

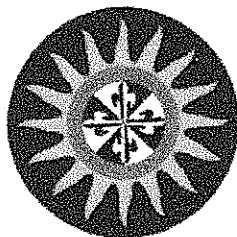
TIE
A48ca
2011

**CARACTERIZACIÓN DE SENSORES DE ACELERACIÓN CON
APLICABILIDAD AL ESTUDIO DE LA DINÁMICA DE MIEMBRO SUPERIOR
EN EL DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE FUNCIONES MOTORAS
FISIOTERAPÉUTICO.**

BIBLIOTECA - USTA
TUNJA

PABLO ANDRÉS ÁLVAREZ CAMARGO

0 9 2 1

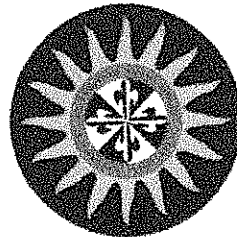


UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2011

**CARACTERIZACIÓN DE SENSORES DE ACELERACIÓN CON
APLICABILIDAD AL ESTUDIO DE LA DINÁMICA DE MIEMBRO SUPERIOR
EN EL DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE FUNCIONES MOTORAS
FISIOTERAPÉUTICO.**

PABLO ANDRÉS ÁLVAREZ CAMARGO
3061216

Tutor: MSc(c). EDWARD WILDER CARO ANZOLA



UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TUNJA
2011

***A quienes creyeron en mí, su apoyo fue mi fortaleza.
A quienes no lo hicieron, su escepticismo fue mi motivación....***

***A quienes compartan mi pasión por la Bioingeniería,
Espero dejarles un pequeño aporte...***

***Agradecimientos al Todo Poderoso, porque sin Él, nunca hubiera logrado
llegar a estas instancias...***

***A mis padres, mis hermanas Y mi sobrina, motor de mi vida y fuente de
apoyo incondicional. Motivación para llegar a lograr mi título como Ingeniero
Electrónico...***

***A mi tutor, Ingeniero Edward Wilder Caro Anzola por su paciencia y apoyo,
por ser mi guía y enseñarme el valor que tiene el deber cumplido...***

***A todos los maestros que me formaron a través de mi carrera, especialmente
a los ingenieros Luis Fredy Sosa Quintero y Oscar Eduardo Umaña Méndez,
por enseñarme que para ser un buen Ingeniero, primero hay que ser una
gran persona y un gran ser humano...***

***Al centro de investigaciones de la universidad Santo Tomás, ya que su
incondicional apoyo fue vital en el desarrollo del proyecto...***

***A todos mis amigos y compañeros de estudio, especialmente Daniela Lucía
Rodríguez, Lizeth Katherine Salazar, Fredy Alonso Hernández y Juan Carlos
Martínez quienes siempre estuvieron ahí. A Laura Alejandra Martínez,
Camilo Andrés Díaz, Javier Camilo Soto y Cristian Fabián Ramos, quienes
hicieron o aún hacen parte de este proyecto.***

La facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Santo Tomás de Tunja no se hace responsable por las tesis, ideas, comentarios, afirmaciones y consecuencias consumados por el realizador del siguiente trabajo de grado.

Contenido

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE TABLAS	10
GLOSARIO	1
1. JUSTIFICACIÓN	5
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
3. OBJETIVOS.....	8
3.1. Objetivo General	8
3.2. Objetivos Específicos	8
4. ESTADO DEL ARTE.....	9
4.1. Desarrollo histórico.....	9
4.2. Desarrollo Contemporáneo	10
4.2.1 Regional.....	10
4.2.2 Nacional.....	10
4.2.3. Aplicación.....	10
5. MARCO HISTÓRICO.....	11
6. MARCO TEÓRICO.....	14
6.1. Anatomía.....	14
6.1.1. Estructura ósea.....	14
6.1.2. Estructura muscular.....	14
6.2. Fisiología Articular.....	19
6.2.1. Planos y ejes de movimiento	19
6.2.2. Articulaciones	21
6.3. Patologías	22
6.3.1. Bursitis subacromial (Hombro Doloroso, Síndrome de Pinzamiento):	22
6.3.2. Epicondilitis.....	24
6.3.3. Esquema del tratamiento fisioterapéutico.	27
6.3.4. Tratamiento	27
6.4. Sensores.....	28
6.4.1. Detectores de desplazamiento.....	28
6.4.2. Principio Capacitivo	30
6.4.3. Acelerómetros	31
6.4.4. Giróscopos	34

7. APLICACIÓN	37
7.1. Concepto fisioterapéutico	37
7.2. Estudio antropométrico	37
7.3. Diseños mecánicos	38
7.4. Diseños eléctricos	39
7.5. Caracterización de los sensores mecánicos	42
7.5.1. Giróscopo	43
7.5.2. Acelerómetro	59
10. CONCLUSIONES	79

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Huesos del codo y el brazo	14
Figura 2. Planos Anatómicos De Referencia.	19
Figura 3. Extensión – Flexión.	20
Figura 4. Aducción – Abducción.	20
Figura 5. Movimiento de Pronosupinación.....	21
Figura 6. Anatomía del Hombro.	23
Figura 7. Anatomía del codo.	25
Figura 8. Modelo físico simplificado del sensor	30
Figura 9. Diagrama de bloques funcionales simplificado para el acelerómetro.....	32
Figura 10. Acelerómetro MMA7341L Con Tarjeta	33
Figura 11. Diagrama de bloques funcionales simplificado para el giróscopo	35
Figura 12. Giróscopo LPY550AL Con Tarjeta	36
Figura 13. Diseño mecánico del exoesqueleto	39
Figura 14. Prototipo de Prueba	39
Figura 15. Tarjeta Para Acelerómetro.	40
Figura 16. Tarjeta Para Giróscopo.	40
Figura 17. Electromiógrafo.	41
Figura 18. Tarjeta para Electromiógrafo.	41
Figura 19. Tarjeta de distribución de Voltajes.....	42
Figura 20. Prueba 1.	43
Figura 21. Prueba 2	43
Figura 22. Prueba 3	44
Figura 23. Prueba 4	44
Figura 24. Prueba 5	44
Figura 25. Prueba 6	45
Figura 26. Prueba 7	45
Figura 27. Prueba 8	46
Figura 28. Prueba 9	46
Figura 29. Prueba 10	46
Figura 30. Promedio de las pruebas.....	47
Figura 31. Superposición de gráficas	47
Figura 32. Función para error a.....	49
Figura 33. Función error para b.....	49
Figura 34. Función error para c.	50
Figura 35. Prueba 1	51
Figura 36. Prueba 2	51
Figura 37. Prueba 3	52
Figura 38. Prueba 4	52
Figura 39. Prueba 5	53
Figura 40. Prueba 6	53
Figura 41. Prueba 7	53
Figura 42. Prueba 8	54
Figura 43. Prueba 9	54

Figura 44. Prueba 10	55
Figura 45. Promedio.....	55
Figura 46. Superposición de gráficas.	56
Figura 47. Función error para a.....	57
Figura 48. Función error para b.....	58
Figura 49. Función error para c.....	58
Figura 50. Prueba 1.....	60
Figura 51. Prueba 2.....	60
Figura 52. Prueba 3.....	61
Figura 53. Prueba 4.....	61
Figura 54. Prueba 5.....	62
Figura 55. Prueba 6.....	62
Figura 56. Prueba 7.....	63
Figura 57. Prueba 8.....	63
Figura 58. Prueba 9.....	64
Figura 59. Prueba 10.....	64
Figura 60. Promedio.....	65
Figura 61. Superposición de gráficas.	67
Figura 62. Función de error para a.....	67
Figura 63. Función de error para b.....	68
Figura 64. Función de error para c.....	69
Figura 65. Prueba 1.....	69
Figura 66. Prueba 2.....	70
Figura 67. Prueba 3.....	70
Figura 68. Prueba 4.....	71
Figura 69. Prueba 5.....	71
Figura 70. Prueba 6.....	72
Figura 71. Prueba 7.....	72
Figura 72. Prueba 8.....	73
Figura 73. Prueba 9.....	73
Figura 74. Prueba 10.....	74
Figura 75. Promedio.....	74
Figura 76. Superposición de graficas.....	76
Figura 77. Función de error para a.....	76
Figura 78. Función de error para b.....	76
Figura 79. Función de error para c.....	77

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Músculos del miembro superior.....	15
Tabla 2. Maniobras exploratorias para hombro	24
Tabla 3. Maniobras Exploratorias para Codo	26
Tabla 4. Sensibilidades de Acelerómetro	32
Tabla 5. Tabla de conexiones del Acelerómetro.....	33
Tabla 6. Tabla de conexiones del Giróscopo.....	36
Tabla 7. Promedio de las mediciones segmentares.	38
Tabla 8. Valores de Desviación y Desviación Estándar.....	48
Tabla 9. Coeficientes de las Ecuaciones.....	48
Tabla 10. Desviaciones de las medidas.	48
Tabla 11. Desviaciones de las medidas (Aumentadas).....	49
Tabla 12. ERROR EN a.	49
Tabla 13. ERROR EN b.	50
Tabla 14. ERROR EN c.....	50
Tabla 15. Valores de Desviación y Desviación Estándar.....	56
Tabla 16. Coeficientes de las Ecuaciones.....	57
Tabla 17. Desviaciones de las medidas.	57
Tabla 18. Desviaciones aumentadas de las medidas.....	57
Tabla 19. ERROR EN a.	58
Tabla 20. ERROR EN b	58
Tabla 21. ERROR EN c.....	59
Tabla 22. Valores de Desviación y Desviación Estándar.....	65
Tabla 23. Coeficientes de las Ecuaciones.....	66
Tabla 24. Desviaciones de las medidas.	66
Tabla 25. Desviaciones aumentadas de las medidas.....	66
Tabla 26. Error en a.	67
Tabla 27. Error en b	67
Tabla 28. Error en c.	68
Tabla 29. Valores de Desviación y Desviación Estándar.....	75
Tabla 30. Coeficientes de las ecuaciones.....	75
Tabla 31. Desviación de las medidas.....	75
Tabla 32. Desviación de las medidas aumentadas.....	76
Tabla 33. Error en a.	76
Tabla 34. Error en b.	77
Tabla 35. Error en c.	77

GLOSARIO

Actuador	Mecanismo que ejecuta una acción.
Anamnesis	Recolección de información oral que puede realizar el personal médico para tratar de determinar los síntomas del paciente.
Anatomía	Rama de la medicina que estudia la morfología del cuerpo y de los órganos que lo constituye.
Anterior (o ventral)	Hacia o en el frente.
Articulación	Conjunto de formaciones anatómicas que permiten a los diferentes huesos y cartílagos el unirse entre ellos, con o sin posibilidad de movilización.
Bio-electrónica	Arte de estudiar la influencia y los medios de aplicación de la ingeniería biomédica, específicamente, la electrónica en organismos vivos.
Biónica	Rama de la ingeniería encargada de estudiar y desarrollar aplicaciones tecnológicas que tengan la finalidad de simular el comportamiento, forma o funcionamiento de los organismos vivos.
Biopotencial	Diferencia de tensión eléctrica causada por el flujo de corriente iónica a través de un tejido biológico se activa por la liberación de calcio del interior de la célula y potasio hacia el exterior.
Contralateral	En la cara o lado contrario.
Crioterapia	Es la aplicación de frío sobre el organismo. Sus principales efectos son la vasoconstricción, la analgesia y la anestesia.
Distal	Más lejos del punto de inserción en el tronco.
Electroterapia	Ciencia del tratamiento de lesiones y enfermedades por medio de la electricidad.
Fisiología	Estudio del funcionamiento normal de los organismos vivos.
Inferior	Debajo de.
Instrumentación Electrónica	Rama de la ingeniería que se encarga de las técnicas de medición y registro de los fenómenos eléctricos, además de los instrumentos utilizados y su manejo adecuado.

Ipsolateral	En la misma cara o lado.
Kinesiología	Estudio específico del movimiento humano. Es indispensable para el análisis y entendimiento del sistema musculo-esquelético.
Lateral	Más lejos de la línea central.
Medial	Más cerca de la línea central.
Mio-eléctrico	Sistema impulsado por corriente eléctrica que es accionado mediante movimientos musculares desarrollados en algunas zonas del cuerpo.
Músculo	Órgano carnosos contráctil del que se distinguen dos tipos: los músculos rojos, estriados (voluntarios que permiten el movimiento corporal) y los músculos blancos, lisos, involuntarios (órganos digestivos).
Neurona	Célula especializada del tejido nervioso que asegura la conducción y la transmisión de las corrientes eléctricas nerviosas.
Ortesis	Dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar sus aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.
Plano coronal o frontal	Divide al cuerpo en partes anterior y posterior.
Plano sagital	Divide al cuerpo en partes derecha e izquierda (cuando éstas son iguales, el plano es el sagital medio).
Plano transversal	Divide al cuerpo en partes superior e inferior.
Posterior (Dorsal)	Hacia atrás o detrás.
Profundo	Más lejos de la superficie.
Pronación	Movimiento de la mano y del antebrazo de tal forma que la palma, que miraba hacia arriba, se vuelve hacia abajo.
Proximal	Más cerca del punto de inserción en el tronco.

Punto Gatillo	Punto doloroso a la compresión o a la tensión mecánica ubicados en el seno de una banda tensa en el musculo.
Sensor	Elemento capaz de detectar fenómenos externos transformándolos en señales de tipo eléctrico o de distinta naturaleza.
Sistema óseo	Sistema constitutivo del cuerpo en algunos organismos, hace parte del sistema de soporte sobre el cual van montados los músculos y a su vez, permite proteger algunos órganos y tejidos importantes del ser, también conocido como esqueleto.
Superficial	Más cerca de la superficie.
Superior	Encima de.
Supinación	Movimiento de la mano y del antebrazo que lleva la palma hacia arriba.

INTRODUCCIÓN

Una de las principales metas de la tecnología, es poder brindar a los usuarios una mayor comodidad y un mayor apoyo en la realización de las tareas cotidianas. Bajo esta premisa, se ha buscado siempre la posibilidad de diseñar sistemas automáticos capaces de suplir las necesidades del ser humano, realizando tareas que para todos pueden ser tediosas o sencillamente requieren de algún tipo de ayuda adicional.

En el mundo contemporáneo, todas las ciencias del conocimiento han sido invadidas por la tecnología y día a día se busca darle nuevas aplicaciones para así disfrutar de mayores beneficios. La medicina no podía quedarse atrás de las demás ciencias, y cada vez busca la mejor forma para que aprovechando la tecnología puedan salvarse muchas más vidas y brindar una mayor comodidad a los pacientes en recuperación.

La posibilidad de que más desarrollos tecnológicos aplicados a ciencias médicas, sean diseñados y contruidos, abre el camino para que los profesionales de la salud realicen procedimientos que años atrás eran impensables.

Por esta razón, todo avance que pueda brindarse a la medicina siempre será un aporte valioso para la humanidad. La ingeniería electrónica junto con algunas ramas afines, han abierto sus espacios para brindar al mundo esos valiosos aportes que puedan hacer de la medicina una profesión mas cómoda y de los tratamientos médicos unos procedimientos menos riesgosos y traumáticos y mas confortables para los pacientes.

La creación de disciplinas como la Bioingeniería, junto con todo lo que ésta puede brindar tanto en el campo de la medicina como de la ingeniería, son aportes que pueden mejorar sustancialmente la calidad de vida de aquellas personas que requieren tratamientos y el uso de dispositivos que la medicina hasta ahora esta conociendo.

Si bien es bastante arriesgado aventurarse a estudiar, diseñar y construir dispositivos que, por la lenta evolución tecnológica por la que atraviesan muchos países en vía de desarrollo, no habían sido contemplados, también es satisfactorio saber que sí es posible y que muy a pesar de que no se cuenta con la tecnología y los recursos óptimos para lograrlo, puede llegarse a tener avances que sin correr el riesgo, tardarían muchos años en estar al mercado para ser adquiridos por precios módicos o simplemente podrían nunca llegar a conocerse, limitando así las posibilidades de recuperación de un paciente para quien estos pequeños avances, significarían el principio de una nueva experiencia de vida.

1. JUSTIFICACIÓN

La fisioterapia es una de las ciencias más antiguas que conoce la humanidad para el tratamiento de afecciones motrices del cuerpo humano. Definida por la Organización Mundial de la Salud como *“el arte y la ciencia del tratamiento por medio del ejercicio terapéutico, calor, frío, luz, agua, masaje y electricidad”*, ha realizado grandes aportes al estudio de la motricidad y movilidad del cuerpo humano, ya que referencia al ejercicio desde una concepción terapéutica por medio del *movimiento asistido*; convirtiéndose en una disciplina de apoyo para todas las ramas de la medicina. A medida que el conocimiento del cuerpo humano ha avanzado gradualmente, se han creado diferentes mecanismos para el tratamiento de complicaciones motrices, fundamentadas en movimientos específicos que devuelven la movilidad al miembro afectado.

En la mayoría de los casos el ejercicio terapéutico es realizado con la ayuda de los fisioterapeutas (personas encargadas de asistir los ejercicios para la recuperación de las funciones motrices y valorar la condición del paciente) o de sistemas mecánicos que por medio de la utilización de poleas y arneses brindan el apoyo y la movilidad al paciente para que realice estos ejercicios. Este tipo de proceso puede llegar a ser extenuante, además se necesita de la constante valoración de un especialista que determine el grado de recuperación del miembro rehabilitado, y de la constante disposición del paciente, a quien los ejercicios le puedan parecer dolorosos, molestos e incómodos.

Muchas veces, estos dispositivos netamente mecánicos, no son suficientes para suplir las necesidades de los fisioterapeutas y menos aún las de los pacientes que se encuentran en etapa de recuperación, lo que obliga a los profesionales a utilizar cualquier elemento que con mucha imaginación y destreza puede convertirse en un instrumento de trabajo para ellos. Sin embargo, en muchos casos, estos elementos no son suficientes para tratar algunas lesiones, lo que retrasa el ritmo de recuperación de los pacientes.

Existen algunas lesiones específicas, que pueden presentarse según el entorno cotidiano de una población. A pesar de esto, de conocerse las causas y las consecuencias, no se cuenta con dispositivos especializados que permitan aplicar un tratamiento preventivo y correctivo, lo que obliga a los profesionales a aplicar técnicas y herramientas que no siempre son óptimas para lograr los resultados deseados.

A nivel regional, las lesiones de hombro y codo son muy frecuentes debido a las actividades que se realizan como parte de la economía local, por lo que la implementación de este tipo de dispositivos brindan la oportunidad de tener una mejor recuperación a personas que por diversos motivos, no tienen la posibilidad de acceder a tratamientos y equipos de alto costo que podrían llegar a mejorar su calidad de vida.

Por estas razones, se pretende brindar herramientas que puedan contribuir a la optimización del proceso de rehabilitación del sistema músculoesquelético de personas que han sufrido lesiones que deterioran sus funciones motoras, especialmente en sus miembros superiores.

Debe resaltarse también el hecho de que estos dispositivos ya existen, pero su costo y exclusividad impiden que puedan ser utilizados por individuos que no pertenezcan a la élite mundial y a los grandes círculos sociales, negando así a las personas del común, la posibilidad de recibir los beneficios que éstos pueden ofrecer.

Al lograr una fabricación regional de bajo costo, es más factible que la herramienta pueda llegar a ser utilizada por pacientes de cualquier condición socioeconómica y no solo por quienes tienen en sus cuentas bancarias el dinero suficiente para acceder a los productos ofrecidos por los grandes emporios electrónicos mundiales.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad se cuenta con muchos diseños validados desde la ingeniería como dispositivos robóticos funcionales, especialmente aplicados para procesos industriales, que poseen movimientos análogos a los que se realizan en el cuerpo humano (biónica). Por lo tanto sería ideal contar con un dispositivo que fundamentado en la dinámica de las extremidades superiores permita ser acondicionado al cuerpo humano y que mediante una serie de protocolos permita recuperar la movilidad en las zonas articulares atrofiadas por un trauma o una enfermedad y que sirva de herramienta tecnológica de soporte en procedimientos terapéuticos.

Es por lo anterior que con la intención de marcar un camino efectivo en el desarrollo de la temática planteada se hace necesario preguntar:

¿Es posible diseñar y construir un sistema biomecánico capaz de apoyar a los rehabilitadores médicos en el reacondicionamiento de la movilidad en lesiones del miembro superior, cuando han perdido funciones motoras básicas?

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo General

Realizar la caracterización de sensores de aceleración para ser aplicados al estudio de la dinámica de miembro superior en el diseño de un rehabilitador de funciones motoras fisioterapéutico.

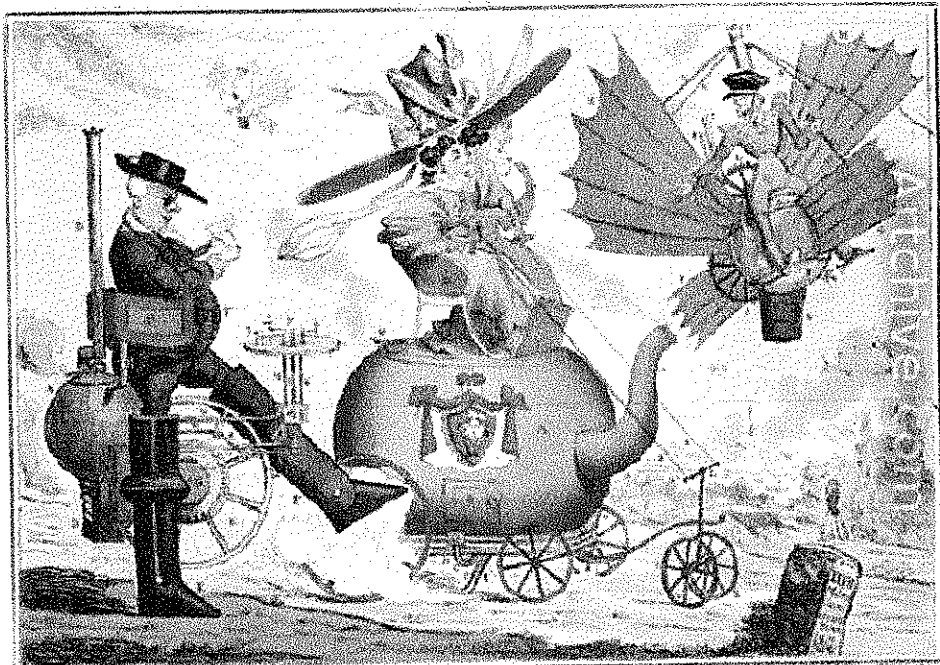
3.2. Objetivos Específicos

- Determinar el modelo matemático del comportamiento dinámico de los sensores que conforman la instrumentación en la extremidad superior.
- Obtener la parametrización de sensores como giróscopos y acelerómetros en función a movimientos preestablecidos similares a los del brazo.
- Adquirir los datos de velocidad y aceleración del sistema utilizando sensores de estado sólido y los datos de posición.
- Implementar un dispositivo de prueba con movimiento generado desde motores implantados en las articulaciones del simulador.
- Definir y analizar el comportamiento de las gráficas obtenidas con aplicación a rehabilitadores musculares implementados con robótica.
- Definir el estado del arte de las patologías y protocolos de rehabilitación, para este caso, bursitis subacromial y epicondilitis.
- Obtener un diseño mecánico para la estructura de soporte de sensores aplicados al exoesqueleto entrenador.

4. ESTADO DEL ARTE

4.1. Desarrollo histórico.

El primer concepto mundial de un exoesqueleto se dio alrededor de 1820, cuando la energía de vapor y de la locomoción era un concepto nuevo, en donde se trataba de hacer Locomoción por vapor, Senderismo por Vapor, Equitación por Vapor, Volar por Vapor. De Robert Seymour publicado por Thomas McLean, ambos londinenses, "Locomotion" fue una sátira de 1830 sobre la llegada de la edad del vapor; las invenciones que se espera como consecuencia del ferrocarril a vapor son de izquierda a derecha: un andador de vapor ("Caminando por Vapor"), un coche de vapor ("Equitando por Vapor"), y un ornitóptero de vapor ("Volando por Vapor").



"Locomotion" por Robert Seymour.

Fuente: <http://www.londonprintfair.com/pages/exhibitor/370.html>

La idea de realizar un exoesqueleto nace en los comics, basados en la amplia, creativa y en ese tiempo irreal imaginación de grandes dibujantes de historietas cómicas; los cuales con la intención de llamar la atención del público con sus historias asombrosas, llenas de súper héroes con increíbles armaduras, que se acomodaban a quienes las usaran; estas contaban increíbles herramientas que emergían de este armazón llamativo y asombroso, quien tuviera puesta esta indumentaria podía tener capacidades superiores a las humanamente normales, esto incluía: hacer movimientos con súper velocidades, tener súper fuerza, invulnerabilidad a las balas, cañones, misiles, entre otros; en algunos casos

podían volar. Estas armaduras también tenían la posibilidad de curar los daños biológicos hechos al portador de la vestimenta y a otras personas; gracias a todas estas habilidades los superhéroes lograban salvar el día y vencer a los tenebrosos y poderosos villanos que en algunas ocasiones también tenían increíbles armaduras casi con la mismas herramientas pero utilizadas para la destrucción.

4.2. Desarrollo Contemporáneo

4.2.1 Regional.

En el ámbito regional, no se tiene referencia de ningún desarrollo como el que se esta planteando. El área de la instrumentación médica no ha sido explotada de forma eficiente, lo que brinda una gran posibilidad de mercado para el dispositivo que se plantea implementar.

4.2.2 Nacional.

A nivel nacional la competencia es bastante limitada. En algunas de las universidades más importantes del país, como la Universidad Militar en Bogotá y la Universidad del Norte en Barranquilla, se encuentran trabajando en dispositivos que si bien no son iguales, son bastante similares. Dichos dispositivos están siendo creados como prótesis que se utilizan para reemplazar o proveer partes del cuerpo faltantes, mientras que éste se utilizará como una ortesis de recuperación.

4.2.3. Aplicación.

Si bien este tipo de desarrollos y usos es limitado, puede proveer de suficientes aportes al sector médico, en especial a las personas encargadas del reacondicionamiento físico de los pacientes con limitaciones motoras de miembro superior. Este tipo de dispositivos están diseñados para ayudar a los fisioterapeutas y demás profesionales encargados del reacondicionamiento físico de los pacientes a cumplir a cabalidad con su labor, así que su principal aplicación se encuentra en este campo.

5. MARCO HISTÓRICO

La historia de la rehabilitación física, data desde épocas prehistóricas, donde los hombres de las cavernas realizaban ejercicios de estiramiento luego de las arduas jornadas de cacería y muchas veces también ejercicios de calentamiento, antes de estas.

En las civilizaciones antiguas, se realizaban masajes relajantes para intentar curar enfermedades, aunque combinados con rezos y bebedizos, con una concepción religiosa de mantener tranquilos el cuerpo y el espíritu, pero eran procedimientos muy similares a los que aún se utilizan.

En civilizaciones guerreras como la griega y la romana, se utilizaban masajes de fricción sobre los cuerpos de los soldados heridos en combate para tratar de aliviar sus dolores e intentar una posible recuperación.

El documento más antiguo sobre rehabilitación conocido hasta el momento perteneció a los sumerios. Se narra que los sacerdotes de sus templos realizaban masajes con amuletos y esencias que trataban de alejar los malos espíritus del alma para así poder sanar el cuerpo.

Existen también las tablas mesopotámicas como prueba de que los asirios-babilónicos utilizabas baños relajantes junto con calor y masajes como procedimiento terapéutico.

En la prehistoria latinoamericana también se conoció el arte de la rehabilitación mediante métodos empíricos. Las culturas maya y azteca, tenían plenamente identificadas decenas de enfermedades junto con sus posibles tratamientos y procedimientos tales como cirugías rudimentarias, tratamientos terapéuticos e incluso ortesis y aparatos ortopédicos como muletas y bastones.

La rehabilitación continuó su proceso evolutivo hasta llegar a la edad media, donde se estancó, debido a que el auge religioso de la cristiandad dejaba de lado las practicas medicinales argumentando que lo importante no era estar sano de cuerpo sino limpio de espíritu, considerando las enfermedades como un castigo de Dios y la curación como un premio a su espiritualidad.

En la época renacentista se retoma la ideología de Hipócrates y se vuelve al estudio de la medicina tradicional. En este periodo grandes personalidades como Leonardo Da Vinci, expresan su interés por la anatomía y su estudio, generando así aportes importantes al área médica.

Durante el siglo XVI, se crea un alto interés por lo físico, muestra de ello es el primer libro sobre ejercicio terapéutico escrito en la época por Cristóbal Méndez. El libro se tituló *Libro del Ejercicio*, siendo el único ejemplar que se publicó en mucho tiempo acerca del tema.

Durante el siglo XVII, la mecánica de Galileo y las teorías de Descartes, trataron de describir el cuerpo humano como un sistema mecánico, lo que da pie para que los estudios de la época se enfoquen en la biomecánica del cuerpo humano.

El otro gran avance de la medicina y la rehabilitación empieza a darse a mediados del siglo XX, cuando las devastadoras consecuencias de las guerras mundiales, sacan a la luz enfermedades y lesiones que el mundo en su momento no conocía y que hicieron replantear muchas de las teorías existentes hasta el momento.

Como es bien conocido, los grandes avances en las ciencias se dan a raíz de las guerras y en torno de las fuerzas militares y la medicina no fue la excepción. Para poder tratar las enfermedades y lesiones que dejaron como secuelas la guerra, los pocos laboratorios y universidades que existían en el mundo, se dedicaron a tratar de lograr desarrollos que permitieran la recuperación de los pacientes.

Al darse cuenta que los medicamentos no eran suficientes para mejorar la calidad de vida de los pacientes, se vio la necesidad de crear la Fisioterapia como carrera universitaria, lo que permitiría formar profesionales que contribuyeran con la rehabilitación de los pacientes dejados por la guerra.

En sus inicios fue difícil, debido a que no existían formadores especializados en el área, pero poco a poco y basándose en los fundamentos Hipocráticos acerca de Fisioterapia y Kinesiología, esta rama fue tomando fuerza y recibiendo la importancia y el reconocimiento que se merece.

En la actualidad, los fisioterapeutas y rehabilitadores médicos tratan de encontrar la mayor cantidad de herramientas posibles para cumplir a cabalidad con su trabajo.

Es por eso que desde hace varios años la tecnología y las ciencias exactas han sido fundamentales para lograr los desarrollos necesarios que permitan a los profesionales brindar un mejor servicio, mejorando la calidad de vida de los pacientes.

La incursión de nuevas tecnologías se han dado principalmente en los campos de la Mecánica y la Electrónica, disciplinas que están en la capacidad de brindar herramientas que contribuyan con el progreso de la medicina y la rehabilitación. La interdisciplinariedad ha llegado hasta el punto de crear nuevas ramas como la Bioingeniería, la Biotecnología, etc., capaces de brindar el apoyo tecnológico que la medicina requiere.

De esta manera en el mundo contemporáneo se encuentran dispositivos electromecánicos que cumplen con el trabajo de sensar toda actividad que el cuerpo humano realice voluntaria o involuntariamente.

Las ortesis, prótesis y demás equipos médicos existentes, brindan la posibilidad a los rehabilitadores de generar un menor esfuerzo a la hora de cumplir sus funciones y dan la oportunidad a los pacientes de tener una recuperación más cómoda y efectiva.

6. MARCO TEÓRICO

6.1. Anatomía

El primer concepto de anatomía data de Aristóteles, quien la definió como el conocimiento de la estructura humana por medio de la disección. Al hablar de anatomía, se hace referencia a 3 componentes fundamentales: huesos, articulaciones y músculos.

En este caso, el documento se enfoca en la anatomía del miembro superior, debido a que el objeto de estudio es esta estructura.

La denominación de miembro superior se da a cada una de las extremidades que se fijan a la parte superior del tronco.

6.1.1. Estructura ósea

El miembro superior se divide en 4 segmentos y 5 huesos (Figura 1), sin tener en cuenta los huesos de la mano. La cintura escapular que se encuentra formada por la clavícula y el omoplato, y es la encargada de fijar el miembro superior al tórax mediante los hombros. El brazo, formado únicamente por el húmero, el antebrazo formado por los huesos cúbito y radio y la mano, considerado el segmento más complejo del brazo ya que esta formada por los huesos carpianos, metacarpianos y las falanges de los dedos.

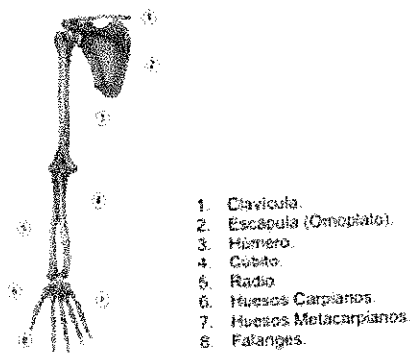


Figura 1. Huesos del codo y el brazo

Fuente: <http://kateoviedo.wordpress.com/category/sistema-oseo/estructura-y-formacion-de-los-huesos/huesos-de-las-extremidades-superiores/>

6.1.2. Estructura muscular

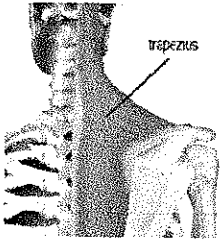
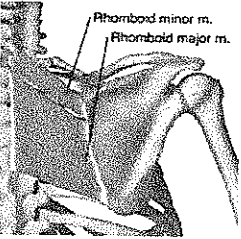
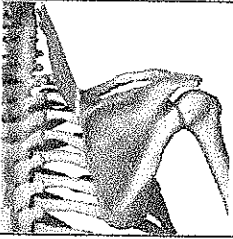
La extremidad superior está compuesta básicamente por el *deltoides* que es el músculo superficial en el hombro. Este va de la cara externa de la clavícula, acromion, borde posterior de la espina de la escápula, a la cara lateral del húmero, y se inserta en la mitad inferior del húmero. Forma la masa del hombro.

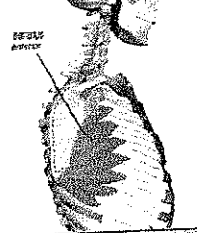
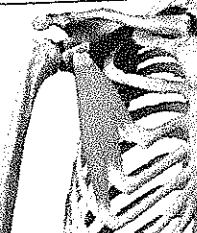
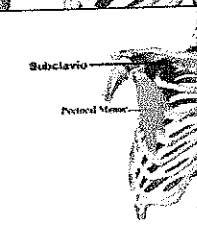
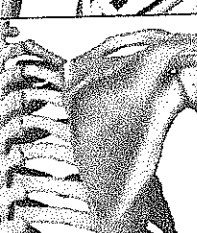
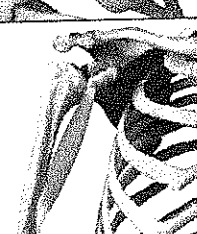
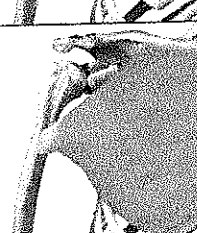
Dentro de los músculos esenciales del brazo se encuentran en la cara anterior el *bíceps braquial* (músculo dividido en dos vientres), comúnmente llamado "bíceps". En la cara posterior se ubica el *tríceps braquial*. En el antebrazo está el grupo muscular de los flexores del antebrazo que constituye el relieve del antebrazo medio, mientras que la masa lateral del antebrazo está compuesta por el grupo de los extensores del antebrazo.

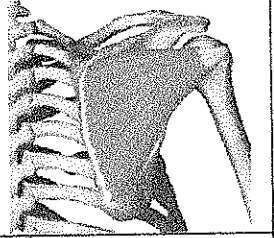
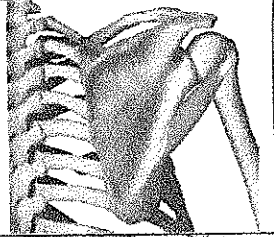
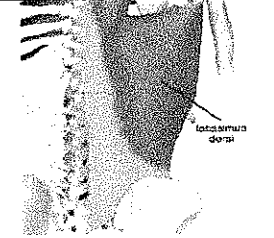
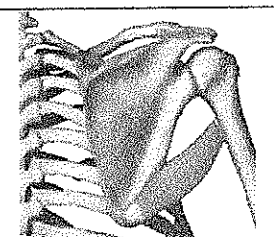
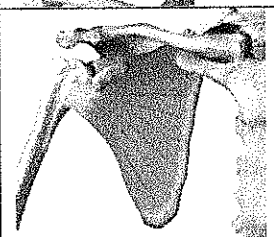
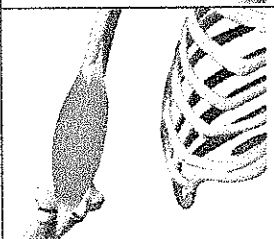
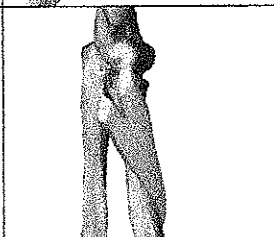
Es importante considerar el volumen muscular del individuo ya que no todas las personas poseen la misma masa muscular y el mismo porcentaje de grasa corporal, sin embargo, la longitudes y diámetros del sistema óseo es similar en los individuos sanos de una misma población.

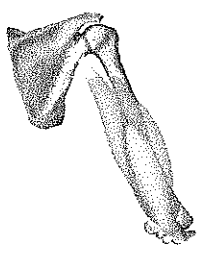
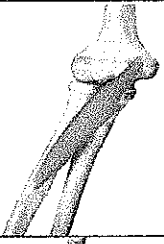
La tabla que se muestra a continuación, brinda mayor información acerca de la estructura muscular que compone el miembro superior. Se encuentran los aspectos mas relevantes de cada uno de los músculos que lo componen como son su nombre, su origen, inserción y su acción.

Tabla 1. Músculos del miembro superior

MUSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN	IMAGEN
Trapezio	Tercio Medial de la Línea nual superior; protuberancia occipital externa, ligamento nual posterior y proceso espinoso de las vértebras C7-T12.	Tercio Lateral de la Clavícula, acromion y espina de la escápula.	Elevar, retraer y rotar la escápula.	
Romboides Mayor y Menor	Menor: ligamento nual y proceso espinoso desde las vértebras C7 y T1; Mayor: procesos espinosos de las vértebras T2 a T5.	Borde Medial posterior de la escápula desde el nivel de la espina al ángulo inferior.	Retraer la escápula y rotarla para descender la cavidad glenoidal; fija la escápula a la pared torácica.	
Angular	Tubérculos Posterior del transversal de las vértebras C1 a C4.	Parte Superior del borde medial de la escápula.	Elevar la escápula e inclinar su cavidad glenoidea inferior por rotación de la escápula.	

Serrato Anterior	Superficie superior lateral de las costillas 8 o 9 al costado del esternón.	Borde Vertebral de la escápula.	Mover la escápula hacia afuera y hacia arriba; rotar la escápula. Estabilizar el borde vertebral de la escápula.	
Pectoral Menor	3 ^{ra} a 5 ^{ta} costilla cerca de sus cartílagos costal.	Borde Medial y superficie superior del coracoide de la escápula.	Estabilizar la escápula movilizándola inferior y anteriormente contra la pared torácica.	
Subclavio	1 ^{ra} costilla.	Clavícula.	Estabilizar articulación esternoclavicular.	
Deltoides	Tercio Lateral de la clavícula, acromion, y espina de la escápula.	Tuberosidad deltoidea del húmero.	Flexionar y rotar el brazo medialmente. Abducir el brazo. Extender y rotar lateralmente el brazo.	
Supraespinoso	Fosa Supraespinosa de la escápula.	Faceta Superior sobre la tuberosidad mayor del húmero	Inicializar y asistir al deltoides en abducción del brazo. actuar con otros músculos del manguito rotador.	
Coracobraquial	Punta del coracoide de la escápula.	Tercio medio de la superficie medial del húmero.	Flexionar y aducir el brazo.	
Pectoral Mayor	Superficie anterior del esternón, seis cartílagos costal y aponeurosis del músculo oblicuo externo.	Labio lateral de la fosa intertubercular del húmero.	Movilizar la escápula anterior e inferiormente. Flexionar la porción clavicular del húmero y extiende la porción esternocostal.	

Infraespinoso	Fosa infraespinosa de la escápula.	Faceta Media de la tuberosidad mayor del húmero.	Rotador lateral del brazo, ayuda a ubicar la cabeza humeral en la cavidad glenoidea de la escápula.	
Redondo Menor	Parte Superior del borde lateral de la escápula.	Faceta Inferior en la tuberosidad mayor del húmero.	Rotador Lateral del brazo, ayuda a ubicar la cabeza humeral en la cavidad glenoidea de la escápula.	
Dorsal Ancho	Proceso espinoso de las 6 vértebras torácicas inferiores. Toracolumbar, cresta ilíaca, y 3 o 4 costillas inferiores.	Base de la cavidad intertubercular del húmero.	Extensor, aductor, y rotador medial del húmero. Eleva el cuerpo hacia los brazos durante una elevación.	
Redondo Mayor	Superficie Dorsal del ángulo inferior de la escápula.	Labio Medial de la cavidad intertubercular del húmero.	Aductor y rotador medial del brazo.	
Subescapular	Fosa subescapular de la escápula.	Tuberosidad inferior del húmero.	Rotador Medial y aductor del brazo; ayuda a colocar la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea de la escápula.	
Braquial	Mitad Distal de la superficie anterior del húmero.	Proceso Coronal y tuberosidad del cúbito (ulna).	Mayor flexor del antebrazo— flexiona el antebrazo en todas las posiciones.	
Supinador	Epicóndilo Lateral del húmero, ligamentos colateral radial y anular, fosa del supinador y cresta de la ulna (cúbito).	Superficies lateral, posterior y anterior del tercio proximal del radio.	Supinador del antebrazo.	

Bíceps Braquial	Extremidad del proceso coracoide escapular. Tubérculo supraglenoideo de la escápula.	Tuberosidad del radio y fascia del antebrazo.	Supinador y flexor del antebrazo.	
Tríceps Braquial	Raíz infraglenoidea de la escápula. Superficie posterior del húmero. Superficie posterior del húmero.	Extremo Proximal del proceso del olecranon de la ulna y fascia del antebrazo.	Extensor principal del antebrazo; la porción larga colabora en la abducción del húmero.	
Ancóneo	Epicóndilo Lateral del húmero.	Superficie Lateral del olécranon y parte superior de la superficie posterior del cúbito (ulna).	Estabilizar articulación del codo; abduce la ulna durante la pronación.	
Pronador Cuadrado	Cuarto Distal de la superficie anterior de la ulna.	Cuarto Distal de la superficie anterior del radio.	Pronador del antebrazo.	
Pronador Redondo	Epicóndilo medial del húmero y proceso coronal del cúbito (ulna).	Mitad de la superficie lateral del radio.	Pronador y flexor del antebrazo (en el codo).	
Braquiorradial	Dos tercios proximal de la costura supracondilar del húmero.	Superficie lateral del extremo distal del radio.	Flexor del antebrazo.	

Fuente: Kapandji.

6.2. Fisiología Articular

6.2.1. Planos y ejes de movimiento

Antes de definir los movimientos que puede realizar el miembro superior, es necesario definir los planos anatómicos de referencia que se tienen en cuenta. Plano sagital, plano frontal y plano horizontal, de donde se desprenden también los tres ejes de referencia: eje lateral, eje antero-posterior y eje vertical.

El plano sagital es una línea imaginaria que divide el cuerpo humano en dos mitades: una derecha y otra izquierda.

El plano frontal es una línea imaginaria que divide el cuerpo humano en dos mitades: una anterior y otra posterior.

El plano horizontal o transversal es una línea imaginaria que divide el cuerpo humano en dos mitades: una superior y otra inferior.

El eje lateral o transversal se incluye dentro del plano frontal y es el que permite los movimientos de flexoextensión en el plano sagital.

El eje anteroposterior está incluido en el plano sagital y permite los movimientos de aducción y abducción realizados en el plano frontal.

El eje vertical esta incluido en el plano horizontal y dirige los movimientos de flexoextensión realizados en este mismo plano.

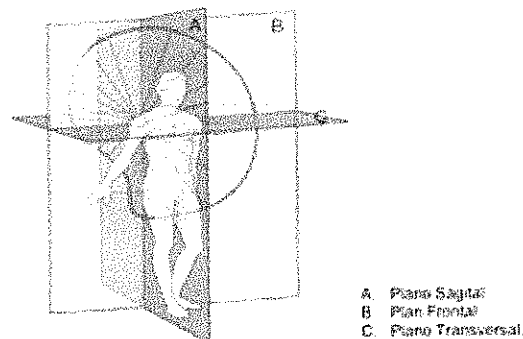


Figura 2. Planos Anatómicos De Referencia.

Fuente: Kapandji.

Los movimientos descritos a continuación, dependen de cada uno de los planos y ejes anteriormente mencionados. Cada movimiento realizado por el cuerpo humano, se da en uno de estos planos con referencia en uno de estos ejes.

- Flexo-extensión: Se efectúa en el plano sagital en torno al eje transversal. El movimiento de flexión aleja el miembro superior del resto del cuerpo hacia delante,

alcanzando una amplitud de 180° . La extensión es un movimiento que lleva el brazo hacia atrás de la posición de referencia con una amplitud bastante limitada, entre 45° y 50° .

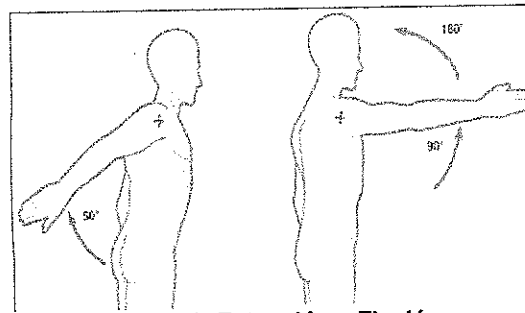


Figura 3. Extensión – Flexión.
Fuente: Kapandji.

- Abducción-aducción: se efectúa en el plano frontal, alrededor del eje anteroposterior. El movimiento de abducción aleja al miembro superior del tronco alcanzando una amplitud de 180° , causando que el brazo quede en posición vertical por encima del tronco. La aducción es el movimiento que acerca el miembro superior al tronco en el plano frontal. Este movimiento no puede ser realizado desde la posición.

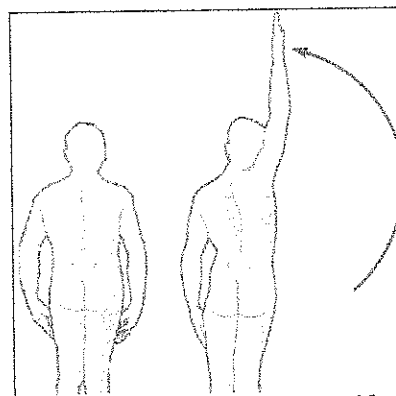


Figura 4. Aducción – Abducción.
Fuente: Kapandji.

- Prono-supinación: se define como el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. La pronación se realiza cuando se gira la mano mostrando la cara anterior con el pulgar hacia fuera. La supinación se realiza cuando se gira la mano mostrando la cara posterior con el pulgar hacia adentro. Existe una posición intermedia entre estos dos movimientos, que consiste en ubicar la palma hacia adentro con el pulgar hacia arriba. De ahí parten los movimientos de pronación y supinación.

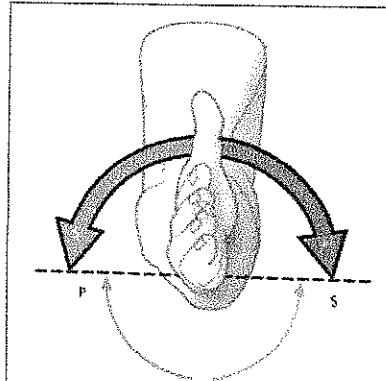


Figura 5. Movimiento de Pronosupinación.

Fuente: kapandji.

Existen diferentes tipos de movimientos que pueden ser realizados según la articulación que se tenga en cuenta.

La articulación del hombro puede realizar movimientos de flexoextensión, abducción-aducción, rotación del miembro superior sobre su eje longitudinal, movimientos del hombro en el plano horizontal, flexoextensión horizontal y movimientos de circunducción (movimiento que reúne todos los anteriores).

La articulación del codo puede realizar los movimientos de flexoextensión y pronosupinación.

6.2.2. Articulaciones

Las articulaciones de miembro superior comprenden las de hombro y codo y todas aquellas que componen estas dos principales.

En el hombro existe un complejo articular conformado por 5 articulaciones que pueden clasificarse en dos grupos.

Primer grupo: Lo conforman la articulación escapulohumeral y la articulación subdeltoidea.

La escapulohumeral se ubica entre la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea. Es catalogada como la articulación mas importante de este grupo, debido a que en ella se produce el contacto de dos superficies cartilaginosas de deslizamiento.

Anatómicamente es una verdadera articulación.

La subdeltoidea es considerada una articulación fisiológicamente pero no anatómicamente. Se compone de dos superficies que se deslizan entre si y sigue todos los movimientos realizados por la articulación escapulohumeral.

Segundo grupo: Está compuesto por las articulaciones escapulotorácica, acromioclavicular y esternocostoclavicular.

La articulación escapulotorácica esta unida mecánicamente a las otras dos de su grupo y a pesar de ser la mas importante de las tres, no puede moverse sin que las otras también lo hagan. También se considera articulación fisiológica y no anatómica.

La articulación acromioclavicular se considera como anatómica y se encuentra ubicada en la parte posterior de la clavícula, entre ésta y el omoplato.

La articulación esternocostoclavicular esta ubicada en la parte interna de la clavícula y también se considera anatómicamente como una verdadera articulación.

En cuanto al codo puede decirse que en él solo se encuentra una cavidad articular y es la articulación intermedia del miembro superior.

6.3. Patologías

La determinación de las patologías que van a ser objeto de estudio se realiza con la asesoría de profesionales en terapia física, quienes determinaron las causas más frecuentes de consultas médicas referentes a lesiones de miembro superior. Por esta razón, la bursitis subacromial y la epicondilitis serán las primeras patologías que puedan tratarse con el dispositivo que se está diseñando.

6.3.1. Bursitis subacromial (Hombro Doloroso, Síndrome de Pinzamiento):

Se define como el roce anormal de la escápula con la cabeza humeral, que origina una inflamación de la bolsa sinovial, situada entre los dos huesos, y dolor en el extremo del hombro cuando el brazo está vertical.

Su principal síntoma es dolor de tipo inflamativo, el cual no cederá con reposo y puede ser nocturno de aparición súbita e intensidad creciente. Puede presentar una resistencia mecánica a los movimientos de abducción y rotación externa debido a la dificultad que presenta la Bursa para deslizarse por debajo del acromion.

Esta condición se presenta principalmente en pacientes que realizan tareas repetitivas, habitualmente con movimientos que superan el plano del hombro. En ocasiones se asocia a golpes directos en la cara anterior del hombro o a su sobre uso especialmente en deportistas como nadadores y lanzadores con edades inferiores a los 25 años.

La mejor forma de diagnosticarla es hacer que el paciente realice movimientos del brazo. Debe presentarse dolor al realizar los movimientos de abducción, aducción, flexión, extensión y rotación.

El tratamiento más adecuado para esta lesión es de tipo conservador, o sea que no requiere intervención quirúrgica. Puede ser realizado por profesionales en terapia física, basándose en un programa de ejercicios dirigidos individualmente, elegidos de acuerdo a la lesión que se presenta.

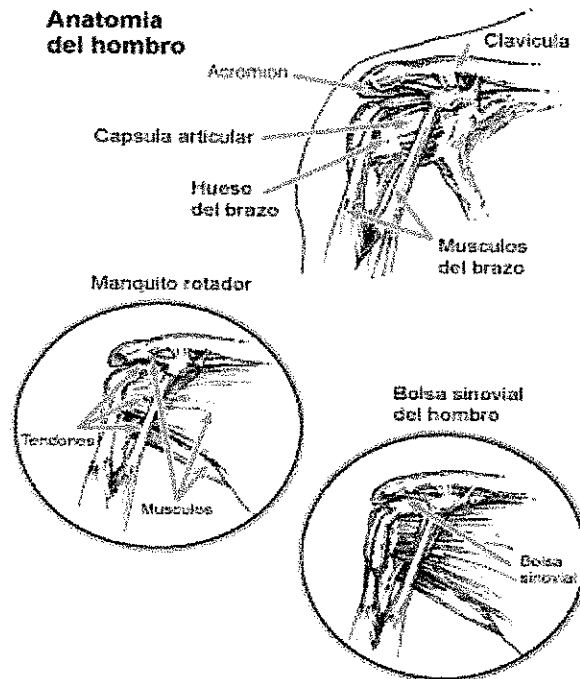


Figura 6. Anatomía del Hombro.

Fuente: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00482>
American Academy Of Orthopaedic Surgeons.

La determinación de la posible lesión sufrida por el paciente se realiza por

- Anamnesis
- Exploración física

Inspección visual

Buscando inflamación, atrofia muscular, actitud antiálgica o viciosa y trastornos tróficos.

Palpación

Buscando puntos gatillo y contracturas musculares.

Balance Articular

Las cuatro articulaciones implicadas son la articulación gleno-humeral, la articulación acromio-clavicular, la articulación escapulo-torácica y la articulación esterno-clavicular. La movilidad pasiva es normal en patología musculotendinosa y está limitada en procesos capsulares y/o sinoviales.

- **Pruebas**

Luego de la exploración física, es necesario realizar una serie de pruebas que de acuerdo a la realización de unas maniobras definidas arrojan un posible diagnóstico.

Tabla 2. Maniobras exploratorias para hombro

PRUEBA	MANIOBRA	POSIBLE DIAGNÓSTICO
1. Arco doloroso	El paciente realiza movimiento de 60-100° de ABD.	Síndrome Subacromial.
2. Prueba del rascado de Apley	El paciente toca la parte superior e inferior de la escápula opuesta.	Disminución de la movilidad: Lesión del manguito rotador.
3. Prueba de ADD cruzada	El paciente ubica su mano en el hombro contrario, Resistiendo la flexión.	Pinzamiento subacromial.
4. Prueba de Jobe	El paciente realiza movimientos de 90° en ABD y RI resistida.	Pinzamiento del tendón del supraespinoso.
5. Prueba de Patte	El paciente realiza RE resistida.	Afectación de infraespinoso y Redondo menor.
6. Lift-off test	El paciente ubica su mano en la zona lumbar, tratando de superar la mano contra resistencia.	Afectación del subescapular.
7. Prueba del brazo que cae	El paciente deja caer libremente su brazo.	Desgarro del manguito rotador.
8. Signo del "ruido sordo" o Clunk	El paciente realiza rotación del hombro presionado desde extensión hacia flexión.	Lesión Labral.

Fuente: <http://www.medynet.com/usuarios/jraguilar/Manual%20de%20urgencias%20y%20Emergencias/afectend>
Medyet. Médicos Interactivos.

6.3.2. Epicondilitis

Es definida como la inflamación de los músculos epicondíleos. Puede presentarse de dos formas, lateral y medial.

La epicondilitis lateral corresponde a una lesión tendino-perióstica de la inserción del tendón común de los músculos extensor radial corto del carpo y del extensor común de los dedos en el epicóndilo externo del húmero.

La epicondilitis medial se presenta en el sitio de inserción de los tendones de los músculos flexores y pronadores del puño y los dedos de la mano en el epicóndilo interno del húmero.

Su principal síntoma es la aparición de dolor brusco o suave y progresivo, dependiendo de la inflamación que se presente en el tendón o tendones. La contracción isométrica contrarresistencia de la musculatura extensora de la muñeca y los dedos provoca dolor, al igual que la flexión pasiva de la muñeca y los dedos que provoca un estiramiento pasivo de los músculos epicondíleos.

Puede ser diagnosticada mediante simple palpación, pues se presenta dolor localizado en la parte anterior del epicóndilo externo del húmero. Este dolor se acentúa cuando el paciente, con el antebrazo en pronación, extiende la muñeca contra una resistencia.

De estas dos, la más común es la epicondilitis lateral, patología que se presenta aproximadamente en el 85% de los casos relativos a lesión de codo, causada principalmente por la realización constante de actividades repetitivas.

Debido al tipo de población que padece las dos formas de epicondilitis, estas son consideradas como lesiones deportivas, ya que principalmente son causadas por las malas técnicas utilizadas en la práctica de tenis y golf, entre otros deportes.

El tratamiento no invasivo para esta lesión es bastante fácil de aplicar por parte de los profesionales en salud. Consiste en ejercicios de estiramiento y potenciación de los músculos y tendones afectados. Esto hace que la epicondilitis sea tomada como objeto del presente estudio, pues puede ser tratada únicamente con fisioterapia, sin ningún tipo de tratamiento adicional y sin que se haga necesario el acompañamiento en el proceso de un especialista.

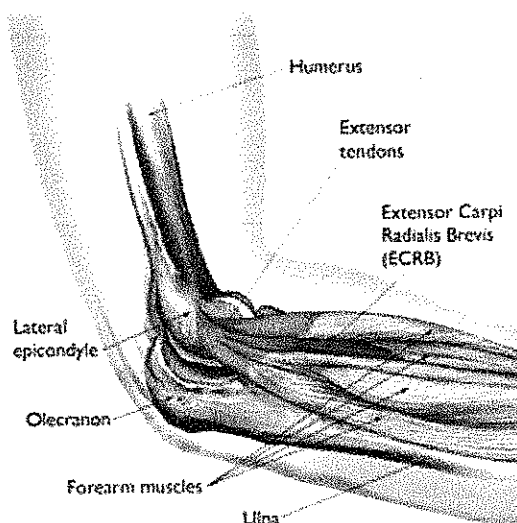


Figura 7. Anatomía del codo.

Fuente: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00068>
American Academy Of Orthopaedic Surgeons.

La determinación de la posible lesión sufrida por el paciente se realiza por

- Anamnesis
- Exploración física

Inspección visual

Buscando inflamación, atrofia muscular, actitud antiálgica o viciosa y trastornos tróficos.

Palpación

Buscando puntos gatillo y contracturas musculares.

Balance Articular

La única articulación afectada es la intermedia del miembro superior debido a que es la única que se encuentra en la cavidad articular.

- Pruebas

Luego de la exploración física, es necesario realizar una serie de pruebas que de acuerdo a la realización de unas maniobras definidas arrojan un posible diagnóstico.

Tabla 3. Maniobras Exploratorias para Codo

PRUEBA	MANIOBRA	POSIBLE DIAGNÓSTICO
1. Prueba de la Silla	El paciente levanta una silla con el codo en extensión y el antebrazo en pronación.	Epicondilitis.
2. Prueba de Bowden	El paciente presiona sobre un mango de un manómetro mientras se tiene inflado a una presión de 30 mmhg.	Epicondilitis.
3. Prueba de Mill	El paciente realiza un movimiento de supinación contra resistencia estando de pie, el antebrazo pronado, codo en flexión y mano en extensión.	Epicondilitis.
4. Signo de Thompson	El paciente ubica el antebrazo en contacto con la mesa y el codo extendido más de 90°, la muñeca en flexión, la mano cerrada en pronación pendiente fuera del borde de la mesa.	Epicondilitis.
5. Prueba de Cozen	El paciente realiza una extensión de la mano contra resistencia estando sentado, codo flexionado y el antebrazo Pronado.	Epicondilitis.

Fuente: <http://www.medynet.com/usuarios/jraguilar/Manual%20de%20urgencias%20y%20Emergencias/afectend>
Medynet, Médicos Interactivos.

Es de resaltar que el estudio fue realizado con la asesoría de profesionales en salud y en rehabilitación, quienes ejercen sus profesiones en consultorios independientes y en EPS ubicadas en la ciudad de Tunja, Boyacá, por lo que dicho estudio puede considerarse como de carácter regional. A pesar de ser lesiones consideradas deportivas y de que el departamento de Boyacá no se caracterice por la práctica de algunos deportes como el tenis y el golf, se presentan en gran cantidad en el entorno.

La bursitis subacromial es producida principalmente por la realización de movimientos repetitivos que superan el plano del hombro, por lo que afecta a golfistas y otros deportistas de la misma forma que puede hacerlo sobre trabajadores del campo y de la construcción.

De la misma forma, la epicondilitis no solamente es sufrida por tenistas, sino también por personas que cotidianamente realizan ejercicios repetitivos a nivel del codo como los conductores de automóviles y amas de casa.

6.3.3. Esquema del tratamiento fisioterapéutico.

Este esquema es utilizado para las dos lesiones en cuestión y se basa en tres fases fundamentales. Fase Aguda, Fase Subaguda y Fase de Fortalecimiento.

Fase aguda

- Tratamiento analgésico: Crioterapia y Electroterapia.

Fase subaguda

- Tratamiento analgésico: Crioterapia y Electroterapia.
- Aumento el recorrido articular.
- Inicio de Tonificación muscular.

Fase de fortalecimiento muscular

- Crioterapia.
- Potenciación.
- Perfeccionamiento del gesto.

6.3.4. Tratamiento

Primera fase o fase aguda

- Reposo articular relativo.
- Electroterapia analgésica.
- Crioterapia: Buscando un efecto vasodilatador y antiálgico, puede aplicarse entre 4 y 5 minutos de hielo y tras una pausa de 3 minutos para buscar el efecto rebote de la crioterapia, se aplica el US.

- Ejercicios decoaptadores activos y pasivos. Ejercicios pendulares.

Segunda fase o fase subaguda

- Tratamiento del dolor: Electroterapia y crioterapia.
- Tratamiento articular: Movilizaciones pasivas de flexión en el plano de la escápula para la bursitis y del codo para la epicondilitis. Es conveniente decoaptar mientras se moviliza como efecto analgésico.
- Técnicas de músculo-energía: Contracción contra resistencia manual y aumentar ligeros grados de recorrido articular.
- Automovilizaciones frecuentes y en un inicio bien supervisadas para evitar posturas antiálgicas o que el paciente se provoque el impigment.
- Tratamiento muscular: Estiramientos en un inicio pasivos de los músculos Deltoides, bíceps, tríceps, Trapecio y Pectoral para la bursitis y de los músculos cubital anterior, ancóneo, segundo radial externo, extensor común de los dedos, supinador corto y extensor propio del meñique para el caso de la epicondilitis.
- Trabajo de tejido blando con técnicas miofasciales. Inicio del trabajo isométrico. Los ejercicios contra resistencia (isométricos o isotónicos) deben realizarse al menos con 15° o 20° de recorrido.
- Potenciación muscular: Esta parte del tratamiento, se realiza con base en todos los movimientos descritos en la anatomía de miembro superior.

Tercera fase o fortalecimiento muscular

- Prohibiciones:
 - Reemplazo total o parcial de articulación.
 - Musculación excesiva e inadecuada.
 - Trabajo en posición de conflicto o de inestabilidad.
 - Actitud negligente ante el dolor. (Posturas Antálgicas).
- Posturas y estabilización del hueso: El objetivo es fortalecer los fijadores de los huesos involucrados.
- Depresores de la cabeza humeral y el epicóndilo: La evolución de este ejercicio consiste en variar los grados de flexión y rotación. Su finalidad es ampliar el recorrido articular.
- Potenciación con gomas en todos los movimientos anatómicos del miembro superior.
- Potenciación de los músculos afectados.

6.4. Sensores

6.4.1. Detectores de desplazamiento.

Para lograr la detección de movimientos triaxiales (en los tres ejes) de un cuerpo rígido, los cuales implican traslaciones y rotaciones, se puede decir que las

cantidades vectoriales totales no son adecuadas para lograr una medición directa. Por esta razón, es necesario conseguir un arreglo de transductores uniaxiales que permita la medición de las componentes ortogonales de los vectores, siendo orientados a lo largo de ejes seleccionados, para luego poder definir magnitudes y direcciones vectoriales totales, combinándolos mediante procesos de cálculo.

Al momento de medir movimientos de choque o vibración, los mejores elementos que pueden ser utilizados son los sensores basados en sistemas de masa resorte debido a que la detección del movimiento de la masa por pequeño que sea es fácil de detectar. Las variaciones de vibración más representativas de estos sensores son la posición, la velocidad y la aceleración de puntos seleccionados en una estructura. Dependiendo de la aplicación en la que se requieran, existen sensores que pueden ser utilizados para la medición de cualquiera de las tres variables. Uno de los criterios de selección de estos dispositivos, es la frecuencia a la cual se requiere trabajar, pues las altas frecuencias producen desplazamientos demasiado pequeños pero grandes aceleraciones, mientras que las bajas frecuencias producen desplazamientos más grandes con aceleraciones mas pequeñas, por lo que se deben considerar las características del sistema para decidir qué tipo de sensor se requiere. Todo esto basándose en las ecuaciones básicas para movimiento vibratorio:

$$x = x_0 \text{ sen } wt \quad v = wx_0 \cos wt \quad a = -w^2 x_0 \cos wt \quad (1)$$

donde x hace referencia al desplazamiento, x_0 al desplazamiento inicial, v es la velocidad y a es la aceleración del sistema.

El principio básico de funcionamiento de estos detectores de desplazamiento, es medir el desplazamiento relativo de una masa conectada por un resorte suave al cuerpo vibratorio. Al trabajar con frecuencias mayores a la frecuencia natural, el desplazamiento relativo tiende a parecerse al desplazamiento absoluto, pues la masa interna tiende a permanecer inmóvil. Para poder medir el desempeño del dispositivo cuantitativamente, puede aplicarse la ley de Newton a la masa interna tal que:

$$K_s x_0 + B \dot{x}_0 = M \ddot{x}_M = M(\ddot{x}_i - \ddot{x}_0) \quad (2)$$

Donde x_i y x_M (desplazamientos absolutos), son la referencia de x_0 para que sea cero cuando la gravedad actúa a lo largo del eje x estáticamente.

$$\frac{x_0}{x_i}(D) = \frac{D^2/W_n^2}{D^2/W_n^2 + 2\zeta D/W_n + 1} \quad (3)$$

Donde

$$w_N = \sqrt{\frac{K_s}{M}} \quad \zeta = \frac{B}{2\sqrt{K_s M}} \quad (4)$$

En el caso de estos sensores, es primordial tener en cuenta su respuesta en frecuencia, debido a sus características propias de sensor de vibración.

$$\frac{x_o}{x_i}(iw) = \frac{(iw)^2/w_n^2}{(iw/w_n)^2 + 2\zeta iw/w_n + 1} \quad (5)$$

6.4.2. Principio Capacitivo

Los sensores de tipo capacitivo, poseen dos placas fijas ubicadas a cierta distancia una de la otra, y una placa móvil en medio de las dos anteriores. Al ser sometido a un movimiento, la placa móvil se desplaza hacia una de las placas fijas. En ese momento el valor de la capacitancia aumenta en una dirección y disminuye en la otra, lo que provoca una variación en la señal que el dispositivo está entregando, o sea, un cambio en la tensión que entrega.

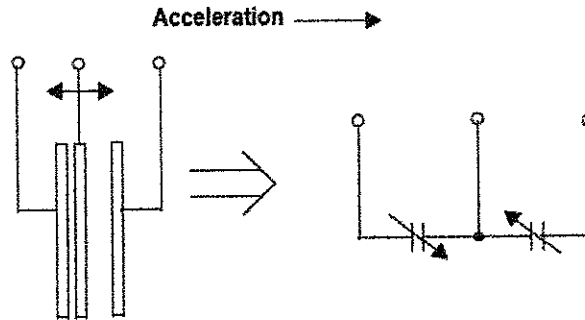


Figura 8. Modelo físico simplificado del sensor

Fuente: Hoja Técnica MMA7341L
Freescale Semiconductor

La capacitancia del condensador puede representarse matemáticamente mediante la ecuación (6), donde A es el área de la placa, ϵ es la constante dieléctrica del condensador y D es la distancia existente entre las dos placas. Si bien los parámetros A y ϵ son constantes (el área de la placa y la constante dieléctrica no varían debido a que son especificaciones de construcción del dispositivo), el parámetro D cambia con cada variación, así que es posible conocer el cambio de capacitancia para cada cambio de aceleración que se presente, lo que en el dispositivo se ve traducido en una señal de tensión de alto nivel. De esta manera es posible conocer cuando se presentan dichos cambios de aceleración y en que magnitud.

$$C = \frac{A\epsilon}{D} \quad (6)$$

La sensórica utilizada en el sistema cumple con el principio de funcionamiento de los sensores de tipo capacitivo. Esta se divide en dos: sensórica mecánica y electromiografía.

Los sensores mecánicos utilizados son de dos tipos. Acelerómetros y giróscopos.

6.4.3. Acelerómetros

Comercialmente son los dispositivos más utilizados para detecciones de vibración y medición de movimiento absoluto para propósitos generales. Se encuentra en una gran variedad de tipos que están en la capacidad de satisfacer diversos requerimientos dependiendo de su aplicación.

La popularidad de estos dispositivos se debe a que presenta algunas características como:

- Su respuesta en frecuencia es de cero a un valor limitante alto, lo que permite que sea posible medir aceleraciones constantes.
- Mediante la integración eléctrica, superior a la diferenciación, es realmente fácil obtener información acerca de desplazamientos y velocidades.
- La detección de choques o movimientos transitorios es más fácil de realizar con los acelerómetros que con detectores de movimiento y velocidad.
- Las fuerzas destructivas con frecuencia son relacionadas más con aceleraciones que con velocidades o desplazamientos.
- La preferencia por los acelerómetros con respecto a detectores de desplazamiento y velocidad, se ve reflejada en la gran cantidad de fabricantes que existen y la gran variedad de tipos de acelerómetros que se pueden conseguir.

Los acelerómetros utilizados son de referencia MMA7341L de tipo capacitivo, de fabricación estadounidense por la firma POLOLU ELECTRONICS AND ROBOTICS® en Las Vegas Nevada.

Estos dispositivos triaxiales tienen la posibilidad de brindar información acerca de desplazamientos, velocidades y aceleraciones lineales en los ejes X, Y y Z, y poseen el mismo principio de operación de los acelerómetros convencionales. Comercialmente se tiene la posibilidad de adquirir solamente el circuito integrado o adaptado a una tarjeta conformada por un sistema de protección antiestático y un sistema de regulación que lo protege de posibles sobrevoltajes.

La figura 9 muestra un diagrama de forma simplificada un diagrama de bloques funcionales donde describe la arquitectura interna del dispositivo.

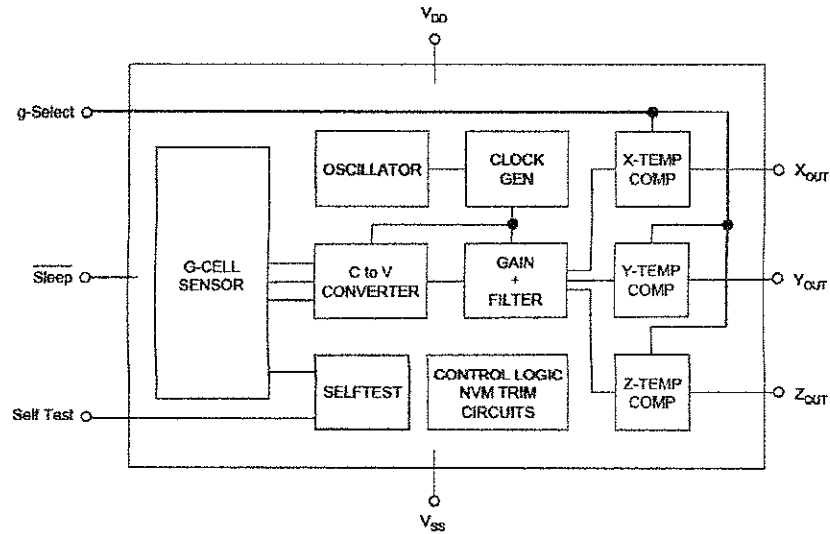


Figura 9. Diagrama de bloques funcionales simplificado para el acelerómetro

Fuente: Hoja Técnica MMA7341L

Freescale Semiconductor

• Características

El sensor presenta algunas características propias que se presentan a continuación.

○ Auto prueba (Self Test)

Este sensor proporciona la opción de autodiagnóstico, que permite realizar la verificación de su estado mecánico y electrónico en cualquier momento, antes durante y después de su instalación. Cuando esta función se inicia, el acelerómetro aplica una fuerza electrostática sobre cada uno de sus ejes para lograr una desviación que permita verificar si correcto funcionamiento y el buen estado de sus componentes tanto mecánicos como eléctricos.

○ Función g (g-Select)

El dispositivo permite hacer una selección entre dos rangos: 3g u 11g. Dependiendo de la entrada lógica que se le brinde, el dispositivo le da la capacidad al usuario de seleccionar el rango que más le convenga dependiendo de la aplicación que se requiera. Si no se desea conectar el pin del selector, el dispositivo tomará por defecto el menor rango, en este caso 3g. Se debe tener en cuenta que cada rango tiene su propia sensibilidad de esta forma

Tabla 4. Sensibilidades de Acelerómetro

g-Select	g-Range	Sensitivity
0	3g	440 mV/g
1	11g	117.5 mV/g

Fuente: Hoja Técnica MMA7341L

Freescale Semiconductor

- *Modo de espera (Sleep Mode)*

El acelerómetro también brinda la función de modo de espera, la cual es ideal para sistemas alimentados por baterías, pues al activar este modo, se apagan las salidas del dispositivo, reduciendo significativamente su operación, y por tanto su consumo de energía. La activación de este modo se da con una señal lógica de nivel bajo en el pin del modo. Al cambiar la señal lógica de bajo nivel por una de alto nivel, el dispositivo retomará su funcionamiento normal.

- *Relación Métrica del Radio (Ratiometricity)*

Esta función es indispensable cuando se trabaja el sensor con microcontroladores o circuitos ADC. Consiste sencillamente en escalar linealmente la sensibilidad y el desplazamiento con respecto a la fuente de alimentación. Es decir, cuando la tensión suministrada aumenta, aumentan linealmente la sensibilidad y el desplazamiento. De la misma forma, cuando la tensión suministrada disminuye, disminuyen la sensibilidad y el desplazamiento.

- *Conexión*

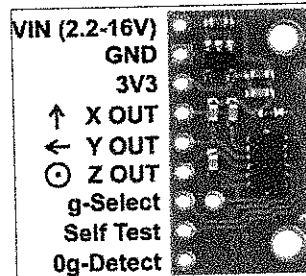


Figura 10. Acelerómetro MMA7341L Con Tarjeta

Fuente: <http://www.pololu.com/catalog/product/1252/pictures>
Pololu Electronics and Robotics®

Tabla 5. Tabla de conexiones del Acelerómetro

PIN	DESCRIPCIÓN	CONEXIÓN
1	Voltaje de Entrada	2.2V – 16V DC
2	Tierra	Tierra
3	Salida de Voltaje Regulado 3.3V	NC
4	Salida Eje X	Salida
5	Salida Eje Y	Salida
6	Salida Eje Z	Salida
7	Selector de Rango	Tierra
8	Auto Prueba	Tierra
9	Detector de 0g	NC

Fuente: Autor.

- **Instalación**

Para la instalación del acelerómetro al sistema, fue necesario diseñar e implementar una tarjeta que permita su fácil adaptación y que haga dicho sistema mas modular (siguiendo la tendencia mundial). Esta tarjeta cuenta con la distribución correcta de fuentes de alimentación, polarización correcta de cada uno de los pines del dispositivo, led's indicadores, e interruptor de apagado y encendido (figura 10).

6.4.4. Giróscopos

Desde su creación, los giróscopos fueron elementos utilizados en aplicaciones y cantidades bastante limitadas desde la primera guerra mundial. Desarrollos durante y después de la segunda guerra mundial, los llevaron a tal punto de refinamiento y versatilidad, que hoy en día son muy utilizados en aplicaciones militares y comerciales. Son utilizados en su mayoría como instrumentos de prueba temporales con el fin de recolectar datos. En sus inicios, estos elementos se basaban en un sistema de ruedas giratorias, pero hoy en día este término se utiliza para denotar dispositivos electrónicos capaces de medir velocidades y aceleraciones con el mismo principio físico pero con una arquitectura totalmente diferente.

La configuración más simple de giróscopo es el giróscopo libre. Estos elementos se utilizan para medir velocidades y aceleraciones angulares de cualquier dispositivo con movimiento en el cual se encuentren instalados. Un giróscopo libre simple puede medir rotación en torno a dos ejes perpendiculares porque el eje de la rueda giratoria permanece fijo en el espacio, por lo que sirve de referencia para los transductores de movimiento relativo. La precisión es bastante alta y confiable siempre y cuando los ángulos a medir no superen los 10° . Para desplazamientos mayores, las lecturas del transductor no representan los valores reales con exactitud ni precisión.

Fuera de esto, los giróscopos también se ven limitados en cuanto a la duración de la aplicación. Es decir, fueron diseñados para aplicaciones relativamente cortas (menores a 5 min) pues después de este tiempo, la fricción que se generaba podía causar descompensaciones que se veían traducidas poco a poco en la imprecisión de las medidas.

Un par de fricción T_f provoca un desplazamiento de la velocidad angular w_d dado por

$$w_d = T_f / H_s \quad (7)$$

Donde H_s es la cantidad de movimiento angular de la rueda giratoria.

Los giróscopos utilizados son de referencia LPY550AL de tipo capacitivo, de fabricación estadounidense por la firma POLOLU ELECTRONICS AND ROBOTICS® en Las Vegas Nevada.

Estos dispositivos biaxiales tienen la posibilidad de brindar información acerca de velocidades y aceleraciones angulares en los ejes X y Z. Comercialmente se tiene la posibilidad de adquirir solamente el circuito integrado o adaptado a una tarjeta conformada por un sistema de protección antiestático y un sistema de regulación que lo protege de posibles sobrevoltajes.

Este elemento posee el mismo principio de funcionamiento de los acelerómetros antes mencionados. Al ser de tipo capacitivo, posee dos placas fijas ubicadas a cierta distancia una de la otra, y una placa móvil en medio de las dos anteriores.

La figura 11 muestra un diagrama de forma simplificada un diagrama de bloques funcionales donde describe la arquitectura interna del dispositivo.

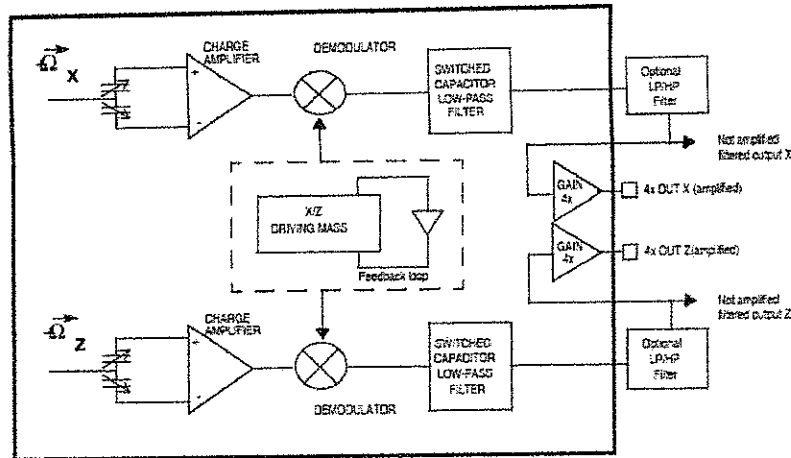


Figura 11. Diagrama de bloques funcionales simplificado para el giróscopo

Fuente: Hoja Técnica LPY550AL
ST Microelectronics

• Características

El sensor presenta algunas características propias que se presentan a continuación.

Sensibilidad (Sensitivity)

Este dispositivo produce un voltaje de salida positivo para la rotación en sentido anti horario alrededor del eje sensible que se está teniendo en cuenta. La sensibilidad define la ganancia del sensor y puede determinarse mediante la aplicación de una velocidad angular definida. Este valor es casi independiente de la temperatura y el tiempo, por lo tanto, son variables que pueden no tenerse en cuenta.

Auto Prueba (Self Test)

El sistema de auto prueba permite probar la parte mecánica y eléctrica del sensor generando un movimiento en la masa sísmica por medio de una prueba de la fuerza electrostática. Esta función se anula cuando el pin que le corresponde esta conectado a tierra. Cuando el pin esta conectado a Vcc se aplica una fuerza de accionamiento al sensor, emulando una fuerza de Coriolis (fuerza ficticia que aparece cuando un cuerpo está en movimiento con respecto a un sistema en rotación y se describe su movimiento en ese referencial). En este caso, la salida del sensor muestra una variación en la CC de salida que también depende de la fuente de alimentación. Cuando el pin está activo, el nivel de salida del dispositivo viene dado por la suma algebraica de las señales producidas por la velocidad que

actúa sobre el sensor y por la prueba de la fuerza electrostática. Si las señales de salida coinciden con las características del dispositivo, el elemento mecánico está funcionando correctamente.

Restablecer filtro pasa alto (High pass filter reset (HP))

El giróscopo ofrece la posibilidad de restablecer el filtro pasa alto externo mediante la aplicación de un valor lógico alto al pin correspondiente. Esta opción garantiza una respuesta más rápida especialmente en condición de sobrecarga. Esta operación es sugerida cada vez que se reinicie el sistema.

Conexión

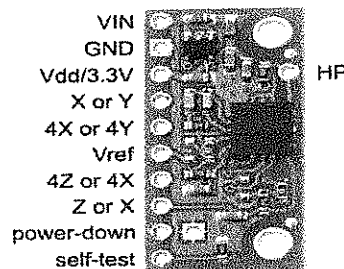


Figura 12. Giróscopo LPY550AL Con Tarjeta

Fuente: <http://www.pololu.com/catalog/product/1271/pictures>
Pololu Electronics and Robotics®

Tabla 6. Tabla de conexiones del Giróscopo

PIN	DESCRIPCIÓN	CONEXIÓN
1	Voltaje de Entrada	3.3V DC
2	Tierra	Tierra
3	Salida de Voltaje Regulado 3.3V	NC
4	Salida Eje X	Salida
5	Salida Eje X Aumentada 4 Veces	Salida
6	Voltaje de Referencia	NC
7	Salida Eje Z Aumentada 4 Veces	Salida
8	Salida Eje Z	Salida
9	Conexión de Apagado	Tierra
10	Auto Prueba	Tierra

Fuente: Autor.

Instalación

Para la instalación del giróscopo al sistema, fue necesario diseñar e implementar una tarjeta que permita su fácil adaptación y que haga dicho sistema mas modular (siguiendo la tendencia mundial). Esta tarjeta cuenta con la distribución correcta de fuentes de alimentación, polarización correcta de cada uno de los pines del dispositivo, led's indicadores, e interruptor de apagado y encendido (figura 12).

7. APLICACIÓN

7.1. Concepto fisioterapéutico

El concepto fue brindado por parte de la Profesional en Terapia Física Lady Milena Álvarez Camargo egresada de la Universidad de Boyacá, quien determinó de acuerdo a las consultas fisioterapéuticas por ella atendidas en su consultorio particular, las lesiones de miembro superior que más frecuentemente motivan la consulta fisioterapéutica son la bursitis subacromial a nivel del hombro y la epicondilitis a nivel del codo.

Este tipo de lesiones son muy frecuentes debido a las actividades que los pacientes realizan cotidianamente, lo que deja abierta la posibilidad de que dichas lesiones no solamente sean frecuentes a nivel regional sino a nivel nacional, ya que las actividades de las causan (trabajos en construcción, conducción, etc.) son desarrolladas comúnmente en todo el país.

En el anexo 1 se encuentra el concepto fisioterapéutico en el cual se basa el estudio de las patologías mencionadas.

También se obtuvo un concepto brindado por el departamento de Terapia Física de la Universidad de Boyacá, en cabeza de su directora, Doctora Carolina Sandoval Cuellar y de la docente Doctora Margareth Alfonso Mora. Dicho concepto se encuentra plasmado en el anexo 2.

7.2. Estudio antropométrico

Para caracterizar los sensores que van a ser utilizados, es necesario diseñar y construir una serie de dispositivos mecánicos que permitan simular el movimiento de un miembro superior humano, lo que hizo indefectible realizar un estudio antropométrico básico que permitiera definir el tamaño adecuado tanto del exoesqueleto como del simulador de paciente. Por esta razón fue necesario tomar una muestra de cien individuos entre los 18 y 35 años de edad, elegidos al azar, pertenecientes a la población regional, para determinar sus medidas segmentarias de miembro superior y de esta forma diseñar un dispositivo que pudiera ser usado por un individuo promedio. Los datos necesarios se obtuvieron mediante simples cálculos de media aritmética.

La tabla de datos completa puede ser observada en el anexo 3.

A continuación se presenta una tabla donde se muestran los promedios de los datos obtenidos en las mediciones.

Tabla 7. Promedio de las mediciones segmentares.

	EDAD (años)	ESTATURA (cm)	BRAZO (cm)	MUÑECA (cm)	RELACIÓN (Estatura/Brazo)
Promedio	24,17	173,72	56,53	18,67	3,078427654

Fuente: Autor.

Los datos promedio del tamaño del brazo y la muñeca, son los que se tendrán en cuenta para el diseño de los dispositivos mecánicos.

7.3. Diseños mecánicos

Teniendo en cuenta los datos obtenidos en el estudio antropométrico, se realizaron los diseños mecánicos del exoesqueleto. Estos diseños consisten básicamente en un dispositivo adaptable al bazo humano que pueda ser usado de dos formas: como entrenador y como rehabilitador.

El dispositivo entrenador consiste en un armazón en el cual puedan ser adaptados los sensores utilizados para la adquisición de datos. Estos sensores son de tipo mecánico y electromiográfico.

El dispositivo diseñado consta de tres anillos ubicados a la altura de los centros de masa de cada uno de los componentes segmentares del miembro superior, estos son brazo, antebrazo y mano. Estos tres anillos están unidos entre si por laminas laterales articuladas que permiten el movimiento de codo y muñeca.

La parte mas compleja del diseño se encuentra en el anillo del antebrazo, debido a que fue necesario diseñar un sistema giratorio que permitiera al dispositivo realizar los movimientos de pronosupinación. El sistema diseñado consiste en una serie de ocho barras rígidas con cinco balineras pequeñas cada una ubicada en forma equidistante, de manera que entre todas formen un rodamiento de tamaño considerable.

En la *figura 13* se puede observar la apariencia externa del exoesqueleto y en el anexo 4 se puede apreciar el diseño realizado con el software SketchUp® 8 de Google y un despiece de cada uno de sus componentes con sus correspondientes medidas.

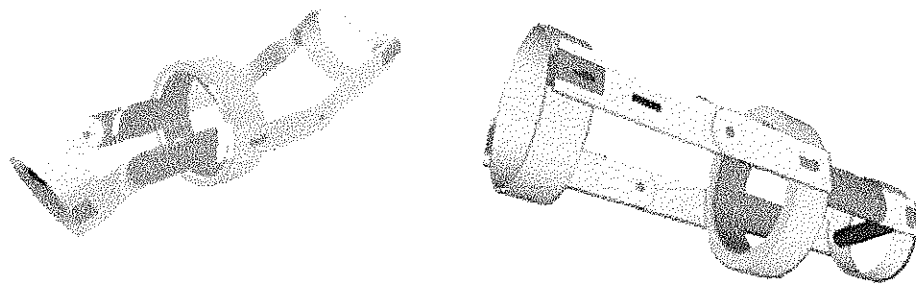


Figura 13. Diseño mecánico del exoesqueleto

Fuente: Autor.

Se hizo necesario también el diseño de un prototipo de pruebas que simulara de la forma mas aproximada posible los movimientos del miembro superior humano, con el fin de ser utilizado para realizar la caracterización de los sensores. Este prototipo fue fabricado en madera balsa con una serie de motores controlador por puentes h que permiten cambiar su sentido de giro, para así lograr algunos movimientos definidos.

Este dispositivo también cuenta con las medidas obtenidas en el estudio antropométrico.

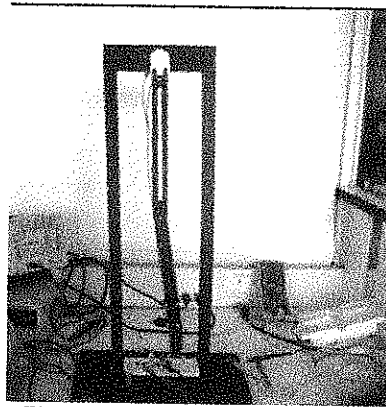


Figura 14. Prototipo de Prueba

Fuente: Autor.

Este dispositivo cuenta con movimientos articulares de hombro, codo y muñeca.

7.4. Diseños eléctricos

Para la instalación de cada uno de los sensores, fue necesario diseñar una tarjeta que permita su fácil adaptación al sistema. Esta tarjeta cuenta con la distribución correcta de fuentes de alimentación, polarización correcta de cada uno de los pines del dispositivo, led's indicadores, e interruptores de apagado y encendido.

A continuación se presentan los planos eléctricos de cada una de esas tarjetas realizados en el software Multisim® de National Instruments y el diseño en 3D de cada una de las tarjetas en el software Ultiboard® de Naional Instruments.

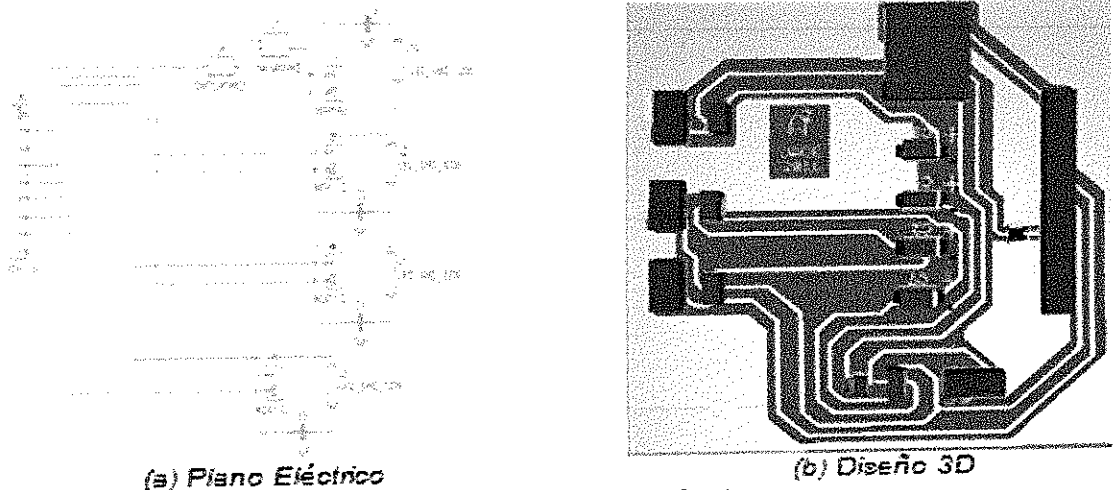


Figura 15. Tarjeta Para Acelerómetro.
Fuente: Autor.

La figura 15 es la tarjeta diseñada para la adaptación de los acelerómetros. Consta de un terminal de nueve pines donde se conecta el sensor. Un terminal de dos pines donde se conecta la fuente de alimentación con un led indicador que permite verificar si el sistema ha sido energizado o no. Un interruptor de encendido y apagado en serie con un diodo 1N4148 que garantiza la polaridad de la fuente de alimentación. Tres conectores de dos pines, uno para cada salida de señal del dispositivo, cada uno con un led indicador que permite visualizar en que momento se esta emitiendo algún tipo de señal.

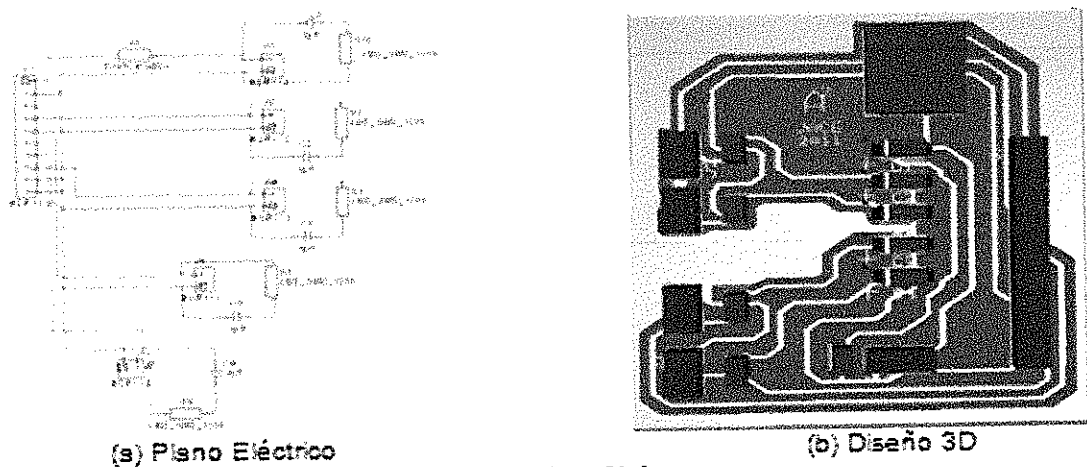


Figura 16. Tarjeta Para Giróscopo.
Fuente: Autor.

La figura 16 es la tarjeta diseñada para la adaptación de los giróscopos. Consta de un terminal de diez pines donde se conecta el sensor. Un terminal de dos pines donde se conecta la fuente de alimentación con un led indicador que permite verificar si el sistema ha sido energizado o no. Un interruptor de encendido y apagado en serie con un diodo 1N4148 que garantiza la polaridad de la fuente de alimentación. Cuatro conectores de dos pines, uno para cada salida de señal del dispositivo, cada uno con un led indicador que permite visualizar en que momento se esta emitiendo algún tipo de señal.

Dentro de los diseños realizados, se debe tener en cuenta también el electromiógrafo. Este dispositivo fue necesario diseñarlo debido a que no es un elemento que se consiga en el mercado y era indispensable para la implementación del dispositivo final.

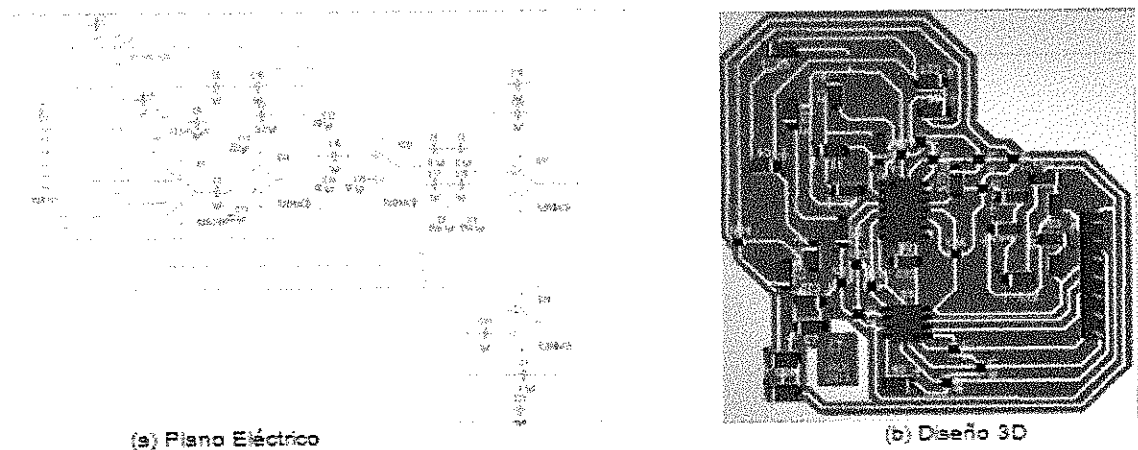


Figura 17. Electromiógrafo.

Fuente: Autor.

De la misma manera que con los sensores mecánicos, el electromiógrafo también requiere una tarjeta de adaptación que le permita ser más modular con respecto al sistema y que posea las características de conexión requeridas por este sensor.

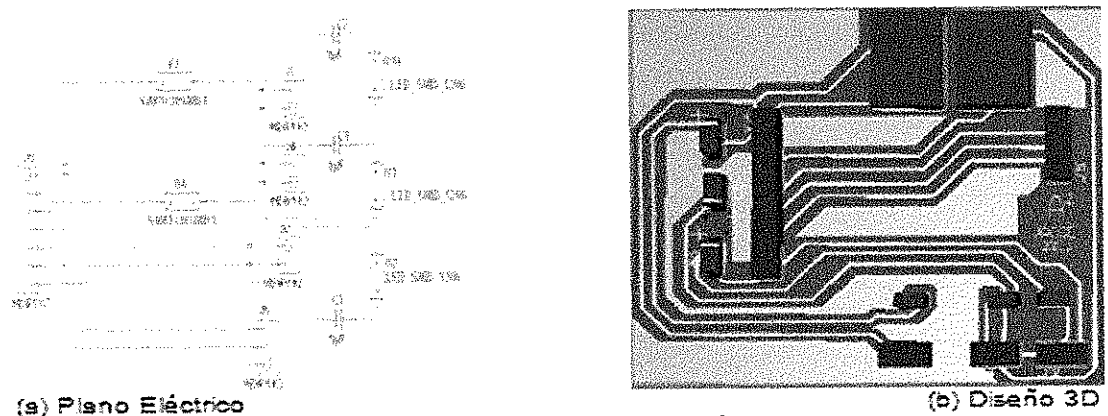


Figura 18. Tarjeta para Electromiógrafo.

Fuente: Autor.

La *figura 18* es la tarjeta diseñada para la adaptación de los electromiógrafos. Consta de un terminal de siete pines donde se conecta el sensor. Dos terminales de dos pines donde se conecta las fuentes de alimentación (una positiva y otra negativa) con un led indicador que permite verificar si el sistema ha sido energizado o no. Dos interruptores de encendido y apagado en serie con un diodo 1N4148 que garantiza la polaridad de las fuentes de alimentación. Un terminal de dos pines, para la salida de señal del dispositivo, con un led indicador que permite visualizar en que momento se esta emitiendo algún tipo de señal. Cuenta también con un terminal de 3 pines para la conexión de los electrodos que capturan la señal de entrada.

Para que la conexión de todos los sensores y sus tarjetas de adaptación sea posible, se requiere una tarjeta de distribución de voltajes, lo que permitirá evitar inconvenientes de cableado a la fuente de alimentación principal.

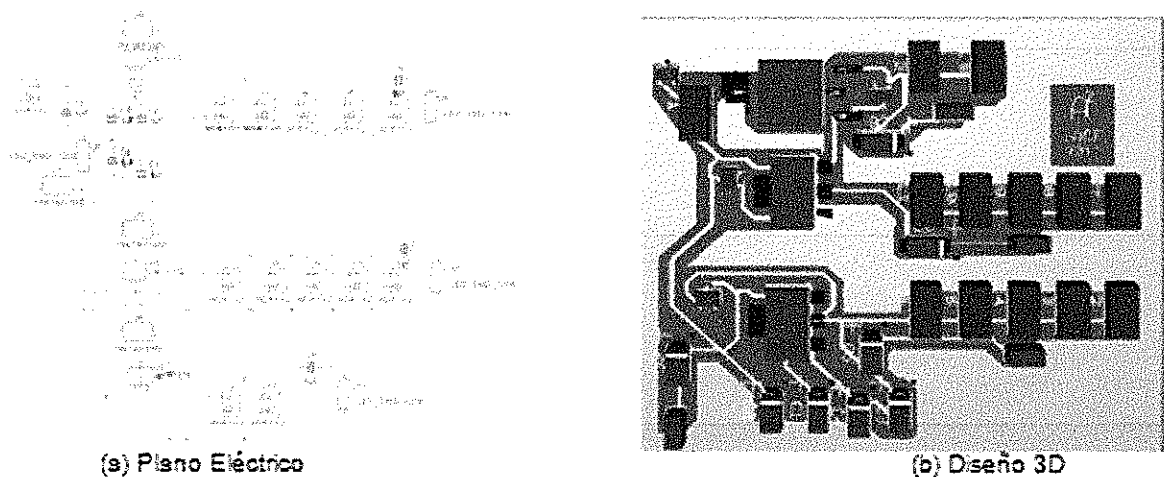


Figura 19. Tarjeta de distribución de Voltajes.

Fuente: Autor.

La *figura 19* es la tarjeta diseñada para la distribución de voltajes. Consta de un terminal de dos pines donde se conecta la fuente de alimentación principal. Cinco terminales de dos pines tres sistemas de regulación con capacidad para entregar voltajes de 5V, -5V y 12V. Los reguladores de 5V y -5V, llevan asociados cinco terminales de salida, de los cuales se puede obtener dichos voltajes. El regulador de 12V, lleva asociados dos terminales de salida. Estos sistemas están diseñados con diodos 1N4148 para garantizar la polaridad de la fuente de alimentación principal y led's indicadores de energización.

7.5. Caracterización de los sensores mecánicos

Para la correcta utilización y aprovechamiento de los sensores mecánicos que van a ser utilizados, es necesario realizar el proceso de caracterización de cada uno de ellos, por lo que se hizo necesario practicar una serie de pruebas y procedimientos estadísticos descritos a continuación.

Las pruebas realizadas se hicieron teniendo en cuenta las posibles ubicaciones de los sensores en dos puntos estratégicos: Articulaciones y centros de masa.

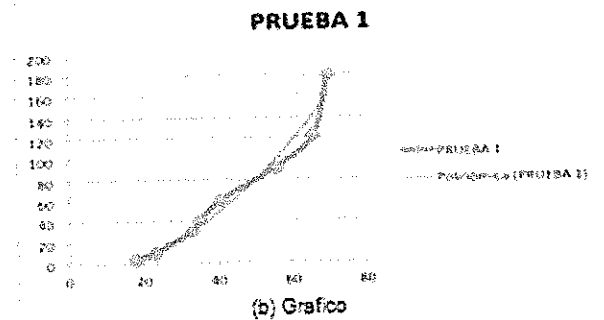
7.5.1. Giróscopo

- *Punto Articular*

Como primera medida se realizaron mediciones de voltajes de salida con respecto a desplazamientos angulares donde se obtuvieron los siguientes resultados para diez muestras con 8 desplazamientos cada una. Estos 8 desplazamientos fueron los mismos para todas las mediciones.

Grados	milivoltios
4	18
9	23
30	33
40	35
60	41
92	56
122	66
180	70

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

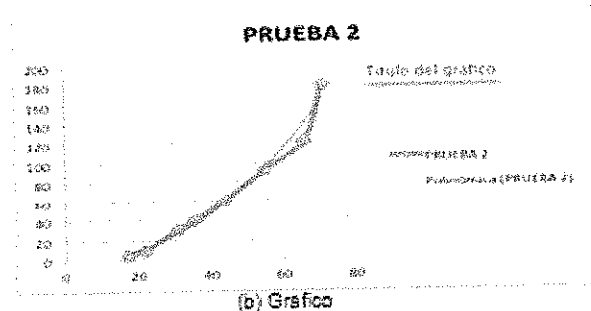
Figura 20. Prueba 1.
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 70 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0356 x^2 - 0,1505x - 3,2543 \quad (8)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	22
30	31
40	36
60	44
92	55
122	66
180	71

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

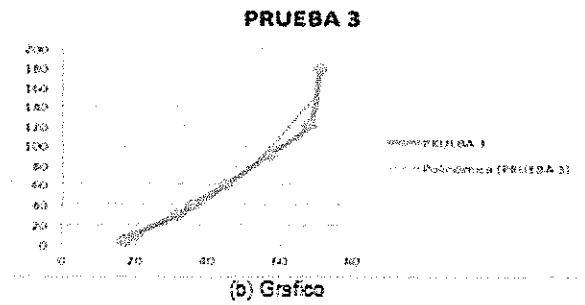
Figura 21. Prueba 2
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 71 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0384 x^2 - 0,4425x + 2,5486 \quad (9)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	20
30	32
40	36
60	45
92	57
122	68
180	71

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

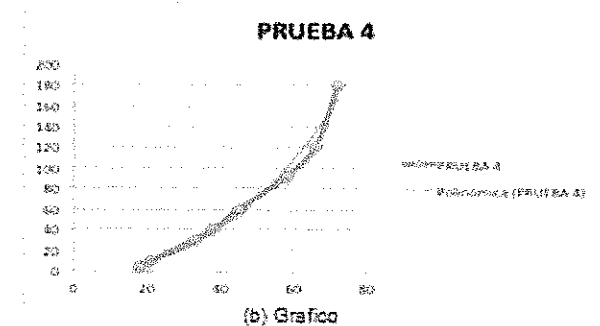
Figura 22. Prueba 3
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 71 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0382 x^2 - 0,5589x + 5,6218 \quad (10)$$

Grados	milivoltios
4	18
9	21
30	33
40	38
60	45
92	58
122	66
180	72

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

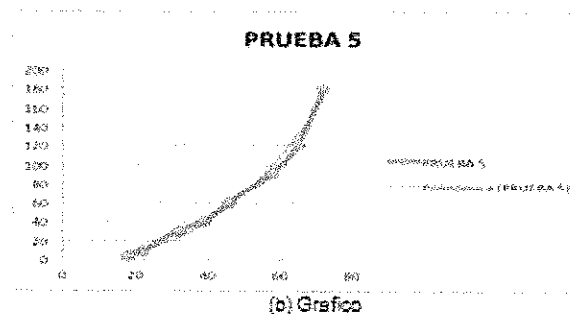
Figura 23. Prueba 4
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 72 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0444 x^2 - 1,0545x + 12,247 \quad (11)$$

Grados	milivoltios
4	18
9	22
30	32
40	39
60	46
92	58
122	65
180	72

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 24. Prueba 5
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 72 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0482 x^2 - 1,3466x + 16,581 \quad (12)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	20
30	32
40	38
60	44
92	55
122	64
180	69

(a) Tabla de datos

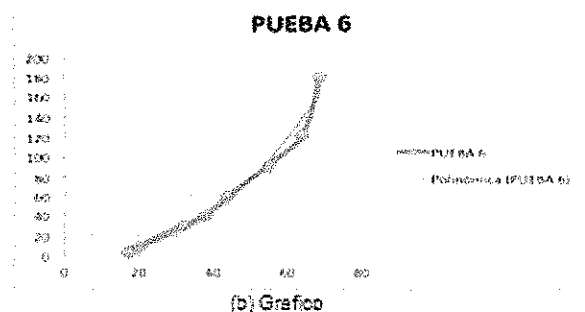


Figura 25. Prueba 6

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 69 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,05 x^2 - 1,2526x + 14,136 \quad (13)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	20
30	30
40	37
60	42
92	56
122	66
180	71

(a) Tabla de datos

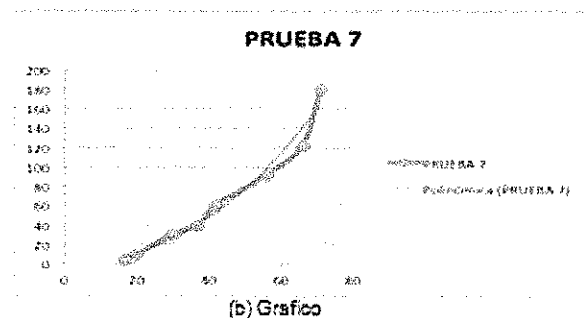


Figura 26. Prueba 7

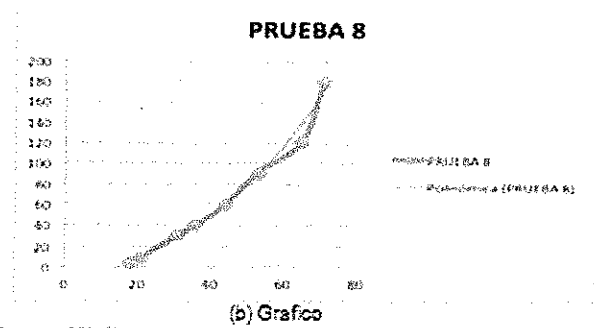
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 71 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0376 x^2 - 0,4151x - 3,5558 \quad (14)$$

Grados	milivoltios
4	18
9	21
30	31
40	36
60	44
92	53
122	65
180	71

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 27. Prueba 8

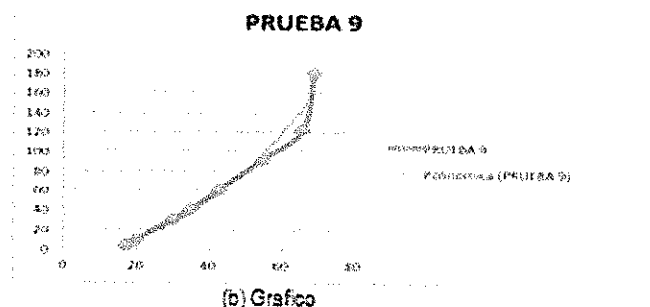
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 71 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0372 x^2 - 0,2627x - 1,0336 \quad (15)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	20
30	30
40	35
60	43
92	55
122	66
180	69

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 28. Prueba 9

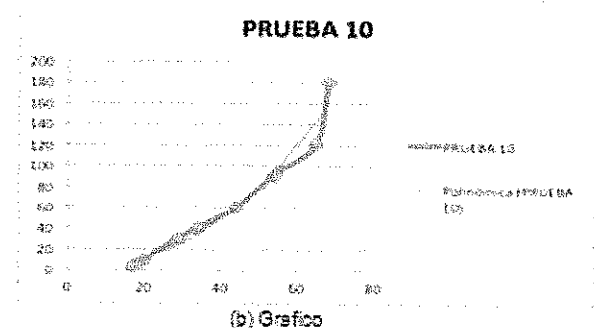
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 69 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0381 x^2 - 0,3658x + 2,3385 \quad (16)$$

Grados	milivoltios
4	17
9	20
30	29
40	34
60	44
92	54
122	65
180	68

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 29. Prueba 10

Fuente: Autor.

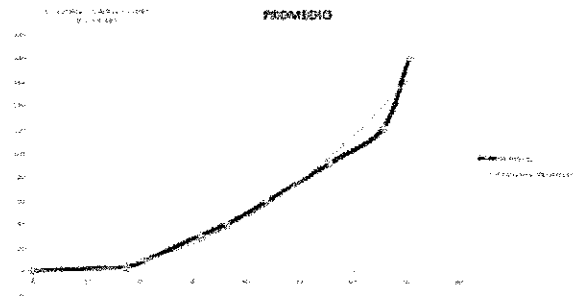
Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 68 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0415 x^2 - 0,5688x + 5,5501 \quad (17)$$

Luego de tener las mediciones correspondientes a las diez pruebas realizadas, es necesario hallar la media aritmética de los resultados.

Grados	milivoltios
0	0
4	17,4
9	20,9
30	31,3
40	36,4
60	43,8
92	55,7
122	65,7
180	70,4

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 30. Promedio de las pruebas

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes promedio de salida entre 17,4 y 70,4 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0385 x^2 - 0,4091x + 1,0087 \quad (18)$$

La figura 31 muestra la superposición de todas las gráficas resultantes.

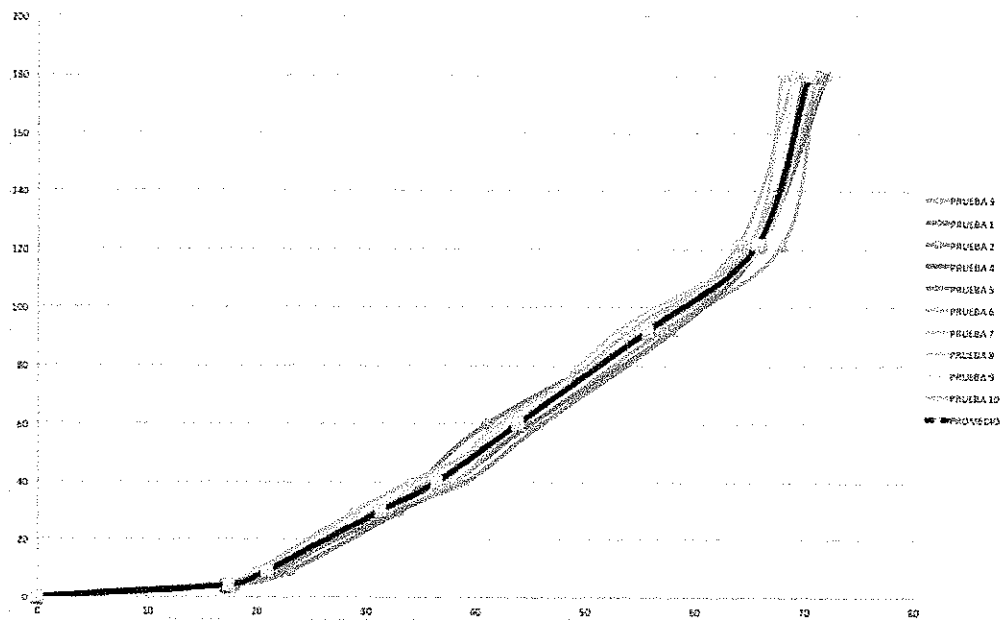


Figura 31. Superposición de gráficas

Fuente: Autor.

De esta forma puede verificarse visualmente que el promedio coincida con los datos graficados.

Con los datos obtenidos se puede determinar la desviación D y la desviación estándar σ , teniendo en cuenta una operación término a término de las ecuaciones de cada prueba con respecto a la ecuación promedio.

Tabla 8. Valores de Desviación y Desviación Estándar.

D(a)	0,0036	D(b)	0,32236	D(c)	6,08145
$\sigma(a)$	0,004719703	$\sigma(b)$	0,400590097	$\sigma(c)$	6,193842622

Fuente: Autor.

Las variables a, b y c son utilizadas para denotar los coeficientes de la ecuación de segundo orden conservando su forma original según la ecuación

$$y = ax^2 + bx + c \quad (19)$$

Para obtener los valores de desviación y desviación estándar, se hizo necesario crear una tabla con los coeficientes de las ecuaciones de segundo orden, pues lo que se pretende es hallar la diferencia entre cada uno de los coeficientes de las ecuaciones con respecto a los coeficientes de la ecuación promedio para así poder determinar el error que se presenta de cada medición con respecto al promedio.

Tabla 9. Coeficientes de las Ecuaciones.

Ec. Coef.	Ec1	Ec2	Ec3	Ec4	Ec5	Ec6	Ec7	Ec8	Ec9	Ec10	Ec Prom.
a	0,0356	0,0384	0,0382	0,0444	0,0482	0,05	0,0376	0,0372	0,0381	0,0415	0,0385
b	-0,1505	-0,4425	-0,5589	-1,0545	-1,3466	-1,2526	-0,4151	-0,2627	-0,3658	-0,5688	-0,4091
c	-3,2543	2,5486	5,6218	12,247	16,581	14,136	3,5558	-1,0336	2,3385	5,5501	1,0087

Fuente: Autor.

Para hallar la desviación de la medida, es necesario realizar un proceso de sustracción entre los coeficientes de la ecuación promedio y cada una de las ecuaciones de las pruebas.

Tabla 10. Desviaciones de las medidas.

	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom
A	-0,0029	-0,0001	-0,0003	0,0059	0,0097	0,0115	-0,0009	-0,0013	-0,0004	0,003	0
B	0,2586	-0,0334	-0,1498	-0,6454	-0,9375	-0,8435	-0,006	0,1464	0,0433	-0,1597	0
C	-4,263	1,5399	4,6131	11,238	15,572	13,127	2,5471	-2,0423	1,3298	4,5414	0

Fuente: Autor.

Para obtener una función de error (función gaussiana), es necesario realizar un proceso de multiplicación de las desviaciones por un factor que aumente su valor y haga mas simple el procedimiento estadístico.

Tabla 11. Desviaciones de las medidas (Aumentadas).

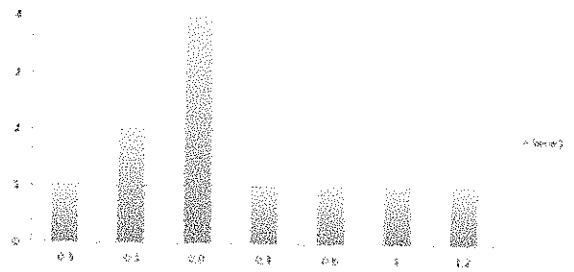
	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom	
a	-0,3	0,0	0,0	0,6	1,0	1,2	-0,1	-0,1	0,0	0,3	0,0	x100
b	3	0	-1	-6	-9	-8	0	1	0	-2	0	x10
c	-4	2	5	11	16	13	3	-2	1	5	0	x1

Fuente: Autor.

A continuación se presentan las funciones de error para los coeficientes *a*, *b* y *c*.

Desv (a)	Rep
-0,3	1
-0,1	2
0,0	4
0,3	1
0,6	1
1	1
1,2	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 32. Función para error a

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -0,3 y 1,2. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el limite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

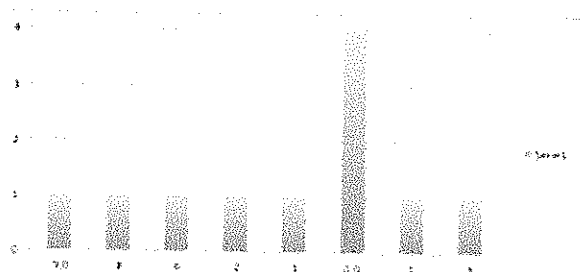
Tabla 12. ERROR EN a.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MINPROM	ERROR
1,2	-0,3	0,4	0,81428571	-0,6857143	8,333333333

Fuente: Autor.

Desv (b)	Rep
-9,0	1
-8	1
-6	1
-2	1
-1	1
0,0	4
1	1
3	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 33. Función error para b.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -9 y 3. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

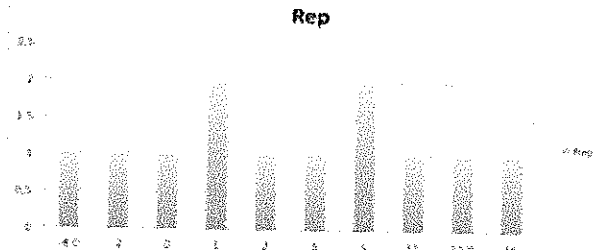
Tabla 13. ERROR EN b.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
3	-9	-2,8	5,75	-6,25	-2,5

Fuente: Autor.

Desv (c)	Rep
4,0	1
-2	1
0	1
1	2
2	1
3	1
5	2
11	1
13,0	1
16	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 34. Función error para c.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -9 y 3. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

Tabla 14. ERROR EN c.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
16	-4	4,5	11,5	-8,5	15

Fuente: Autor.

Con respecto a las desviaciones de los coeficientes a y b, puede decirse que pese a que su centro se encuentra ubicado hacia uno de los costados, su comportamiento describe errores que no afectan en gran medida la medición. Puede decirse que son aceptables.

En cuanto a las desviaciones del coeficiente c, puede decirse que a pesar de que el máximo valor se encuentra repetido, el error que introduce a la medición sigue siendo aceptable.

Al obtener los errores de cada uno de los coeficientes de las ecuaciones que describen el comportamiento de las muestras tomadas, se realiza un procedimiento estadístico sencillo consistente en una media aritmética para determinar el error promedio del dispositivo que se está caracterizando.

$$ERROR PROMEDIO = \frac{6,42857143 + (-2,25) + 15}{3} \quad (20)$$

De esta forma, el error promedio del gir6scopo en el punto articular se determin6 en:

$$ERROR\ PROMEDIO = 6,3095\% \quad (21)$$

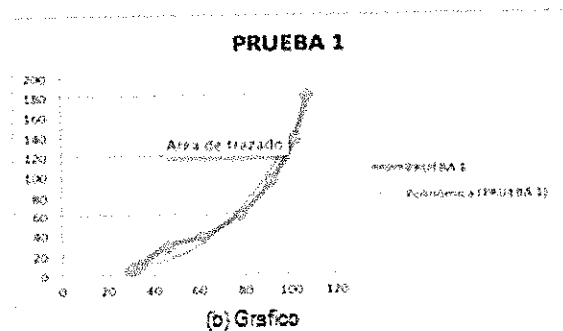
Puede considerarse como un error aceptable debido a que es menor del 10%.

Centro de Masa

El procedimiento a realizar es el mismo que se utiliz6 ubicando el sensor en el punto articular. De esta forma, en primer lugar se presentan las tablas de datos recolectados con sus respectivas gráficas. Los 8 desplazamientos graficados, fueron los mismos para todas las mediciones.

Grados	milivoltios
4	30
9	34
28	46
38	62
60	78
94	92
135	102
180	108

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

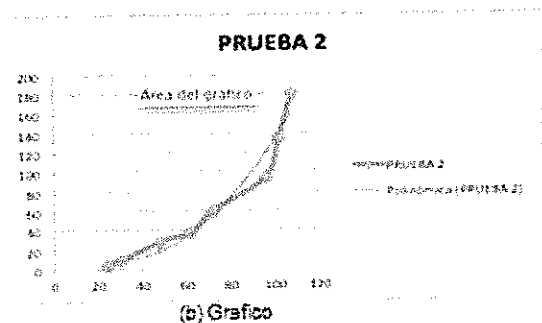
Figura 35. Prueba 1
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 30 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0292x^2 - 2,0479x + 46,78 \quad (22)$$

Grados	milivoltios
4	24
9	30
28	48
38	62
60	72
94	96
135	102
180	108

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 36. Prueba 2
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 24 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0235x^2 - 1,2931x + 26,801 \quad (23)$$

Grados	milivoltios
4	24
9	28
28	46
38	58
60	72
94	98
135	104
180	107

(a) Tabla de datos

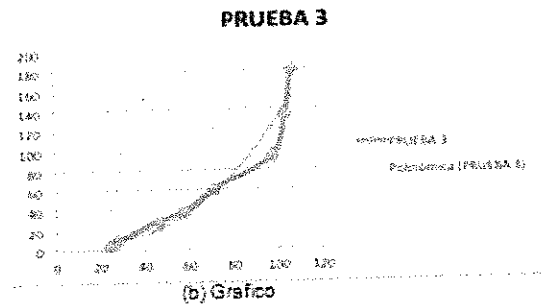


Figura 37. Prueba 3
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 24 y 107 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0203x^2 - 0,9366x + 20,001 \quad (24)$$

Grados	milivoltios
4	25
9	28
28	45
38	58
60	74
94	94
135	102
180	108

(a) Tabla de datos

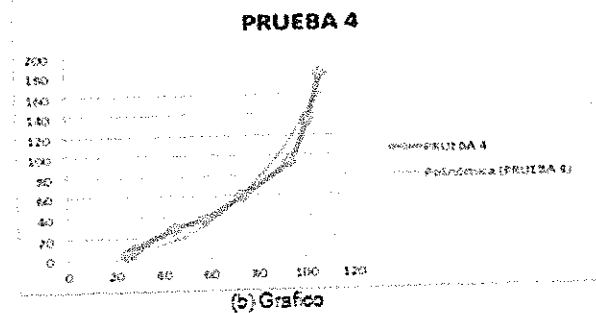


Figura 38. Prueba 4
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 25 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0237x^2 - 1,3181x + 28,62 \quad (25)$$

Grados	milivoltios
4	23
9	28
28	46
38	58
60	74
94	92
135	102
180	107

(a) Tabla de datos

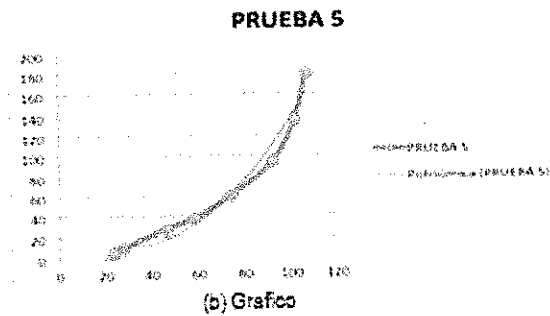


Figura 39. Prueba 5
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 23 y 107 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,024x^2 - 1,3057x + 27,26 \quad (26)$$

Grados	milivoltios
4	22
9	27
28	45
38	59
60	72
94	92
135	102
180	107

(a) Tabla de datos

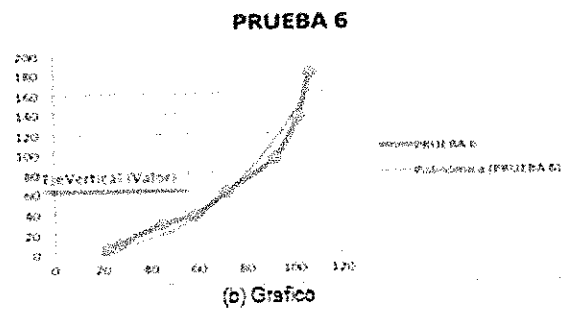


Figura 40. Prueba 6
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 22 y 107 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0231x^2 - 1,1869x + 24,546 \quad (27)$$

Grados	milivoltios
4	24
9	28
28	46
38	58
60	73
94	93
135	103
180	108

(a) Tabla de datos

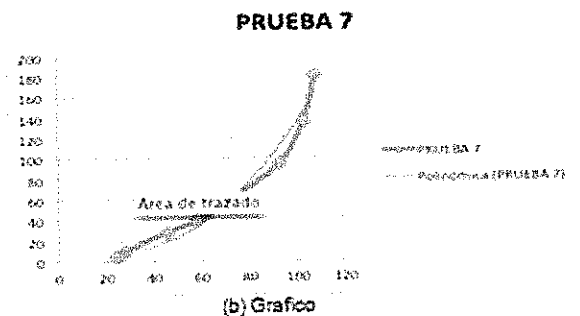


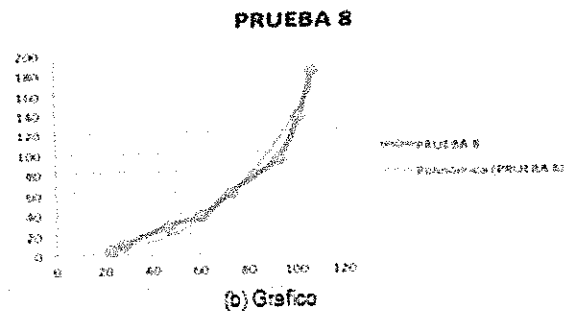
Figura 41. Prueba 7
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 24 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0226x^2 - 1,1692x + 24,725 \quad (28)$$

Grados	milivoltios
4	23
9	28
28	47
38	61
60	73
94	93
135	102
180	108

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

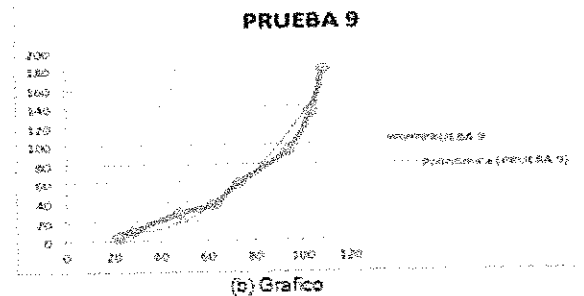
Figura 42. Prueba 8
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 23 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,024x^2 - 1,3316x + 27,454 \quad (29)$$

Grados	milivoltios
4	22
9	28
28	48
38	63
60	73
94	94
135	104
180	109

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 43. Prueba 9
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 22 y 109 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0231x^2 - 1,2652x + 25,877 \quad (30)$$

Grados	milivoltios
4	23
9	28
28	45
38	63
60	72
94	95
135	103
180	110

(a) Tabla de datos

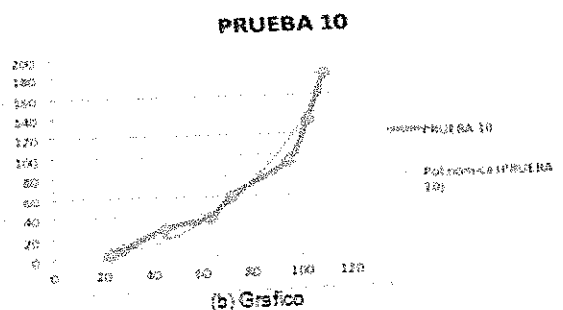


Figura 44. Prueba 10

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 23 y 110 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0226x^2 - 1,2249x + 26,141 \quad (31)$$

Luego de tener las mediciones correspondientes a las diez pruebas realizadas, es necesario hallar la media aritmética de los resultados.

Grados	milivoltios
0	0
4	24
9	28,7
28	46,2
38	60,2
60	73,3
94	93,9
135	102,6
180	108

(a) Tabla de datos

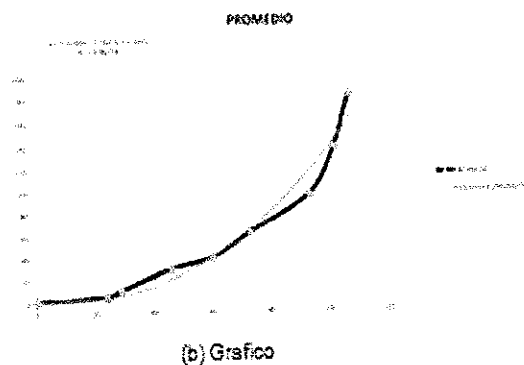


Figura 45. Promedio

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes promedio de salida entre 24 y 108 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = 0,0184x^2 - 0,5647x + 5,5605 \quad (32)$$

La figura 46 muestra la superposición de todas las gráficas resultantes.

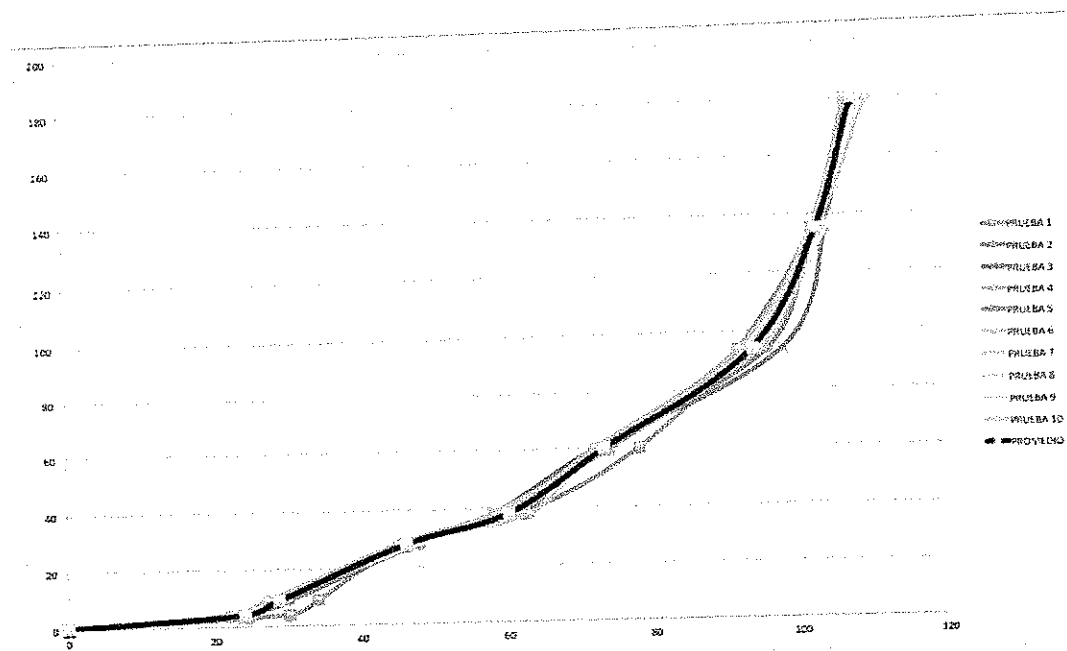


Figura 46. Superposición de gráficas.
Fuente: Autor.

De esta forma puede verificarse visualmente que el promedio coincide con los datos graficados.

Con los datos obtenidos se puede determinar la desviación D y la desviación estándar σ , teniendo en cuenta una operación término a término de las ecuaciones de cada prueba con respecto a la ecuación promedio.

Tabla 15. Valores de Desviación y Desviación Estándar.

$D(a)$	0,00521	$D(b)$	0,74322	$D(c)$	22,26
$\sigma(a)$	0,002123417	$\sigma(b)$	0,269989681	$\sigma(c)$	6,705495258

Fuente: Autor.

Las variables a , b y c son utilizadas para denotar los coeficientes de la ecuación de segundo orden conservando su forma original según la ecuación (19).

Para obtener los valores de desviación y desviación estándar, se hizo necesario crear una tabla con los coeficientes de las ecuaciones de segundo orden, pues lo que se pretende es hallar la diferencia entre cada uno de los coeficientes de las ecuaciones con respecto a los coeficientes de la ecuación promedio para así poder determinar el error que se presenta de cada medición con respecto al promedio.

Tabla 16. Coeficientes de las Ecuaciones.

Ec. Coef.	Ec1	Ec2	Ec3	Ec4	Ec5	Ec6	Ec7	Ec8	Ec9	Ec10	Ec Prom.
a	0,0292	0,0235	0,0203	0,0237	0,024	0,0231	0,0226	0,024	0,0231	0,0226	0,0184
b	-2,0479	-1,2931	-0,9366	-1,3181	-1,3057	-1,1869	-1,1692	-1,3316	-1,2652	-1,2249	-0,5647
c	46,78	26,801	20,001	28,62	27,26	24,546	24,725	27,454	25,877	26,141	5,5605

Fuente: Autor.

Para hallar la desviación de la medida, es necesario realizar un proceso de sustracción entre los coeficientes de la ecuación promedio y cada una de las ecuaciones de las pruebas.

Tabla 17. Desviaciones de las medidas.

	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom
a	0,0108	0,0051	0,0019	0,0053	0,0056	0,0047	0,0042	0,0056	0,0047	0,0042	0,0108
b	-1,4832	-0,7284	-0,3719	-0,7534	-0,741	-0,6222	-0,6045	-0,7669	-0,7005	-0,6602	-1,4832
c	41,219	21,240	14,440	23,059	21,699	18,985	19,164	21,893	20,316	20,580	41,2195

Fuente: Autor.

Para obtener una función de error (función gaussiana), es necesario realizar un proceso de multiplicación de las desviaciones por un factor que aumente su valor y haga más simple el procedimiento estadístico.

Tabla 18. Desviaciones aumentadas de las medidas.

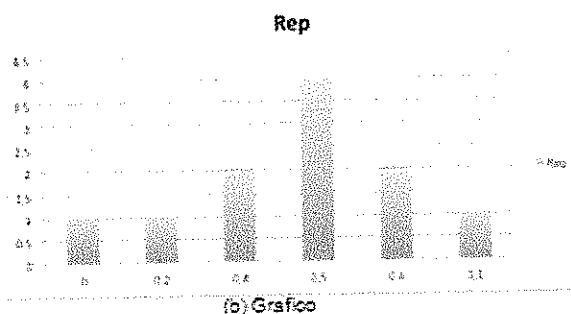
	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom	
a	1,1	0,5	0,2	0,5	0,6	0,5	0,4	0,6	0,5	0,4	1,1	x100
b	-1,5	-0,7	-0,4	-0,8	-0,7	-0,6	-0,6	-0,8	-0,7	-0,7	-1,5	x1
c	4,1	2,1	1,4	2,3	2,2	1,9	1,9	2,2	2,0	2,1	4,1	/10

Fuente: Autor.

A continuación se presentan las funciones de error para los coeficientes a, b y c.

Desv	Rep
0	1
0,2	1
0,4	2
0,5	4
0,6	2
1,1	1

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 47. Función error para a.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre 0 y 1,1. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

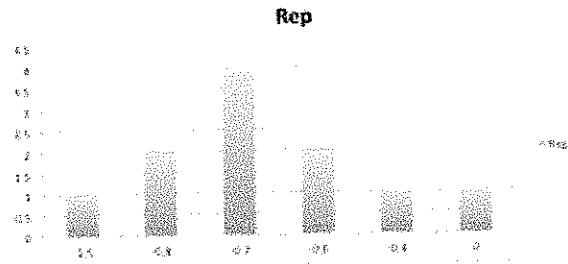
Tabla 19. ERROR EN a.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MINPROM	ERROR
1,1	0	0,466666667	0,633333333	-0,466666666	8,333333333

Fuente: Autor.

Desv	Rep
-1,5	1
-0,8	2
-0,7	4
-0,6	2
-0,4	1
0	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 48. Función error para b.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -9 y 3. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

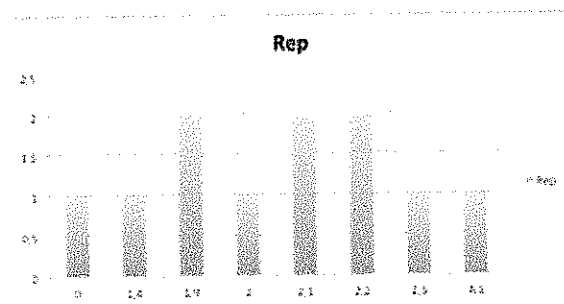
Tabla 20. ERROR EN b

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
0	-1,5	-0,666666666	0,666666667	-0,833333333	8,333333333

Fuente: Autor.

Desv	Rep
0	1
1,4	1
1,9	2
2	1
2,1	2
2,2	2
2,3	1
4,1	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 49. Función error para c.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre 0 y 4,1. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

Tabla 21. ERROR EN c.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
4,1	0	2	2,1	-2	5

Fuente: Autor.

Con respecto a las desviaciones de los coeficientes a y b, puede decirse que pese a que su centro se encuentra ubicado hacia uno de los costados, su comportamiento describe errores que no afectan en gran medida la medición. Puede decirse que son aceptables.

En cuanto a las desviaciones del coeficiente c, puede decirse que a pesar de que el máximo valor se encuentra repetido, el error que introduce a la medición sigue siendo aceptable.

Al obtener los errores de cada uno de los coeficientes de las ecuaciones que describen el comportamiento de las muestras tomadas, se realiza un procedimiento estadístico sencillo consistente en una media aritmética para determinar el error promedio del dispositivo que se está caracterizando.

$$ERROR\ PROMEDIO = \frac{8,333333 + 8,333333 + 5}{3} \quad (33)$$

De esta forma, el error promedio del giróscopo en el punto articular se determinó en:

$$ERROR\ PROMEDIO = 7,222222222 \quad (34)$$

Puede considerarse como un error aceptable debido a que es menor al 10%.

Al comparar las ecuaciones 21 y 34 puede determinarse que la mejor ubicación para el giróscopo es el punto articular, debido a que ahí el dispositivo presenta un error menor que en el centro de masa.

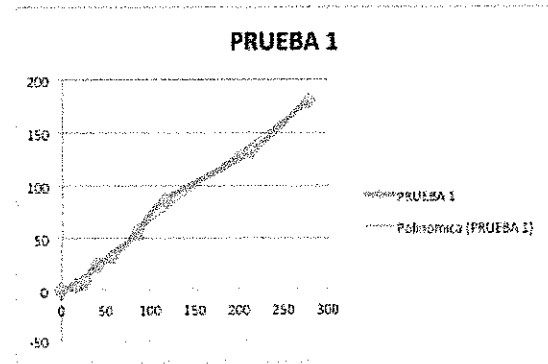
7.5.2. Acelerómetro

- *Eje x*

Como primera medida se realizaron mediciones de voltajes de salida con respecto a desplazamientos angulares donde se obtuvieron los siguientes resultados para diez muestras con 8 desplazamientos cada una. Estos 8 desplazamientos fueron los mismos para todas las mediciones.

Grados	milivoltios
0	0
4	16
9	25
24	40
31	56
55	84
86	116
132	212
180	276

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

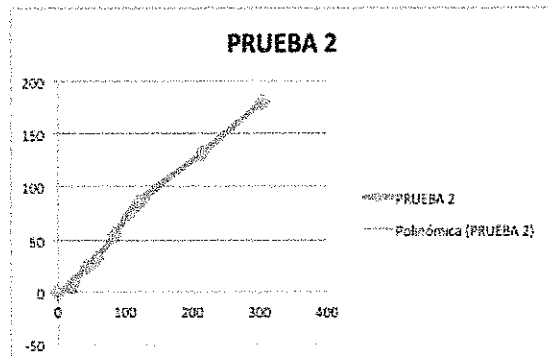
Figura 50. Prueba 1.
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 16 y 276 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0003x^2 + 0,7368x - 5,2099 \quad (35)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	23
24	42
31	58
55	85
86	120
132	215
180	305

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

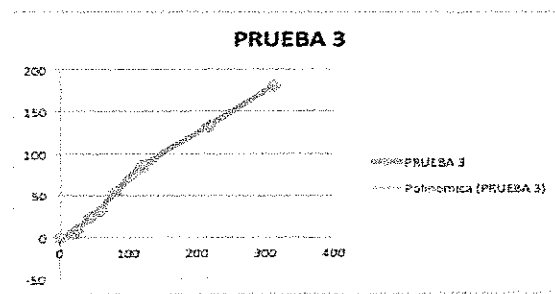
Figura 51. Prueba 2.
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 305 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0005x^2 + 0,7665x - 6,3341 \quad (36)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	23
24	44
31	58
55	80
86	120
132	216
180	312

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 52. Prueba 3.

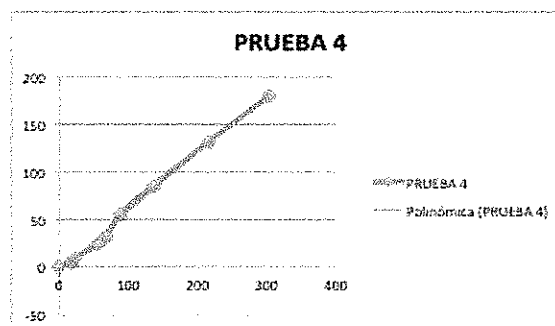
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 305 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0006x^2 + 0,7855x - 6,5326 \quad (37)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	22
24	56
31	68
55	88
86	136
132	216
180	304

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 53. Prueba 4.

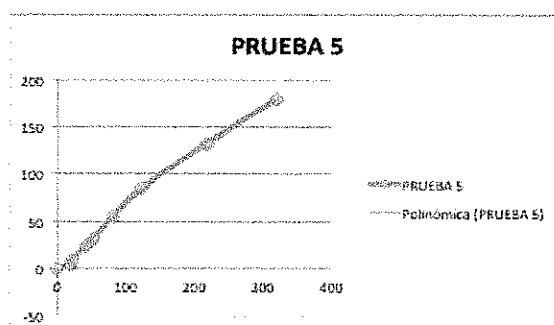
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 304 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0002x^2 + 0,6632x - 6,0183 \quad (38)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	22
24	40
31	52
55	80
86	124
132	218
180	320

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 54. Prueba 5.

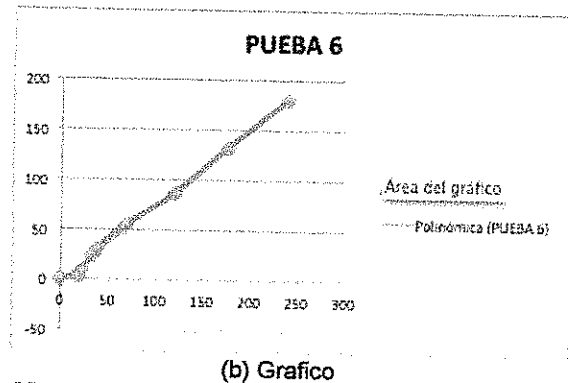
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 320 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0006x^2 + 0,7847x - 5,6357 \quad (39)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	22
24	33
31	38
55	68
86	120
132	176
180	240

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

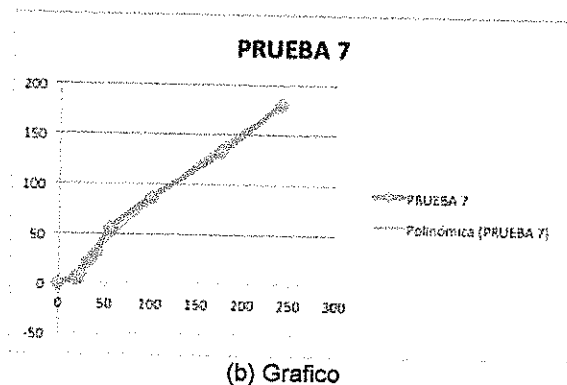
Figura 55. Prueba 6.
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 240 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0001x^2 + 0,7943x - 3,5919 \quad (40)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	23
24	32
31	40
55	56
86	100
132	176
180	240

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

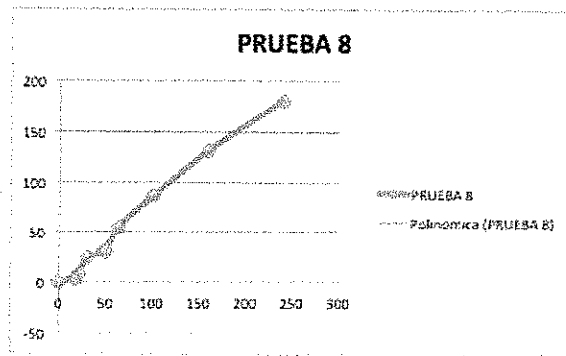
Figura 56. Prueba 7.
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 240 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0009x^2 + 0,9769x - 6,1524 \quad (41)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	23
24	30
31	50
55	64
86	100
132	160
180	240

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 57. Prueba 8.

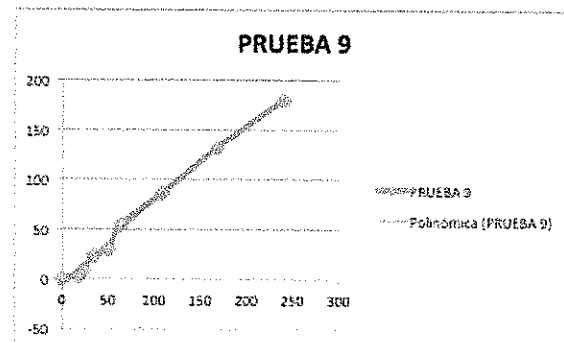
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 240 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0009x^2 + 1,0024x - 8,3483 \quad (42)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	22
24	34
31	50
55	64
86	108
132	168
180	240

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 58. Prueba 9.

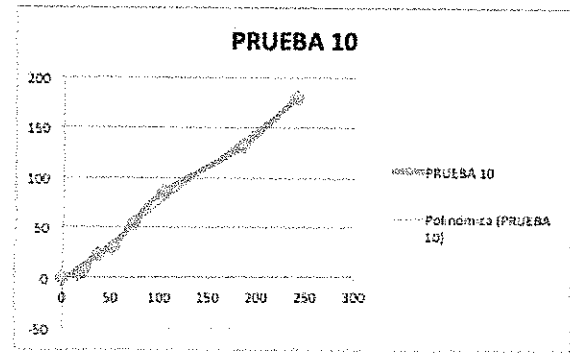
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 240 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0005x^2 + 0,9109x - 6,9454 \quad (43)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	23
24	36
31	52
55	72
86	104
132	184
180	240

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 59. Prueba 10.

Fuente: Autor.

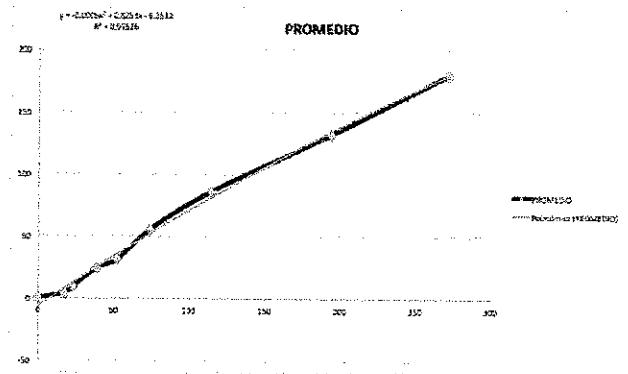
Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 240 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0003x^2 + 0,8363x - 6,1694 \quad (44)$$

Luego de tener las mediciones correspondientes a las diez pruebas realizadas, es necesario hallar la media aritmética de los resultados.

Grados	milivoltios
0	0
4	17,3
9	22,8
24	38,7
31	52,2
55	74,1
86	114,8
132	194,1
180	271,7

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 60. Promedio.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes promedio de salida entre 17 y 271 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la grafica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0005x^2 + 0,8253x - 6,3832 \quad (45)$$

La figura 61 muestra la superposición de todas las gráficas resultantes.

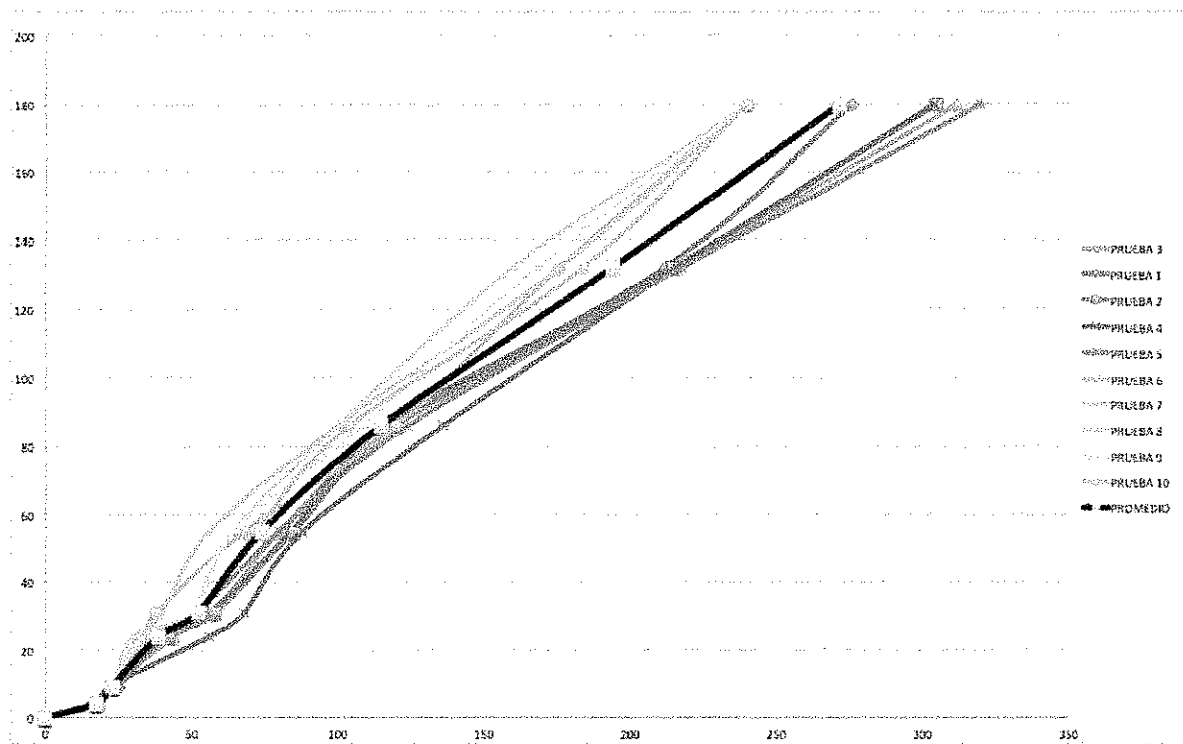


Figura 61. Superposición de gráficas.
Fuente: Autor.

De esta forma puede verificarse visualmente que el promedio coincide con los datos graficados.

Con los datos obtenidos se puede determinar la desviación D y la desviación estándar σ , teniendo en cuenta una operación término a término de las ecuaciones de cada prueba con respecto a la ecuación promedio.

Tabla 22. Valores de Desviación y Desviación Estándar.

$D(a)$	0,00021	$D(b)$	0,08451	$D(c)$	0,82474
$\sigma(a)$	0,0025865	$\sigma(b)$	0,10172178	$\sigma(c)$	1,15428637

Fuente: Autor.

Las variables a , b y c son utilizadas para denotar los coeficientes de la ecuación de segundo orden conservando su forma original según la ecuación (19).

Para obtener los valores de desviación y desviación estándar, se hizo necesario crear una tabla con los coeficientes de las ecuaciones de segundo orden, pues lo que se pretende es hallar la diferencia entre cada uno de los coeficientes de las ecuaciones con respecto a los coeficientes de la ecuación promedio para así poder determinar el error que se presenta de cada medición con respecto al promedio.

Tabla 23. Coeficientes de las Ecuaciones.

coef \ Ec	Ec1	Ec2	Ec3	Ec4	Ec5	Ec6	Ec7	Ec8	Ec9	Ec10	Ec Prom
a	-0,0003	-0,0005	-0,0006	-0,0002	-0,0006	-0,0001	-0,0009	-0,0009	-0,0005	-0,0003	-0,0005
b	0,7368	0,7665	0,7865	0,6632	0,7847	0,7943	0,9769	1,0024	0,9109	0,8363	0,8253
c	-5,2099	-6,3341	-6,5326	-6,0183	-5,6357	-3,5919	-6,1524	-8,3483	-6,9454	-6,1694	-6,3832

Fuente: Autor.

Para hallar la desviación de la medida, es necesario realizar un proceso de sustracción entre los coeficientes de la ecuación promedio y cada una de las ecuaciones de las pruebas.

Tabla 24. Desviaciones de las medidas.

	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom
a	0,0002	0	-1E-04	0,0003	-1E-04	0,0004	-0,0004	-0,0004	0	0,0002	0
b	-0,0885	-0,0588	-0,0388	-0,1621	-0,0406	-0,031	0,1516	0,1771	0,0856	0,011	0
c	1,1733	0,0491	-0,1494	0,3649	0,7475	2,7913	0,2308	-1,9651	-0,5622	0,2138	0

Fuente: Autor.

Para obtener una función de error (función gaussiana), es necesario realizar un proceso de multiplicación de las desviaciones por un factor que aumente su valor y haga más simple el procedimiento estadístico.

Tabla 25. Desviaciones aumentadas de las medidas.

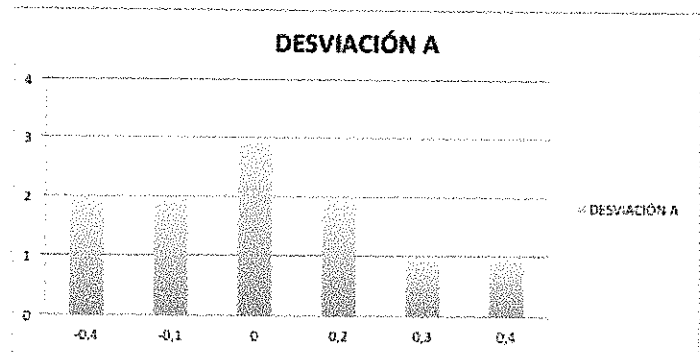
	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom	
a	0,2	0,0	-0,1	0,3	-0,1	0,4	-0,4	-0,4	0,0	0,2	0,0	x1000
b	-1	-1	0	-2	0	0	2	2	1	0	0	x10
c	1	0	0	0	1	3	0	-2	-1	0	0	x1

Fuente: Autor.

A continuación se presentan las funciones de error para los coeficientes *a*, *b* y *c*.

Desv (a)	Rep
-0,4	2
-0,1	2
0	3
0,2	2
0,3	1
0,4	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 62. Función de error para a.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -0,4 y 0,4. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

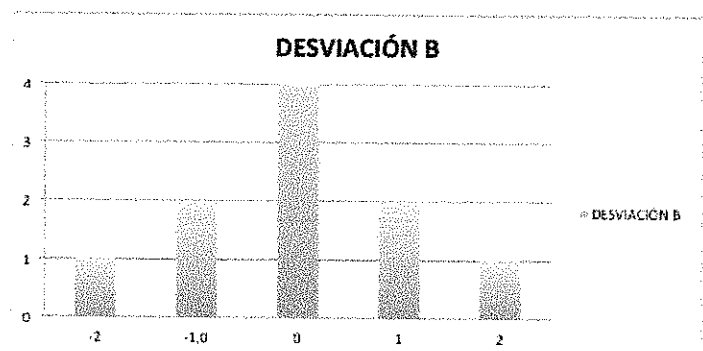
Tabla 26. Error en a.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
0,4	-0,4	0,1	0,333333333	-0,466666666	6,666666667

Fuente: Autor.

Desv (b)	Rep
-2	1
-1,0	2
0	5
1	2
2	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 63. Función de error para b.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -2 y 2. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

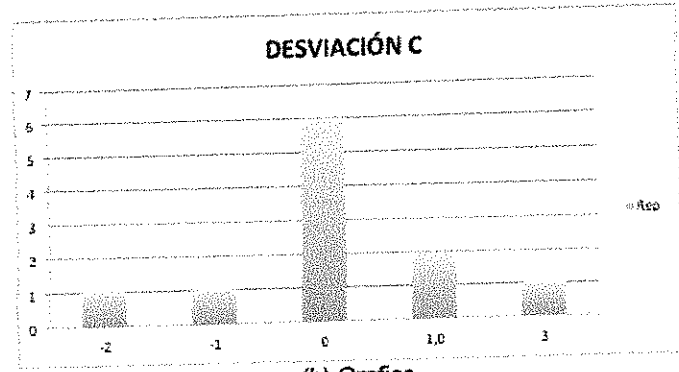
Tabla 27. Error en b

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
2,0	-2,0	0,0	2,0	-2	0

Fuente: Autor.

Desv (c)	Rep
-2	1
-1	1
0	6
1,0	2
3	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 64. Función de error para c.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -2 y 3. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

Tabla 28. Error en c.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
3,0	-2,0	0,2	2,8	-2,2	3

Fuente: Autor.

Con respecto a las desviaciones de los coeficientes a, b y c, puede decirse que pese a que su centro se encuentra ubicado hacia uno de los costados, su comportamiento describe errores que no afectan en gran medida la medición. Puede decirse que son aceptables.

Al obtener los errores de cada uno de los coeficientes de las ecuaciones que describen el comportamiento de las muestras tomadas, se realiza un procedimiento estadístico sencillo consistente en una media aritmética para determinar el error promedio del dispositivo que se está caracterizando.

$$ERROR PROMEDIO = \frac{6,666666 + 0 + 3}{3} \quad (46)$$

De esta forma, el error promedio del giróscopo en el punto articular se determinó en:

$$ERROR PROMEDIO = 3,222222\% \quad (47)$$

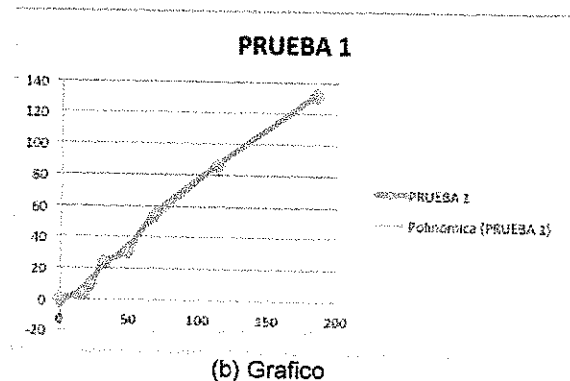
Puede considerarse como un error aceptable debido a que es menor del 10%.

Eje y

El procedimiento a realizar es el mismo que se utilizó ubicando el sensor en el punto articular. De esta forma, en primer lugar se presentan las tablas de datos recolectados con sus respectivas gráficas. Los 8 desplazamientos graficados, fueron los mismos para todas las mediciones.

Grados	milivoltios
0	0
4	16
9	22
24	32
31	48
55	68
86	112
132	184
180	232

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 65. Prueba 1.

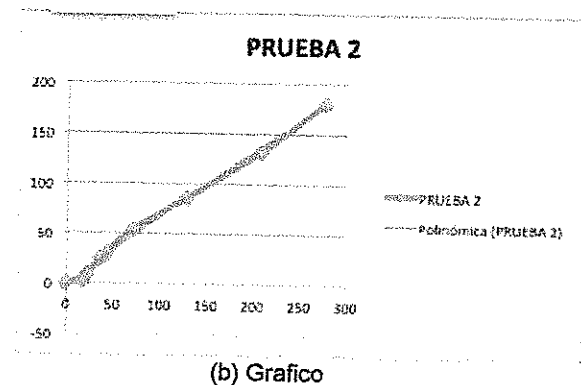
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 16 y 232 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0007x^2 + 0,8879x - 5,839 \quad (48)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	23
24	36
31	44
55	72
86	128
132	208
180	276

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 66. Prueba 2.

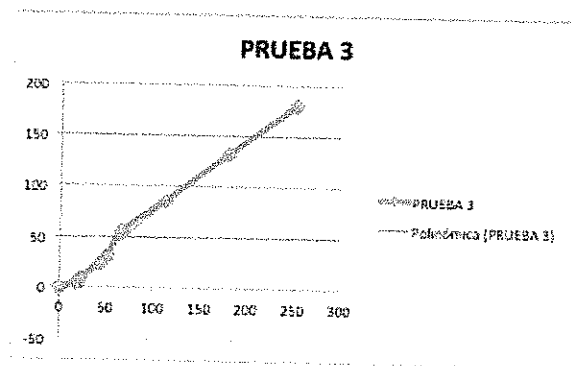
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 276 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0003x^2 + 0,7374x - 3,2422 \quad (49)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	22
24	44
31	52
55	66
86	112
132	180
180	252

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 67. Prueba 3.

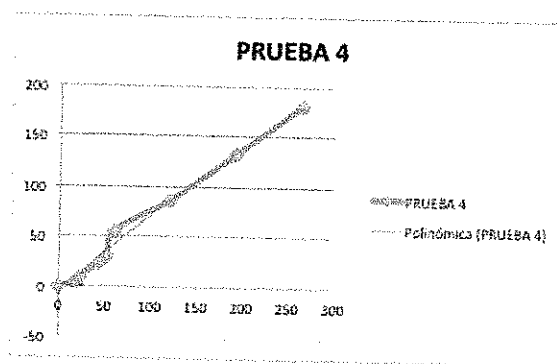
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 276 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0004x^2 + 0,8576x - 7,3205 \quad (50)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	22
24	44
31	53
55	60
86	120
132	192
180	264

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 68. Prueba 4.

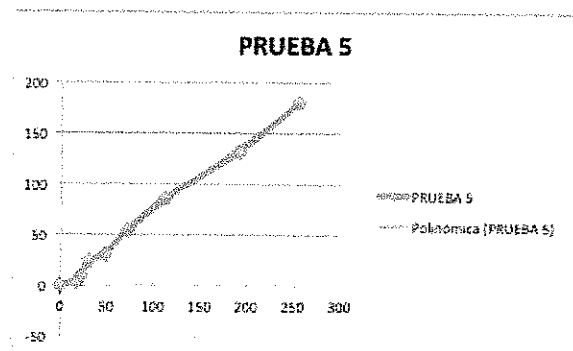
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 264 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0004x^2 + 0,8053x - 5,4867 \quad (51)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	22
24	30
31	48
55	72
86	112
132	192
180	256

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 69. Prueba 5.

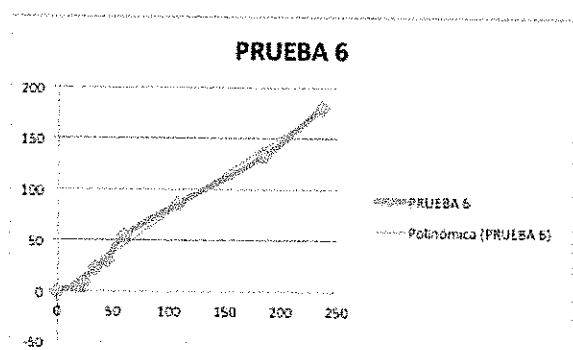
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 256 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0004x^2 + 0,8136x - 4,4871 \quad (52)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	22
24	34
31	44
55	60
86	108
132	184
180	236

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 70. Prueba 6.

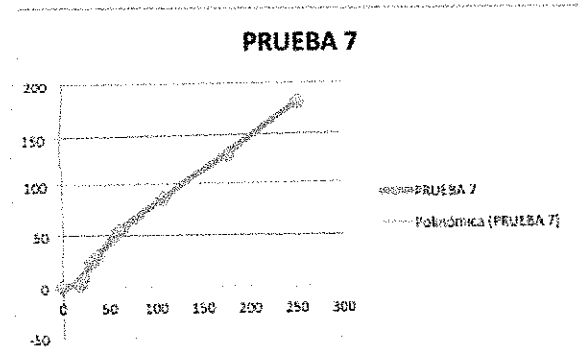
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 236 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0004x^2 + 0,8578x - 4,5971 \quad (53)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	23
24	30
31	38
55	60
86	108
132	180
180	252

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 71. Prueba 7.

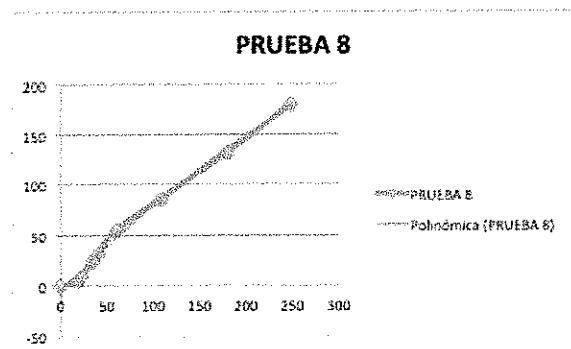
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 236 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0008x^2 + 0,9231x - 4,9743 \quad (54)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	22
24	34
31	40
55	60
86	108
132	180
180	248

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 72. Prueba 8.

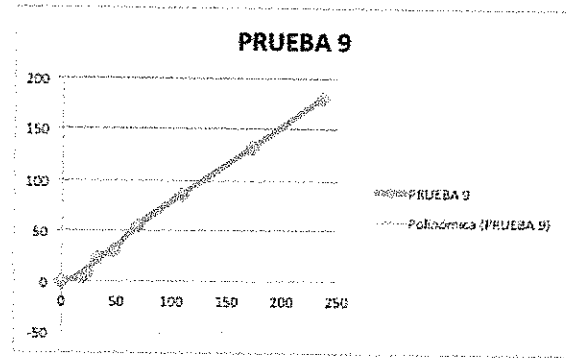
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 248 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0007x^2 + 0,9116x - 5,2599 \quad (55)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	18
9	23
24	33
31	48
55	68
86	108
132	172
180	236

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 73. Prueba 9.

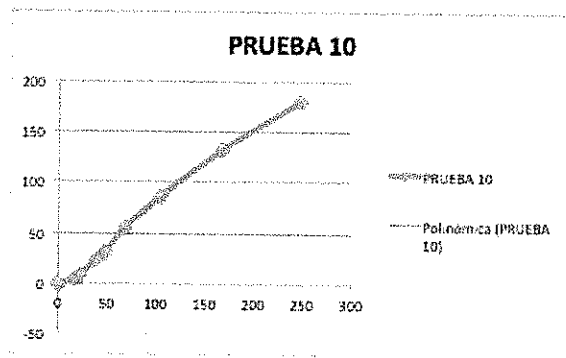
Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 18 y 236 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0003x^2 + 0,8711x - 6,384 \quad (56)$$

Grados	milivoltios
0	0
4	17
9	23
24	39
31	48
55	68
86	104
132	168
180	248

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 74. Prueba 10.

Fuente: Autor.

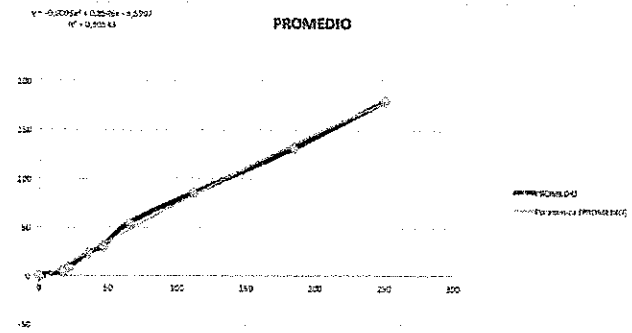
Como se puede observar, se obtuvieron voltajes de salida entre 17 y 248 mV, para los desplazamientos mas corto y mas largo respectivamente. La línea de tendencia de la gráfica arroja la ecuación de corrección

$$y = -0,0008x^2 + 0,9573x - 8,7618 \quad (57)$$

Luego de tener las mediciones correspondientes a las diez pruebas realizadas, es necesario hallar la media aritmética de los resultados.

Grados	milivoltios
0	0
4	17,5
9	22,4
24	35,6
31	46,3
55	65,4
86	112
132	184
180	250

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 75. Promedio.
Fuente: Autor.

$$y = -0,0005x^2 + 0,8546x - 5,5997$$

(58)

La figura 76 muestra la superposición de todas las gráficas resultantes.

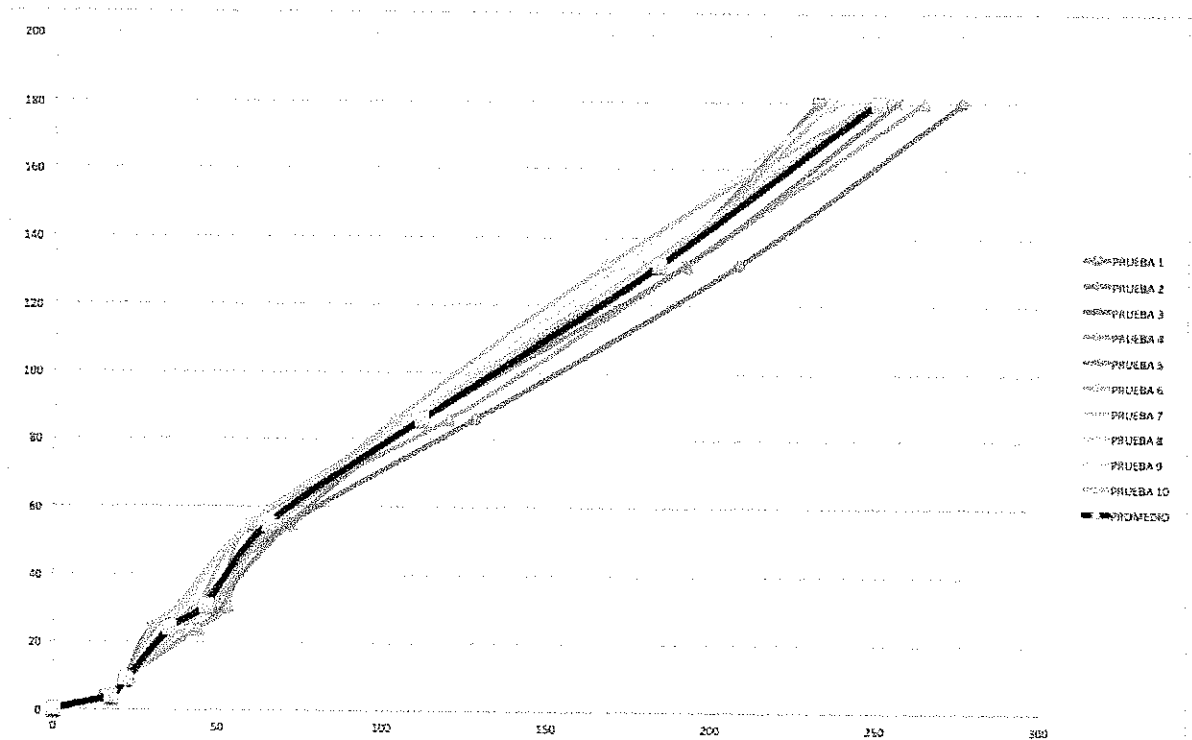


Figura 76. Superposición de graficas.
Fuente: Autor.

De esta forma puede verificarse visualmente que el promedio coincide con los datos graficados.

Con los datos obtenidos se puede determinar la desviación D y la desviación estándar σ , teniendo en cuenta una operación término a término de las ecuaciones de cada prueba con respecto a la ecuación promedio.

Tabla 29. Valores de Desviación y Desviación Estándar.

$D(a)$	0,00018	$D(b)$	0,04917	$D(c)$	1,14574
$\sigma(a)$	0,000193907	$\sigma(b)$	0,060949127	$\sigma(c)$	1,481216556

Fuente: Autor.

Las variables a , b y c son utilizadas para denotar los coeficientes de la ecuación de segundo orden conservando su forma original según la ecuación (19).

Para obtener los valores de desviación y desviación estándar, se hizo necesario crear una tabla con los coeficientes de las ecuaciones de segundo orden, pues lo que se pretende es hallar la diferencia entre cada uno de los coeficientes de las ecuaciones con respecto a los coeficientes de la ecuación promedio para así poder determinar el error que se presenta de cada medición con respecto al promedio.

Tabla 30. Coeficientes de las ecuaciones.

	Ec1	Ec2	Ec3	Ec4	Ec5	Ec6	Ec7	Ec8	Ec9	Ec10	Ec Prom
a	-0,0007	-0,0003	-0,0004	-0,0004	-0,0004	-0,0004	-0,0008	-0,0007	-0,0003	-0,0008	-0,0005
b	0,8879	0,7374	0,8576	0,8053	0,8136	0,8578	0,9231	0,9116	0,8711	0,9573	0,8546
c	-5,839	-3,2422	-7,3205	-5,4867	-4,4871	-4,5971	-4,9743	-5,2599	-6,384	-8,7618	-5,5997

Fuente: Autor.

Para hallar la desviación de la medida, es necesario realizar un proceso de sustracción entre los coeficientes de la ecuación promedio y cada una de las ecuaciones de las pruebas.

Tabla 31. Desviación de las medidas.

	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom
a	-0,0002	0,0002	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	-0,0003	-0,0002	0,0002	-0,0003	0
b	0,0333	-0,1172	0,003	-0,0493	-0,041	0,0032	0,0685	0,057	0,0165	0,1027	0
c	-0,2393	2,3575	-1,7208	0,113	1,1126	1,0026	0,6254	0,3398	-0,7843	-3,1621	0

Fuente: Autor.

Para obtener una función de error (función gaussiana), es necesario realizar un proceso de multiplicación de las desviaciones por un factor que aumente su valor y haga más simple el procedimiento estadístico.

Tabla 32. Desviación de las medidas aumentadas.

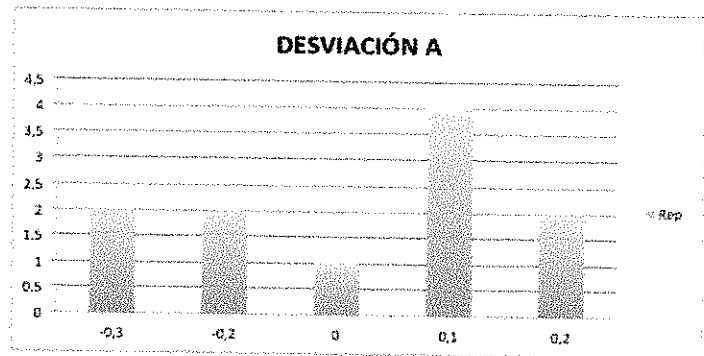
	Desv Ec1	Desv Ec2	Desv Ec3	Desv Ec4	Desv Ec5	Desv Ec6	Desv Ec7	Desv Ec8	Desv Ec9	Desv Ec10	Ec Prom	
a	-0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	-0,3	-0,2	0,2	-0,3	0	X1000
b	0,3	-1,2	0,0	-0,5	-0,4	0,0	0,7	0,6	0,2	1,0	0	X10
c	0	2	-2	0	1	1	1	0	-1	-3	0	X1

Fuente: Autor.

A continuación se presentan las funciones de error para los coeficientes a , b y c .

Desv	Rep
-0,3	2
-0,2	2
0	1
0,1	4
0,2	2

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 77. Función de error para a .

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -0,3 y 0,2. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el limite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

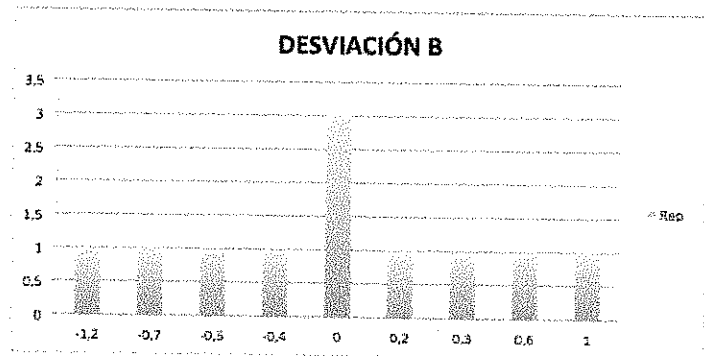
Tabla 33. Error en a .

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
0,2	-0,3	0,0	0,2	-0,26	1

Fuente: Autor.

Desv	Rep
-1,2	1
-0,7	1
-0,5	1
-0,4	1
0	3
0,2	1
0,3	1
0,6	1
1	1

(a) Tabla de datos



(b) Grafico

Figura 78. Función de error para b .

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -1,2 y 1. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

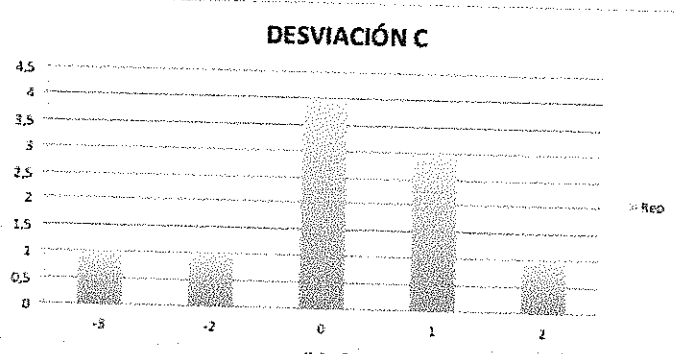
Tabla 34. Error en b.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
1,0	-1,2	-0,1	1,1	1,122222222	2,222222222

Fuente: Autor.

Desv	Rep
-3	1
-2	1
0	4
1	3
2	1

(a) Tabla de datos



(b) Gráfico

Figura 79. Función de error para c.

Fuente: Autor.

Como se puede observar, se obtuvieron desviaciones de entre -1,2 y 1. Estos dos valores son los que dan la idea del valor del error del sistema, pues se compara el límite máximo y el mínimo con respecto al promedio.

Tabla 35. Error en c.

MAX	MIN	PROM	MAX-PROM	MIN-PROM	ERROR
2,0	-3,0	-0,4	2,4	-2,6	1

Fuente: Autor.

Con respecto a las desviaciones de los coeficientes a, b y c, puede decirse que pese a que su centro se encuentra ubicado hacia uno de los costados, su comportamiento describe errores que no afectan en gran medida la medición. Puede decirse que son aceptables.

Al obtener los errores de cada uno de los coeficientes de las ecuaciones que describen el comportamiento de las muestras tomadas, se realiza un procedimiento estadístico sencillo consistente en una media aritmética para determinar el error promedio del dispositivo que se está caracterizando.

$$ERROR\ PROMEDIO = \frac{1 + 2,2222222 + 1}{3} \quad (59)$$

De esta forma, el error promedio del gir6scopo en el punto articular se determin6 en:

$$ERROR\ PROMEDIO = 1,4074\% \quad (60)$$

Puede considerarse como un error aceptable debido a que es menor del 10%.

10. CONCLUSIONES

- En la fase exploratoria del proyecto, se han establecido las diferentes bases correspondientes al modelamiento preliminar de la extremidad superior, de las cuales se desprenderán las demás fases en la evolución del mismo. Se obtuvieron datos importantes como lo son las dimensiones longitudinales y diametrales de los brazos y antebrazos de individuos colombianos, lo que nos permite definir el somatotipo para esta región en particular y por consiguiente diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto aplicable en el país.
- Para la fase siguiente del proyecto, correspondiente al análisis de la biomecánica de la extremidad superior como un péndulo doble articular y el análisis vectorial del mismo, se tienen datos previos como lo son la masa, diámetros y longitudes segmentarias, que junto con la información antropométrica llevó a realizar los diseños preliminares de la estructura del dispositivo.
- La caracterización de los sensores es un procedimiento fundamental para lograr la correcta implementación del dispositivo, debido a que las especificaciones presentadas en las hojas técnicas fueron logradas en un ambiente especial, por lo que los resultados obtenidos experimentalmente no siempre coinciden con éstos.
- La implementación de sistemas de comunicación inalámbricos entre la interfaz digital que manipula el usuario con el mecanismo robótico, se estudiarán con el objetivo de optimizar los procesos de supervisión por parte del especialista que evalúa al paciente, ya que se pretende reducir espacio y elementos que puedan presentar incomodidad a la hora de realizar una terapia de rehabilitación (cables).

11.ANEXOS

ANEXO 1

CONCEPTO FISIOTERAPÉUTICO

Desde el punto de vista fisioterapéutico la implementación de un exoesqueleto que permita rehabilitar lesiones del sistema musculo esquelético a nivel de miembro superior, se convierte en la aparición de una herramienta con alto grado de funcionalidad permitiendo intervenir a nivel de la estructura biomecánica de la extremidad recuperando patrones motores disfuncionales, incompletos y anormales como consecuencia de las lesiones pudiendo llegar a la consecución de movilidad articular y fuerza muscular normales para la ejecución de movimientos creando estabilidad durante la realización de los mismos, permitiendo manejar la sintomatología y la limitación funcional asociada a dichas patologías según la tolerancia y la evolución de cada paciente sin crear problema asociados a sobreesfuerzo y manipulaciones externas inadecuadas.

El exoesqueleto se convierte de esta manera en una modalidad terapéutica segura utilizada en fisioterapia para el tratamiento de dichas patologías con el principio del movimiento asistido, mejorando así la capacidad funcional del miembro superior afectado logrando mejorar la calidad de vida del paciente y del profesional de fisioterapia.

CONCEPTO TERAPÉUTICO DE LESIONES

De acuerdo con la semiología y la clínica de las lesiones en miembro superior, se sugiere tomar como objeto de estudio la bursitis subacromial y la epicondilitis, pues a diferencia de otros traumas, una vez establecido su diagnóstico médico y una vez correlacionado con el diagnóstico diferencial a nivel fisioterapéutico, se puede afirmar que para lograr la evolución y mejora de la sintomatología y del cuadro clínico del paciente, no se requiere ningún tipo de tratamiento especializado, siendo necesario únicamente el manejo por fisioterapia, el cual consiste en la aplicación de diversas técnicas, modalidades terapéuticas y ejercicio físico.

LADY MILENA ALVAREZ CAMARGO
PROFESIONAL EN TERAPIA FÍSICA
UNIBOYACA
R.P. 2138/01 SECRETARIA SALUD BOYACÁ

ANEXO 2

Señores

Grupo de Investigación GINSCON

Universidad Santo Tomas Tunja

La presente con el fin de brindar un concepto acerca del proyecto de investigación adelantado actualmente por el estudiante ANDRES ALVAREZ CAMARGO cuyo principal objeto hace referencia al diseño y aplicación de un exoesqueleto para el miembro superior con el fin de facilitar los procesos de rehabilitación desarrollados desde fisioterapia. El proyecto de investigación en mención es totalmente pertinente, y relevante para el que hacer de la profesión, y aportaría de forma considerable al desarrollo de nuevo conocimiento en el área.

Cordialmente,

CAROLINA SANDOVAL CUELLAR
F.T. UNIVERSIDAD DE BOYACA
Grupo de investigación CORPS
Universidad de Boyacá

MARGARETH L ALFONSO MORA
F.T. CUI
Grupo de investigación CORPS
Universidad de Boyacá

ANEXO 3: ESTUDIO ANTROPOMÉTRICO

TABLA DE DATOS HOMERES MAYORES DE 18 AÑOS

MUESTRA	EDAD (años)	ESTATURA (cm)	BRAZO (cm)	MUÑECA (cm)	RELACIÓN
1	21	172	54	18	3,185185185
2	29	176	58,5	19	3,008547009
3	28	173	56	19	3,089285714
4	26	176	57	19	3,087719298
5	21	169	53	18	3,188679245
6	24	175	61	18	2,868852459
7	20	177	55	20	3,218181818
8	33	171	56	19	3,053571429
9	25	172	57	20	3,01754386
10	26	177	55	18	3,218181818
11	25	175	61	18	2,868852459
12	20	169	55,5	19	3,045045045
13	24	172	55	19	3,127272727
14	35	175	58	19	3,017241379
15	19	174	57,5	18	3,026086957
16	34	167	53,5	18	3,121495327
17	26	170	58	18	2,931034483
18	18	173	57	20	3,035087719
19	23	175	55,5	19	3,153153153
20	21	172	51,5	20	3,339805825
21	25	172	52	18	3,307692308
22	29	169	51	20	3,31372549
23	30	185	56	19	3,303571429
24	18	176	57	19	3,087719298
25	28	170	57	18	2,98245614
26	22	182	60	18	3,033333333
27	26	179	59	19	3,033898305
28	20	172	55	20	3,127272727
29	32	170	53	18	3,20754717
30	23	172	58	19	2,965517241
31	28	176	56	19	3,142857143
32	20	172	51	18	3,37254902
33	23	165	52	19	3,173076923
34	25	165	53	20	3,113207547
35	26	187	56	20	3,339285714
36	24	160	51	19	3,137254902
37	25	179	55	19	3,254545455

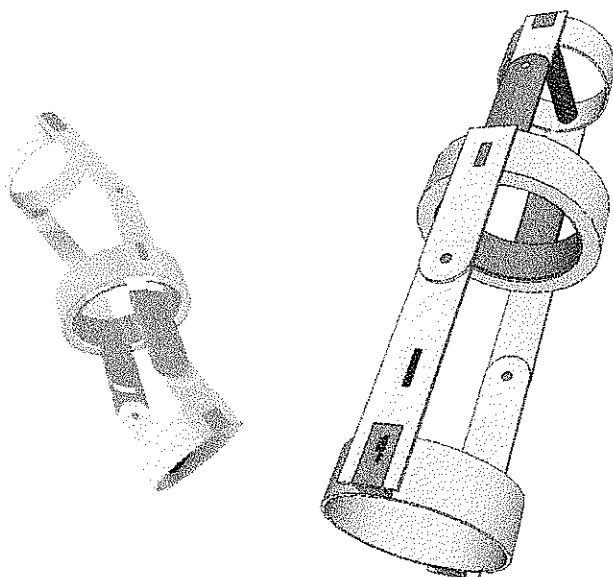
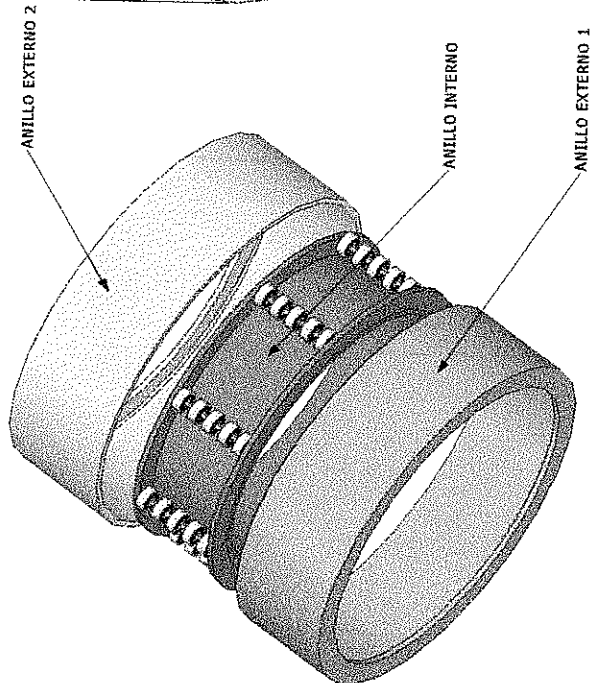
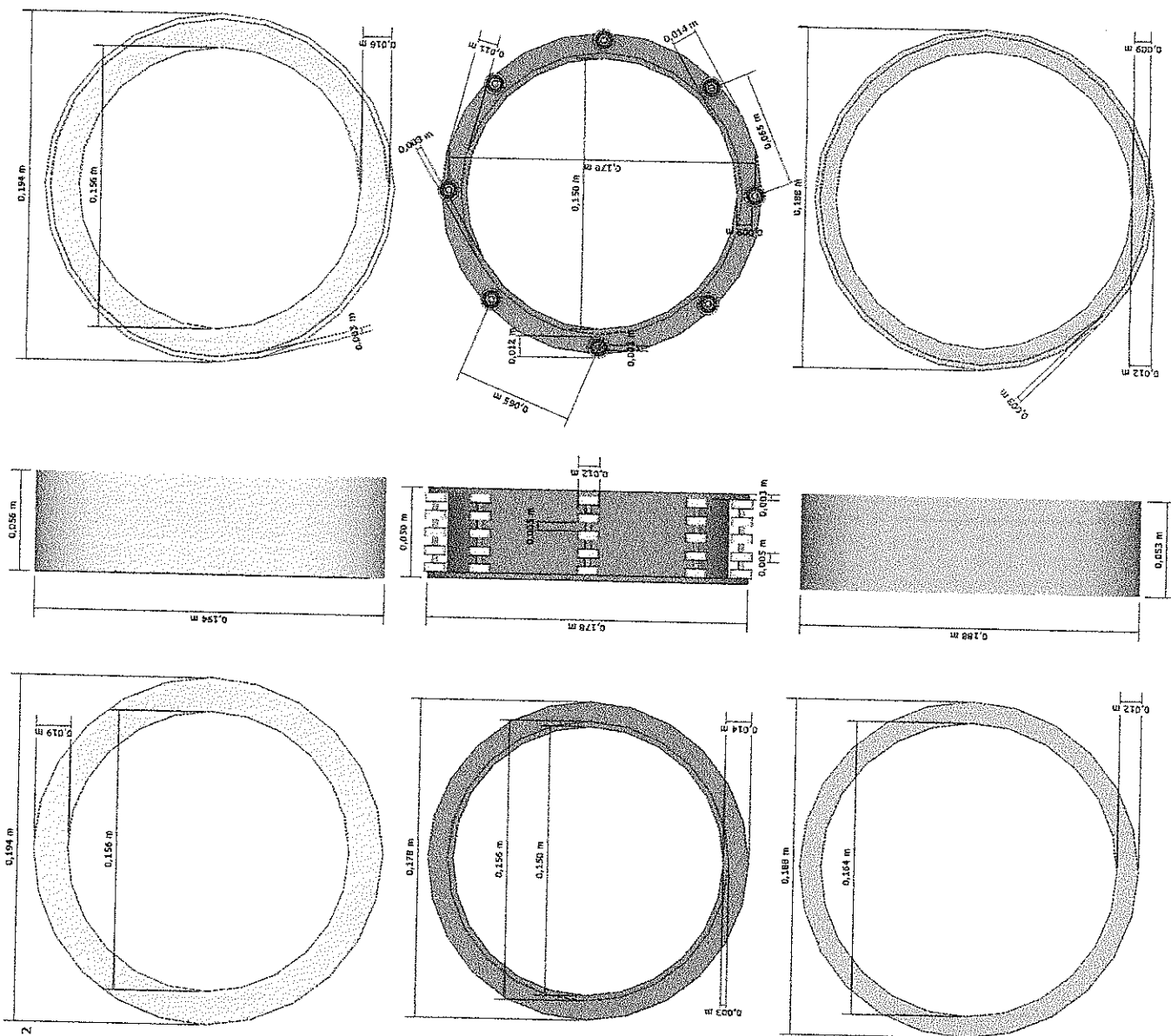
38	30	173	58	18	2,982758621
39	27	163	51	18	3,196078431
40	19	180	58	19	3,103448276
41	25	180	59	19	3,050847458
42	22	175	54	18	3,240740741
43	27	178	55	18	3,236363636
44	21	172	57	18	3,01754386
45	20	169	54	18	3,12962963
46	19	183	60	19	3,05
47	22	180	59	20	3,050847458
48	25	165	52	16	3,173076923
49	21	177	59	18	3
50	30	176	61	20	2,885245902
51	20	175	55	18	3,181818182
52	24	179	57	18	3,140350877
53	25	180	61	20	2,950819672
54	22	176	54	20	3,259259259
55	19	169	55	18	3,072727273
56	26	184	59	19	3,118644068
57	22	169	54	17	3,12962963
58	22	173	59	19	2,93220339
59	30	174	56	18	3,107142857
60	28	176	56	19	3,142857143
61	19	176	56	18	3,142857143
62	26	171	54	17	3,166666667
63	21	173	56	17	3,089285714
64	18	175	56	18	3,125
65	22	177	59	18	3
66	18	173	58	18	2,982758621
67	25	177	60	20	2,95
68	19	169	56	17	3,017857143
69	23	187	60	20	3,116666667
70	22	173	61	20	2,836065574
71	18	170	59	19	2,881355932
72	28	184	59	20	3,118644068
73	31	177	57	20	3,105263158
74	34	182	61	21	2,983606557
75	30	168	55	19	3,054545455
76	25	180	62	19	2,903225806
77	28	172	62	19	2,774193548
78	23	170	55	18	3,090909091
79	19	172	58	18	2,965517241

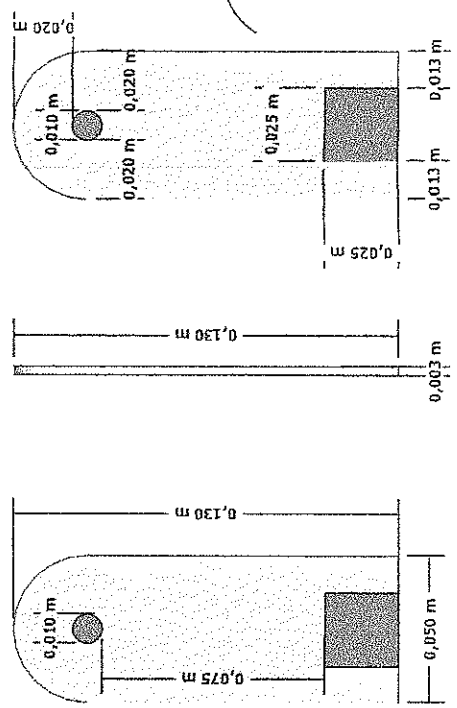
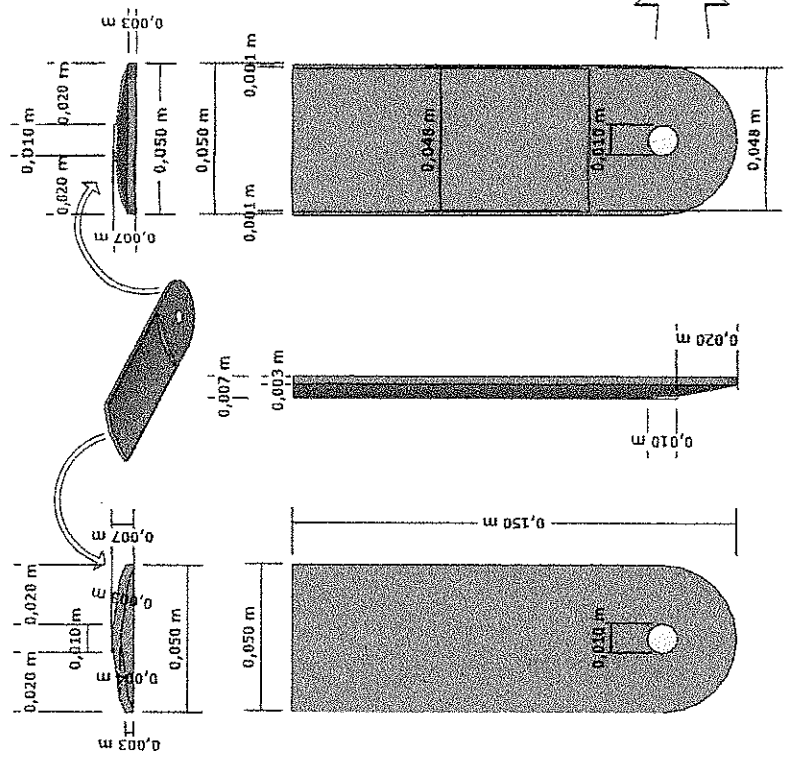
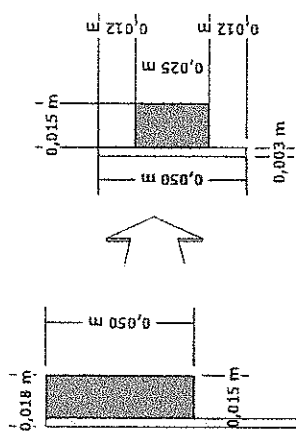
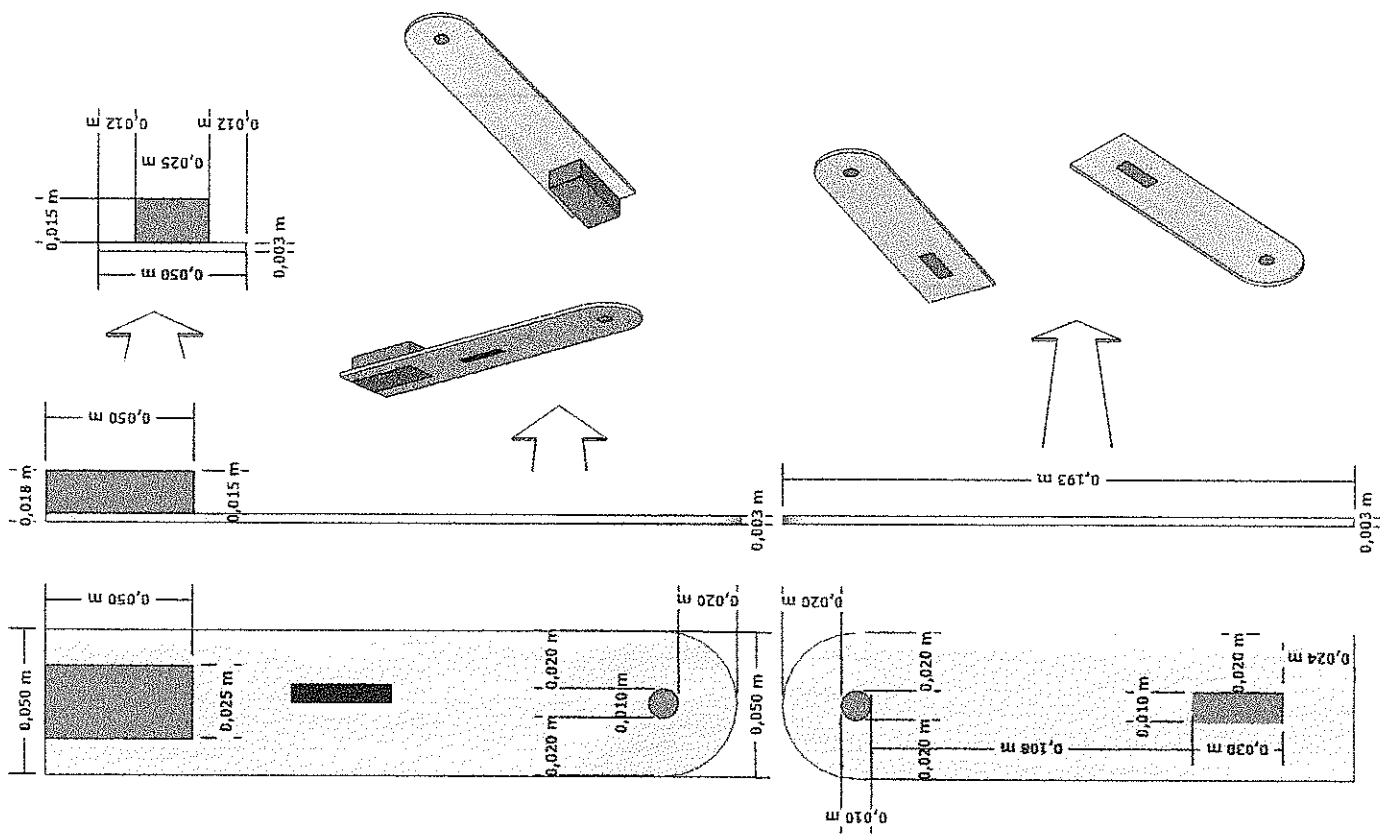
80	22	166	53	18	3,132075472
81	26	167	52	17	3,211538462
82	22	179	62	20	2,887096774
83	25	176	57	18	3,087719298
84	28	172	58	18	2,965517241
85	19	169	50	17	3,38
86	18	170	55	18	3,090909091
87	27	176	58	19	3,034482759
88	18	174	56	18	3,107142857
89	21	177	55	19	3,218181818
90	27	178	60	19	2,966666667
91	19	165	52	19	3,173076923
92	21	167	53	17	3,150943396
93	26	169	60	19	2,816666667
94	20	172	60	19	2,866666667
95	27	174	58	19	3
96	20	163	54	18	3,018518519
97	28	178	59	20	3,016949153
98	27	170	60	19	2,833333333
99	28	175	58	18	3,017241379
100	31	172	59	19	2,915254237
PROMEDIO	24,17	173,72	56,53	18,67	3,078427654

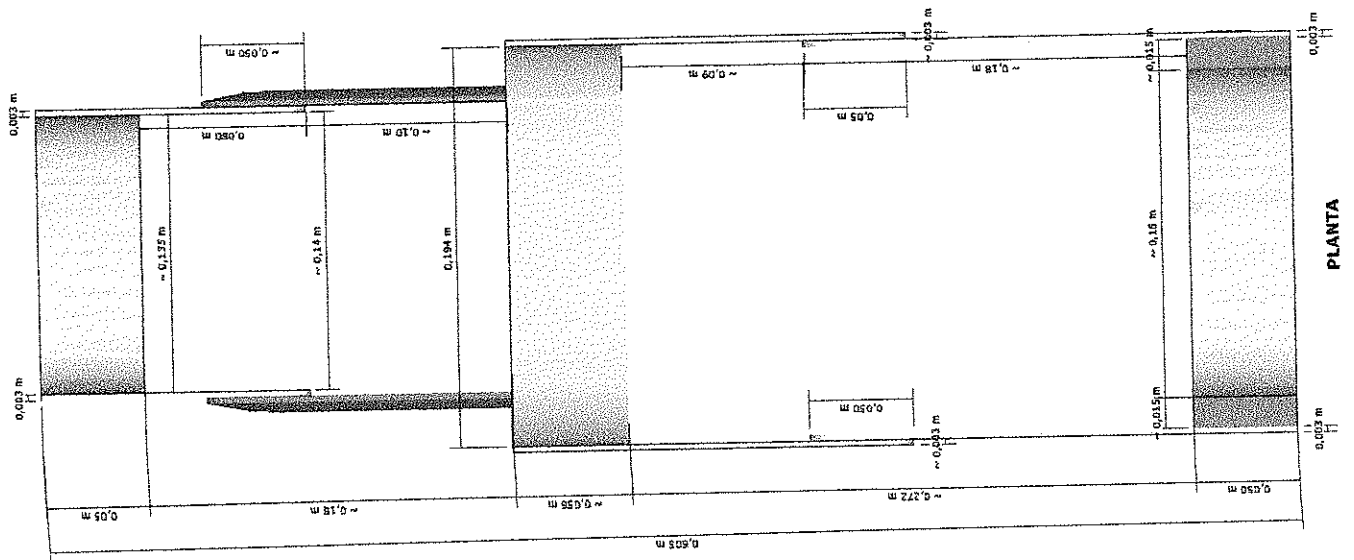
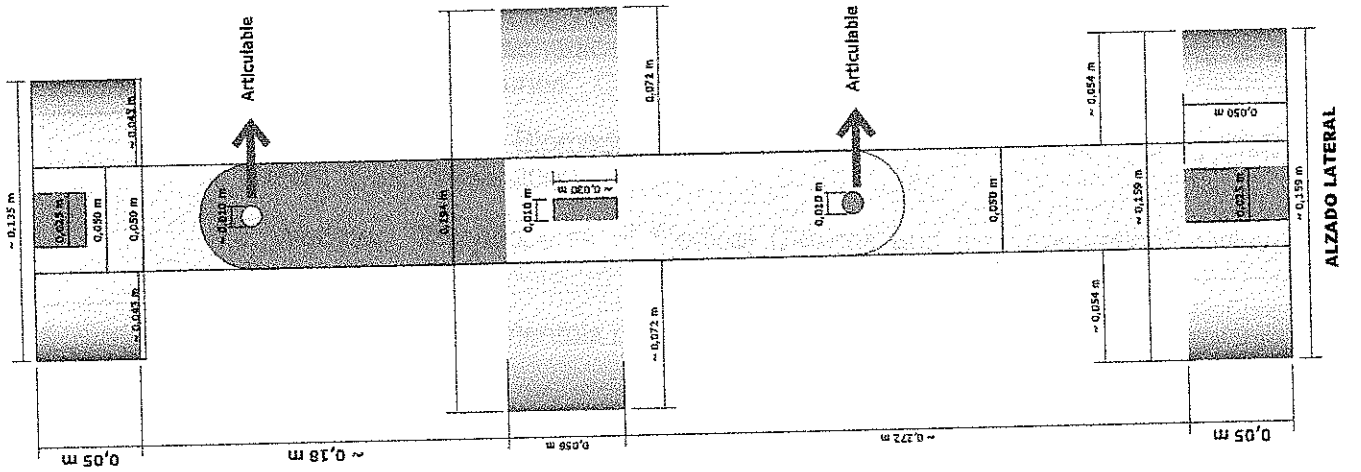
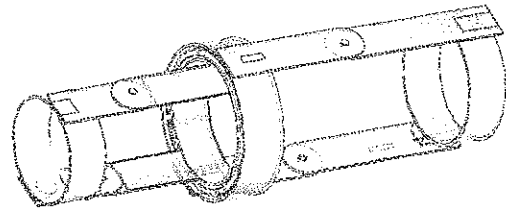
ANEXO 4: DISEÑOS MECÁNICOS DEL EXOESQUELETO

Los diseños fueron realizados en el software Sketchup® de google.

Para su realización se tuvieron en cuenta las medidas obtenidas en el estudio antropométrico, el tamaño de los circuitos diseñados en la parte electrónica y el estudio de anatomía y fisiología articular junto con las apreciaciones de los profesionales en rehabilitación que están prestando asesoría.







BIBLIOGRAFÍA

- Cooper, William David, Instrumentación electrónica moderna y técnicas de medición, Prentice Hall Hispanoamericana Ltda, México. 1991.
- Kapandji. Fisiología Articular, 6ª Ed. Edit. Médica Panamericana. S.A. Madrid, España. 2006.
- Blandine Calais-Germain. Anatomía para el movimiento. Tomo 1. Ed. Los libros de la Liebre de Marzo., S.L.. Barcelona España. 2002.
- K. Norton; T. Olds, "Anthropometrica", Southwood Press, 1996.
- F. Netter, "Atlas of Human Anatomy", ICON Learning Systems, 1999.
- M. Nordin; V. Frankel, "Biomecánica Básica del Sistema Músculo-Esquelético", McGraw-Hill, 2004.
- A. Freivalds, "Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling and Musculoskeletal Injuries", CRC Press, 2004.
- J. D. Bronzino, "The Biomedical Engineering Handbook", 3rd ed., vol. 1, CRC Press; IEEE Press, 2000.
- J. Webster, "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation", Wiley-Interscience, 2006
- D. Knudson, "Fundamentals of Biomechanics", Springer, 2007.