cm. a 6 Volts. (30Kg x cm a 5 Volts)</p> <p>Velocidad de 1,5 seg. Cada 360 grados. (A 1/4 de carga)</p> <p>Consumo en vacío de 500 mA.</p> <p>Voltaje de hasta 6,5 voltios.</p> <p>Engranajes metálicos y polímero de alta resistencia.</p>
--	---

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Eléctricos/ (Rambal Ltda, 2017)

<p>DYNAMIXEL XM430-W350-R</p> 	<p>Descripción</p> <table border="0"> <tr> <td>Weight</td> <td>82g</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Dimension</td> <td>28.5mm</td> <td>x</td> <td>46.5mm x 34mm</td> </tr> <tr> <td>Gear Ratio</td> <td>353.5 : 1</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Operation Voltage (V)</td> <td></td> <td>11.1</td> <td>12</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>14.8</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Stall Torque (N.m)</td> <td>3.8</td> <td>4.1</td> <td>4.8</td> </tr> <tr> <td>Stall Current (A)</td> <td></td> <td>2.1</td> <td>2.3</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>2.6</td> <td></td> </tr> <tr> <td>No Load Speed (RPM)</td> <td></td> <td>43</td> <td>46</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>57</td> <td></td> </tr> <tr> <td>Position Sensor</td> <td>Contactless</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>absolute encoder (12bit, 360degree)</td> <td></td> <td>by AMS</td> </tr> </table>	Weight	82g			Dimension	28.5mm	x	46.5mm x 34mm	Gear Ratio	353.5 : 1			Operation Voltage (V)		11.1	12			14.8		Stall Torque (N.m)	3.8	4.1	4.8	Stall Current (A)		2.1	2.3			2.6		No Load Speed (RPM)		43	46			57		Position Sensor	Contactless				absolute encoder (12bit, 360degree)		by AMS
Weight	82g																																																
Dimension	28.5mm	x	46.5mm x 34mm																																														
Gear Ratio	353.5 : 1																																																
Operation Voltage (V)		11.1	12																																														
		14.8																																															
Stall Torque (N.m)	3.8	4.1	4.8																																														
Stall Current (A)		2.1	2.3																																														
		2.6																																															
No Load Speed (RPM)		43	46																																														
		57																																															
Position Sensor	Contactless																																																
	absolute encoder (12bit, 360degree)		by AMS																																														

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Eléctricos/ (robotis.us, 2017)

DYNAMIXEL MX-64T:	Descripción
	Weight 126g
	Dimension 40.2mm x 61.1mm x 41mm
	Gear Ratio 200 : 1
	Operation Voltage (V) 10 12 14.8
	Stall Torque (N.m) 5.5 6 7.3
	Stall Current (A) 3.9 4.1 5.2
	No Load Speed (RPM) 58 63 78
	Motor Maxon Motor
	Minimum Control Angle About 0.088 degrees x 4,096
	Operating Range Actuator Mode : 360 degrees

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Eléctricos/ (robotis.us, 2017)

Motor brushless EC 45 flat Ø42.9 mm	Descripción
	Tensión nominal 12 V
	Velocidad en vacío 4360 rpm
	Corriente en vacío 163 mA
	Velocidad nominal 2910 rpm
	Par nominal (máx. par en continuo) 54.9 mNm
	Corriente nominal (máx. corriente en continuo) 2.02 A
	Par de arranque 247 mNm
	Corriente de arranque 9.69 A
Máx. rendimiento 76 %	

Rama: Mapa/Actuadores/Rotativos/Eléctricos/ (maxonmotor.es, 2017)

Es importante destacar que estos actuadores eléctricos solo servirían para hacer un prototipo dado que no poseen las características necesarias para poder sostener la extremidad en su totalidad, pero es necesario defender que la funcionalidad es bastante amplia ya que con este tipo de actuadores, al ser mucho más accesibles, versátiles y livianos que los AH y AN podrían ganarse un puesto más alto al momento de seleccionar los elementos que contemplara el prototipo de nuestro proyecto. Específicamente decimos que son más versátiles dado a que las características que poseen son bastante favorables por ejemplo el tiempo de respuesta de los AE rotativos es mucho menor que el tiempo de respuesta de sus semejantes en AH y AN.

Esto los convierte en los principales candidatos para utilizar en el proyecto, pero que por temas de fuerza, los actuadores no alcanzarían a cumplir las necesidades que conlleva la problemática establecida, además que esta parte de actuación no es un objetivo primordial, sino que lo principal de este proyecto es la obtención y procesamiento de los datos de manera correcta y más eficiente posible, para así llegar a las metas establecidas dentro del alcance del proyecto.

10. Exoesqueletos

La palabra exoesqueleto proviene del griego “exo” (exterior) y “skeletos” (esqueleto), por lo que corresponde a un esqueleto externo que recubre, protege y soporta el cuerpo de un animal (hablando de un exoesqueleto natural), también conocidos como dermoesqueletos, son una estructura común en los artrópodos, los cuales se caracterizan por su fortaleza y resistencia. Ahora hablando de los exoesqueletos artificiales, la humanidad los ha utilizado durante mucho tiempo, encargados de cumplir una función similar a los que se encuentran en la naturaleza, pero obviamente adaptándolos y mejorándolos especialmente para el uso humano. En la antigüedad las armaduras utilizadas, se podían considerar un exoesqueleto ya que era un recubrimiento externo encargado de proteger al usuario. En la modernidad se utilizan en áreas industriales y médicas, los cuales utilizan sistemas mecánicos y de control complejos, a este tipo de dispositivos se les conoce como exoesqueleto mecánico. En el área médica se denominan ortesis, las cuales cumplen con el objetivo de corregir, mejorar y sanar las articulaciones u otras partes del cuerpo, también se utilizan en tratamientos contra enfermedades adquiridas o lesiones provocadas por algún tipo de accidente o producto del deporte. Para estos problemas se mantiene como hipótesis, que las rehabilitaciones que utilizan exoesqueletos como tal, ayudan a complementar la labor del fisioterapeuta, ya que podrían hacerse una mayor cantidad de entrenamientos y más prolongados, debido a que estas herramientas reducen el esfuerzo muscular del profesional y del paciente. También así facilita la adquisición de datos de la evolución del paciente que pueden ayudar a la rapidez de su recuperación, por medio del uso de estos datos para generar un patrón en la marcha adaptado específicamente para cada persona.

Con el paso de los años, las tecnologías industriales van avanzando rápidamente, con el fin de aumentar la producción ya sea atacando diversos factores dentro del ambiente industrial. Existen mecanismos robóticos los cuales por medio de sistemas exoesqueleticos permiten manipular objetos a distancias (telemanipulador) o dentro del mismo área de trabajo y que puedan levantar objetos de alto peso, también existen otros tipos que se utilizan para asistir al personal u operadores para mejorar sus condiciones laborales, estos dispositivos estarían dentro de una categoría de asistencia y aumento en la fuerza del usuario por medio de la sincronización con el movimiento con el mismo. De este lado también podemos encontrar dispositivos enfocados al área médica, ya sea para rehabilitaciones o para mejorar la calidad de vida a personas con movilidad reducida.

En referencia a lo anterior podríamos subdividir estos dispositivos mecatrónicos como exoesqueletos de aumento de potencia y exoesqueletos de asistencia y rehabilitación. La primera categoría correspondería a todos los ejemplares capaz de multiplicar la fuerza del usuario ya sea para fines laborales o militares, en

donde encontraremos distintos diseños y potencias de accionamiento. Los exoesqueletos de rehabilitación están diseñados para permitirle al portador poder recuperar la marcha del caminar por medio del reforzamiento motor y la sujeción del usuario permitiéndole moverse con una mayor autonomía.

Fortis



Rama: Mapa/Exoesqueletos Mioelectricos/Potencia/ (Lockheed Martin Corporation, 2017)

Este exoesqueleto desarrollado por la empresa Lockheed Martin con fines de aumentar la producción industrial es un sistema bastante complejo que permite aliviar la carga del usuario, permitiéndole manipular herramientas pesadas. Las fuerzas se distribuyen por el exoesqueleto y se transmiten hasta el suelo, como se observa en la imagen también posee un sistema de contrapesos con el fin de reducir el esfuerzo al cargar las herramientas. A pesar de ser eficiente el precio de mercado de este exoesqueleto no es menor ya que los precios parten desde los \$23.320 dólares por unidad. Por lo tanto es posible que la implementación en masa de este sistema en la industria sea en un tiempo considerable. De este modelo cabe destacar que la transmisión de fuerzas del usuario al exoesqueleto es bastante eficiente ya que la estructura se lleva la mayoría del trabajo, permitiéndole al portador movilizarse sin problemas.

Assist Suit AWN-03



Rama: Mapa/Exoesqueletos Mioelectricos/Potencia/ (Panasonic, 2017)

Este dispositivo diseñado y desarrollado por Panasonic especialmente para proveer soporte a la zona lumbar de la espalda, pensado para el uso en la industria, actúa por medio de la detección del movimiento del usuario para asistir cuando el portador levanta o sostiene objetos pesados. Se sostiene mayormente en los muslos ya ahí se encuentra el hueso más fuerte del cuerpo humano, el fémur, permitiéndole al usuario reducir el estrés de carga en aproximadamente 15kg, es decir el usuario puede levantar hasta ese peso sin necesitar aplicar una fuerza mayor ya que el exoesqueleto lo asistirá.

Proyecto HAL



Rama: Mapa/Exoesqueletos Mioelectricos/Soporte/ (Cyberdyne, 2017)

Este proyecto desarrollado por la empresa japonesa Cyberdyne, es uno de los exoesqueletos médicos asistentes más avanzados hasta el momento, el cual utiliza sensores que leen los impulsos eléctricos de los músculos y los nervios distribuidos por todo el dispositivo. Las características de este dispositivo lo hacen

muy versátil dado que tiene un peso total de 23kgs cuando está completo, y si solo se utiliza la parte inferior tiene un peso de 15kgs los cuales el usuario no los percibe, también tiene un modo de funcionamiento autónomo en caso de que no detecte señales, además de tener una autonomía eléctrica de 5 horas en funcionalidad total. En la actualidad este proyecto sigue en desarrollo pero ya se utiliza para prestaciones médicas en Japón, está destinado a personas con movilidad reducida producto de algún ACV o personas que poseen atrofas musculares notorias.

Rex



Rama: Mapa/Exoesqueletos Mioelectricos/Soporte/ (Rex Bionics, 2017)

El ejemplar anterior fue desarrollado por dos neozelandeses, enfocándolo en personas que utilizan sillas de rueda, generaron un modo de control mucho más sencillo a los otros ejemplares, dado que el movimiento se genera por el control en un joystick o palanca. Dado su diseño la utilización de muletas para asegurar al paciente no es necesaria, además permite que la persona que lo utiliza este en posición de descanso ya que sostiene todo el peso del usuario. Su sistema de control es bastante completo y permite realizar los siguientes movimientos pararse, caminar, moverse a un lado, dar la vuelta, subir y bajar gradas y caminar en superficies planas como rampas y pendientes, todos ellos a una velocidad de tres metros por minuto, con una autonomía de dos horas y un peso de 40kgs aproximadamente. Esto implica que no es el exoesqueleto más veloz pero si el más fácil de controlar, pero como aún sigue en desarrollo es posible que mejoren esta característica que no es menor.



Rama: Mapa/Exoesqueletos Mioelectricos/Soporte/ (Hocoma, 2017)

Este dispositivo ortésico desarrollado por la empresa suiza Hocoma permite simular y reproducir en el paciente, la marcha de los miembros inferiores de su cuerpo, de manera controlada y suspendida en un sistema de cuerdas y grilletes para asegurar la sujeción. Este dispositivo permite al paciente poder aumentar las actividades de la terapia que se esté llevando a cabo, además de la monitorización de los parámetros y factores que están afectando a la marcha, ayudando a llevar un mayor registro del progreso de la rehabilitación. Es un sistema complejo el cual además de poseer un exoesqueleto capaz de reducir la carga muscular, también tiene adquisición de datos de la marcha mediante una cinta rodante además de sistemas gráficos para incentivar y estimular al paciente. Es importante destacar que este mecanismo permite tanto rehabilitar como reeducar la marcha del individuo que esté utilizándolo, comúnmente utilizado en pacientes con problemas motores causados neurológicamente o fisiológicamente. En la actualidad en nuestro país existen varios ejemplares de este sistema implementados por la institución médica Teletón, los cuales han promovido exitosamente la utilización de este dispositivo en personas parapléjicas o con algún otro grado de dificultad motora.

11. Continuación del Proyecto

Como ya hemos realizado una revisión del arte más o menos completa, es necesario continuar con la realización práctica del proyecto para poder tener resultados empíricos y tangibles sobre la investigación que se quiere llevar a cabo. Dado que se quiere hacer registro de datos históricos mediante una serie de pruebas es necesario determinar los implementos con los que se trabajara, tanto como las variables que se desean medir realmente; es en esta parte también que se comienzan a plantear hipótesis frente a la utilidad de los datos que se tomaran

por medio de las pruebas. Cabe destacar que seguido lo anterior también se realizara la selección de los dispositivos que se utilizaran los cuales están descritos en el estado del arte o posiblemente podrían ser dispositivos similares que se encuentran comercialmente al alcance, pero que no se especificaron en la revisión dado que sería redundar la misma gama de elementos o tipo de dispositivos.

Dado lo anterior se seguirá un orden para seleccionar los elementos, siguiendo la secuencia en que se hizo la revisión del estado del arte, para darle una lógica y una línea a este proyecto y así poder cumplir los objetivos establecidos. Es por eso que primero se revisaran los controladores que se utilizaran, luego los sensores, seguido de las alternativas de fuentes de alimentación eléctrica y posteriormente los actuadores que se utilizaran para hacer pruebas sobre el control establecido y así determinar si el proyecto desarrollado es efectivo o no.

Para la fase de control es necesario fijar dos factores importantes: la recolección de datos y el almacenamiento para luego realizar el procesamiento de los mismos. Esto implica que se tendrá que tener un controlador capaz de mantener a los sensores trabajando continuamente mientras envía los datos a otro controlador capaz de almacenar y procesar la información que le está llegando para así poder aplicar los criterios de discriminación de las señales. Es por esto que el controlador en cargo de adquirir los datos necesitara cumplir condiciones de velocidad y calidad de los datos que se están tomando, tanto así como el orden en el que se enviaran por medio de algún canal de comunicación entre los dos microprocesadores, pero este dispositivo encargado de obtener la lectura de datos se comportara como un dispositivo esclavo ante el un controlador maestro, a lo que correspondería el controlador encargado de almacenar y procesar la información. Frente a estas condiciones se plantea trabajar con equipos que se encuentren al alcance y que cumplan dichas características, para eso se tiene pensado utilizar como esclavo un Microcontrolador Atmega 2560 (en forma de Arduino Mega) y como maestro del lazo un Microcomputador como lo es Raspberry, ya que este posee la capacidad de generar bases de datos y utilizar herramientas de cálculos complejos como lo es Matlab. Por lo que a pesar de ser dispositivos considerados por algunos un tanto básicos, son herramientas que nos pueden facilitar el trabajo y cumplir los objetivos sin salirnos del alcance del proyecto.

En segundo lugar nos encontramos con el criterio de selección más complejo de este proyecto, dado que encontramos una gran cantidad de elementos que cumplen los requisitos para desarrollar este trabajo. Para esto antes de comenzar con la selección es necesario tener claro que tipos de variables son de importancia para nuestros propósitos de medición, además que se tiene que tomar en cuenta que una mayor cantidad de variables agregaran un mayor grado de complejidad al control pero lo harán más completo y efectivo. Es por esto que los criterios que se deben tomar en cuenta para estandarizar una intención de movimiento, principalmente, con el uso de un sensor de electroencefalograma podremos monitorear la actividad cerebral frente a las pruebas que se realizaran con

distintos sujetos, para así plantear patrones de comportamiento de las ondas cerebrales al realizar dichas actividades. También como factor importante tenemos la actividad muscular, la cual si es de suma importancia al momento de intentar anticipar los movimientos dado que así se puede hacer un seguimiento de los distintos rangos de valores que se tienen al seguir ciertos pasos en distintos ensayos, para esto se tienen distintos sensores electromiograficos capaces de hacer seguimiento total de dicha actividad. Otro factor importante es tener la noción física de cómo están distribuidos los ejes, ángulos y vectores que posee y que se emplean sobre la extremidad a tratar, por ejemplo la fuerza y la velocidad con la que se mueve, también el ángulo y dirección en la que se está moviendo, ya que si estos datos están erróneos se podría perjudicar e incluso empeorar la situación en la que se encuentre el paciente. Para esto también anteriormente se definieron los grados de libertad y los ejes en los que se mueve la articulación a examinar. Es por todos estos factores que se ha decidido trabajar con los siguientes elementos los cuales se encargaran de obtener los datos y monitorear la actividad del individuo; Sensores superficiales para EMG: MyoWare, Sensor de 3 canales electromiografía y el EKG-EMG Shield para Arduino; Sensor EEG: Neurosky; Sensores de Angulo y de Fuerza en un área determinada: Serie de sensores resistivos marca FlexiForce; Acelerómetros e Inclinómetros: Acelerómetro con giroscopio de 6 grados de libertad. Estos son principalmente los factores y sensores que se utilizaran, es posible que en desarrollo de este proyecto encontremos la necesidad de incorporar algún otro elemento, pero que se tomara en cuenta una vez se continúe con las actividades de pruebas y testeos.

La continuidad en la medición de las variables en el tiempo es un factor sumamente importante, ya que en una mayor cantidad de tiempo se podrá tomar una mayor cantidad de muestras que aportaran de manera categórica al análisis del sistema y el progreso de la investigación. Es por esto que como fuente de alimentación principal en nuestro proyecto se ha seleccionado las baterías, para esto se tiene pensado realizar un juego de celdas de baterías LiFePo4 de 10.000 mAh. Las cuales fueron revisadas en el arte y que presentan características que nos permitirán trabajar con periodos de tiempo prolongados, ya que cumplen muchos de los criterios de selección establecidos en la sección de Fuentes de energía como son la durabilidad de la carga y la capacidad. Se realizara un juego de serie y paralelo con el fin de incrementar el voltaje y la capacidad de la batería resultante, con el fin de lograr al menos 7 V y unos 20.000 mAh.

Para corroborar que las fases de monitoreo (sensores) y control están funcionando correctamente y trabajan de manera óptima, se plantea incorporar una serie de actuadores que nos permitan efectuar una acción en concreto con el fin de verificar si nuestro control establecido es efectivo. Para esto se planteara una serie de actuadores eléctricos, de preferencia servomotores dada su rápida respuesta y versatilidad al realizar movimientos frente a señales de entrada. Dicho conjunto de actuadores tendrán la disposición según los grados de libertad de la rodilla y realizaran acciones móviles con el fin de realizar seguimiento de los movimientos que efectuara el usuario, frente a esto también se analizaran factores como tiempo

de respuesta de los actuadores y fuerzas necesarias que se necesitan realmente para mover la extremidad y generar una actividad asistiva para el sujeto. Para esto se planteara realizar un análisis dinámico del comportamiento de la maqueta, la cual por razones de seguridad no estará distribuida sobre la extremidad como un exoesqueleto si no que se analizará la respuesta de manera remota a la articulación, es decir los actuadores no tendrán contacto con el miembro del paciente.

Como ya se ha establecido una mínima cantidad de elementos que se incorporaran y utilizaran en el desarrollo de todas las actividades del proyecto, es necesario aclarar que es posible que las cantidades de cada uno de los elementos nombrados, como sensores y actuadores vaya cambiando con el tiempo dado que con cada prueba se podrá proyectar a seguir o no con los mismos equipos, pudiendo optar y dejando la posibilidad abierta a incorporar más dispositivos que puedan aportar de manera positiva al proyecto. Pero ya que está abierta la posibilidad de incorporar una mayor gama de elementos también se deja en claro que se irán especificando y agregando al desarrollo y continuación de esta propuesta, con el fin de ir ampliando el conocimiento y aportar de la mejor manera posible.

Es importante agregar también que se tomaran en cuenta todos los procedimientos que se contemplaran al desarrollar las actividades que conlleva este proyecto, por lo que se hará registro de cada uno de los resultados de las pruebas con el fin de llegar a conclusiones concretas y relevantes.

11.1 Propuesta

El registro de datos es un método muy utilizado en el diseño de sistemas “inteligentes” dado a que su respuesta puede estar dada según el historial de los datos, por medio de algoritmos que procesen la información de tal manera que predigan lo que quiere hacer el usuario, un ejemplo común es el texto predictivo de nuestros celulares, el cual funciona mediante el registro de las palabras más utilizadas según las primeras dos letras que se escriban por el teclado, de esa manera si uno ingresa un conjunto simple como “PA” el sistema ofrece casi instantáneamente las tres palabras registradas más utilizadas con la silaba escrita. Es por esto que es un método muy eficiente al momento de utilizar funciones que son redundantes en nuestra vida cotidiana, por ejemplo al aplicarlo a nuestro sistema podríamos registrar los modos de caminar del usuario y así poder predecir mediante la actividad muscular, como caminar el paciente en según los primeros dos pasos y así el sistema podría detectar a qué velocidad se desplazará y con qué frecuencia se darán los pasos.

Ya que el uso de los datos estadísticos proporcionados por algún sistema de medición permite tanto al dispositivo como al profesional que realiza el seguimiento, obtener información necesaria para el diagnóstico, ver avances y progresiones además de verificar si el sistema está siendo útil o no. Es por esto que se pensara en cómo hacer un sistema sensorial lo más estandarizado según la anatomía humana, pensando en las distintos beneficiarios posibles, sin considerar su sexo, etnia, características físicas y anatómicas, o al menos reducir la discriminación para el uso de estos dispositivos, permitiéndonos utilizar los diferentes dispositivos diseñados actualmente o que estén en fase de proyecto, en personas de distintos lugares del mundo, solo reduciendo la discriminación anteriormente descrita solo por el tamaño del paciente o usuario.

12. Conclusiones Primera Parte

Para continuar con nuestro proyecto es preciso concluir ciertas cosas sobre la investigación realizada, la que consistió en hacer una revisión del estado del arte y búsqueda sobre información relevante para nuestro propósito. En la cual nos encontramos con información fundamental de lo que se encuentra actualmente en los dispositivos y sistemas utilizados en proyectos que pertenecen a la misma familia los cuales en la mayoría de los casos intentan atacar problemáticas similares pero los avances en este tipo de investigaciones se ve en desaceleración. Ya que a mi punto de vista actualmente ya se han desarrollado suficientes prototipos y dispositivos capaces de asistir en ciertas tareas como caminar, realizar terapias, reducir desgaste energético o incrementar la fuerza humana. Además de que el desarrollo de este tipo de sistemas tiene que comenzar a retomar su rumbo de avance en investigación, se debe comenzar con el desarrollo de estos dispositivos en cuanto a inteligencia, para que la tecnología cumpla su fin de facilitar las tareas al humano. Es por esto que la mejor solución a la problemática establecida al principio de esta tesis, es comenzar a experimentar con el tipo de datos con los que se trabajan y la complejidad del sistema en cuanto a la respuesta que se espera de este, mejorando la velocidad y eficacia del aparato, ayudando también a que los pacientes o posibles usuarios puedan utilizar estos mecanismos sin necesidad de recibir una capacitación sobre el uso y comenzar con la premisa de que los sistemas se deben adaptar a las personas y no las personas a los sistemas, en el caso de proyectos relacionados al tema de los exoesqueletos o ortesis.

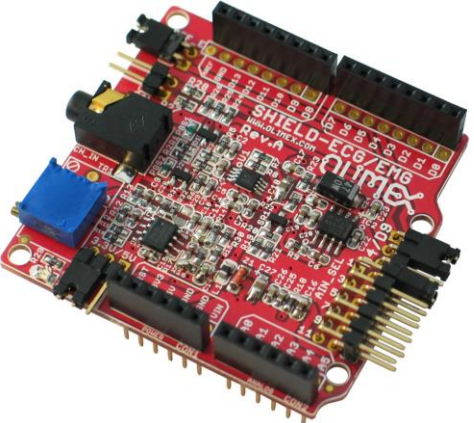
Creo que es fundamental aportar en este ámbito ya que de esta manera es posible mejorar los diseños actuales, de una manera en que el usuario se verá beneficiado en cuanto a que podrá manejar un sistema complejo con lenguaje natural sin necesidad de tener conocimientos del funcionamiento en sí y que solo se reduzca a utilizarlo. Es por esto que la utilización de bases de datos en sistemas similares facilitara tanto al personal profesional como a la maquina poder realizar una lectura más precisa y respaldarse en valores correctos registrados con anterioridad, por lo que incluso podría reconocer si algún componente está fallando en el sistema.

Para determinar si los datos obtenidos por el sistema de monitoreo y medición, son útiles para determinar el progreso de una posible terapia o por ejemplo el registro de comportamiento del usuario, se necesitara la colaboración de personas profesionales como un fisioterapeuta o un kinesiólogo para determinar un diagnóstico preciso e indique si los datos son valiosos para continuar con la utilización e integración de un sistema similar o más complejo al propuesto. Dado esto se solicitara la ayuda de personal capacitado y que pueda corroborar lo anterior, por medio de análisis de las estadísticas. Por lo que se tendrá que realizar una fase de interpretación para que se pueda revisar de manera gráfica o más amigable y no tan técnica, para eso se tendrá que procesar toda la información y por medio de distintas herramientas lograr transformar ese dato crudo en información útil para el usuario o profesional que supervisa las actividades.

13. Sistema de Adquisición de Datos

Nos enfocamos en las variables que se desean medir de la extremidad, principalmente como se obtendrán esos datos, para luego procesar la información y así poder realizar el análisis correspondiente según las pruebas que se realizaran, obteniendo los valores y mediciones que nos servirán como referencia y ver que filosofía de control aplicar, así podremos observar el comportamiento de los datos en cada una de las pruebas realizadas. Para esto fijaremos una cantidad de tres variables o lecturas que se realizaran en el desarrollo de este proyecto, las cuales serán descritas a continuación. Precisamente es necesario dejar en claro que para tomar todas las mediciones y realizar las pruebas correspondientes, solo tomaremos en cuenta las variables de una sola extremidad, en este caso miembro inferior derecho (o pierna derecha) ya que de esta manera hacemos más simple la implementación del sistema completo.

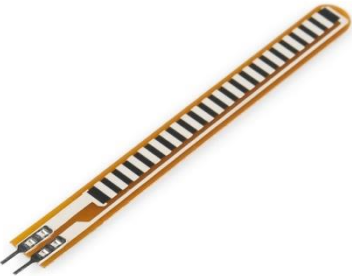
Dado lo anterior es importante medir la actividad eléctrica del musculo más grande de la extremidad, que en este caso sería el cuádriceps femoral (véase figura 12) el cual será monitoreado y visualizaremos la actividad en las distintas pruebas que estarán compuestas por tareas que conllevan cierto esfuerzo físico al realizarlas. Para esto utilizaremos un “*shield*” desarrollado por Olimex Ltda. El cual nos entrega mediante la conversión análoga a digital, un rango de valores que nos indicaran si existe o no actividad muscular. Esta placa desarrollada por la empresa anteriormente nombrada, está diseñada para el monitoreo y recolección de datos de Electrocardiografía (ECG) y Electromiografía (EMG) a través de los electrodos que van sobrepuestos en la piel, además tiene la capacidad de expandir sus canales montando sobre la misma, otras placas del mismo modelo y jugando con la configuración de los jumper, obteniendo así más canales para poder monitorear. Compatible completamente con las placas Arduino, y desarrollada completamente en plataformas de libre acceso.

Shield ECG-EKG	Descripción
	Tarjeta EKG-EMG que permite a microcontroladores similares al Arduino capturar señales de electrocardiografía y electromiografía. La tarjeta abre nuevas posibilidades en experimentos con bio feedback. Puedes monitorear tu corazón junto con tu pulso, reconocer gestos al monitorear y analizar la actividad muscular.

Por otra parte tener una noción de la inclinación que posee la extremidad con respecto a un origen determinado y configurado previamente, según una posición de descanso adquirida por el usuario. Para esto se sugiere configurar el origen en la ubicación propuesta del sensor, específicamente por sobre la rótula de la rodilla (véase figura 15) permitiéndonos así saber el desvío que existirá en los distintos estados según los resultados obtenidos por las pruebas, es decir, podremos discriminar las inclinaciones que tendrá el plano previamente configurado en las distintas marchas del andar humano. Es por esto que el sensor que se utilizara deberá ser calibrado y configurado según las condiciones anteriormente nombradas, para obtener medidas con mayor precisión. En cuanto al dispositivo seleccionado para trabajar en este punto, se ha seleccionado uno de los sensores más accesibles del mercado, el cual personalmente, es considerado muy versátil en cuanto a su utilidad respecto a su precio. El módulo MPU-92/65 incorpora dentro de un mismo circuito un acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y termómetro además de ser capaz de comunicarse por medio de protocolos de comunicación I2C o SPI, para este caso solo utilizaremos el acelerómetro y giroscopio. Este módulo es capaz de brindar los 6 grados de libertad necesarios para poder analizar los comportamientos en el espacio tridimensional, por lo que nos resulta muy útil en la aplicación de este proyecto.

Módulo IMU MPU-92/65	Descripción:
	<p>Chip: MPU6500</p> <p>Voltaje de entrada: 3 a 5 V</p> <p>Comunicación: I2C/SPI</p> <p>Giroscopio :+ / -250, + / -500, + / -1000, + / -2000dps</p> <p>Acelerómetro: + / -2G, + / -4G, + / -8G, + / -16G</p> <p>Registro: 1MHz</p> <p>Frec. Comunicación: 400KHz</p> <p>Tamaño: 15mm*25mm</p>

Sumado a lo anterior es sustancial saber que tan flexionada esta la rodilla en cada una de las pruebas que se realizaran, específicamente el grado de flexión que existe entre la tibia y el fémur como referencia, ya que de esta manera se podría obtener la diferencia de recorrido o trabajo que se realiza al caminar, correr o las diferentes pruebas que se realizaran con el prototipo. Para esto se ha seleccionado un tipo de sensor un tanto más simple que los anteriores, pero no por esto menos importante, el cual consiste en una resistencia que varía su valor en proporción a la flexión que se le está aplicando al cuerpo del sensor, esta tecnología corresponde a una patente de Spectra Symbol. El principio básico consiste en una resistencia de 30 Kohms en estado de reposo, que aumenta hasta los 70Kohms cuando se genera un ángulo de 90°. El valor puede ser escalado para obtener el ángulo o se puede trabajar el dato bruto para generar una escala de flexión según las pruebas que se realizaran, preferentemente lo ideal sería trabajar con porcentajes que indiquen que tan flectada está la pierna.

SparkFun FlexyPin	Descripción:
	<p>El sensor de flexión de 2,2" varía su resistencia al ser doblado. La resistencia del sensor flex cambia cuando los pads metálicos se encuentran en el interior del dobléz.</p> <p>Este sensor posee 30Kohm en un estado normal de reposo (sin flexión) y cuando esta doblado en un ángulo de 90° su resistencia aumenta hasta 70Kohm.</p>

Por otra parte es sumamente importante mantener trabajando estos sensores de manera continua en el tiempo, enviándonos los datos necesarios para realizar la clasificación de estos mismos, mediante distintos tipos de algoritmos los cuales filtraran nuestras señales y las podremos tratar en rangos de valores no tan variantes en el tiempo, si no que un tanto más continuos. Para esto es necesario utilizar una serie de herramientas que nos permitirán realizar el seguimiento de los datos entregados por los sensores para su posterior manipulación y tratamiento de los datos. Principalmente para controlar los sensores y enviar sus datos mediante comunicación serial se utilizara una placa Arduino Mega la cual incorpora un microcontrolador ATmega 2560, que nos ofrecerá un total de 54 pines de I/O Digitales y 16 de I/O Análogas además de 256Kbytes de Memoria Flash y un

Clock de 16MHz. A lo que personalmente, es un dispositivo bastante versátil en cuanto al desarrollo de aplicaciones de cualquier tipo, ya que además ofrece una gran cantidad de protocolos de comunicación y métodos para transmitir la información desde una plataforma a otra.

En segundo lugar para realizar la manipulación de datos nos enfocaremos principalmente en la utilización de dos softwares que tenemos disponibles, con licencias para estudiantes, que son Matlab y Excel, los cuales se encargaran de graficar, manipular y procesar los datos entregados por los sensores y el Arduino.

13.1 Distribución de los sensores y armado del prototipo

El sistema de adquisición de datos estará montado principalmente en una prenda deportiva (primera capa) de Lycra, con la finalidad de mantener todos los sensores en posiciones lo menos variables en las distintas pruebas que se realicen, con esto nos aseguramos de obtener mediciones con menor error en la salida de los sensores, producto del desajuste que se pudiese producir entre una prueba y otra, también por perturbaciones producidas por el movimiento de los electrodos o vibraciones en el acelerómetro. Dado esto se podrá visualizar a continuación, unas imágenes explicativas de cómo se distribuirán los sensores en el prototipo.

- A - B) Electrodo del Sensor EMG midiendo la tensión muscular del cuádriceps de la pierna derecha.
- C) Acelerómetro midiendo la inclinación angular en cada eje.
- D) Sensor de Flexión en la parte posterior de la rodilla.
- E) Electrodo de Referencia del Sensor EMG
- F) Microcontrolador y Conexiones.
- G) Cable Comunicación Serial del Microcontrolador.

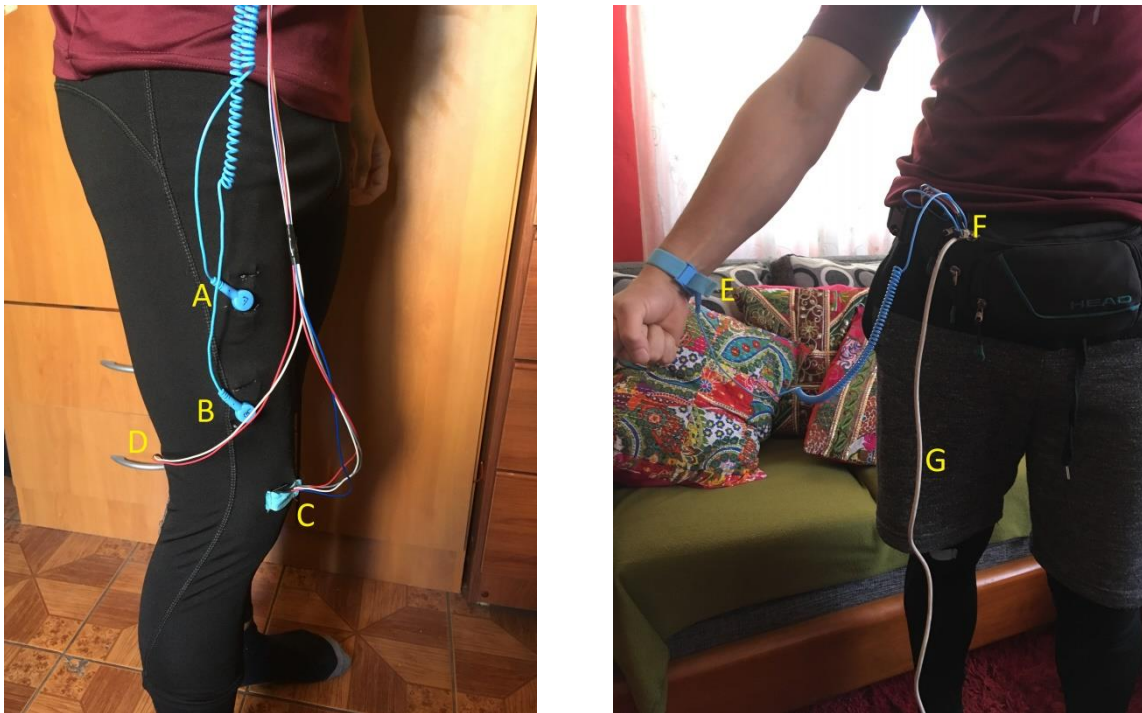


Fig.15-16 Distribución de sensores en el prototipo.

13.2 Pruebas realizadas

Luego del armado del prototipo, es preciso probarlo para asegurarnos que las configuraciones de los sensores y que todo esté funcionando correctamente, evitando de esta manera errores en la lectura que se puedan producir. Este último punto es muy importante nombrarlo ya que las mediciones están altamente expuestas a perturbaciones electromagnéticas, esto fue comprobado mediante pruebas de calibración en el filtro, ya que los valores de salida variaban en las distintas pruebas realizadas en distintos lugares o sectores específicos donde exista ruido eléctrico. Para solucionar esto es necesario encontrar un lugar geográfico lo más aislado de este tipo de perturbaciones por lo que las primeras pruebas son realizadas en un lugar sin ningún tipo de maquinaria. Las segundas pruebas serán realizadas en un lugar con una maquina trotadora en la cual se tomaran una mayor cantidad de datos y así poder registrar los distintos patrones de comportamiento de las señales en los diferentes estados de actividad física (Reposo, Caminando y Trotando) es posible que en este lugar existan perturbaciones lo cual lo comprobaremos en el instante en que se realicen dichas pruebas.

La obtención de datos es realizada mediante comunicación serial (RS232) entre el microcontrolador Arduino y el software Matlab, con la finalidad de obtener los datos y almacenarlos en distintos archivos para luego ser comparados, procesados, graficados y/o muestreados. El protocolo de comunicación es bastante simple ya que los valores de las variables son enviados a través de un String que contiene los valores numéricos de cada variable medida, separados por un carácter de “;” el cual nos servirá como referencia para realizar la separación de los valores para luego ser transformados a un valor numérico real, de esta manera los escalares pueden ser manipulados o procesados según su valor.

13.2.1 Prueba de Filtrado:

Los primeros testeos realizados con los sensores, nos permitieron obtener los rangos de valores que entregan y se puede hacer una idea de que tan preciso son, en cuanto a las mediciones según los datos obtenidos. Las primeras pruebas tomadas nos mostraban escalares muy variantes en un principio, con sobre oscilaciones en la señal de salida de los sensores. Esto es producto de la sensibilidad ante los cambios de estados en la variable medida del sensor mismo, por lo que es necesario aplicar filtros para que estas oscilaciones se reduzcan y tiendan a entregar un valor constante (o con menos variaciones) en la salida. Dado lo anterior es necesario diseñar o buscar algún filtro que nos permita obtener valores deseados dentro de un testeo, para esto se pueden utilizar filtros digitales los cuales se introducen en el código de programación o algoritmo que se encargara de controlar la obtención de las señales. Es por esto que se utiliza un filtro pasa banda o “*Treshold*” en las variables de entrada de las bases de datos, el cual nos permitirá clasificar los datos que estén dentro o fuera del rango establecido. Para esto es necesario definir límites los cuales estarán dados por los valores máximos y mínimos que entrega la señal en los distintos estados de actividad muscular o según las pruebas definidas más adelante, aplicada a los demás sensores, mientras que el usuario se encuentra en estado de reposo, de esta manera nos aseguramos que en la salida no existirán estas sobre oscilaciones que a la larga generaran perturbaciones en la respuesta del sistema.

Además del filtrado anterior el cual se realizó para la clasificación de los datos en Matlab, se utilizó en la variable de salida, principalmente en la salida del sensor de EMG, se propone configurar un filtro complementario el cual posee características similares al filtro de Kalman, pero este último requiere un mayor tiempo de computación de los datos. El Filtro Complementario se comporta como a grandes rasgos como un pasa altos y pasa bajos reduciendo el ruido, en función de las constantes que este posee. Estas variables son calculadas mediante tanteo las cuales deben cumplir una sola condición: la suma de ambas debe ser igual a uno. De esta manera podemos obtener una salida mucho más limpia de la señal entregada por el sensor, la cual enviaremos a nuestra base de datos.

$$f(t) = \alpha \cdot x_i + (1 - \alpha) \cdot x_{i-1}$$

Fig. 17- Formula general del Filtro Complementario

Este filtro es matemáticamente más simple que los anteriormente nombrados pero resulta ser bastante útil al momento de desarrollar el acondicionamiento de señales. Tanto así que este filtro se puede utilizar sin ningún problema en todas

las variables entregadas por los sensores del sistema, por lo que solo queda encontrar las constantes para que los sensores reduzcan esta histéresis presente y entreguen valores más estables, los cuales de esta manera podrán ser clasificados con una mayor facilidad.

En la siguiente secuencia de imágenes se puede apreciar la acción del filtro aplicado, el cual tiende la salida del sensor a un valor más constante, permitiéndonos así registrar una mayor cantidad de datos con una mayor precisión. Luego en la imagen de la señal filtrada también observamos ciertos picos, estos son generados producto de los valores que están sobre la banda que define el límite del filtrado.

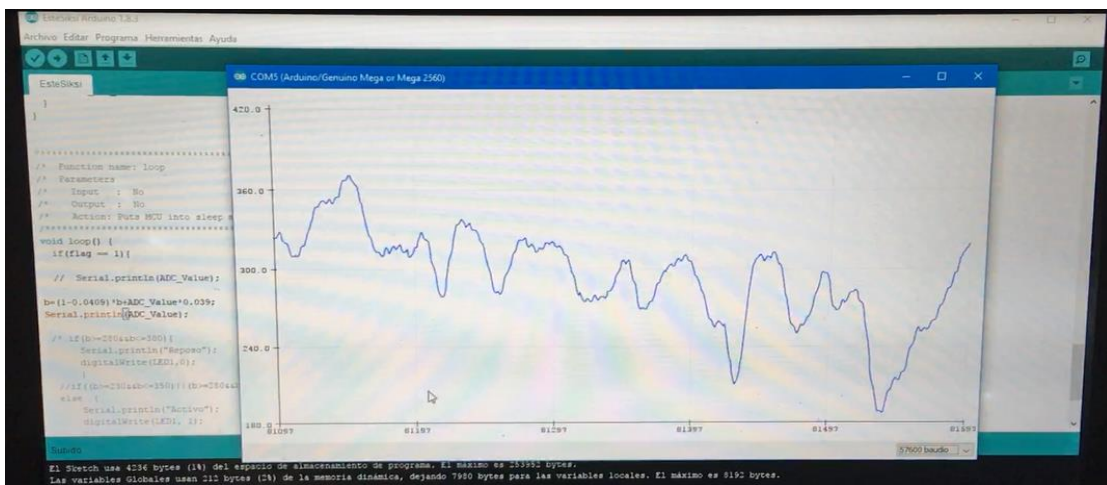


Fig. 18-Señal EMG paciente en estado de reposo, señal sin filtro.



Fig. 19- Señal EMG paciente en estado de reposo, señal filtrada.

13.2.2 Prueba en Reposo

Para este testeo del prototipo se propone que el usuario debe estar en completo reposo, para esto se posiciona cómodamente en un sillón manteniendo una postura y respiración uniforme. En las gráficas se puede apreciar que la señal varía dentro de un determinado rango y que se mantiene constante mientras las condiciones preestablecidas se mantengan. En tanto a la señal mioelectrica el filtro pasa-banda que se está utilizando su salida reduce la histéresis de la señal, en la salida o la variable que finalmente se está mostrando en el grafico (Valor Medido vs Numero de muestra) tiene una variación más pequeña en cuanto tendiendo a ser constante. En los demás sensores también pasaran por un filtro de este tipo para mantener las características de cada estado, en un rango de valores establecidos.

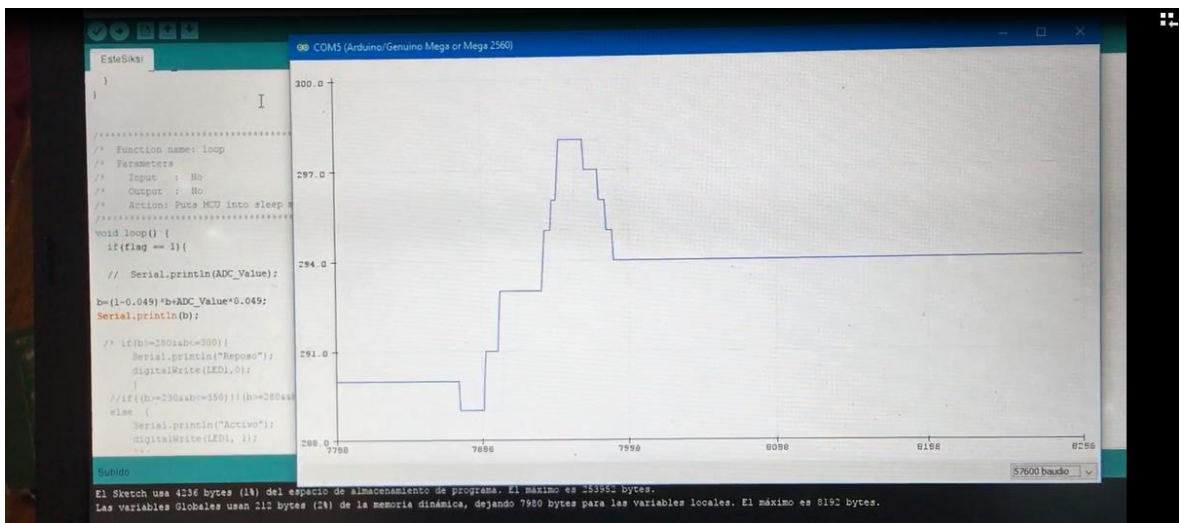


Fig.20- Prueba estado de reposo, Señal de salida sensor EMG.

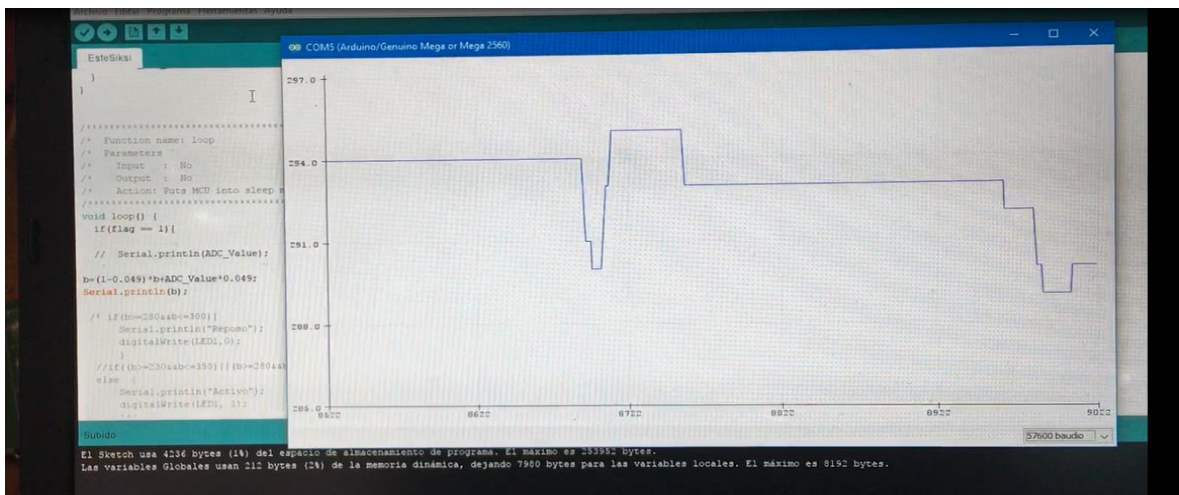


Fig.21- Prueba estado de reposo, Señal de salida sensor EMG.

13.2.3 Prueba Caminando:

La siguiente prueba fue realizada en una trotadora para asegurarnos que la marcha de caminar sea lo más regular posible, con el fin de lograr esto se definió una velocidad constante a la que caminará el sujeto de prueba, para ser más específico se utilizó una velocidad de 2 Km/h la cual era retroalimentada por la misma pantalla de la trotadora. Luego se le pidió al usuario del sistema que procediera a caminar por un tiempo indefinido mientras se tomaban las pruebas de obtención de los datos, mientras también por la comunicación serial podemos graficar en tiempo real la reacción que están teniendo los músculos mediante la señal de salida del sensor Mioelectrico. Cabe mencionar que la amplitud de la medida no tiene una unidad definida (mili volts o volts) ya que este dato es obtenido por medio de una transformación del valor análogo que entrega el sensor, por lo que para definir una escala es necesario realizar el cálculo y formulación de un algoritmo que nos entregue el valor real. En paralelo a esto podemos notar una clara diferencia de ancho en los pulsos entre ambas señales, esto es debido a que cada sujeto tiene su propia manera de caminar por lo que la fuerza distribuida en el musculo es distinta, de todas maneras podemos apreciar un comportamiento similar en ambos casos.

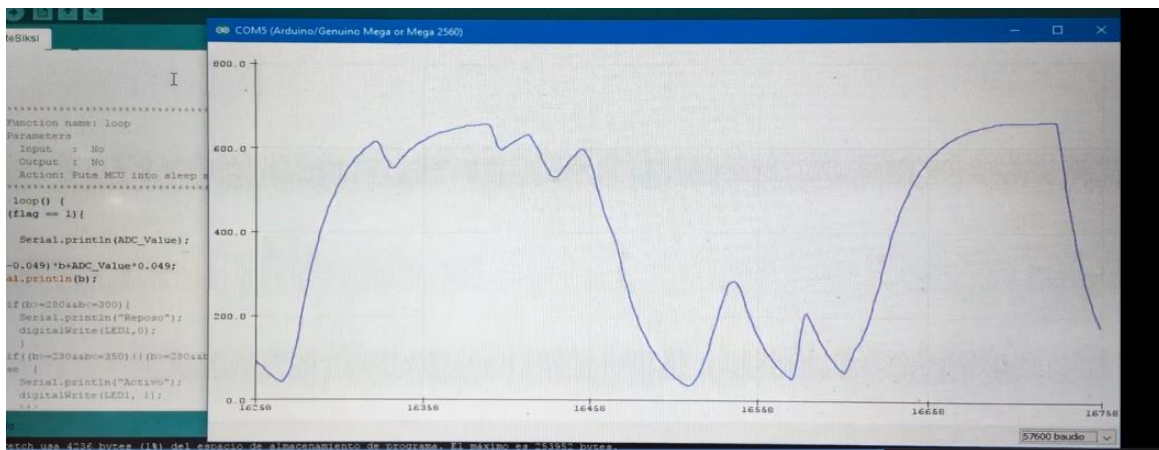


Fig.22- Prueba usuario caminando, Señal EMG graficada en tiempo real por el puerto serial.

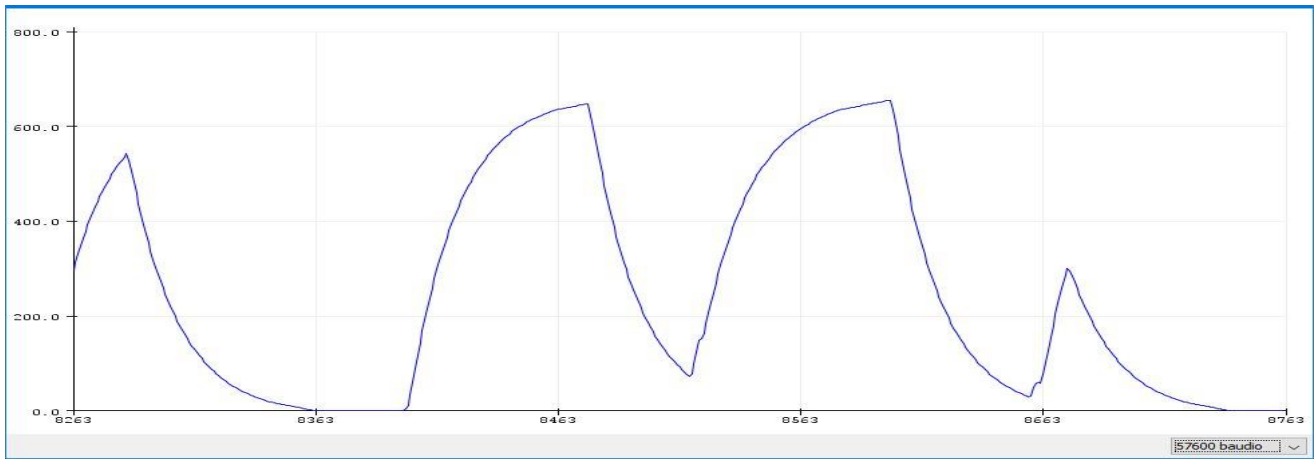


Fig.23- Prueba usuario caminando, Señal EMG graficada en tiempo real por el puerto serial.

13.2.4 Prueba Trote:

Para concluir la etapa de pruebas se definió una última y no menos importante, la obtención de datos mientras se tiene una actividad física mayor que en las pruebas anteriores, para esto se definió un trote a una velocidad constante de 8 Km/h, velocidad a la cual se le considera un trote intenso pero que no supera el límite de correr (galope). En esta marcha se puede apreciar una diferencia en la amplitud y forma de onda de la señal de salida, también se puede observar claramente una frecuencia distinta de la aparición de picos en la señal de la actividad muscular, lo cual es altamente positivo para el proyecto ya que se pueden obtener claras diferencias de los valores obtenidos entre las distintas pruebas realizadas. Según las gráficas que se encuentran a continuación, si las comparamos con las de la prueba de caminar se ve claramente la diferencia de la duración del pulso (ancho) y la amplitud de onda (alto). De esta manera también podemos notar que cada sujeto tiene un ritmo de trote similar pero cada sujeto tiene su propia característica en cuanto a la tensión muscular, representada en la señal graficada.

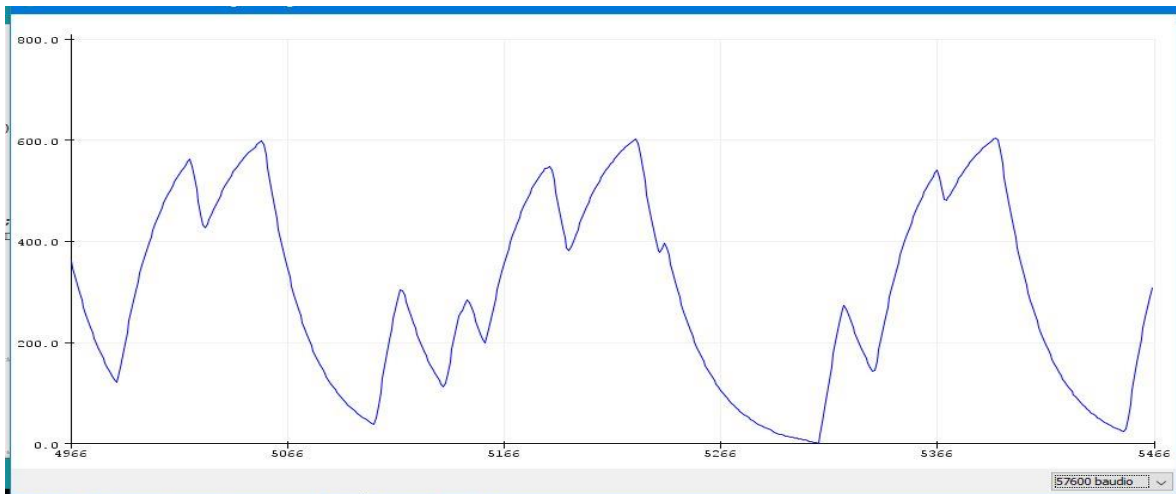


Fig.24- Prueba usuario trotando, Señal EMG graficada en tiempo real por puerto serial.

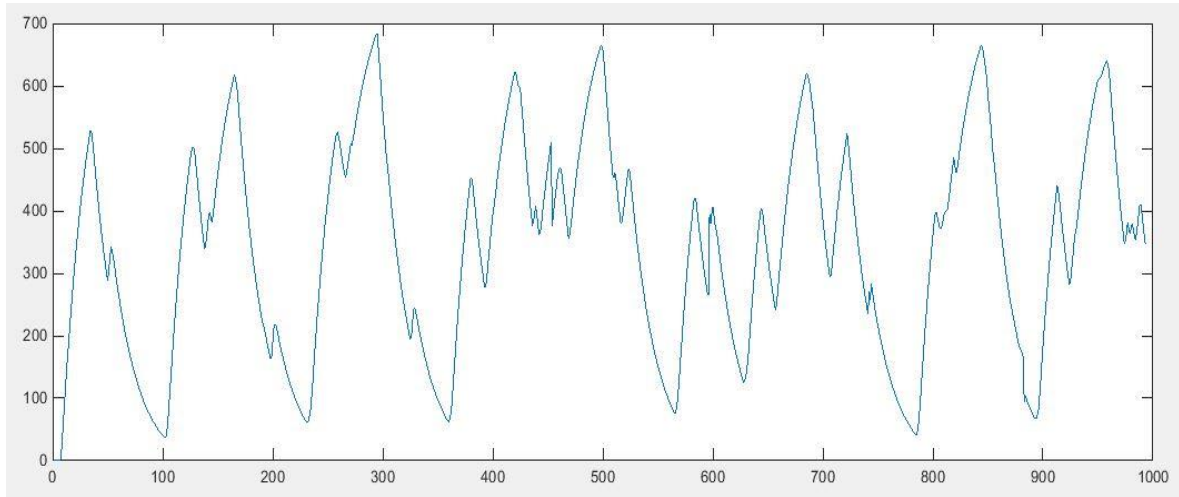


Fig.25-Prueba usuario trotando, Señal EMG graficada por Matlab (1000 datos).

14. Estadísticas

En los capítulos anteriores vimos las gráficas de la señal EMG generadas en las distintas fases de marcha del ser humano, pero en este proyecto también se tomaron en cuenta otras variables para medir la extremidad. Es por esto que las pruebas del sistema de obtención de datos fueron realizadas en tres distintos sujetos de edad similar pero con condiciones y características físicas distintas, de esta manera nos aseguramos de obtener una media en los valores obtenidos según las distintas tomas de datos. De esta manera podremos comparar el comportamiento de las distintas variables (o las que consideramos más importantes) y como cambian según el sujeto y su estado de marcha, además de verificar similitudes y diferencias en las señales.

14.1 Prueba de Reposo:

La primera prueba realizada arrojó los siguientes resultados, por cada sujeto al que se le tomaron los datos se obtuvieron valores relativamente constantes, con comportamientos similares (tendencias) en cada uno de los participantes. De esto podemos deducir más o menos un rango para determinar en un futuro algoritmo que nos serviría para linealizar más aun este estado y dejarlo completamente constante, reduciendo así los posibles cambios de respuesta por las lecturas obtenidas dentro del rango. En la señal verde perteneciente al tercer sujeto (Hugo) se puede observar claramente un comportamiento distinto al de los demás, este error en la lectura se debe a que el participante realizo un movimiento involuntario durante la obtención de los datos, siendo consciente de esto, no se volvió a realizar la prueba con el fin de marcar realmente una diferencia con los otros participantes y así sustentar nuestra afirmación.

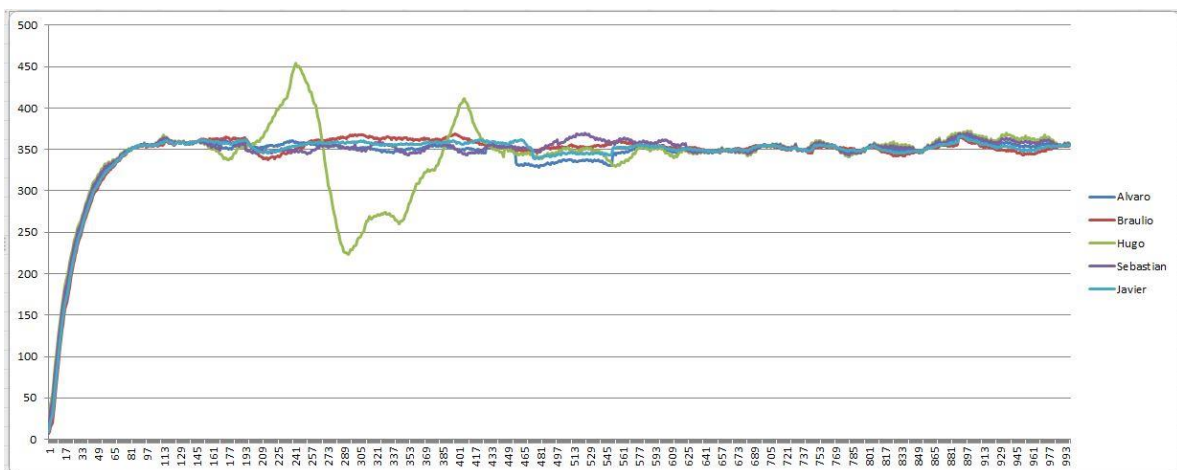


Fig.26- Grafica comparativa señal EMG (todos los sujetos) en prueba de reposo.

La siguiente grafica representativa también de la primera prueba, nos muestra las distintas flexiones que adoptaron los sujetos de prueba en diferentes posiciones de descanso. Dejando en claro que todos se sentaron en el mismo lugar pero cada uno adopto una posición “cómoda” acorde a su propio criterio, por lo que algunos flectaron la rodilla más que otros. Independiente de esto se puede apreciar en su totalidad una tendencia en el comportamiento de esta variable.

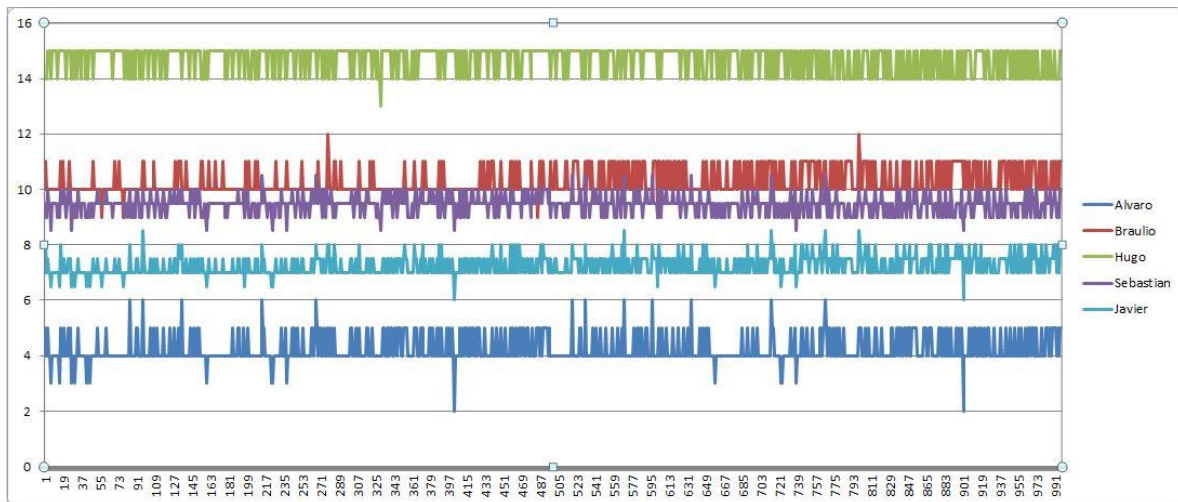


Fig.27- Grafica comparativa señal de Flexión (todos los sujetos) en prueba de reposo.

14.2 Prueba Caminando:

Para la segunda prueba nos enfocaremos en dos factores, en los patrones de comportamiento de la marcha en cada uno de los participantes de las pruebas y la comparación de secuencia entre las señales EMG y de Flexión de la rodilla. De esta última comparación podremos obtener el comportamiento y analizar la marcha en si guiándonos por la flexión que adquiere la extremidad en la secuencia del caminar que se puede seccionar en ocho secuencias o posiciones por las que pasa (véase figura 27) de las cuales se puede establecer que el mayor grado de flexión en la rodilla ocurre entre los eventos 5 y 8.

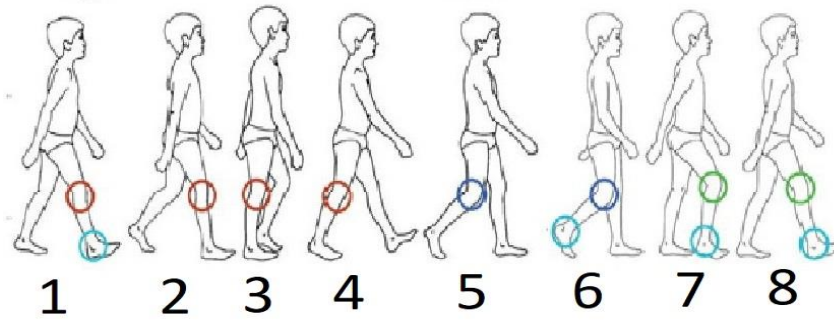


Figura 28- Secuencia Estándar Marcha Humana.

La comparación de las señales tomadas de todos los sujetos arrojaron los siguientes resultados, en los cuales gráficamente se puede apreciar el comportamiento según la lectura de la flexión (Señal Naranja - Véase fig. 29-30) por ende podemos establecer en base a esa variable, la fase en la que se encuentra el sujeto. Como anteriormente se estableció que el mayor grado de flexión esta entre las fases 5 y 8, podemos deducir que el pico de la señal EMG (Señal Azul) corresponde a la actividad muscular que se genera al realizar dicha secuencia de movimientos, y que los demás picos corresponden al trabajo realizado en los demás estados de la secuencia. De esta manera solo podemos realizar una estimación de cómo se encuentra la extremidad en cierto instante de tiempo, pero para aumentar la precisión del sistema se podría optar a coordinar la señal con las inclinaciones entregadas por el módulo MPU, filtrando las salidas y calibrando los ejes podemos realizar el cálculo y obtener la inclinación angular del fémur. De esta manera podemos obtener completamente la posición, orientación y estado de la marcha en la que se encuentra la extremidad.

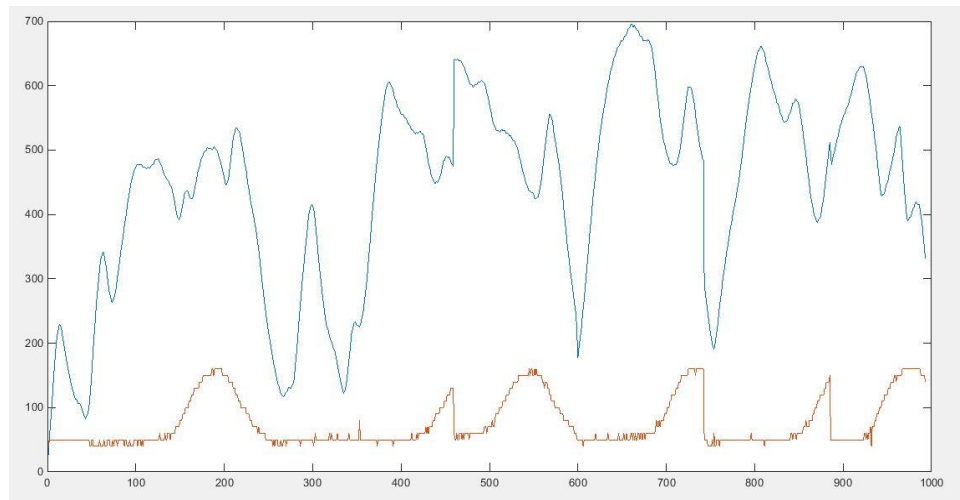


Fig.29- Comparación Señal EMG y Flexión de rodilla, Sujeto: Álvaro.

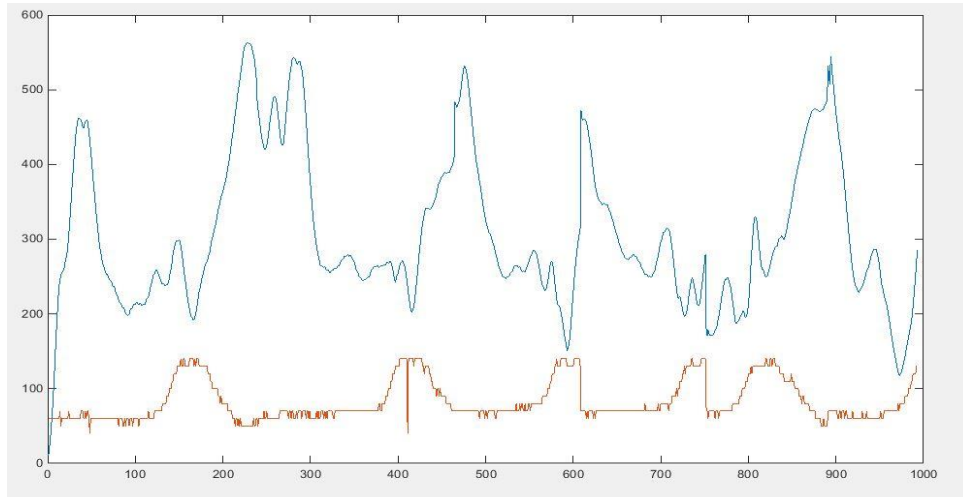


Fig.30- Comparación Señal EMG y Flexión de rodilla, Sujeto: Braulio.

En cuanto al comportamiento de los patrones de marcha en cada uno de los sujetos, realizamos una base de datos guardando cada una de las secuencias de manera que se puedan visualizar las diferencias y similitudes entre cada una de ellas. De esta manera se puede observar claramente que los patrones no se encuentran sincronizados totalmente, esto se debe a que las tomas de datos comenzaron y terminaron en distintas fases de la marcha, para cada uno de los individuos se comenzó en un distinto instante, ya que estos se encontraban continuamente caminando en la trotadora y en un momento en el que la estado de la marcha esta indeterminado se comenzó la toma de datos, lo que generó una desincronización entre cada una de las medidas. En contraparte podemos observar claramente que a pesar de este factor negativo aun así los patrones poseen comportamientos similares, produciéndose picos en la señal cada vez que se produce un paso con valores similares entre un sujeto y otro, a pesar de que cada pico posee una amplitud distinta en cuanto al tiempo de muestreo.

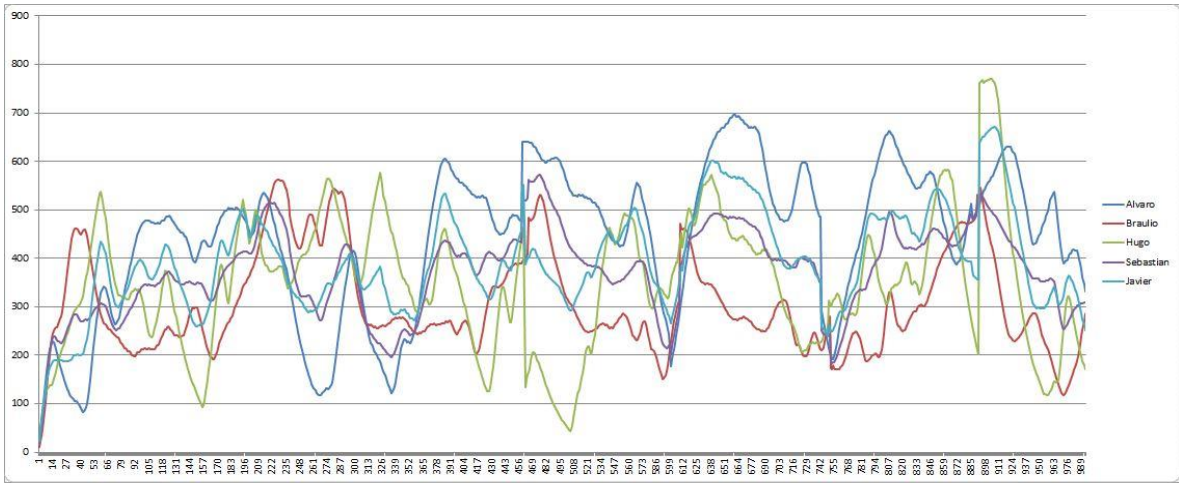


Fig.31- Patrones de Comportamiento de la marcha, Señal EMG distintos sujetos.

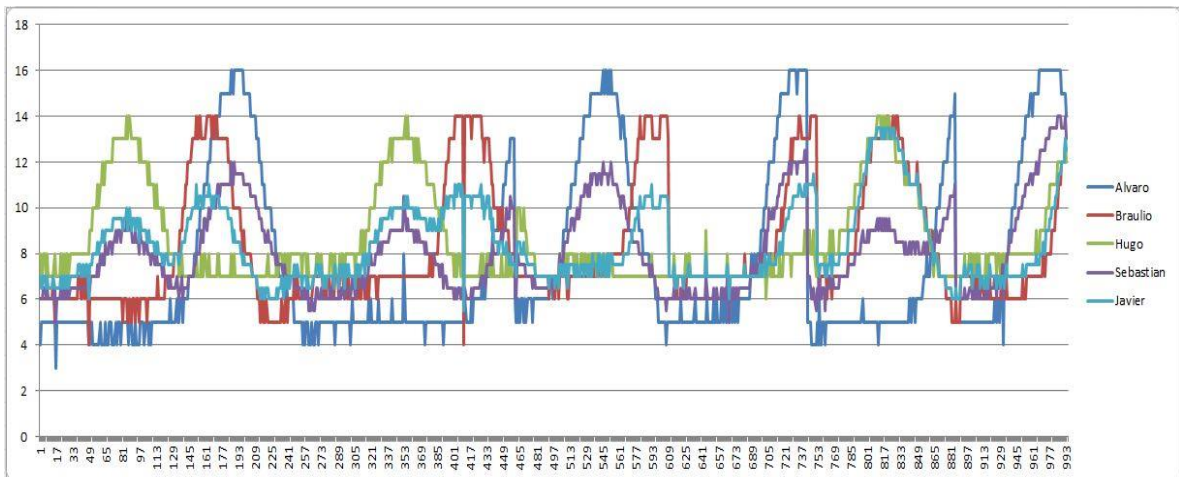


Fig.32- Patrones de Comportamiento de la marcha, Señal de Flexión distintos sujetos.

14.3 Prueba de Trote:

En esta tercera etapa de pruebas se tomaron en cuenta los factores estadísticos y variables a comparar, por lo que las gráficas poseen características similares pero que esta vez tienen una frecuencia mayor en las fases de la marcha, ya que se producen a una mayor velocidad. De esta manera podremos comparar las diferencias de los patrones de comportamiento en las dos velocidades de marcha, además de contrastar los valores en que varían los rangos de las mediciones entre cada uno de los sujetos. Al igual que en los datos de una persona caminando es preciso agregar la información entregada por el Acelerómetro para obtener el estado completo de la extremidad en el instante de tiempo, realizando un punto de corte entre todas las señales entregadas.

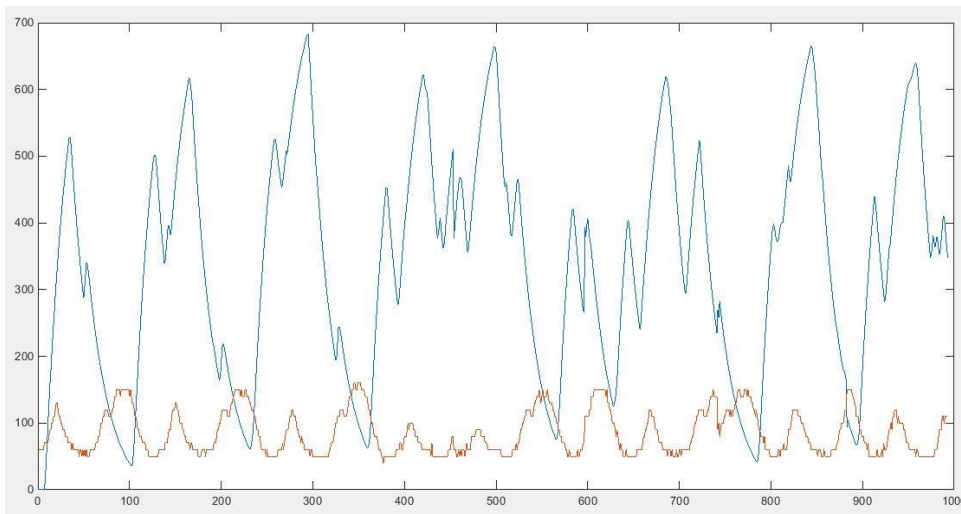


Fig.33- Comparación Señal EMG y Flexión de rodilla, Sujeto: Javier.

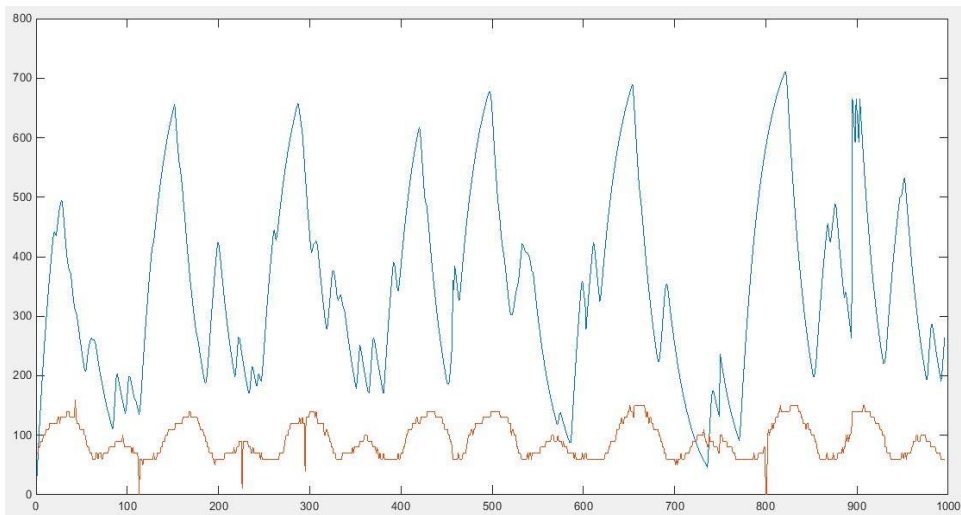


Fig.34- Comparación Señal EMG y Flexión de rodilla, Sujeto: Hugo.

Al igual que en el caso anterior los patrones de comportamiento de las señales en cada uno de los sujetos, poseen las mismas características notables a simple vista, en cuanto a la sincronización de esta y la conducta de los picos en los valores de las lecturas EMG y de flexión de nuestro sistema de adquisición de datos. Esta vez las gráficas aunque puedan parecer muy confusas, de esta manera podemos ver las distintas posibilidades (todas juntas) de las que se pueden comportar las variables, procurando así generar una tendencia mucho más amplia en cuanto a los posibles patrones. Además las principales características de los patrones se mantienen y repiten en cada uno de los sujetos, al igual que se mantiene el rango de valores en los que se mantienen las señales.

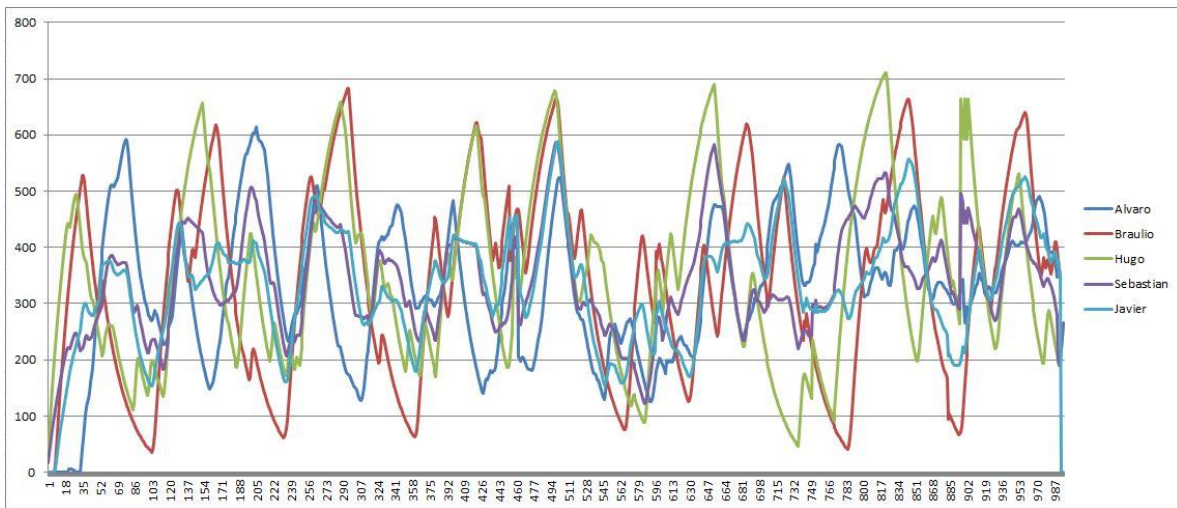


Fig.35- Patrones de Comportamiento de la marcha, Señal EMG distintos sujetos.

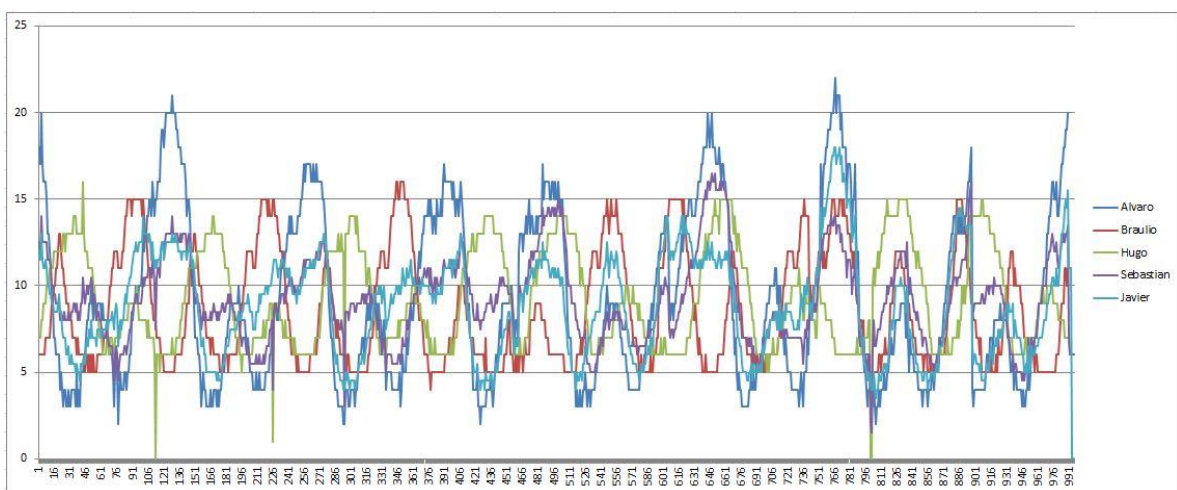


Fig.36- Patrones de Comportamiento de la marcha, Señal de Flexión distintos sujetos.

15. Conclusiones Segunda Parte

En cuanto a la selección de los elementos y dispositivos que conformaron estructuralmente el prototipo del sistema de adquisición de datos, podemos decir que estos respondieron de manera positiva en cuanto al funcionamiento y las pruebas realizadas. Además hablando de la conexión entre los sensores y el microcontrolador, podemos decir de manera concreta que se realizó sin problemas y la cantidad de cables se simplifico aprovechando la mejor locación de los electrodos y sensores sobre la prenda base de lycra, lo que produjo que el prototipo fuera cómodo al utilizarlo, permitiendo al usuario moverse de manera continua y sin interrupciones en las pruebas realizadas.

El almacenamiento de cada conjunto de datos, definidos y ordenados según a cada persona, es una parte principal de este proyecto ya que de esta manera nos aseguramos de mantener una fuente de información bien alimentada de datos fiables para trabajar. Por ende trabajar con este tipo de estructuras nos permiten clasificar los datos de una manera mucho más ordenada y automática para el post procesamiento que se le aplica a los datos de los distintos voluntarios que fueron parte del testeo del prototipo. Es por esto que la selección de una herramienta fiable, simple y completa nos fue de bastante utilidad para completar el proyecto, en concreto trabajar con una herramienta como lo es Excel nos puede simplificar de manera controversial la forma en que se trabaja y almacenan los datos, ya que el acceso desde las distintas plataformas a las plantillas .xlsx es mucho más factible que otros métodos. De esto cabe destacar que la utilización de otras herramientas o programas de bases de datos como MySQL o Microsoft Sql puede resultar más completo para otros proyectos en los que el acceso a la información, desde lugares remotos, es necesario, se convierte en una herramienta mucho más eficiente que Excel. Pero que en el caso concreto del desarrollo de este proyecto resulta ser una tarea un tanto de más, tomando en cuenta las características del sistema.

Por otra parte las pruebas y procedimientos realizados para obtener los datos, dieron resultados completamente positivos en ámbitos de desarrollo del proyecto ya que las señales se comportaron de manera que las características de la marcha en cada sujeto, se pudieran visualizar de manera clara y concisa, además cabe destacar que cada muestreo posee características similares en cuanto a comportamiento de la señal, pero con notorias diferencias de amplitudes, rangos y desfases. A pesar lo anterior en la prueba realizada para obtener los datos las pruebas de trote, tuvimos algunos inconvenientes ya que producto del movimiento

del microcontrolador y el cableado conectado al puerto serie, la comunicación se veía interferida en algunas ocasiones provocando que la toma de datos no se completara de manera correcta, por ende se decidió colocar estos elementos alejados del usuario (según el alcance de los cables) en estas pruebas.

Específicamente en el análisis realizado al comportamiento de los valores EMG y Flexión durante las distintas pruebas, al comparar las señales en sincronía con el número de muestra, como se muestra gráficamente en las figuras 28 a la 33, se puede obtener una noción del estado o fase de marcha en el que se encuentra, ya que no se puede afirmar con certeza en que número de la secuencia está ocurriendo en ese instante, aunque de esta misma manera si se analiza el comportamiento de las variables entregadas por el IMU podríamos inclusive aumentar la precisión del sistema. De esto último podemos definir un punto de referencia cero y generar un plano o trama XYZ acorde a los datos que nos entrega el Acelerómetro, con este método podemos calibrar ese punto para así obtener la inclinación que posee el fémur con respecto al cero y la orientación en la que se encuentra este mismo. Todo esto mediante la lectura de los datos en un determinado instante, se podría entregar a algún sistema de control la clasificación correspondiente una persona caminando, corriendo o descansando.

En tanto a las tendencias y las estadísticas de comportamiento de las variables entre un sujeto y otro, en las gráficas revisadas en los capítulos anteriores, se pueden observar claramente las características principales de las señales obtenidas pertenecientes a cada uno de los distintos sujetos, obteniéndose patrones de movimiento como tal en referencia a la actividad física en la que se encuentra (descanso, caminando o corriendo). Así mismo las tramas obtenidas según la correcta clasificación de los datos, nos permiten generar una fuente bastante amplia de cómo puede comportarse el cuádriceps, la rodilla y el fémur en las distintas actividades realizadas, interpretando estos datos de la manera correcta se podría aplicar efectivamente algún sistema de clasificación en tiempo real como lo son las Redes Neuronales Artificiales o los sistema de control Difusos y/o Predictivos.

Finalmente ya se han obtenido en concreto todos los datos, están completamente clasificados en sus archivos contenedores y quedó un último objetivo por cumplir, el cual se convirtió en el mayor desafío y contratiempo de este proyecto, que a pesar de ser una parte compleja pero complementaria en su totalidad al proyecto en sí. A pesar de esto, de que no se haya logrado concretar este último punto, se deja completamente abierta la posibilidad y factibilidad de realizar el desarrollo de un algoritmo capaz de realizar una acción mediante la comparación de una señal

de entrada en contra las señales previamente establecidas dentro de nuestra base de datos y de esta manera clasificar estos datos de entrada de la manera más rápida posible, posicionándolo y comparándolos con la trama de datos que mayor cantidad de características similares posea y así determinar si el usuario o portador del equipamiento, se encuentra realizando alguna de las acciones previamente establecidas y desarrolladas durante las pruebas. Es por esto que para terminar es preciso aclarar que a este proyecto se puede dejar completamente abierta la posibilidad de una continuación por este lado del tema y así aportar de una manera mucho más concreta a los avances y estudios de este campo permitiendo el desarrollo de dispositivos más inteligentes y autónomos.

16. Códigos y Algoritmos Finales

16.1 Código Arduino- Lectura de Sensores (3 señales simultáneas):

```
//          Sensor - EMG
//-----
-----
#include <compat/deprecated.h>
#include <FlexiTimer2.h>

#define SAMPFREQ 256           // ADC sampling rate 256
#define TIMER2VAL (1024/(SAMPFREQ)) // Set 256Hz sampling frequency
#define LED1 13
#define CAL_SIG 9

// Global constants and variables

volatile unsigned char counter = 0; //Additional divider used to generate
CAL_SIG
volatile int ADC_Value = 0; //ADC current value
volatile int a,b,c;
int flag = 0;

//-----
-----
//          Sensor Flexy
int flexPin=8;
int val = 0;
int out;
//-----
-----
//          Acelerometro
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
#include "Wire.h"

// La dirección del MPU6050 puede ser 0x68 o 0x69, dependiendo
// del estado de AD0. Si no se especifica, 0x68 estará implícito
MPU6050 sensor;

// Valores RAW (sin procesar) del acelerometro en los ejes x,y,z
int ax, ay, az;
```

```

//-----
-----
//~~~~~
// Funciones y Subrutinas
//~~~~~
//-----
-----
/*****/
/* Function name: Toggle_LED1 */
/* Parameters */
/* Input : No */
/* Output : No */
/* Action: Switches-over LED1. */
/*****/
void Toggle_LED1(void){

if((digitalRead(LED1))==HIGH){ digitalWrite(LED1,LOW); }
else{ digitalWrite(LED1,HIGH); }

}

/*****/
/* Function name: toggle_GAL_SIG */
/* Parameters */
/* Input : No */
/* Output : No */
/* Action: Switches-over GAL_SIG. */
/*****/
void toggle_GAL_SIG(void){

if(digitalRead(CAL_SIG) == HIGH){ digitalWrite(CAL_SIG, LOW); }
else{ digitalWrite(CAL_SIG, HIGH); }

}

/*****/
/* Function name: setup */
/* Parameters */
/* Input : No */
/* Output : No */
/* Action: Initializes all peripherals */
/*****/
void setup() {
/*-----Setup EMG/EKG-----*/

```

```

noInterrupts(); // Disable all interrupts before initialization

// LED1
pinMode(LED1, OUTPUT); //Setup LED1 direction
digitalWrite(LED1,LOW); //Setup LED1 state
pinMode(CAL_SIG, OUTPUT);

// Timer2 is used to setup the analog channels sampling frequency and packet
update.
// Whenever interrupt occurs, the current read packet is sent to the PC
// In addition the CAL_SIG is generated as well, so Timer1 is not required in this
case!
FlexiTimer2::set(TIMER2VAL, Timer2_Overflow_ISR);
FlexiTimer2::start();

// Serial Port
Serial.begin(57600);
//Set speed to 57600 bps

// MCU sleep mode = idle.
//outb(MCUCR,(inp(MCUCR) | (1<<SE)) & (~(1<<SM0) | ~(1<<SM1) |
~(1<<SM2)));

interrupts(); // Enable all interrupts after initialization has been completed

//Setup Acelerometro
//-----
Wire.begin(); //Iniciando I2C
sensor.initialize(); //Iniciando el sensor

if (sensor.testConnection()) Serial.println("Sensor iniciado correctamente");
else Serial.println("Error al iniciar el sensor");
//-----
}

/*****
/* Function name: Timer2_Overflow_ISR */
/* Parameters */
/* Input : No */
/* Output : No */
/* Action: Determines ADC sampling frequency. */
*****/
void Timer2_Overflow_ISR()
{
// Toggle LED1 with ADC sampling frequency /2

```

```

Toggle_LED1();

ADC_Value = analogRead(0);
flag++;

// Increment the packet counter

// Generate the CAL_SIGnal
counter++; // increment the divider counter
if(counter == 12){ // 250/12/2 = 10.4Hz ->Toggle frequency
  counter = 0;
  toggle_GAL_SIG(); // Generate CAL signal with frequ ~10Hz
}
}

/*****
/* Function name: loop          */
/* Parameters                  */
/* Input   : No                */
/* Output  : No                */
/* Action: Puts MCU into sleep mode. */
*****/
void loop() {
  //Loop EMG
  //_____
  //Serial.println(analogRead(0));

  if(flag == 1){

  // Serial.println(ADC_Value);

  b=(1-0.0409)*b+ADC_Value*0.049; //Filtro Complementario
  Serial.print(b);
  Serial.print(";");

  flag = 0;

}
__asm__ __volatile__ ("sleep");

//_____
if(flag == 0){

```

```

// Loop Flexypin
//-----
val =analogRead(flexPin);
Serial.print("\t");
//Serial.print("Flexion: ");
//Serial.print("-");
Serial.print(val);
Serial.print(";");
//delay(100);
//-----

// Loop Acelerometro
//-----
// Leer las aceleraciones
sensor.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
//Calcular los angulos de inclinacion:
float accel_ang_x=atan(ax/sqrt(pow(ay,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
float accel_ang_y=atan(ay/sqrt(pow(ax,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
float accel_ang_z=atan(az/sqrt(pow(ax,2) + pow(ay,2)))*(180.0/3.14);
//Mostrar los angulos separadas por un [tab]
Serial.print("\t");
// Serial.print("Inclinacion en X: ");
//Serial.print("+");
Serial.print(accel_ang_x);
Serial.print(";");
Serial.print("\t");
// Serial.print("Inclinacion en Y:");
// Serial.print(".");
Serial.print(accel_ang_y);
Serial.print(";");
Serial.print("\t");
// Serial.print("Inclinacion en Z:");
// Serial.print(",");
Serial.print(accel_ang_z);
Serial.println(";");

//delay(10);
//-----
flag = 1;
}
}

```


16.2 Código Matlab – Obtención y Clasificación de los Datos.

```
function Matlab_Arduino(numero_muestras)

close all;
clc;
emg=cell(numero_muestras,1);
flexy=cell(numero_muestras,1);
inclx=cell(numero_muestras,1);
incly=cell(numero_muestras,1);
inclz=cell(numero_muestras,1);
W=cell(numero_muestras,1);

%Inicializo el puerto serial que utilizaré
delete(instrfind({'Port'},{'COM5'}));
puerto_serial=serial('COM5');
puerto_serial.BaudRate=57600;
warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');

%Abro el puerto serial
fopen(puerto_serial);
%Bucle for para que tome y dibuje las muestras que queremos
%nulo=0;
i=1;

while i<=numero_muestras

    Lectura=fscanf(puerto_serial,'%s')

    x = strsplit(Lectura, ',');
    y = str2double(x)
    Valor = num2cell(y)

    if length(Valor)==6
        emg{i}= Valor{1}
        flexy{i}= Valor{2}
        inclx{i}= Valor{3}
        incly{i}= Valor{4}
        inclz{i}= Valor{5}

        %Condicion que guardara las tramas de los sensores en base a la
        activación muscular
        if ~(emg{i}>=280 && emg{i}<=330)
            W{i}=emg{i}
        else
            W{i}=0
        end
    end
end
```

```
end
end
i=i+1;

end
```

```
EMG = cell2mat(emg)
Flex = cell2mat(flexy)
Inclx = cell2mat(inclx)
Incly = cell2mat(incly)
Inclz = cell2mat(inclz)
Actividad= cell2mat(W)
```

```
assignin('base','LecturaEMG',EMG)
assignin('base','FlexyPin',Flex)
assignin('base','InclinacionX',Inclx)
assignin('base','InclinacionY',Incly)
assignin('base','InclinacionZ',Inclz)
assignin('base','Actividad',Actividad)
```

```
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',EMG,'Hoja1','A')
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',Flex,'Hoja1','B')
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',Inclx,'Hoja1','C')
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',Incly,'Hoja1','D')
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',Inclz,'Hoja1','E')
xlswrite('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx',Actividad,'Hoja1','G')
```

```
%Cierro la conexión con el puerto serial y elimino las variables
```

```
fclose(puerto_serial);
delete(puerto_serial);
clear all);
```

```
end
```

16.3 Código Matlab – Lectura y Grafica de los Datos.

```
EMG=xlsread('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx','Hoja1','A:A')
Flexion=xlsread('PruebaCorriendoAlvaro.xlsx','Hoja1','B:B')
InclinacionX=xlsread('PruebaCaminandoAlvaro.xlsx','Hoja1','C:C')
InclinacionY=xlsread('PruebaCaminandoAlvaro.xlsx','Hoja1','D:D')
InclinacionZ=xlsread('PruebaCaminandoBraulio.xlsx','Hoja1','E:E')
Actividad=xlsread('PruebaCaminandoBraulio.xlsx','Hoja1','G:G')

largo=cell(length(EMG),1)
for i=1:length(EMG)

    largo{i}=i

end
largo=cell2mat(largo)

plot(largo,EMG,largo,Flexion)
```

17. Bibliografía y Referencias

A.C.Villa-Parra, D.Delisle-Rodríguez, A. López-Delisc, T. Bastos-Filho, R. Sagaró, A. Frizera-Neto. (2015). Towards a robotic knee exoskeleton control based on human motion intention through EEG and sEMG signals. *6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2015) and the Affiliated Conferences, AHFE 2015* (pág. 1384). ScienceDirect.

Advancer Technologies. (2017). *tdrobotica.co*. Obtenido de <http://tdrobotica.co/sensor-de-musculo-mioelectrico/397.html>

Advancer Technologies. (2017). *tdrobotica.co*. Obtenido de <http://tdrobotica.co/electrodos-almohadillas-para-sensor-de-musculo/398.html>

alibaba.com. (2017). *alibaba.com*. Obtenido de <https://spanish.alibaba.com/product-detail/small-mini-hydraulic-cylinder-manufacturer-60503384563.html>

Aliexpress.com. (2017). Obtenido de https://es.aliexpress.com/store/product/JFBL-Hot-MAL-Series-16mm-Bore-200mm-Stroke-Single-Rod-Pneumatic-Cylinder/2341062_32766754076.html?spm=2114.04010208.3.10.wg7yv0&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_436_10136_10137_10157

Aliexpress.com. (2017). Obtenido de https://es.aliexpress.com/store/product/MA16-175-Stainless-steel-mini-cylinder-Free-Shipping-MA-Series-Double-Action-Mini-Pneumatic-Cylinder/2614019_32784787010.html?spm=2114.04010208.3.25.wg7yv0&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151

Ana Esther Levy Benasuly; Jose Manuel Cortes Barragan. (2003). *Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*. Elsevier España.

Arbona, D. C. (30 de junio de 2012). *Traumatología y Ortopedia Infantil*. Obtenido de <http://cotinfantil.blogspot.cl/2012/06/genu-valgo-genu-varo.html>

Biometrics. (2015). *nexgenergo.com*. Obtenido de <http://www.nexgenergo.com/ergonomics/biodataemg.html>

Bionics. (s.f.). *re*. Obtenido de <http://www.exoesqueleto.com.es/rex-bionics.html>

BITalino. (2017). *tdrobotica.co*. Obtenido de <http://tdrobotica.co/kit-de-desarrollo-biomedico-bitalino/354.html>

- Bosch, A. (noviembre de 2001). Tratamiento de las lesiones articulares. *Ambito Farmaceutico*.
- Carletti, E. J. (2007). *robots-argentina.com.ar*. Obtenido de Sensor de fuerza FlexiForce: http://robots-argentina.com.ar/Sensores_FlexiForce.htm
- Carletti, E. J. (2010). Obtenido de Actuadores - Músculos neumáticos: http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosneumaticos.htm
- chainreactioncycles.com. (2017). *chainreactioncycles.com*. Obtenido de <http://www.chainreactioncycles.com/cl/es/rodilleras-espilleras-ixs-cleaver-2017/rp-prod88350>
- Creix.com. (12 de noviembre de 2013). *creix.com*. Obtenido de <https://www.creix.com/dmo-ortesis-de-movimiento-dinamica/>
- Cyberdyne. (2017). *cyberdyne.com*. Obtenido de <https://www.cyberdyne.jp/english/>
- Daniel Arias, Marisol Rojo. (2014). *anatomiaui1.wordpress.com*. Obtenido de <https://anatomiaui1.wordpress.com/2014/12/07/musculos-de-la-rodilla/>
- Delsys. (2017). *delsys.com*. Obtenido de <http://www.delsys.com/products/desktop-emg/surface-emg-sensors/>
- directindustry.es. (2017). *directindustry.es*. Obtenido de http://www.directindustry.es/prod/eckart/product-12768-251182.html#product-item_1438557
- directindustry.es. (2017). *directindustry.es*. Obtenido de <http://www.directindustry.es/prod/bft/product-18715-689299.html>
- Dis Sensor bv. (2017). *dis-sensors.com*. Obtenido de <https://dis-sensors.com/es/sensores-de-aceleraci%C3%B3n>
- Dobkin BH, Daroff RB, Fenichel GM, Jankovic J, Mazziotta JC, eds. (2012). *Bradley's Neurology in Clinical Practice*. (6th ed.). Philadelphia: Elsevier Saunders .
- ebay.com. (2017). *ebay.com*. Obtenido de http://www.ebay.com/itm/LD-2701-Biaxial-Digital-Servo-Motor-270Degree-Adjustable-for-Robot/351831830668?_trksid=p2047675.c100011.m1850&_trkparms=aid%3D222007%26algo%3DSIC.MBE%26ao%3D1%26asc%3D40130%26meid%3Dcc5c259997264ffaa3cc3d17905a7097%26pid%3D100011%26

- EMOTIV Inc. (2017). *emotiv.com*. Obtenido de <https://www.emotiv.com/product/emotiv-insight-5-channel-mobile-eeg/>
- EMOTIV Inc. (2017). *emotiv.com*. Obtenido de <https://www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-14-channel-mobile-eeg/>
- F. Martínez, A. Claudio, S. Vergara, J.M. Rodríguez, A. Olmos. (2010). Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores. *Facultad de Ciencias de la Electrónica de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Grupo de Robótica, Av. San Claudio y 18 sur C.U. Edificio 182, Puebla, 72570 México.*
- F. Martínez, A. Claudio, S. Vergara, J.M. Rodríguez, A. Olmos. (2010). Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores. *Congreso Anual 2010 de la Asociación de México de Control Automático.* , (pág. 1). Puerto Vallarta, Jalisco, México.
- Fayerwayer. (2009). *Fayerwayer*. Obtenido de <https://www.fayerwayer.com/2009/09/activelink-power-loader-exoesqueleto-mecanico-basado-en-la-pelicula-aliens/>
- Festo. (2017). *Festo.com*. Obtenido de https://www.festo.com/cat/es-cl_cl/products_010502
- Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N. (2003). Articulación de la rodilla y su. *MEDISAN*, 7(2).
- Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N. (2007). Articulación de la rodilla y su mecanica articular. *Medisan*, pág. 3.
- Hocoma. (2017). *hocoma.com*. Obtenido de Lokomat: <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>
- Lenord, Bauer & Co. GmbH. (2017). *integracionycontrol.com*. Obtenido de <http://www.integracionycontrol.com/web/index.php/productos-integracion-y-control/sensorline/sensores-de-velocidad/gel-247>
- Lockheed Martin Corporation. (2017). *lockheedmartin.com*. Obtenido de <http://www.lockheedmartin.com/us/products/exoskeleton/industrial.html>
- Lorenzo Saccares, Ioannis Sarakoglou, and Nikos G. Tsagarakis. (2016). iT-Knee: An Exoskeleton with Ideal Torque Transmission Interface for Ergonomic Power Augmentation. *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (pág. 780). Daejeon: IEEE/RSJ.

- Ismonline.es. (2011). *Ismonline.es*. Obtenido de <http://Ismonline.es/rodillera-protectora-profesional-kevlar-negra-p-439.html?oscsid=tgu2c9jajia475rranumnaj677>
- Ismonline.es. (2011). *Ismonline.es*. Obtenido de <http://Ismonline.es/codera-protectora-profesional-kevlar-negra-p-441.html>
- maxonmotor.es. (2017). *maxonmotor.es*. Obtenido de EC 45 flat Ø42.9 mm, Conmutación electrónica (Brushless), 30 Vatios, con sensores Hall: <http://www.maxonmotor.es/maxon/view/catalog/>
- Mirax Hobbies. (2017). *mirax.cl*. Obtenido de <http://www.mirax.cl/detalles.php?codigo=10518>
- mmhobbies.cl. (2017). *mmhobbies.cl*. Obtenido de http://www.mmhobbies.cl/product.php?id_product=612
- mmhobbies.cl. (2017). *mmhobbies.cl*. Obtenido de http://www.mmhobbies.cl/product.php?id_product=612
- Myon. (2016). *myon.ch*. Obtenido de <https://www.myon.ch/aktos>
- NeuroSky. (2017). *robotshop.com*. Obtenido de <http://www.robotshop.com/media/files/pdf/datasheet-80027-007.pdf>
- Nikos Karavas , Arash Ajoudani , Nikos Tsagarakis , Jody Saglia , Antonio Bicchi. (2014). Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton. *Robotics and Autonomous Systems* (pág. 80). Italia: ScienceDirect.
- Orliman. (2017). *Ortesis inmovilizadora de rodilla de tres paneles a 0°*. Obtenido de <http://www.orliman.com/producto/ortesis-inmovilizadora-de-rodilla-de-tres-paneles-a-0o/>
- Orliman. (2017). *Rodillera envolvente con articulaciones monocéntricas*. Obtenido de <http://www.orliman.com/producto/rodillera-envolvente-post-quirurgica-articulaciones-monocentricas/>
- Orliman. (2017). *Rodillera rótula abierta con estabilizadores laterales*. Obtenido de <http://www.orliman.com/producto/rodillera-rotula-abierta-con-estabilizadores-laterales/>
- Orliman. (2017). *Soporte patelar con almohadilla de silicona*. Obtenido de <http://www.orliman.com/producto/soporte-patelar-con-almohadilla-de-silicona/>

ortopediacurto.com. (2017). *ortopediacurto.com*. Obtenido de <http://www.ortopediacurto.com/Ortesis-funcionales-conformadas-QTB-p-20-es.html>

ortopediavicente.es. (2016). *ortopediavicente.es*. Obtenido de <https://ortopediavicente.es/tienda/ortopedia-tecnica/arnes-de-pavlick/>

ortopediavicente.es. (2016). *ortopediavicente.es*. Obtenido de <https://ortopediavicente.es/tienda/ortopedia-tecnica/ortesis-de-cadera-atlanta/>

ottobock.es. (2017). *ottobock.es*. Obtenido de <http://www.ottobock.es/ortetica/soluciones/carbon-ankle-seven/>

Panasonic. (2017). *panasonic.com*. Obtenido de <http://news.panasonic.com/global/stories/2016/44969.html>

Piher Sensors & Controls. (2013). *potenciometros.es*. Obtenido de <http://www.potenciometros.es/potenciometros/sensores-de-posicion-y-angulo/>

Rambal Ltda. (2017). *rambal.com*. Obtenido de <http://rambal.com/actuador-lineal/581-actuador-lineal-matusy-4-04p.html>

Rambal Ltda. (2017). *rambal.com*. Obtenido de <http://rambal.com/actuador-lineal/577-listado-actuadores-lineales-matusy.html>

Rambal Ltda. (2017). *rambal.com*. Obtenido de <http://rambal.com/servomotor/169-motor-reductor-robotica-trabajo-pesado-40k-torque.html>

Rex Bionics. (2017). *Rex Bionics*. Obtenido de <http://www.rexbionics.com/>

robotis.us. (2017). *robotis.us*. Obtenido de <http://www.robotis.us/dynamixel-xm430-w350-r/>

robotis.us. (2017). *robotis.us*. Obtenido de <http://www.robotis.us/dynamixel-mx-64t/>

schultzsa.cl. (2017). Obtenido de [schultzsa.cl:
http://www.schultzsa.cl/index.php?option=com_virtuemart&view=productdetails&virtuemart_product_id=56&virtuemart_category_id=107](http://www.schultzsa.cl/index.php?option=com_virtuemart&view=productdetails&virtuemart_product_id=56&virtuemart_category_id=107)

schultzsa.cl. (2017). *schultzsa.cl*. Obtenido de http://www.schultzsa.cl/index.php?option=com_virtuemart&view=productdetails&virtuemart_product_id=555&virtuemart_category_id=171

Seedstudio. (2017). *http://botscience.net*. Obtenido de http://botscience.net/store/index.php?route=product/product&product_id=209

Shenzhen Anysun Technology co., Lmt. (2017). *Aliexpress.com*. Obtenido de https://es.aliexpress.com/store/product/4pcs-3-2v-10000mah-lifepo4-battery-10ah-3-2v-cells-30A-high-drain-cells-For-battery/1559034_32677656669.html?spm=2114.04010208.3.49.HbFrzj&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_10136_1013

Shenzhen Anysun Technology co., Lmt. (2017). *Aliexpress.com*. Obtenido de https://es.aliexpress.com/store/product/1pc-Brand-GTK-3-2V-20Ah-lifepo4-cells-60A-discharge-lifepo4-3-2v-20ah-for-power/1453301_32725186731.html?spm=2114.04010208.3.82.iuubUF&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_10136_10137_10

Smith TO, Drew BT, Meek TH, Clark AB. (08 de Diciembre de 2015). *cochrane.org*. Obtenido de <http://www.cochrane.org/es/CD010513/ferulas-de-rodilla-rodilleras-o-correas-en-la-rodilla-para-el-tratamiento-del-dolor-de-la-rodilla>

tdrobotica.co. (2017). *tdrobotica.co*. Obtenido de <http://tdrobotica.co/cables-para-electrodos-3-conectores/359.html>

Technaid. (2017). *Technaid.com*. Obtenido de <http://www.technaid.com/es/productos/inertial-measurement-unit-imu/?gclid=CMyCj-3kk9QCFVWBkQodU00Giw>

Than walt technology co., LTD. (2017). *Aliexpress.com*. Obtenido de https://es.aliexpress.com/store/product/1PCS-free-shipping-Good-Qulity-3-7V-6000mAH-Real-5900mAh-Li-ion-battery-for-CHUWI-V88/818305_32615931087.html?spm=2114.04010208.3.38.9zClwR&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_10136_101

Wikipedia, c. d. (2017). *Batería recargable*. Wikipedia, La enciclopedia libre.

Wikipedia, c. d. (2017). *Wikipedia.org*. Obtenido de Wikipedia, La enciclopedia libre.: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Bater%C3%ADa_recargable&oldid=97811656

Xinjianeng. (2017). *Aliexpress.com*. Obtenido de Aliexpress.com:
https://es.aliexpress.com/store/product/12V-20000-mah-20Ah-large-capacity-Lithium-battery-miner-s-lamp-Battery-35-w-55-w/2184156_32670617746.html?spm=2114.04010208.3.43.qayHo7&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_10136_10137_1

xrchobbies.cl. (2017). *xrchobbies.cl*. Obtenido de
<https://www.xrchobbies.cl/gensace-lipo-5000mah-14.8v-50c-4s1p-hardcase-battery-pack-deans.html>

xrchobbies.cl. (2017). *xrchobbies.cl*. Obtenido de
<https://www.xrchobbies.cl/gensace-lipo-5000mah-7.4v-50c-2s-hardcase-battery-pack-deans.html>

You Sheng Trading co., LTD. (2017). *Aliexpress.com*. Obtenido de
https://es.aliexpress.com/store/product/4-cells-20A-50A-LiFePO4-Lithium-iron-phosphate-18650-Battery-InOut-Protection-free-shipping/1702099_32582599755.html?spm=2114.04010208.3.57.iuubUF&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_3_10152_10065_10151_10068_10