

ELECTROGONIÓMETRO INALÁMBRICO CON INTERFAZ A UN PC

DAYANA CUBILLOS MOGOLLON

EDWIN ARLEX TORRES STUAR



**UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
SECCIONAL CALI**

UNIVERSIDAD SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
INGENIERIA ELECTRONICA
SANTIAGO DE CALI
2013

ELECTROGONIÓMETRO INALÁMBRICO CON INTERFAZ A UN PC

DAYANA CUBILLOS MOGOLLON

EDWIN ARLEX TORRES STUAR

Proyecto de Grado

Director
Juan Carlos Cruz Ardila
MG. Electricista

UNIVERSIDAD SAN BUENAVENTURA
FACULTAD DE INGENIERÍAS
INGENIERIA ELECTRONICA
SANTIAGO DE CALI
2013

NOTA DE ACEPTACIÓN

Firma del Director

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali (22, 11, 2013)

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer primero a Dios por guiarnos durante el camino y no permitirnos desistir, a nuestros Padres por el apoyo incondicional brindado durante toda la carrera, sin ellos no hubiésemos podido culminar esta etapa de nuestras vidas; por otra parte agradecemos a nuestros familiares, amigos, allegados y más específicamente a nuestros Profesores, quienes nos formaron y brindaron las bases durante estos 5 años.

Agradecemos a nuestro Director el MG. Juan Carlos Cruz por su tiempo, asesoría y apoyo, también agradecemos especialmente al Ing. Carlos Porras por su colaboración y sus enseñanzas durante el proyecto; al Ing. Jonathan Duque por su ayuda en la elaboración de la interfaz del Electrogoniómetro; a la Fisioterapeuta Tatiana Pimentel por su disposición para pruebas y conceptos en la puesta en marcha del dispositivo.

A las personas que directa o indirectamente estuvieron involucradas, nuestros compañeros en los diferentes semestres, al grupo de Investigación LEA de la Universidad de San Buenaventura, quienes nos motivaron e incentivaron para representar a la universidad con nuestro proyecto en los Semilleros de Investigación.

Infinitas Gracias a Todos...

CONTENIDO

RESUMEN	14
INTRODUCCIÓN	15
ALCANCE DEL PROYECTO	15
1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	16
2. JUSTIFICACIÓN	18
3. OBJETIVOS	19
3.1 GENERAL	19
3.2 ESPECÍFICOS	19
4. MARCO DE REFERENCIA	20
4.1 ELECTROGONIÓMETROS RESISTIVOS	20
4.1.1 Electrogoniómetros a base de potenciómetros.	20
4.1.2 Electrogoniómetros Flexibles.	23
4.2 ELECTROGONIÓMETRO BASADO EN ACELERÓMETROS	29
5. MARCO TEÓRICO	34
5.1 BIOMECÁNICA	34
5.2 FUNCIÓN ARTICULAR	36
5.3 FACTORES QUE LIMITAN LA MOVILIDAD ARTICULAR	37
5.3 TÉCNICAS INSTRUMENTALES	38
5.3.1 Cronoscopios.	38
5.3.2 Dinamografía.	38
5.3.3 Ultrasonido.	38
5.3.4 Fotogrametría	39
5.3.5 Videogrametría.	40
5.3.6 Goniometría.	42
5.3.7 Acelerometría.	43
5.3.7.1 Acelerómetros de tipo industrial	43
5.3.7.2 Acelerómetros de medida en general.	44

5.4 CLASES DE ACELERÓMETROS	44
5.4.1 Acelerómetro Piezoeléctrico.	44
5.4.2 Acelerómetro Piezo-Resistivo.	45
5.4.3 Acelerómetro de Galgas Extensométricas.	45
5.4.4 Acelerómetro Capacitivo.	46
5.5 ACELERÓMETRO MMA7361L	47
5.5.1 Características Operacionales.	47
5.5.2 Características de Funcionamiento.	47
5.5.3 Principios de Funcionamiento.	48
5.6 MICROCONTROLADOR	50
5.6.1 Características del Micro-controlador.	50
5.7 BLUETOOTH	52
5.7.1 La Especificación Bluetooth.	52
5.7.2 Modulo Bluetooth KC21.	52
5.8 INTERFAZ DEL ELECTROGONIÓMETRO	54
5.8.1 Modelo Prescriptivo del proceso (modelo en cascada).	54
5.8.1.3 Análisis de los requisitos.	54
5.8.1.2 Ingeniería y Análisis del Sistema.	55
5.8.1.3 Análisis de los requisitos.	55
5.8.1.4 Diseño.	55
5.8.1.5 Codificación.	56
5.8.1.6 Pruebas.	56
5.8.1.7 Mantenimiento.	56
6 DESARROLLO	57
6.1 DESARROLLO DEL ELECTROGONIÓMETRO	57
6.1.1 Interpretación de Datos del Acelerómetro.	57
6.1.2 Diagramas de Flujo.	59
6.1.2.1 Diagrama de flujo principal.	59
6.1.2.2 Diagrama de flujo de calibración.	60
6.1.2.3 Diagrama de flujo de interrupción serial 1	60

6.1.2.4 Diagrama de flujo de timer 1.	60
6.1.2.5 Diagrama de flujo de interrupción externa.	60
6.2 ETAPA DE ALIMENTACIÓN	65
6.3 COMUNICACIÓN ELECTROGONIÓMETRO - INTERFAZ	66
6.4 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO	69
6.5 DESARROLLO DE INTERFAZ	69
6.5.1 Ingeniería y Análisis del Sistema.	69
6.5.2 Análisis de los Requisitos.	69
6.5.3 Diseño.	70
6.5.4 Codificación.	72
6.5.4.1 Pantalla principal	73
6.5.4.2 Pantalla de Paciente.	74
6.5.4.3 Pantalla de evaluación y/o Consulta.	75
6.5.4.4 Pantalla de medición rápida	76
6.5.4.5 Pantalla de configuración.	77
7. PRUEBAS Y VALIDACIÓN	78
7.1 PRUEBAS DE ELECTROGONIÓMETRO	78
7.2 PRUEBA EN SESIÓN DE FISIOTERAPIA	80
7.3 PRUEBA DE VALIDACIÓN VS UN GONIÓMETRO	83
8. RESULTADOS	87
9. CONCLUSIONES	90
9.1 FUTUROS DESARROLLOS Y RECOMENDACIONES	91
BIBLIOGRAFÍA	93
ANEXOS	99

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. COSTOS DEL DISPOSITIVO ELECTROGONIÓMETRO FLEXIBLE	25
TABLA 2. REFERENCIAS DE ELECTROGONIÓMETROS BIOMETRIC LTDA	26
TABLA 3. CARACTERÍSTICAS OPERACIONALES	47
TABLA 4. ENTIDADES Y ATRIBUTOS DEL ELECTROGONIÓMETRO	70
TABLA 5. COMPARACIÓN DE MEDICIONES ELECTROGONIÓMETRO VS. GONIÓMETRO	86

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. ELECTROGONIÓMETRO TELEMÉTRICO	21
FIGURA 2. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA	22
FIGURA 3. ELECTROGONIÓMETRO FLEXIBLE A BAJO COSTO	24
FIGURA 4. CIRCUITO EXTERNO DE CALIBRACIÓN	25
FIGURA 5. ELECTROGONIÓMETROS BIOMETRIC	26
FIGURA 6. SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS	27
FIGURA 7. DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE DATOS K800	27
FIGURA 8. DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE NORAXON	28
FIGURA 9. SOFTWARE NORAXON	28
FIGURA 10. DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA UNIDAD DE CONTEO	31
FIGURA 11. DEMODULADOR DE ANCHO DE PULSO Y COMUNICACIÓN SERIAL	31
FIGURA 12. DIAGRAMA BIOMECÁNICO	34
FIGURA 13. SEGMENTOS DEL SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO	35
FIGURA 14. PLANOS CORPORALES	36
FIGURA 15. RANGOS ARTICULARES, EN SU RANGO DE MOVIMIENTO NATURAL	37
FIGURA 16. DISTRIBUCIÓN DE LOS MARCADORES EN EL CUERPO	39
FIGURA 17. FOTOGRAFÍA CRONOCÍCLICA, ESTROBOSCÓPICA Y DE HUELLA LUMINOSA	40
FIGURA 18. ACCIÓN FILMADA CON UNA CÁMARA CINERADIOGRÁFICA	40
FIGURA 19. INTERFAZ DE VIDEOGRAMETRÍA	41
FIGURA 20. RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL DE UN LABORATORIO DE 6 CÁMARAS	42
FIGURA 21. ACELERÓMETRO PIEZOELÉCTRICO	45
FIGURA 22. ACELERÓMETRO PIEZO-RESISTIVO.	45
FIGURA 23. ACELERÓMETRO DE GALGAS EXTENSOMÉTRICAS	46
FIGURA 24. ACELERÓMETRO CAPACITIVO	46
FIGURA 25. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ACELERÓMETRO MMA7361L	48
FIGURA 26. ACELERÓMETRO SIN FUERZAS DE GRAVEDAD	48
FIGURA 27. ACELERACIÓN EJERCIDA SIN CAMPO GRAVITATORIO	49
FIGURA 28. ACELERÓMETRO SOMETIDO A LA FUERZA DE GRAVEDAD	49
FIGURA 29. INSIGNIA BLUETOOTH	52
FIGURA 30. MODULO KC-21	53
FIGURA 31. CICLO DE VIDA MODELO EN CASCADA CON RETROALIMENTACIÓN	55
FIGURA 32. DIAGRAMA DE CONEXIÓN DE LA TARJETA ACELERÓMETRO MMA7361L	57
FIGURA 33. BATERÍA DE LITIO DE 3.7 VOLTIOS	65
FIGURA 34. TARJETA PROTOTIPO DE CARGADOR USB	66
FIGURA 35. DIAGRAMA CONCEPTUAL ELECTROGONIÓMETRO - INTERFAZ	67
FIGURA 36. COMANDOS AT PARA CONFIGURACIÓN DE MÓDULO BLUETOOTH	68
FIGURA 37. CONFIRMACIÓN DEL MÓDULO BLUETOOTH DE LA CONFIGURACIÓN HECHA	68
FIGURA 38. DIAGRAMA DE BLOQUES ELECTROGONIÓMETRO	69

FIGURA 39. BASE DE DATOS DEL ELECTROGONIÓMETRO	71
FIGURA 40. MODELO DE PANTALLA QUE RECOPILA INFORMACIÓN DEL PACIENTE	72
FIGURA 41. MODELO DE PANTALLA DONDE SE TOMARÁ LA MEDICIÓN HECHA POR EL ELECTROGONIÓMETRO.	72
FIGURA 42. ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO INTERFAZ ELECTROGONIÓMETRO	73
FIGURA 43. PANTALLA PRINCIPAL	73
FIGURA 44. PANTALLA DE PACIENTE	74
FIGURA 45. PANTALLA DE EVALUACIÓN	76
FIGURA 46. PANTALLA DE MEDICIÓN RÁPIDA	77
FIGURA 47. PANTALLA DE CONFIGURACIÓN	77
FIGURA 48. NIVELES DE VOLTAJE PARA INCLINACIONES A 90°, 0° Y 180°	78
FIGURA 49. GRAFICA DE RESPUESTA DE ELECTROGONIÓMETRO VS TRANSPORTADOR	79
FIGURA 50. ERROR VS ÁNGULOS	80
FIGURA 51. SESIÓN DE EVALUACIÓN CON EL ELECTROGONIÓMETRO	81
FIGURA 52. DATOS PACIENTE PRUEBA SESIÓN FISIOTERAPIA	82
FIGURA 53. EVALUACIÓN CODO IZQUIERDO EN FLEXIÓN	82
FIGURA 54. EVALUACIÓN HOMBRO IZQUIERDO EN FLEXIÓN Y EXTENSIÓN	83
FIGURA 55. 1RA MEDICIÓN DE HOMBRO	84
FIGURA 56. 2DA. MEDICIÓN DE HOMBRO	84
FIGURA 57. 3RA. MEDICIÓN DE HOMBRO	84
FIGURA 58. 1RA MEDICIÓN DE CODO	85
FIGURA 59. 2DA. MEDICIÓN DE CODO	85
FIGURA 60. 3RA. MEDICIÓN DE CODO	85
FIGURA 61. ELECTROGONIÓMETRO TERMINADO	87
FIGURA 62. PANTALLA INICIAL DE LA INTERFAZ	88
FIGURA 63. CARPETA DE ARCHIVOS DE LA INTERFAZ DEL ELECTROGONIÓMETRO	88
FIGURA 64. CALIBRACIÓN ELECTROGONIÓMETRO	107
FIGURA 65. ICONO EJECUTABLE INTERFAZ	107
FIGURA 66. PANTALLA PRINCIPAL	108
FIGURA 67. PUERTO COM ELECTROGONIÓMETRO	108
FIGURA 68. CONFIGURACIÓN PUERTO COM	109
FIGURA 69. PANTALLA PACIENTE	110
FIGURA 70. PANTALLA EVALUACIÓN	111

DIAGRAMAS DE FLUJO

DIAGRAMA DE FLUJO 1. FLUJO PRINCIPAL	61
DIAGRAMA DE FLUJO 2. SUBROUTINA DE CALIBRACIÓN	62
DIAGRAMA DE FLUJO 3. INTERRUPCIÓN SERIAL	63
DIAGRAMA DE FLUJO 4. INTERRUPCIÓN DEL TIMER 1	63
DIAGRAMA DE FLUJO 5. INTERRUPCIÓN EXTERNA	64

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A. TABLA DE MEDICIÓN DE ARTICULACIONES DE ACUERDO A LA POSICIÓN CORPORAL.....	99
ANEXO B. COSTO DEL ELECTROGONIÓMETRO Y DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE DATOS BIOMETRICS....	100
ANEXO C. TABLA QUE RELACIONA LOS ÁNGULOS Y LOS CONTEOS DEL MICRO-CONTROLADOR.....	101
ANEXO D. MANUAL DE USUARIO	106
ANEXO E. COSTOS DISEÑO Y DESARROLLO PROTOTIPO ELECTROGONIÓMETRO.....	112
ANEXO F. CARTA VALIDACIÓN FISIOTERAPEUTA	113

GLOSARIO

Kinesiología: Técnicas terapéuticas que ayudan a una persona a recuperarse de una lesión motora.

Telemetría: Sistema de procesamiento utilizado para medir magnitudes física o químicas desde una posición distante, normalmente el medio de comunicación es inalámbrico.

Transductor: Dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada en otro tipo de energía a su salida.

Electrodos: Conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito.

Electroestimulador: Generador de corriente que produce impulsos eléctricos, es capaz de excitar los músculos o nervios.

ASIC: Se define como un circuito integrado de aplicación específica.

Piconet: Redes de comunicación inalámbrica conectadas entre sí utilizando la tecnología Bluetooth, admite como máximo 7 dispositivos conectados.

Comando AT: Los comandos AT son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje de comunicación entre el hombre y un Terminal Modem.

RESUMEN

El presente trabajo de grado, tuvo como objeto el diseño y desarrollo de un Electrogoniómetro inalámbrico con interfaz de usuario en un computador. Partiendo de que actualmente en el mercado hay compañías que tienen dispositivos similares pero a altos costos que imposibilitan la adquisición de los mismos por parte de los usuarios en este caso: Fisioterapeutas, Kinesiólogos, Fisiatras. Que también se ha intentado construir el dispositivo a bajo costo en su hardware, pero que la adquisición y visualización de sus datos está ligada a programas como Matlab y Labview, que requieren de licencias costosas. Para la ejecución del proyecto se siguió un orden que parte desde la fundamentación teórica donde se aborda el campo de lo relacionado con el análisis del movimiento del cuerpo humano y así pasar al diseño electrónico que tuvo en cuenta las técnicas instrumentales de medición, las opiniones de usuarios comunes de goniómetros análogos y las consideraciones de hardware y software que satisficieran lo propuesto para el dispositivo. El desarrollo hecho tuvo como resultado, un Electrogoniómetro Inalámbrico con un error de medición de $\pm 1^\circ$ sexagesimal, por otra parte, con una interfaz novedosa, fácil de usar, que agiliza la toma de la medida al terapeuta y permite guardar la información virtualmente de forma rápida y ordenada, validado por una fisioterapeuta con la que se realizaron sesiones de diagnóstico para la movilidad de articulaciones del cuerpo. Para concluir se tiene como gran resultado que el dispositivo cumple con lo originalmente planteado tanto en hardware como en software y se hacen una serie de recomendaciones para el mejoramiento del dispositivo a futuro.

INTRODUCCIÓN

La medición de la amplitud del movimiento angular y su desplazamiento usualmente es hecha por goniómetros análogos. Estos presentan ciertas desventajas en la toma de datos debido al posicionamiento, transcripción errónea del desplazamiento, lentitud en el momento de realizar el procedimiento y difícil acople del dispositivo en el aparato locomotor. Una solución a esta problemática es utilizar Electrogoniómetros, cuya tecnología ha crecido tecnológicamente desde los Electrogoniómetros resistivos a los basados en integrados tipo MEMS¹. Estos últimos, utilizan acelerómetros como sensores para detectar la posición angular en los diferentes planos corporales, por otra parte son utilizados para medir ritmo de marcha, frecuencia de zancada, velocidad de un desplazamiento articular, posición espacial, etc.

Actualmente algunas compañías se dedican a la fabricación de Electrogoniómetros, cuyo dispositivo se encuentra ligado a un sistema de adquisición y procesamiento de datos, limitando las posibilidades de adquirirlo por parte de un especialista por su elevado costo. La relevancia del trabajo consiste en desarrollar un Electrogoniómetro inalámbrico basado en acelerómetros, con un sistema de adquisición de datos a un bajo costo.

ALCANCE DEL PROYECTO

El diseño e implementación de este proyecto tiene las siguientes características:

- Interfaz gráfica en la cual se pueden visualizar los movimientos articulares del aparato locomotor, cuyos rangos van desde 0° a 180° sexagesimales.
- Base de datos en la cual se pueden almacenar los datos registrados de los movimientos articulares.
- Dispositivo con comunicación Bluetooth a PC, con un alcance máximo de 10 metros.
- Medición de los grados articulares en el plano sagital (Flexión y Extensión).

¹ MEMS: Sistemas Micro-electromecánicos

1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

En el área de Ortopedia y Fisioterapia existen diversas técnicas para medir el movimiento de una articulación, estas técnicas se concentran en 2 métodos, el autor (Suárez, (n.d.)), cita a (Mac Dougall y col., 2000), quien dice que en la actualidad se conocen dos métodos para la medición de las articulaciones, estos son los métodos indirectos y los directos. Para el análisis de las articulaciones, los métodos de observación o indirectos, resultan un poco ineficientes ya que los resultados de estos dejan incertidumbres en los alcances de una sesión (Suárez, (n.d.)).

Este tipo de técnicas relativamente tiene sus virtudes, las cuales se destacan por lo económicas, debido a que el empleo de los materiales se reduce a la utilización de papel y lápiz, para luego transcribir los datos a un PC (Nogareda Cuixart & Álvarez Valdivia, (n.d.), pág. 1). La principal desventaja del método observacional radica en la falta de precisión. Existe además un factor extra y es la posible transcripción errónea de los datos por parte del observador (Fisioterapeuta), y un retraso en la terapia del paciente. Los métodos basados en la observación requieren la atención especializada y continua de un analista, este método no logra alcanzar una alta eficiencia debido al tiempo destinado en la transcripción de datos, y al no poder visualizar correctamente el desempeño del paciente en el transcurso de toda la actividad física realizada en una sesión (Nogareda Cuixart & Álvarez Valdivia, (n.d.)).

Por otra parte los métodos directos utilizan la goniometría, la fotografía estática, Videogrametría y Radiografía. Estos métodos presentan, en comparación con los métodos indirectos, ventajas como son la precisión, y un gran contenido informativo, además permiten analizar las posturas con instrumentos que pueden ser utilizados de forma manual o automática, acoplándolos a equipos electrónicos (Nogareda Cuixart & Álvarez Valdivia, (n.d.)). *“El goniómetro, tanto manual como electrónico, se compone de dos brazos que tienen un eje de giro; los brazos se conocen como fijos y móviles...”* (Suárez, (n.d.), pág. 2). La goniometría manual presenta 2 problemas, el primero se debe a que el especialista tiene que realizar un continuo seguimiento para identificar el eje de movimiento en acciones que sean complejas y en un segundo lugar, resulta complicado que el Kinesiólogo posicione el goniómetro en la articulación y pueda mantenerlo durante toda la medición (Suárez, (n.d.)) quien cita a (Moore, 1949 y Harris, 1969).

“La goniometría electrónica utiliza también dos brazos unidos a un dispositivo que registra de manera automática la relación angular de los segmentos anatómicos evaluados. Es un instrumento de gran precisión y confiabilidad. Uno de sus grandes inconvenientes es su costo...” (Suárez, (n.d.)); por otra parte los goniómetros digitales a pesar que muestran en un display LCD los ángulos de movilidad del paciente, este no puede hacer un seguimiento de su progreso en la terapia, lo que genera incertidumbre en los logros alcanzados, es decir que el Fisioterapeuta se ve en la necesidad de transcribir datos pudiendo digitar valores erróneos, además tanto el paciente como el especialista no observarán de una manera directa el desempeño de la recuperación.

Los goniómetros digitales convencionales se caracterizan por ser alámbricos, esto puede llegar a crear incomodidades al paciente, ya que limita su movimiento y obliga al goniómetro a estar cerca del dispositivo donde almacena sus datos o a tener un cable largo para su conexión a un PC.

Por tanto, el problema a resolver se plantea desde el siguiente interrogante:

¿De qué manera construir un Electrogoniómetro Inalámbrico con conexión a un PC, para facilitar el trabajo de un Fisioterapeuta en pacientes que requieran medición de los desplazamientos angulares de las articulaciones del cuerpo?

2. JUSTIFICACIÓN

Al diseñar un Electrogoniómetro Inalámbrico, se contribuye tecnológicamente al proceso de seguimiento que un especialista puede realizarle a un paciente. Adicionalmente, se proporcionaría una mejora sustancial con respecto al sistema de medición análogo y los métodos observacionales; debido a la precisión y confiabilidad de las medidas realizadas, esto conlleva a que el fisioterapeuta no se vea en la necesidad u obligación de transcribir datos en el computador, y evitando los posibles errores de transcripción.

El Electrogoniómetro Inalámbrico también evita al especialista tener que preocuparse por cables y espacios en el momento de la terapia, da al paciente total libertad de moverse si así fuera necesario, el paciente no se verá en la necesidad de desconectar o reconectar cables ya que no los tiene, esto dará al proceso una ejecución más dinámica con la seguridad de que la información de la terapia seguirá siendo almacenada en el PC, de forma inalámbrica.

Este dispositivo le brindará la comodidad de poder llevar el control del paciente de una manera mucho más cómoda, ordenada y eficiente; almacenado la información en un PC y visualizando los avances alcanzados por parte del usuario; por otra parte, se le proporcionará la ventaja tanto al paciente como al especialista de conocer los progresos alcanzados de cada sesión, de manera que se le podrá destinar el tiempo necesario al paciente sin retrasos.

3. OBJETIVOS

3.1 GENERAL

Construir un Electrogoniómetro inalámbrico con interfaz a un PC, para facilitar el trabajo de un especialista en pacientes que requieran medición de los desplazamientos angulares de las articulaciones del cuerpo.

3.2 ESPECÍFICOS

Diseñar un Electrogoniómetro inalámbrico a bajo costo.

Seleccionar los materiales a utilizar; es decir, sensores, Micro-controlador, módulos de comunicación y componentes en general.

Diseñar una interfaz en un lenguaje de programación, para que el usuario pueda interactuar con el sistema.

Integrar el dispositivo con la interfaz diseñada en el PC.

Contrastar las mediciones hechas con el Electrogoniómetro inalámbrico y un goniómetro análogo.

Elaborar un artículo con los resultados obtenidos.

4. MARCO DE REFERENCIA

Un Electrogoniómetro es una versión electrónica de los goniómetros estándar utilizados para medir la amplitud de los desplazamientos angulares. Estos dispositivos se han hecho muy populares debido a los desarrollos tecnológicos que se les han implementado. El fácil procesamiento de datos, almacenamiento, portabilidad y tiempo de recolección de variables, lo hace ideal para aplicaciones en donde se realiza seguimiento de pacientes con discapacidad motora.

Estos dispositivos han sufrido modificaciones en cuanto a la toma de datos, el responsable de esto ha sido el sensor de medición. Actualmente se utilizan 2 tipos de Electrogoniómetros:

Electrogoniómetros cuya base es una resistencia (potenciómetros y resistencias flexibles) y Electrogoniómetros a base de acelerómetros.

4.1 ELECTROGONIÓMETROS RESISTIVOS

4.1.1 Electrogoniómetros a base de potenciómetros. En la Universidad Nacional de Entre Ríos (U.N.E.R), estudiantes de la facultad de bioingeniería diseñaron un Electrogoniómetro basado en un potenciómetro. El fin de este equipo es adquirir los datos angulares de las articulaciones del miembro inferior (Rodilla, Tobillo) de forma telemétrica. Un grupo interdisciplinario de kinesiólogos, fisiatras, médicos deportólogos, bio-ingenieros, entrenadores y especialistas, trabajaron e hicieron sus aportes en el desarrollo del dispositivo (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos, 2001). Se realizaron técnicas de validación comparando los registros obtenidos con mediciones manuales, que permiten estimar la precisión del dispositivo, cabe decir que los movimientos solo se realizaron en el plano sagital; de forma paralela se realizaron mediciones comparativas de la rotación de la pelvis utilizando un Electrogoniómetro y realizando análisis en 3-D por medio de Videogrametría (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos, 2001).

La necesidad de sensar los movimientos angulares del miembro inferior en pacientes con discapacidad motora, en donde:

“... la movilidad, estabilidad y apoyo son factores fundamentales en el patrón normal de marcha, han llevado a desarrollar prototipos y dispositivos de

adquisición de datos de los movimientos angulares de las articulaciones del cuerpo...” (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos, 2001, pág. 1).

Es así como, en los goniómetros resistivos, la selección del sensor constituye una etapa fundamental en el desarrollo del proyecto, de él depende la fiabilidad de la toma de medidas. El transductor es un potenciómetro lineal con un contacto móvil deslizable que permite convertir el giro de la articulación en un giro del cursor, obteniendo así una señal eléctrica proporcional al desplazamiento. La etapa mecánica consta de un potenciómetro unido a dos brazos articulados entre sí construidos en aluminio, estos van fijados en el muslo y la pierna respectivamente (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos, 2001). En el tobillo se posiciona un potenciómetro unido por medio de engranajes, estos permiten la rotación de la articulación respecto a su propio eje, con muy baja fricción. En la Figura 1, se puede observar el diseño final del Electrogoniómetro (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos).

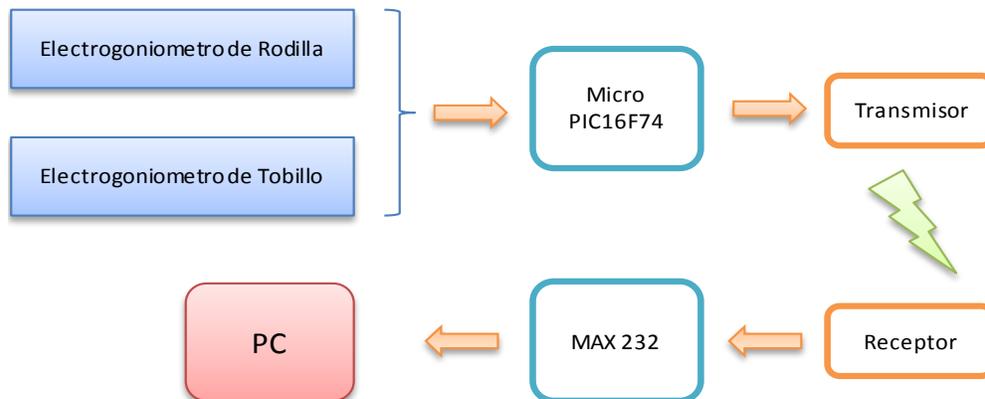
Un Micro-controlador PIC 16C74A, es el encargado de la lectura de la señal eléctrica entregado por el transductor, es digitalizada y muestreado 128 veces por segundo, de tal forma que pueda ser promediada y enviada a través de un módulo RF TX2-433 y recibido por el RX2-433, conectado a un convertidor RS232 que sirve de interfaz para la comunicación al PC, los datos son almacenados y graficados en Visual Basic, ver Figura 2, ilustración del diagrama de bloques (Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos).

Figura 1. Electrogoniómetro Telemétrico



(Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos)

Figura 2.Diagrama de bloques del sistema



(Braidot, Giménez, Kipen, & Ramos)

Por otra parte, (López Beltrán, 2004) realiza un estudio en pacientes con lesiones motoras, cuya capacidad del movimiento de las extremidades ha sido considerablemente mermada. Con base en esta problemática se desarrolla un sistema de rehabilitación que a su vez se utiliza como elemento de interacción con el paciente, indicando el grado de participación/progreso durante el proceso de recuperación motora. Para explicar el sistema de rehabilitación el autor se basa en la articulación del codo; este permite flexión y extensión, que conjuntamente está acompañada de una ligera rotación.

“...El funcionamiento del sistema de rehabilitación se centra en el movimiento de giro, examinando únicamente el rango de flexión. Este movimiento se restringe en un solo eje transversal, de tal forma que al codo se le asocia un grado de libertad...” (López Beltrán, 2004, pág. 4).

De esta manera, una vez colocado el Electrogoniómetro en la articulación para determinar el ángulo de giro, y posicionados los electrodos en el músculo flexor, el paciente posiciona el brazo sobre un soporte o mesa, donde el codo se encuentra semiflexionado, de tal manera que adopte una postura cómoda, Luego se realiza un movimiento en el brazo, así de esta manera:

“...el Electrogoniómetro registra el ángulo alcanzado por el codo. Teniendo en cuenta este movimiento voluntario, se marca un primer ángulo (umbral) en el dispositivo. Si el ángulo es alcanzado, el Electrogoniómetro servirá de interruptor para activar o encender un Electroestimulador. Al estar activo se continúa de manera externa la contracción de los músculos flexores. Se precisa que dicha contracción sea lo más parecido posible a una contracción voluntaria. El paciente

observa en todo momento el movimiento, el cual se ha prolongado con la ayuda del Electroestimulador, de tal manera que se aumente ligeramente el rango que el paciente puede alcanzar de manera voluntaria. Esto se consigue marcando un segundo ángulo umbral en el Electrogoniómetro que, una vez alcanzado, apagará el Electroestimulador. El hecho de que el paciente sea consciente de un parámetro de su cuerpo e intente modificarlo, constituye un comportamiento totalmente análogo a lo que tradicionalmente se conoce como biofeedback.” (López Beltrán, 2004, pág. 4)

Así que, la construcción de este dispositivo se basa en dos regletas de aluminio con una longitud de 15cm; el transductor es posicionado en el eje de rotación. Éste, al mínimo desplazamiento de la articulación entrega una señal proporcional al ángulo de giro. Adicionalmente el diseño consta de un Electroestimulador. El objetivo principal del sistema consiste en proporcionar una señal de “on” y “off” para controlar el encendido y apagado del Electroestimulador, estas señales de “on” y “off”, vienen de los dos umbrales de detección asignados por el terapeuta en la sesión.

Finalmente, los Electrogoniómetros a base de potenciómetros no han logrado consolidarse comercialmente debido a sus desventajas en cuanto al tamaño, restricción del movimiento del paciente, precisión del instrumento al momento de seguir cualquier cambio en el eje de la articulación y desgaste del transductor por los movimientos realizados (Mangiapelo, 2008).

4.1.2 Electrogoniómetros Flexibles. Los inconvenientes en la medición de los Electrogoniómetros a base de potenciómetros, dieron lugar a los Electrogoniómetros flexibles, estos son populares comercialmente pero se encuentran ligados a un sistema de adquisición de datos. El principal motivo por el cual no han logrado consolidarse, es por su elevado precio comparado con el de goniómetros Universales (Anexo B).

Esta causa fue la base para la construcción de un Electrogoniómetro a bajo costo hecho en la Universidad de California (Po T Wang, 2011). El estudio llamado: “*A durable, low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories*” presenta una guía detallada para diseñar paso a paso un Electrogoniómetro que pueda ser utilizado en Kinesiología y Rehabilitación de Terapia Física. La base de este Electrogoniómetro es un sensor de flexibilidad, el principio de funcionamiento de este es el cambio de resistencia según la dirección de la elongación. Es importante recalcar que este principio es el utilizado por las grandes compañías que fabrican Electrogoniómetros como lo pueden ser Biometrics Ltda y Noraxon.

En la Figura 3, se observa la construcción del Electrogoniómetro desde su estado inicial en A, donde solo es un sensor de flexión unidireccional, hasta (H) donde se posicionan los conectores para realizar la adquisición de datos. En (B y C), a sus extremos se soldan Pin Hearts macho para facilitar la conexión al sensor por sus delgados alambres, en el siguiente paso ubican sobre la superficie un recubrimiento plástico para evitar el contacto con la piel (E y F), por último se encuentra soldado un conector hembra (H) para extraer la información de las deformaciones en la resistencia.

Es así como, el sensor es conectado a un circuito externo equivalente a un divisor de voltaje que al mínimo cambio en su resistencia, realiza una variación de voltaje que es leído por un ADC². En la Figura 4, se ilustra la conexión al circuito. Las salidas son conectadas a un dispositivo MP150 (Biopac Systems, Goleta, CA). El sensor es calibrado para así tener una adecuada variación de voltaje con respecto al ángulo medido. Para la visualización y análisis de datos es utilizado MATLAB³. En las pruebas del dispositivo el autor utiliza una muestra de 20 sujetos saludables entre hombres y mujeres, mide flexión, extensión de dedo índice, muñeca y codo, en cada uno de los pacientes, luego los datos son visualizados en la interfaz gráfica realizada en MATLAB.

Los resultados en las mediciones fueron satisfactorios debido a que el rendimiento del dispositivo es similar al de un Electrogoniómetro comercial. El costo de este dispositivo se puede ver en la Tabla 1, donde las unidades se representan en dólares.

Figura 3. Electrogoniómetro flexible a bajo costo

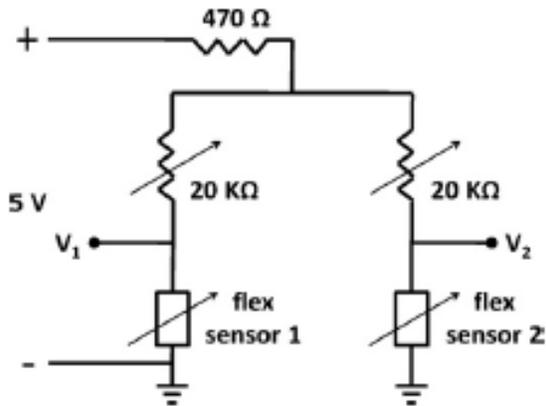


(Po T Wang)

² ADC: Conversor Análogo a Digital

³ MATLAB: Herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo, con un lenguaje de programación propio.

Figura 4. Circuito externo de calibración



(Po T Wang)

Tabla 1. Costos del dispositivo Electrogoniómetro Flexible

Item	Unit cost	Units	Total
Flex sensors	12	2	24
SPDIF cable	3	1	3
Male headers	1	1	1
Soldering material	8	1	8
Wiring	5	1	5
Potentiometers	4	2	8
Breadboard	8	1	8
Heat-shrink tubing	2	1	2
PET sleeving	8	1	8
Double sided tape	3	1	3
Adhesive	3	1	3
Grand total			73

(Po T Wang)

Actualmente hay compañías que se dedican a la construcción de estos dispositivos, entre estas se encuentra Biometric Ltda, dedicada a la implementación de sensores para análisis de movimiento, fabricación de Electrogoniómetros flexibles, con toda una línea de sensores y dispositivos de adquisición que leen, los desplazamientos articulares en los diferentes planos corporales (Tabla 2 y Figura 5. Electrogoniómetros Biometric).

Tabla 2. Referencias de Electrogoniómetros Biometric Ltda

JOINT	SENSOR	MEASURED OUTPUT
wrist	SG65	flexion/extension, radial/ulnar deviation
wrist (large)	SG75	flexion/extension, radial/ulnar deviation
forearm	Q150	pronation/supination
elbow	SG110	flexion/extension
ankle	SG110 or SG110A	dorsiflexion/plantarflexion, inversion/eversion
knee	SG150	flexion/extension, valgus/varus
hip	SG150	flexion/extension, abduction/adduction
back	SG150B	flexion/extension, lateral flexion
neck	SG110	flexion/extension, lateral flexion
neck	Q110	axial rotation
finger DIP, PIP, MCP	F35	flexion/extension

(Biometrics Ltda)

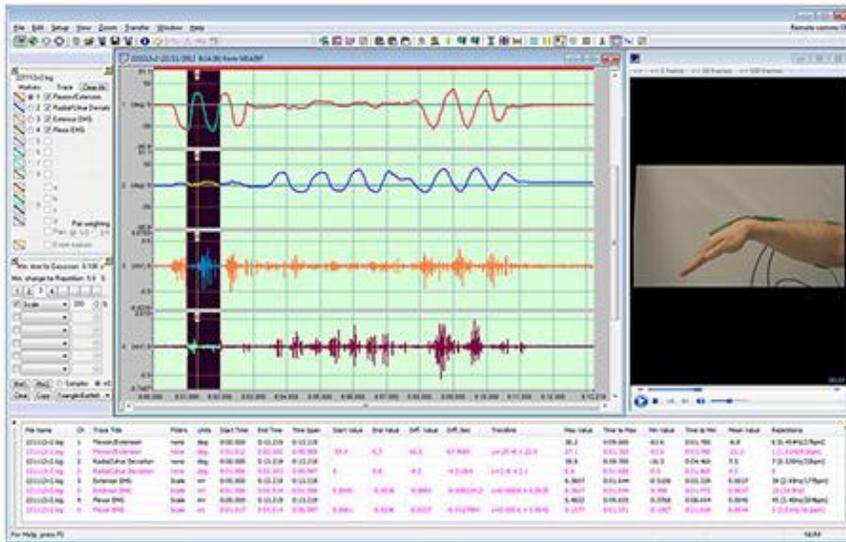
Figura 5. Electrogoniómetros Biometric



(Biometrics Ltda)

Biometrics desarrolla Electrogoniómetros muy confiables y prácticos. Estéticamente están muy bien elaborados, adicionalmente traen un avanzado software de análisis llamado DataLINK y DataLOG, donde se visualiza la información adquirida por el sistema. (Ver Figura 6 y Figura 7).

Figura 6. Software de Adquisición de datos



(Biometrics Ltda)

Figura 7. Dispositivo de adquisición de Datos k800



(Biometrics Ltda)

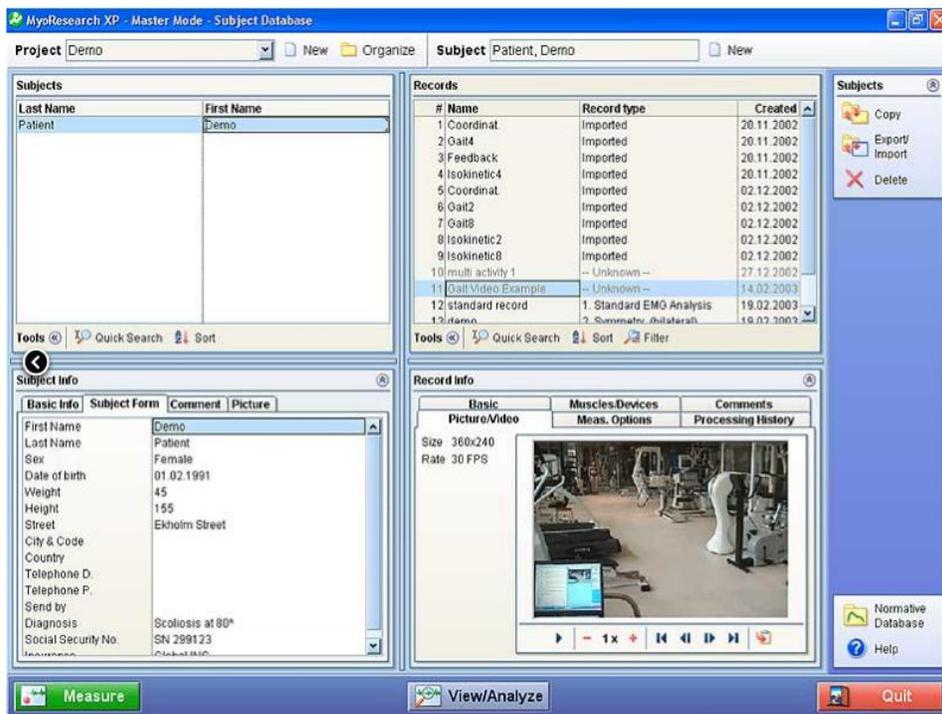
Por otra parte Noraxon es una de las compañías dedicada a la fabricación de Electrogoniómetros con excelente precisión, avanzados software de visualización y sistemas de adquisición, a comparación de Biometrics no posee de una gran variedad de dispositivos, pero es una gran competencia debido a la confiabilidad de los dispositivos. En la Figura 8 es posible observar un sistema de adquisición de datos y en la Figura 9 el software de esta compañía.

Figura 8. Dispositivo de adquisición de Noraxon



(Noraxon)

Figura 9. Software Noraxon



(Noraxon)

4.2 ELECTROGONIÓMETRO BASADO EN ACELERÓMETROS

La selección de otro dispositivo cuya confiabilidad, robustez y tamaño brinde el mejor desempeño en una sesión y adicionalmente que tenga la libertad de realizar desplazamiento sin problema, ha llevado al desarrollo de nuevas tecnologías, en donde se consideran los acelerómetros como una herramienta ideal para la toma de datos angulares del aparato locomotor.

De tal forma, que en la actualidad la herramienta más utilizada para la toma de medidas angulares, es la adquisición de datos por medio de Acelerometría. Este sensor genera información detallada de los movimientos realizados tales como aceleraciones, posición y velocidad. Una de las ventajas de utilizar el acelerómetro como sensor es su tamaño, porque no presenta dificultades en la movilidad de la articulación.

En la universidad Autónoma Metropolitana (Rodríguez Villavicencio, (N.D)), se propuso diseñar un sistema de adquisición por acelerometría, con las siguientes características:

Debe ser ligero, no debe afectar la marcha natural de la persona, los errores de las medidas deben ser como mínimo de ± 0.1 grado, bajo consumo, la medida debe ser triaxial. De esta manera, el equipo se constituye por dos acelerómetros de 2 ejes (X-Y) con salida de voltaje, acoplados de tal forma que realicen medidas en los 3 ejes corporales.

La adquisición de datos del sistema, es realizada por un Micro-controlador PIC que recibe 9 señales de los acelerómetros; estos se encuentran posicionados en la vértebra sacra, rodilla y pie. Para una adecuada lectura de los movimientos se realiza una etapa de amplificación de voltaje acoplándola a los 3 esclavos. La información viaja a través de un bus de datos con el protocolo I²C que permite interconectar al maestro con un gran número de esclavos a través de dos líneas de comunicación. El sistema de almacenamiento es una memoria Compact Flash unida al módulo de control (Maestro), en cuyas posiciones de memoria se guarda la información leída por los esclavos (Rodríguez Villavicencio, (N.D)).

Por otro lado (Pérez Maldonado, 2003), quien dice que “...la *acelerometría dinámica*, es una fuente ideal de información del movimiento, ya que está basada en el uso de sensores capacitivos integrados tipo MEMS que detectan simultáneamente la aceleración y la posición espacial de las articulaciones”. Estos

sensores generan señales PWM⁴ acordes a la posición espacial en cada uno de sus planos. El trabajo consta, del diseño y desarrollo de un equipo en VHDL⁵, que realiza la lectura de las señales entregadas por el acelerómetro. La unidad de procesamiento en cada uno de sus canales debe contar con un demodulador independiente que se acople a un transmisor y envía los datos a un PC.

El proyecto consta de una unidad de procesamiento y demoduladores diseñados en una FPGA⁶, este sistema cuenta con una unidad de transmisión asíncrona por la cual son enviados los datos de manera digital a un PC, el aporte realizado, es sustituir todo un sistema de adquisición de datos por solo un circuito integrado FPGA, que contiene todos los recursos para extraer la información proporcionada por un acelerómetro (Pérez Maldonado, 2003).

Los demoduladores digitales, realizan muestreos a una frecuencia 56 veces mayor a la frecuencia del acelerómetro, debido a que la modulación de ancho de pulso del acelerómetro es constante. El desarrollo de la unidad en VHDL cuenta con un módulo de cálculo, 3 registros de captura de datos y un contador de carrera libre; la señal de reloj de toda unidad es la salida del acelerómetro.

“El CCL⁷ mantiene la cuenta actual en las señales de entrada de datos de dos registros de captura (Registros inicio y fin). Cuando hay un flanco de subida en la señal digital del acelerómetro, el registro inicio almacena la cuenta actual del CCL. Cuando hay un flanco de bajada en la misma señal, el registro fin almacena la cuenta actual del CCL, mientras que el registro auxiliar guarda el valor contenido en el registro inicio. El valor contenido en el registro de inicio, corresponde al periodo de la señal digital. El valor contenido en el registro auxiliar corresponde al número de pulsos alcanzados en el momento que la fase activa de la señal digital inicia. El valor contenido en el registro fin corresponde al número de pulsos alcanzados en el momento que la fase activa de la señal digital termina” (Pérez Maldonado, 2003, pág. 6).

El módulo de cálculo extrae de los registros los valores almacenados, con base en estos determina el tiempo en alto y bajo de la señal, se puede observar el diagrama en la Figura 10. El procesamiento de datos lo realiza cada flanco de subida de la señal del acelerómetro luego es enviado al módulo de comunicación serial, recibe el conteo de la señal activa y el periodo de la señal, almacena los datos en un registro de corrimiento y en cada estado de la señal en bajo envía las

⁴ PWM: Modulador de ancho de pulso, (pulse-width modulation).

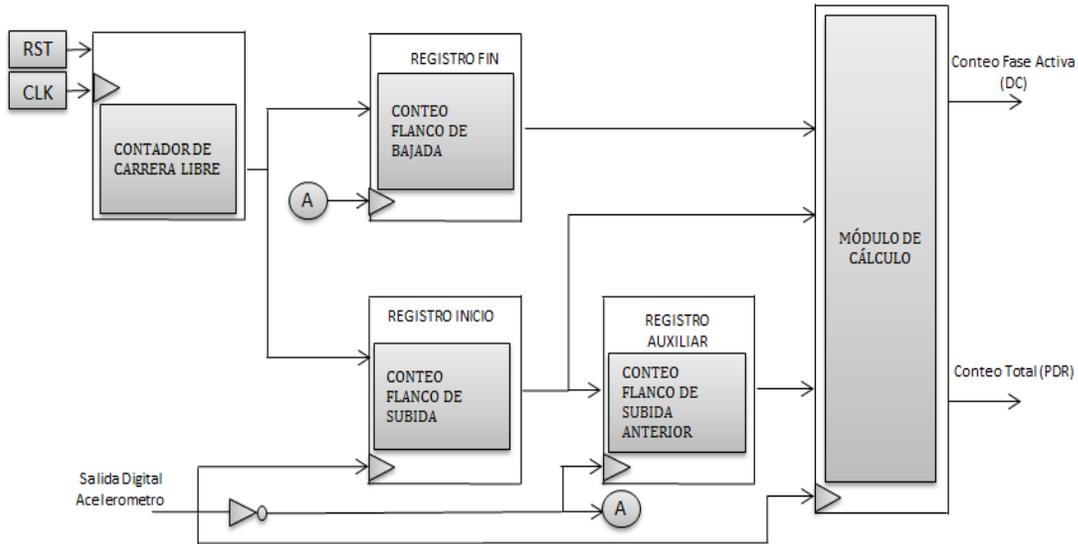
⁵ VHDL: Lenguaje de descripción de Hardware.

⁶ FPGA: Dispositivo semiconductor que posee bloques interconectados para que puedan ser programados.

⁷ CCL: Contador de Carrera Libre.

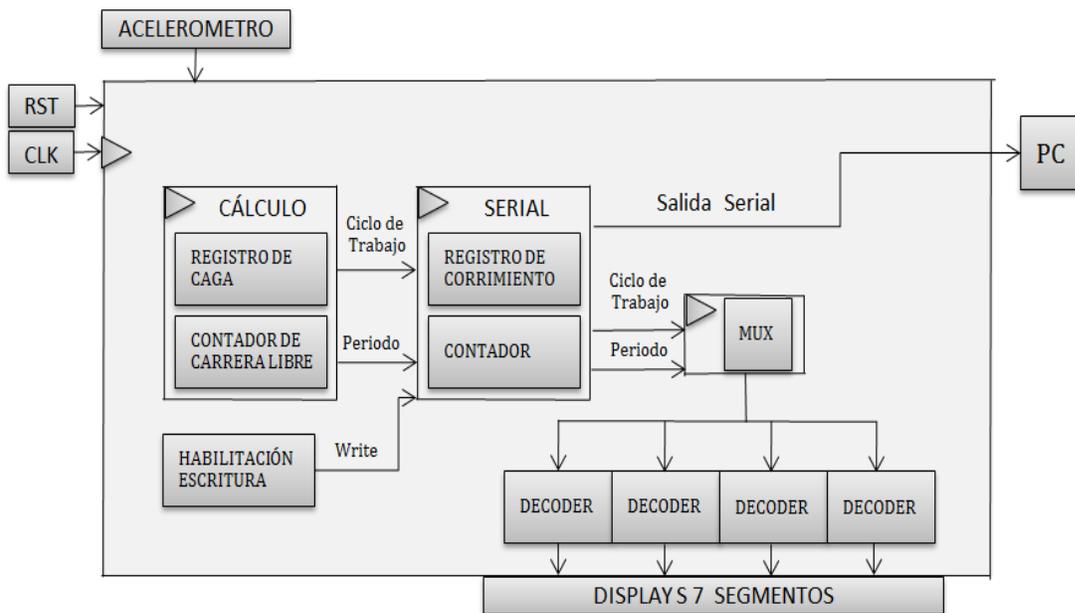
tramas a un PC, se puede observar la unidad de procesamiento completa en la Figura 11.

Figura 10. Diagrama de bloques de la unidad de conteo



(Pérez Maldonado, 2003, pág. 7)

Figura 11. Demodulador de ancho de pulso y comunicación serial



(Pérez Maldonado, 2003, pág. 10)

Tiempo después, en la Universidad pública de Navarra Pamplona, Centro de estudios, Investigación y Medicina del Deporte y junto con el Hospital de Navarra, (Izquierdo, Larrión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, 2008), realizaron un estudio en la población de adultos mayores, con la finalidad de desarrollar un test que sea capaz de predecir la fragilidad y discapacidad motora por medio de acelerometría.

“...Una proporción sustancial de adultos mayores (entre el 6% y el 25%) sufre diferentes síntomas del síndrome de fragilidad. A pesar de la complejidad del término fragilidad y de las imprecisiones en cuanto a su definición, existe un consenso sobre sus síntomas y signos. Las personas que poseen este síndrome presentan pérdidas de fuerza muscular, fatiga, disminución de la actividad física, con un aumento del riesgo de padecer anorexia o pérdida de peso, delirium, hospitalización, declive funcional, deterioro cognitivo, mortalidad, caídas e inestabilidad...” (Izquierdo, Larrión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, 2008, pág. 159)

Así pues, se le da un enfoque al proyecto en la monitorización de los movimientos, es decir, caídas, estudios de marcha como examen clínico, valoración de nivel de autonomía, frecuencia de zancada y riesgo de caída de una persona.

“la marcha humana se puede estudiar a través de diversos parámetros que proporcionan diferentes valoraciones, las medidas pueden realizarse posicionando acelerómetros en la cintura, muslo o talón, de manera que, se reciben parámetros como tiempo de paso, de ciclo y simetría de zancada” (Izquierdo, Larrión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, 2008, pág. 159).

Por otro lado, las personas predispuestas a sufrir caídas tienen una frecuencia en el tiempo de zancada, apoyo y balanceo diferentes, cosa que no tiene una persona con un ciclo normal de marcha.

“...El uso de la acelerometría se ha propuesto como un método muy adecuado para la detección de caídas en sujetos autónomos e independientes, pero hay pocos trabajos realizados respecto este...” (Izquierdo, Larrión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, pág. 167).

De manera que, para la detección de una caída, hay un cambio de orientación de la posición en el acelerómetro y este genera un pico de aceleración negativa debido al impacto, estos datos son procesados por un sistema inteligente *“en el que se le hayan incorporado algoritmos de reconocimiento de caída”*. Para la monitorización del ciclo de marcha se puede ubicar un acelerómetro triaxial en la cintura, el cual puede censar ciclo de marcha, levantarse, sentarse, nivel de

actividad física, medida de equilibrio, etc. (Izquierdo, Larrión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, 2008).

Actualmente, una de las herramientas más utilizadas para la medición del movimiento articular es el acelerómetro, se puede decir, que para mayor exactitud se utiliza conjunto con un giróscopo, así se obtiene gran precisión y fiabilidad en las medidas, inclusive estas técnicas han sido fuente de investigación en otras áreas de la medicina. En la universidad Autónoma Metropolitana (Barrios Barrios, 2010), se diseñó un localizador espacial para cirugía, esto se debe a la problemática del posicionamiento de instrumentos quirúrgicos en operaciones realizadas a pacientes, de manera que:

“...Se creó la cirugía estereotáctica que se refiere a aquellos procedimientos quirúrgicos en los que es necesaria la ubicación de coordenadas espaciales respecto al paciente dentro de un marco de referencia. También existen herramientas de cirugía asistida que permiten al médico planear rutas de acceso y puntos de incisión antes de que el paciente entre a la sala de operaciones. En general estas herramientas combinan técnicas de imagenología médica anatómica y funcional para revelar la presencia de la patología que el cirujano decide intervenir, pero surge el problema de conocer la posición espacial de la lesión durante el procedimiento quirúrgico...” (Barrios Barrios, 2010, pág. 8)

Para realizar la lectura de posición en el espacio, el autor se basa en los procedimientos físicos, y parte de que la posición es la segunda integración de la aceleración. Teniendo en cuenta esta analogía física, donde P es la posición, A es la aceleración del apuntador en la navegación y T es el tiempo, se deduce que se pueden utilizar los acelerómetros para medir los movimientos espaciales en los tres ejes del instrumento quirúrgico. La herramienta de desarrollo utilizada es un ZSTAR3, la cual contiene un acelerómetro y transmisor incorporado, que a su vez se comunica con un receptor a memoria USB.

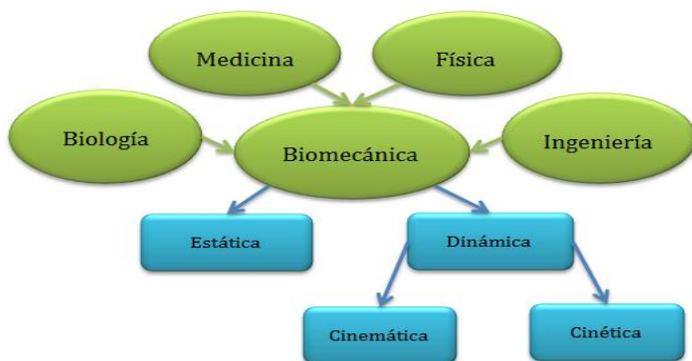
Conociendo la agitación del movimiento aleatorio del acelerómetro, el autor diseña un filtro pasa baja de orden 20, a una frecuencia de corte de 10Hz para reducir el espectro de frecuencia al ancho de banda de trabajo y evitar adhesión de ruidos, luego realiza un filtro doble integrador para así obtener la estimación de la trayectoria, la distancia recorrida y la ubicación en el espacio del instrumento (Barrios Barrios, 2010).

5. MARCO TEÓRICO

5.1 BIOMECÁNICA

El análisis cuantitativo del movimiento humano hace parte de la biomecánica, (Figura 12). La biomecánica es el estudio de sistemas biológicos, visto desde el punto de la mecánica (Bronner, 2004) quien Citó a (Hall, 1999; Schombert, 2003).

Figura 12. Diagrama Biomecánico



(Bronner, 2004)

Las contribuciones de la biomecánica en el área de las ciencias de la actividad física y deportiva conllevaron al desarrollo de herramientas, técnicas instrumentales y metodologías de análisis de los movimientos y articulaciones del cuerpo, en la mayoría de los casos estas herramientas están limitadas por la variable biomecánica a medir, es decir la toma de datos de una sola variable ya sea esta posición, aceleración, velocidad, etc. (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2007).

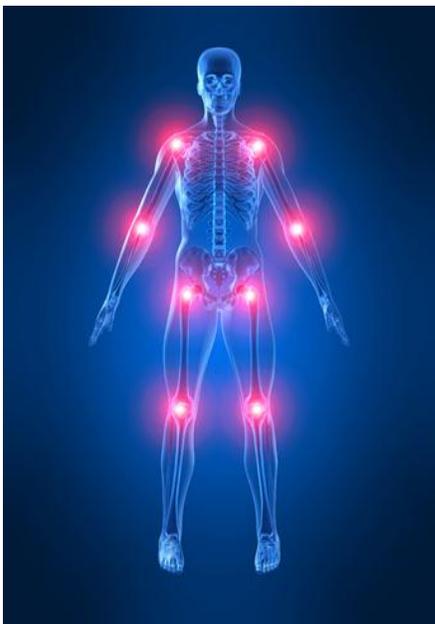
Según (Zurdo J & Calvo R), un especialista frente a una limitación funcional, debe realizar una evaluación que le permita diagnosticar y establecer un tratamiento más preciso, brindando información de la evolución en cada sesión, *"...la evaluación de esta limitación se consigue a través de la historia clínica, la exploración y las pruebas complementarias..."* (Zurdo J & Calvo R, pág. 219). La discapacidad o el daño corporal relacionado con la movilidad, se pueden valorar con distintas técnicas de registro, que además de tener mayor fiabilidad que la observación o medición con instrumentos manuales, ahorra tiempo al profesional y genera un informe de los mismos.

Un patrón de marcha humana se describe mediante parámetros espacio-temporales, que obtienen una descripción más detallada del ciclo de marcha al utilizar información cinemática y en mayor medida si el estudio se completa con información cinética.

“Con los estudios cinemáticos, es posible registrar las variaciones angulares de las articulaciones del cuerpo, así como la inclinación, torsión y oscilación de los segmentos corporales. Por su parte, los estudios cinéticos se enfocan principalmente en reportar las fuerzas de reacción del suelo y los momentos y potencias presentes en las articulaciones” (Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno, 2008).

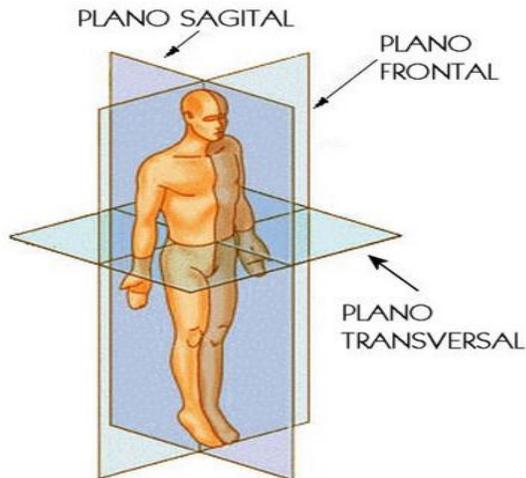
Dice (Bronner), *“en la biomecánica, el sistema musculoesquelético humano es visto como una serie de segmentos vinculados que se definen como cuerpos rígidos...”*, (Figura 13). La biomecánica utiliza un sistema de referencia que divide el espacio en tres ejes. Cada segmento tiene sus grados de libertad que pueden describir la ubicación y orientación. *“En otras palabras, podemos hablar de movimiento con respecto a un marco de referencia global, que incluye mover hacia delante o hacia atrás en el plano sagital, de lado a lado en el plano frontal, o hacia dentro o hacia fuera en el plano transversal”* (Bronner, 2004), (Figura 14).

Figura 13. Segmentos del sistema Musculo-esquelético



(Humble & ramjeetkaur, 2011)

Figura 14. Planos Corporales



(Bronner, 2004)

Para realizar mediciones de movimientos articulares, se puede utilizar desde papel calcante hasta complejos sistemas de análisis de movimiento. El instrumento de medida utilizado por el examinador depende del propósito de la medición, del movimiento que se quiere evaluar, de la precisión del instrumento, disponibilidad, costo, facilidad de uso y tamaño (Cynthia C Norkin, 2006, pág. 21).

5.2 FUNCIÓN ARTICULAR

El esqueleto de los vertebrados está constituido por piezas óseas resistentes, que se unen articuladas entre sí. Esta unión de dos o más huesos se denomina articulación. La articulación es el punto de apoyo sobre el que se mueven los huesos bajo la acción de los músculos. La función articular está íntimamente relacionada con la orientación y formas de las superficies articulares así como la solidez y disposición de los ligamentos correspondientes, según expresa la ley general biológica del movimiento.

Estos hechos interesan no sólo al morfólogo, sino también al fisiólogo, ortopédico, fisiatra y kinesiólogo, dado el importante papel que juegan las articulaciones en la biomecánica. Al igual que en los movimientos de las máquinas, la realización satisfactoria del movimiento articular necesita la integridad del juego articular y la seguridad en la ejecución de sus movimientos. Estas dos características, integridad y seguridad, aseguran la movilidad del organismo, representada por sus articulaciones.” (Hernández Barrios, 2013)

5.3 FACTORES QUE LIMITAN LA MOVILIDAD ARTICULAR

“Cada articulación tiene sus grados de amplitud de los movimientos y estos quedan limitados en la mayor parte de las artropatías. El médico y el kinesiólogo deben explorarlos en todas las direcciones, comparativamente con los del lado opuesto; resulta conveniente medir los grados de amplitud de cada movimiento.

En general, la limitación de los movimientos activos, (los que el enfermo puede efectuar por sí sólo) y la de los pasivos (los que el médico obtiene movilizandó la articulación) son casi iguales. Algunas veces los movimientos pasivos son menos limitados que los movimientos activos. Esa diferencia se debe dejar a menudo, solamente al hecho de que el dolor es más fuerte cuando se realiza esfuerzo muscular, ya que este requiere la movilización activa.” (Hernández Barrios, 2013)

A continuación se muestran los principales grados articulares en sus rangos de movimiento natural (Figura 15).

Figura 15. Rangos articulares, en su rango de movimiento natural

Hombro	Flexión	180 grados
	Extensión	45 grados
Codo	Flexión	145 grados
	Extensión	0 grados
Antebrazo	Supinación	90 grados
Muñeca	Inclinación Radial	20 grados
	Inclinación Cubital	45 grados
	Flexión Dorsal	70 grados
	Flexión Palmar	80 grados
Cadera	Flexión con rodilla extendida	80 grados
	Flexión con rodilla flexionada	125 grados
	Abducción	45 grados
	Rotación externa	70 grados
	Rotación Interna	80 grados
Rodilla	Flexión	140 grados
	Extensión	0 grados
Tobillo	Flexión Dorsal	20 grados
	Flexión Plantar	45 grados
	Eversión	20 grados
	Inversión	45 grados
Pie	Flexión del dedo grueso	70 grados
	Flexión	25 grados

(Hernández Barrios, 2013)

5.3 TÉCNICAS INSTRUMENTALES

Se presenta a continuación una descripción de determinadas herramientas y técnicas instrumentales empleadas en la biomecánica para analizar los movimientos del aparato locomotor:

5.3.1 Cronoscopios. Se basan en la lectura del tiempo al desplazar una articulación:

“Según sea la necesidad, hay una gran variedad de instrumentos capaces de medir los tiempos (parciales o finales en determinadas disciplinas deportivas o entre diferentes acciones), el cronoscopio conectado a accionamientos eléctricos o electrónicos, mide el tiempo del desplazamiento de la articulación, es decir, en cuanto el usuario realice el movimiento de la articulación activa un accionamiento que inicia el conteo de tiempo, al finalizar el desplazamiento activa otro accionamiento el cual pausa el tiempo y el especialista puede observar el tiempo registrado en el dispositivo” (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2007, pág. 28).

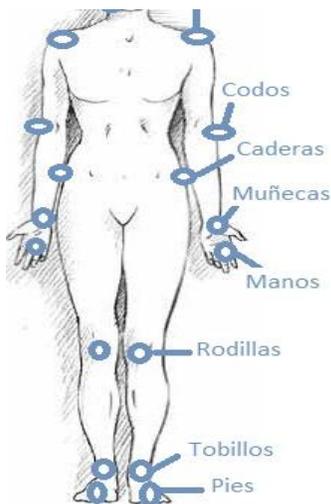
5.3.2 Dinamografía. Está relacionada con la medición de la fuerza ejercida por un determinado músculo, en el trabajo de Pérez se define como:

“...una técnica que permite medir la fuerza realizada durante una acción determinada, es decir, permite obtener información sobre las cargas mecánicas que generan el movimiento o las que se producen durante la realización del movimiento. Pese a que ha sido utilizada por la ingeniería durante décadas, no se utilizó para el análisis de la fuerza humana aplicada a acciones deportivas hasta principios de 1960. En sus orígenes, la dinamografía únicamente medía el máximo de fuerza estática, y para ello empleaba un muelle junto con un cable que recogía la tensión muscular. Sin embargo, en las últimas décadas captadores de tensión como: sensores de resistencia, presión y eléctricos han permitido desarrollar un gran número de herramientas capaces de registrar la fuerza, momentos y presiones que actúan sobre el cuerpo humano en su interacción con el medio y en distintas acciones deportivas” (Pérez Soriano & Llana Belloch, págs. 35 - 36).

5.3.3 Ultrasonido. Los sistemas de registro cinemático del movimiento humano por ultrasonido, constan de un cuerpo fijo con tres o más receptores, estos recibirán la información enviada por los emisores posicionados en los diferentes puntos anatómicos del cuerpo, las ondas emitidas por estos instrumentos van de forma secuencial, es decir, el primer grupo de emisores emite las ondas y los receptores las procesan, luego el segundo grupo realiza el mismo procedimiento y así sucesivamente hasta llegar nuevamente al primer grupo; el cálculo de esta información se realiza teniendo en cuenta el tiempo de retardo de la onda y la

frecuencia de emisión, esto con la intención de ubicar el punto anatómico desplazado en el espacio (Braidot, Bisheimer, & Di Paolo, (n.d)), en la Figura 16, se puede observar la ubicación de distintos grupos de emisores posicionados en los puntos anatómicos del cuerpo.

Figura 16. Distribución de los marcadores en el cuerpo



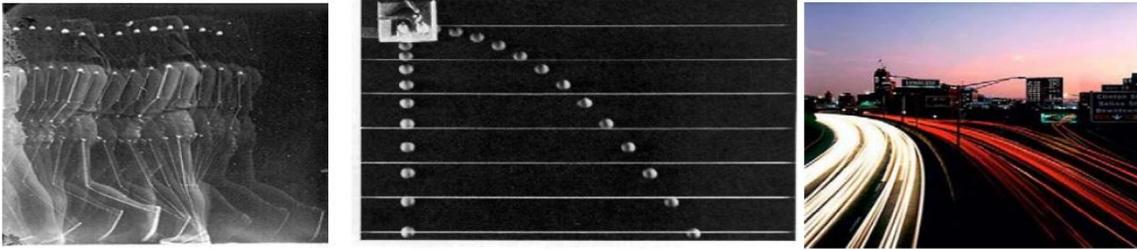
(Foundation)

5.3.4 Fotogrametría. Dado que el ojo humano no es capaz de retener la totalidad de una acción, debido fundamentalmente al parpadeo, un gran número de investigadores dedicó gran parte de sus esfuerzos al desarrollo de herramientas capaces de ofrecer imágenes en movimiento permanentemente; el francés Nicéphore Niepce fue quien inventó la cámara fotográfica en el año de 1827.

“A partir del desarrollo de la cámara fotográfica y con el paso del tiempo, la secuenciación ira adquiriendo una mayor resolución espacial y temporal. Sin embargo, los avances se producen paulatinamente, pasando por fotoseriación de imágenes (Fotografía Cronocíclica), fotografía estroboscópica y la fotografía de huella luminosa” (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2007, pág. 31).

Se observa en la Figura 17, los tipos de fotografías en la adquisición de movimientos.

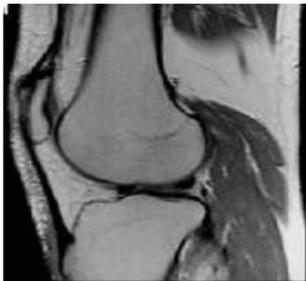
Figura 17. Fotografía Cronocíclica, Estroboscópica y de Huella Luminosa



(Pérez Soriano & Llana Belloch, pág. 31)

Por otro lado, las cámaras de Cineradiografía usan otro tipo de técnica que consiste en sincronizar la cámara de una máquina de radiografía (rayos X) o maquina Fluoroscópica, de tal modo que permitan filmar el movimiento del sistema óseo durante una acción determinada (Pérez Soriano & Llana Belloch), (Figura 18).

Figura 18. Acción filmada con una cámara Cineradiográfica



(Pérez Soriano & Llana Belloch, pág. 33)

La cámara de resonancia magnética a diferencia de la Cineradiográfica, analiza el comportamiento de los tejidos y movimientos internos del cuerpo, en este tipo de cámaras el color del tejido visible es muy importante para identificar la posición y el desplazamiento de los órganos internos y tejidos (Pérez Soriano & Llana Belloch).

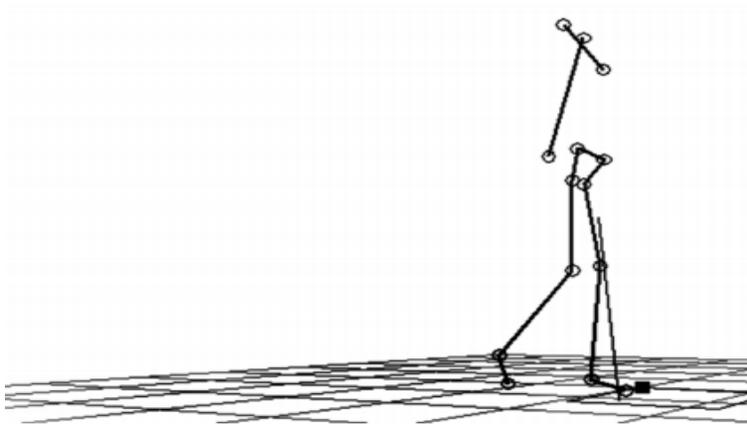
5.3.5 Videogrametría. Es utilizada en sistemas telemétricos multicanal que permiten al paciente realizar marchas libremente, de modo que se pueden registrar simultáneamente acciones de varios grupos musculares en todas las fases del ciclo de marcha.

“uno de los aspectos con mayor influencia durante el proceso de adquisición en los análisis mediante videogrametría, es el protocolo de posicionamiento de los marcadores que utiliza el sistema para detección de los puntos anatómicos.

Algunos de los protocolos más conocidos son Newington, Gage, Davis, Helen Hayes, Kadaba o el modelo VCM (Vicon Clinical Manager)” (Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno, 2008, pág. 19) quien cita a (Baker R, 3 de Marzo de 2006).

Actualmente, el protocolo más utilizado es el Davis, este utiliza como referencia los puntos anatómicos óseos, sitúa sobre la piel marcadores reflectivos que son detectados por cámaras infrarrojas, los datos de los desplazamientos son registrados y almacenados en un computador, este procesa la información, muestra el desplazamiento y posicionamiento del punto anatómico en un esquema 3D, en la Figura 19, se observar como el PC muestra los puntos anatómicos en 3D (Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno)

Figura 19. Interfaz de Videogrametría

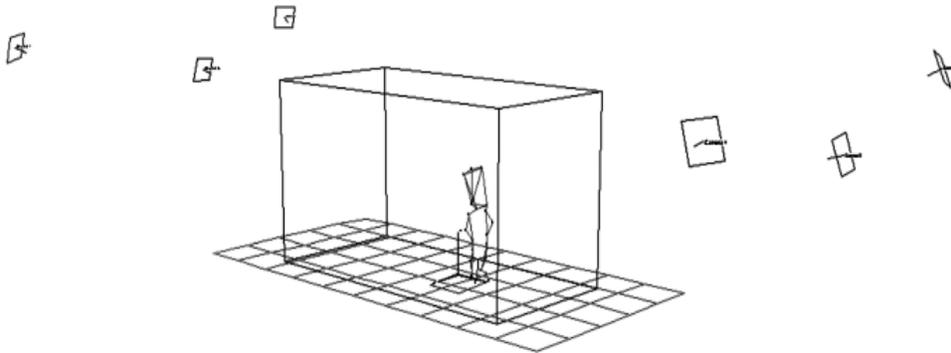


(Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno)

“El posicionamiento de los marcadores es un punto crítico y una fuente considerable de errores, lo ideal para obtener un dato preciso sería posicionar estos sobre los huesos, sin embargo las desventajas son evidentes en cuanto al dolor y riesgo en el procedimiento, por esta razón se utilizan marcadores superficiales adheridos a la piel” (Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno, 2008).

Ver en la Figura 20, un ejemplo de la reconstrucción tridimensional de un laboratorio de seis cámaras.

Figura 20. Reconstrucción tridimensional de un laboratorio de 6 cámaras



(Villa Moreno, Gutiérrez gutiérrez, & Pérez Moreno)

5.3.6 Goniometría. El término goniometría deriva de las palabras griegas gonio, que significa ángulo y metrón que significa medir. Por lo tanto la goniometría se refiere a la medición de ángulos que describen los huesos corporales en sus uniones a la altura de las articulaciones. El examinador realiza estas mediciones alineando el instrumento de medición denominado goniómetro, posicionándolo a lo largo de los huesos inmediatamente próximos y distales de la articulación a evaluar (Cynthia C Norkin, 2006, pág. 3).

La goniometría es una técnica comúnmente utilizada en Terapia Física para evaluar la limitación de movimiento de una articulación. Esta técnica debe proporcionar una valoración objetiva del estado inicial de un paciente. El progreso depende de la fiabilidad y validez de las mediciones. La fiabilidad es el grado en que una medición obtiene los mismos resultados, es decir, cuando se toma en al menos dos o más medidas diferentes por un mínimo de dos examinadores (American Physical Therapy Association). En este tipo de técnicas, donde las mediciones dependen del análisis de 2 o más especialistas, es muy común encontrar errores en la toma de mediciones.

Está demostrado que para goniómetros universales las mediciones varían según el examinador, es decir, los datos depende del criterio del especialista al momento de la medición. Esto queda evidenciado en un estudio realizado en pacientes con Distrofia Muscular de Duchane (DMD), donde se determina que las mediciones Goniométricas cuando se llevan a cabo por el mismo especialista, se obtiene un buen criterio de evaluación y una buena medida objetiva, para documentar la progresión de la enfermedad y evaluar los resultados del tratamiento (Shree, Julaine M, Wendy M, Jenny Dively, Mindy, & Michael A, 1985).

Para realizar una medición goniométrica precisa, es necesario tener en cuenta la posición del paciente, la estabilización del mismo, estructura y función de la articulación que será medida, los topes finales, referencias anatómicas Oseas y alineación del instrumento de medición (Cynthia C Norkin, pág. 17). El Anexo A, recoge en una tabla las mediciones articulares de acuerdo a la postura corporal, facilitando al examinador la exploración goniométrica y estructurando un procedimiento a seguir a la hora de medir una articulación.

5.3.7 Acelerometría. Los desarrollos tecnológicos actuales, la gran confiabilidad de estos y la necesidad de incorporar dispositivos electrónicos que le permitan a un especialista un orden al seguimiento realizado a pacientes, ha llevado a incorporar acelerómetros para la adquisición de datos corporales, desplazando en gran parte a los goniómetros basados en potenciómetros, esto se debe al mínimo desgaste del instrumento y a la comodidad que pueden ofrecer al realizar un adecuado movimiento del aparato locomotor.

“la acelerometría es una herramienta adecuada para la monitorización de movimientos humanos de una forma objetiva y fiable, aplicable en la vida diaria de los sujetos sin implicar grandes costos” (Izquierdo, Larión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, pág. 159).

Los acelerómetros están siendo utilizados en la monitorización de diferentes movimientos, permiten registrar las aceleraciones en un segmento corporal durante la actividad deportiva, frecuentemente se utilizan para analizar el impacto durante el contacto del pie con el suelo en diversas acciones deportivas (Pérez Soriano & Llana Belloch, 2007), además es posible obtener un amplio abanico de medidas como, clasificación de movimientos, valoración del nivel de actividad física, estimación del gasto de energía metabólica, medida del equilibrio y ritmo de marcha (Izquierdo, Larión, Irujo Espinosa, Martínez Ramírez, & Gómez, 2008). Cabe decir que estos dispositivos tienen múltiples aplicaciones, en la industria frecuentemente son utilizados para medir las vibraciones en los motores; las grandes compañías de fabricantes de computadores, los utilizan para detectar la caída de un computador y proteger su disco duro; por otra parte, en la industria automotriz se utilizan para la expulsión de airbags cuando hay un cambio brusco en la aceleración, es decir, cuando se detecta el choque del auto. Así que, las aplicaciones de estos dispositivos dependen de las necesidades del diseñador; actualmente en el mercado muchos fabricantes ofrecen estos sensores.

5.3.7.1 Acelerómetros de tipo industrial. Sus aplicaciones típicas, monitorización de vibración en motores, análisis modal, control predictivo en

máquinas y reductoras, ensayos en estructuras y aplicaciones aeroespaciales (Gonzalo Arribas, 2004). Algunos de los fabricantes más reconocidos son:

- Research
- Jewell
- Metra
- Sensing

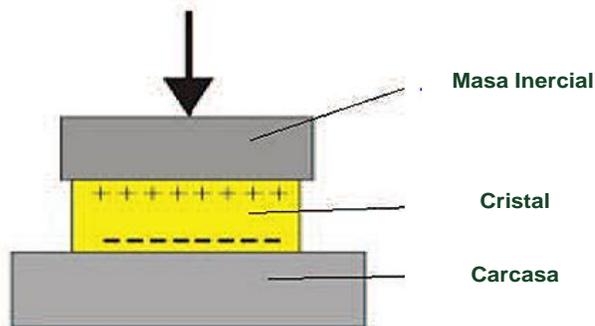
5.3.7.2 Acelerómetros de medida en general. Las aplicaciones típicas son biodinámica, medicina, usos de medida en general, análisis de marcha de vehículos y pruebas de choque, expulsión de airbag, ensayos en vuelo y control, test en túneles de viento, sistemas de alarma y seguridad, mediciones sísmicas, medida de inclinación, robótica, sistemas de control de dirección, etc, (Gonzalo Arribas, 2004). Algunos de los fabricantes más reconocidos son:

- Entran
- Seika
- Schaevitz
- Sensorik
- Analog Device
- Freescale.

5.4 CLASES DE ACELERÓMETROS

5.4.1 Acelerómetro Piezoeléctrico. Se basa en las propiedades de los cristales piezoeléctricos, cuando estos son sometidos a una aceleración, una masa ejerce una fuerza sobre el cristal y este transforma la aceleración en una corriente eléctrica que es leída por el usuario (Atapuma Yanez, 2009). En la Figura 21, se ilustra el sensor de aceleración piezoeléctrico.

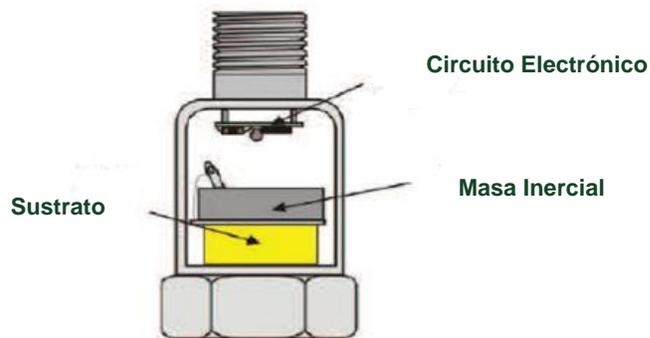
Figura 21. Acelerómetro Piezoeléctrico



(Atapuma Yanez, 2009, pág. 20)

5.4.2 Acelerómetro Piezo-Resistivo. Este acelerómetro utiliza un sustrato en lugar de un cristal piezoeléctrico, sobre este hay una masa que al ejercerle una fuerza al sustrato varía su resistencia, que hace parte de un circuito puente de Whetstone, en el cual es medida la fuerza ejercida y traducida en una aceleración (Atapuma Yanez, 2009). En la Figura 22, se observa el acelerómetro Piezo-Resistivo.

Figura 22. Acelerómetro Piezo-Resistivo.



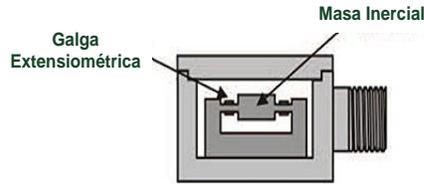
(Atapuma Yanez, 2009, pág. 20)

5.4.3 Acelerómetro de Galgas Extensométricas.

“En este tipo de Acelerómetro una o más galgas extensométricas, hacen de puente entre la carcasa del instrumento y la masa inercial, la aceleración produce una deformación de la galga, que se traduce en una variación de corriente detectada por un puente de Whetstone, la deformación es directamente proporcional a la aceleración aplicada al acelerómetro” (Atapuma Yanez, 2009, pág. 21).

En la Figura 23, se observa el Acelerómetro de Galgas Extensométricas.

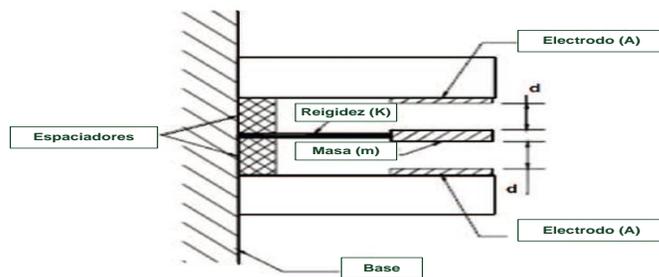
Figura 23. Acelerómetro de Galgas Extensométricas



(Atapuma Yanez, 2009, pág. 21)

5.4.4 Acelerómetro Capacitivo. Cuando están sometidos a un cambio de posición, una placa móvil suspendida varía la capacitancia de los microcondensadores que se encuentran fijos, su funcionamiento se basa en la variación de capacidad entre 2 o más conductores entre los que se encuentra un dieléctrico. Cuando se realiza un cambio de aceleración, ésta ejerce una fuerza a la masa central del elemento suspendido y éste a su vez realiza un desplazamiento del dieléctrico que genera un cambio de capacitancia en los condensadores, luego estos cambios son detectados por circuitos microelectrónicos, que usan puentes capacitivos para convertir el cambio de capacitancia en una salida de voltaje (Atapuma Yanez, 2009). En la Figura 24, se puede observar el Acelerómetro Capacitivo.

Figura 24. Acelerómetro Capacitivo



(Atapuma Yanez, 2009, pág. 25)

5.5 ACELERÓMETRO MMA7361L

El acelerómetro MMA7361L, es un dispositivo Micro-mecanizado de baja potencia de tipo capacitivo con acondicionamiento de señal, posee un filtro de 1 polo pasa baja, compensación de temperatura, detector de caída libre, tiene un pin de selección G que permite seleccionar entre 2 sensibilidades. Incluye un modo de reposo o bajo consumo para aplicaciones con baterías (Semiconductors Freescale, 2011).

5.5.1 Características Operacionales. En la Tabla 3, se muestran las características de operación del sensor MMA7361L.

Tabla 3. Características Operacionales

CARACTERISTICAS	SIMBOLO	MIN	NORMAL	MAX	UNIDAD
Voltaje de Operación	Vdd	2.2	3.3	3.6	V
Corriente de Operación	Idd	-	400	600	uA
Corriente de Operación Sleep	Idd	-	3.0	10	uA
Temperatura de Operación	Ta	-40°	-	85°	°C
Zero – G	Voff	1.485	1.65	1.815	V
Xout	X	-	1.65	-	V
Yout	Y	-	1.65	-	V
Zout	Z	-	2.45	-	V

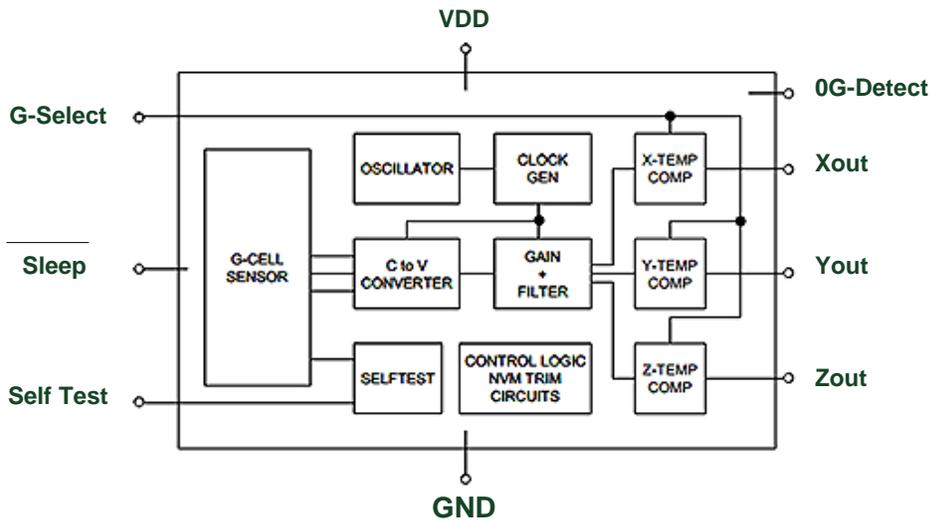
(Semiconductors Freescale, 2011)

5.5.2 Características de Funcionamiento. El ASIC⁸ cuenta con pin selector de sensibilidad entre 1.5G / 6G, adicionalmente es posible habilitarlo en un modo Sleep dando un rendimiento amplio a la batería, el voltaje de operación se encuentra en un rango de 2.2V a 3.6V para su correcto funcionamiento. En la Figura 25, se ilustra el diagrama de bloques del acelerómetro MMA7361L (Semiconductors Freescale, 2011).

Por otra parte, este sensor cuenta con un pin llamado Self Test, que permite verificar la integridad mecánica y eléctrica del acelerómetro. Esta característica es fundamental en aplicaciones tales como la protección de discos duros, donde se debe garantizar la vida útil del dispositivo.

⁸ ASIC: Se define como un circuito integrado de aplicación específica.

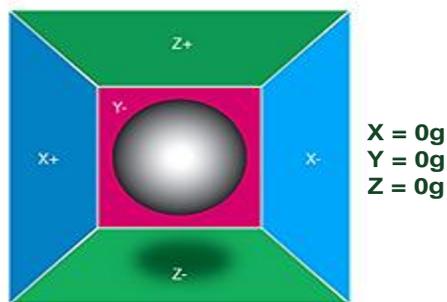
Figura 25. Diagrama de Bloques del Acelerómetro MMA7361L



(Semiconductors Freescale, 2011)

5.5.3 Principios de Funcionamiento. Para comprender el funcionamiento del acelerómetro, imaginémosnos un cubo con una bola en su interior. Si no hay existencia de fuerza de gravedad, las componentes en cada uno de sus ejes son iguales a cero G, es decir, la pelota en su interior no se encuentra tocando ninguna de sus paredes. (Ver Figura 26), Acelerómetro sin fuerzas de gravedad (Mc Clanahan, 2010).

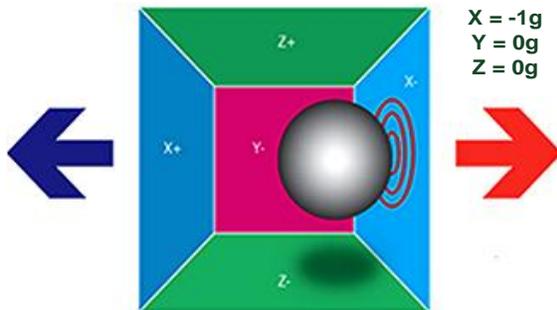
Figura 26. Acelerómetro sin fuerzas de gravedad



(Mc Clanahan, 2010)

Si el acelerómetro repentinamente es acelerado hacia la izquierda, en la pared -X aparecerá una fuerza con un valor de $-1g$; algo a tener muy en cuenta es que el acelerómetro detecta la fuerza ejercida en dirección opuesta a partir del vector aceleración, es decir, mide la aceleración de forma indirecta a través de una fuerza ejercida en una de sus paredes, (ver Figura 27), donde se ilustra la fuerza ejercida en una de sus paredes.

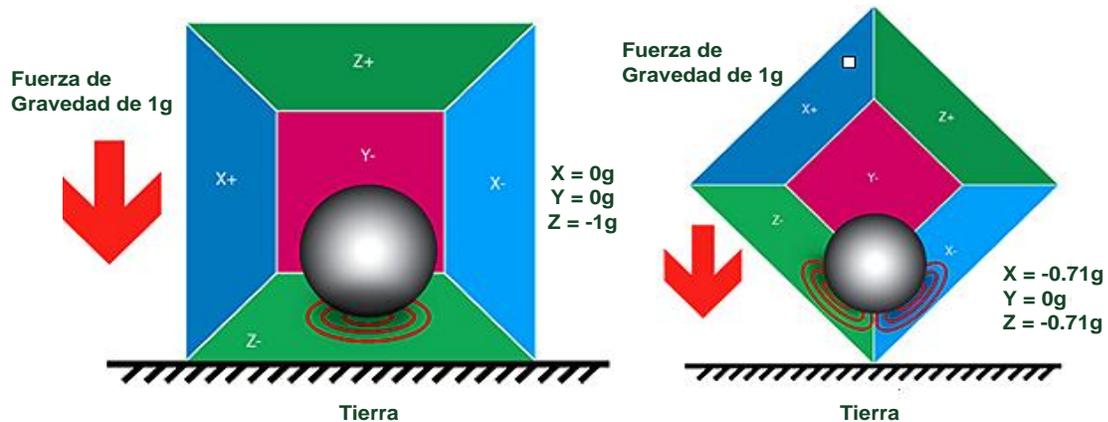
Figura 27. Aceleración ejercida sin campo gravitatorio



(Mc Clanahan, 2010)

Al posicionar el acelerómetro en un lugar donde hay un campo gravitatorio, aparecerá en el eje $-Z$ una fuerza de $-1g$ que corresponde a la fuerza de gravedad. Inclinando el sensor en un ángulo de 45° se generan las fuerzas G correspondientes al seno del ángulo aplicado, es decir, el seno de 45 que equivale aproximadamente a $0.71g$ que se observan en la Figura 28 (Mc Clanahan, 2010).

Figura 28. Acelerómetro sometido a la fuerza de gravedad



(Mc Clanahan, 2010)

5.6 MICROCONTROLADOR

La selección del Micro-controlador juega un papel fundamental en el desarrollo de cualquier dispositivo electrónico, actualmente, en el mercado existe gran variedad de familias de Micro-controladores. La elección depende de las características que dichos integrados brinden. Esto se debe a que los fabricantes han diseñado diversos modelos para satisfacer las diferentes necesidades, se pueden encontrar Micro-controladores de gama muy baja que son usados en aplicaciones relativamente sencillas, también están los integrados de gama media y alta, que en base a la complejidad del sistema o requerimiento es su elección.

5.6.1 Características del Micro-controlador. Estos son los requisitos en base al estudio realizado para el desarrollo del dispositivo.

- Voltaje de operación 3.3V nominal.
- Bajo consumo de Corriente.
- Puertos de E/S.
- Periféricos de Comunicación (UART).
- Conversores Análogo a Digital mínimo de 10 bits.
- Puerto de Comunicación SPI para programación en tarjeta.
- Detección de bajo voltaje.
- Modos Sleep.
- Temporizadores.
- Canales PWM.
- Operación de cristal a velocidades relativamente altas mayores 16Mhz.
- EEPROM interna.
- Flash mayor o igual a 32K (En caso de programas pesados).
- Mínimo 2K de RAM para cálculos con punto flotante.
- Voltaje de Referencia interno menor o igual a 3 voltios.

Adicional a dichas características, se debe resaltar la amplia documentación existente y los compiladores en los que se pueda desarrollar el código.

Cabe resaltar que como diseñadores, la mejor elección es un Micro que posea un set de instrucciones bastante amplio, ya que con esto se puede desarrollar un código reducido en tamaño, adicionalmente, se evita ocupar mucho espacio en la memoria Flash del controlador. Conociendo Microchip y Atmel, la mejor opción es Atmel cuyo set de instrucciones es bastante amplio a comparación de Microchip

que tiene un set reducido en tamaño, aumentando de esta forma las líneas de código y reduciendo el espacio en memoria Flash.

Comparando Microcontroladores equivalentes de las anteriores marcas, es decir, PIC18F452 y ATmega324PA, el voltaje de alimentación PIC va desde los 2V - 5.5V, quedando en desventaja con el ATmega que va desde los 1.8V - 5.5V; también el precio influye, el costo del PIC se encuentra alrededor de los \$18.000 pesos a comparación del Atmel que está alrededor de los \$10.000. Comparando otra característica vital para el desarrollo del equipo, la RAM del PIC está en 1,536K quedando en desventaja con el ATmega que posee los 2K; revisando los consumos del Micro, el PIC en modo activo se encuentra en los 1.6mA y modo Sleep en 0.2µA, a diferencia del ATmega que está en modo activo 0.4mA y Sleep en 0.1µA.

Así que, el Micro-controlador ATmega324PA AVR de Atmel, cuyo conversor análogo a digital es de 10 bits de resolución, brinda las herramientas necesarias para el desarrollo del Electrogoniómetro, resaltando así las abundantes herramientas de desarrollo y compiladores, los más reconocidos son:

- Atmel Studio.
- Bascom AVR.
- AVR IAR C.
- CodeVision AVR.
- AVR GCC.
- Arduino.
- Win AVR.
- AVR GCC.
- mikroC PRO AVR.

El compilador que brinda las herramientas necesarias para el desarrollo del Electrogoniómetro es Bascom AVR, esto se debe a la gran cantidad de funciones que tiene implementadas, la sintaxis es muy fácil de entender y no requiere de arduos esfuerzos para iniciar la programación. Posee casi toda la capa HAL⁹ implementada, de manera que, si en algún momento se requiere migrar a un Micro-controlador más grande, será transparente para el programador, adicionalmente, es posible programar en ensamblador y acceder a los registros directamente, si fuera necesario.

⁹ HAL: Capa de abstracción de Hardware.

5.7 BLUETOOTH

Figura 29. Insignia Bluetooth



(Bluetooth SIG, 2013)

5.7.1 La Especificación Bluetooth. Bluetooth es una especificación que define un estándar global de comunicaciones inalámbricas para redes de área personal, que permite la transmisión de voz y datos entre diferentes equipos mediante un enlace por radiofrecuencia en entornos de comunicaciones móviles y fijas. La especificación Bluetooth esta recogida por el grupo de trabajo 802.15.1 del IEEE¹⁰. (Buldáin, 2010).

La frecuencia de radio con la que trabaja Bluetooth se sitúa en el rango de 2400 – 2483,5 MHz, de la banda Industrial Científica y Medica, *Industrial Scientific and Medical* (ISM), disponible a nivel mundial y que no requiere licencia. (Buldáin, 2010).

Las principales características de Bluetooth son: (1) es una solución a bajo costo, (2) permite una alta integración, (3) bajo consumo de energía optimizado para su integración en dispositivos alimentados por baterías, (4) bajo nivel de potencia de transmisión, (5) soporte para pequeñas redes (Piconets), y (6) capacidad de transmisión de voz en forma asíncrona. (Hernández V., Parada G., & Hernández, 2009).

5.7.2 Modulo Bluetooth KC21. Es un módulo de montaje de superficie, que contiene entre sus características: una memoria flash, perfil SPP¹¹ de Bluetooth y configuración mediante comandos AT, alta velocidad.

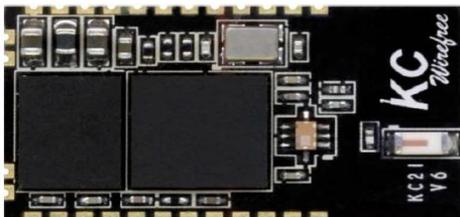
Un módulo Bluetooth tiene una parte de Software y una de Hardware. Por ejemplo, en el módulo KC-21 (Figura 30), la parte de hardware está compuesta por: un dispositivo de radio, encargado de modular y transmitir la señal; y un controlador

¹⁰ IEEE: Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos, (Institute of Electrical and Electronics Engineers).

¹¹ SSP: Perfil de puerto serial.

digital. El controlador digital está compuesto por una CPU y un procesador de señales digitales, *Digital Signal Processor* (DSP), llamado controlador de Enlace, *Link Controller* (LC) y las interfaces de comunicación.

Figura 30. Modulo KC-21



(KC Wirefree, 2011, pág. 1)

El LC o *Link Controller* está encargado de hacer el procesamiento de banda base y del manejo de capa física, además, se encarga de las funciones de transferencia, tanto asíncrona como sincrónica, codificación de audio y encriptación de datos. (Buldáin, 2010).

La CPU se encarga de atender las instrucciones del dispositivo relacionadas con Bluetooth para simplificar su operación. Para ello, sobre la CPU ejecuta un software denominado *Link Manager* que tiene la función de comunicarse con otros dispositivos por medio del protocolo LMP que se encarga de la conectividad de los dispositivos Bluetooth. (Buldáin, 2010).

Entre las tareas realizadas por el LC y el Link Manager se destacan las siguientes: envío y recepción de datos, empaginamiento y peticiones, determinación de conexiones, autenticación, negociación y determinación de tipos de enlace, determinación del tipo de cuerpo de cada paquete, ubicación del dispositivo en modo sniff o hold. (Buldáin, 2010).

El modulo KC-21 posee un perfil SPP (Serial Port Profile) que permite emular un puerto serial virtual y conectar dos dispositivos habilitados para bluetooth. En una comunicación Bluetooth existe un dispositivo que ofrece un servicio (servidor) y otros dispositivos que acceden a él (cliente). En este caso el software del Electrogoniómetro hará la parte del cliente y se debe utilizar una API¹² que permita utilizar SPP y la parte del servidor está ya implementada en el módulo Bluetooth que ofrece el servicio de puerto serie, SPP. Además de esto tanto cliente como servidor deben utilizar un mismo protocolo, en este caso está el protocolo RFCOMM que provee múltiples emulaciones de los puertos serie RS-232 entre

¹² API: Transferencia de datos entre dispositivos.

dos dispositivos Bluetooth. Las direcciones Bluetooth de los dos puntos terminales definen una sesión RFCOMM¹³.

5.8 INTERFAZ DEL ELECTROGONIÓMETRO

El Electrogoniómetro está compuesto por dos componentes que son: la parte electrónica que realiza toda la medición y la interfaz con el usuario que le permite a este visualizar, administrar y hacer el seguimiento de los datos de un paciente.

La interfaz del Electrogoniómetro es un Software y por lo tanto sigue un proceso para su desarrollo, que también es conocido como ciclo de vida de Software. Este permite ordenar los pasos y/o actividades para tener como fin el Software. Existen varios modelos entre los que se destacan: el modelo en cascada, modelo en espiral, modelo iterativo e incremental y el modelo ágil. Para este proyecto nos centramos en el modelo en cascada que es el utilizado para desarrollar la interfaz del Electrogoniómetro.

5.8.1 Modelo Prescriptivo del proceso (modelo en cascada). Este modelo fue propuesto por el Dr. Winston W. Royce en 1970 y puede ser catalogado como el más simple de los modelos prescriptivos para desarrollar software, su característica principal es que el proceso de una etapa solo empieza después de la finalización de la etapa anterior, es un modelo lineal. Un ejemplo de una metodología en cascada en la **5.8.1.2 Ingeniería y Análisis del Sistema**. Se Identifican las necesidades de los usuarios finales del software para determinar qué objetivos debe cubrir, sin abordar detalles internos, es importante enfatizar en que posteriormente no se podrán requerir nuevos resultados por la estructura del modelo. También en ocasiones los requerimientos pueden hacer necesario el uso de tecnología específica.

5.8.1.3 Análisis de los requisitos. Se definen puntualmente las acciones que el software debe realizar para cumplir con los requerimientos. También se escoge la tecnología que será utilizada, por ejemplo para la interfaz del Electrogoniómetro se define: el lenguaje de programación, la interfaz, la base de datos.

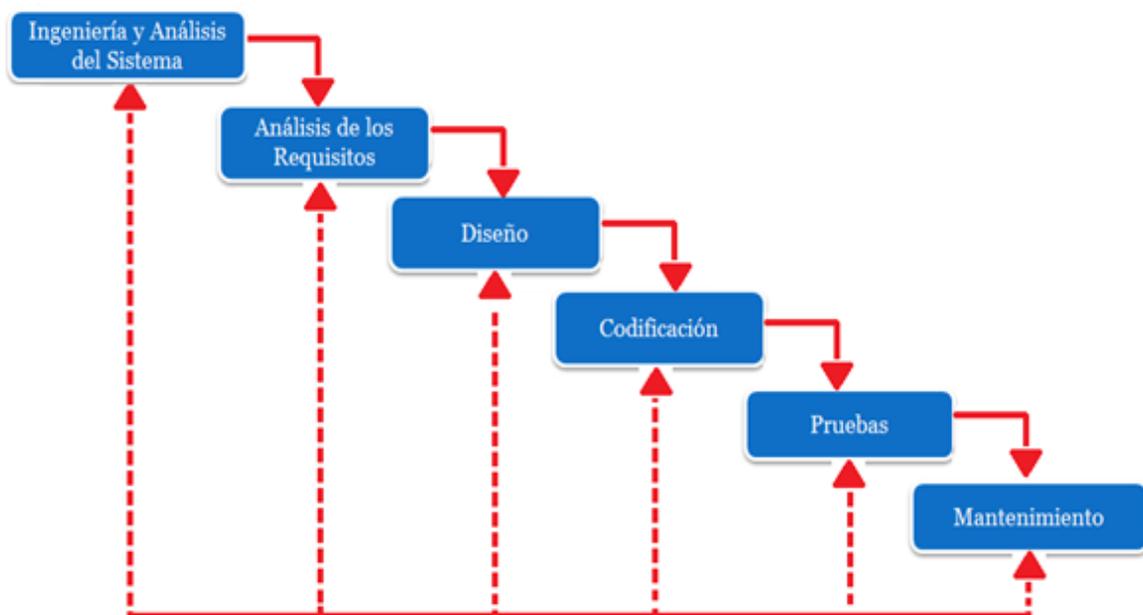
Figura 31.

¹³ RFCOMM: Protocolo simple de transporte.

5.8.1.2 Ingeniería y Análisis del Sistema. Se Identifican las necesidades de los usuarios finales del software para determinar qué objetivos debe cubrir, sin abordar detalles internos, es importante enfatizar en que posteriormente no se podrán requerir nuevos resultados por la estructura del modelo. También en ocasiones los requerimientos pueden hacer necesario el uso de tecnología específica.

5.8.1.3 Análisis de los requisitos. Se definen puntualmente las acciones que el software debe realizar para cumplir con los requerimientos. También se escoge la tecnología que será utilizada, por ejemplo para la interfaz del Electrogoniómetro se define: el lenguaje de programación, la interfaz, la base de datos.

Figura 31. Ciclo de Vida Modelo en Cascada con Retroalimentación



Adaptación (S. Pressman, 1993)

5.8.1.4 Diseño. Con base al análisis hecho, se establece una estrategia para dar una solución, se descompone y organiza la aplicación, también se realiza un diseño de software que define: La arquitectura del software, la estructura de los datos, y la caracterización de la interfaz.

5.8.1.5 Codificación. El diseño se pasa a lenguaje de máquina, es la parte del desarrollo donde se implementa el código fuente. Un buen diseño se traduce en una codificación más rápida y mecánica.

5.8.1.6 Pruebas. Se pone en marcha la herramienta programada para determinar si cumple con los requisitos esperados inicialmente. Durante el desarrollo se hacen pruebas funcionales que determinan si el software está cumpliendo con las expectativas.

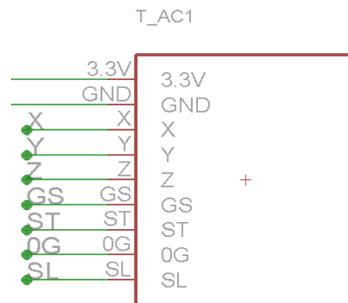
5.8.1.7 Mantenimiento. Una vez el software es entregado al usuario final, este es quien determina si satisface sus necesidades. Si se encuentran errores el desarrollo del Software debe incurrir en cambios para corregirlos.

6 DESARROLLO

6.1 DESARROLLO DEL ELECTROGONIÓMETRO

6.1.1 Interpretación de Datos del Acelerómetro. Para realizar el procesamiento de información, es necesario un conversor análogo a digital que tome la señal proveniente del acelerómetro. Esta señal debe ser transformada en un dato que pueda ser leído por el Micro-controlador, de manera que, la resolución del conversor juega un papel fundamental en el procesamiento de las medidas. En la Figura 32, se observa el diagrama de conexión del acelerómetro.

Figura 32. Diagrama de Conexión de la Tarjeta Acelerómetro MMA7361L



(Autores)

El acelerómetro mide la fuerza ejercida en cada uno de sus planos con base en una variación de capacitancia en sus micro-condensadores, estas variaciones son transformadas a señales de voltaje por medio de puentes capacitivos. Es aquí, donde el conversor A/D, realiza la lectura de estas señales y las convierte en un dato que es posible interpretar con el Micro-controlador. La forma de interpretar estos depende del programador ya que es posible obtener un amplio abanico de medidas como puede ser la inclinación, ritmo de marcha, velocidad, aceleración, vibraciones e infinidad de variables que de forma indirecta es posible adquirir.

Este trabajo se enfoca en la lectura de inclinación de las articulaciones del cuerpo, de manera que, se puede determinar el ángulo de movimiento de una articulación de un paciente que sufre de algún tipo de lesión motora. Para el cálculo de inclinación el procedimiento se basa en un círculo unitario, en donde el seno del ángulo se relaciona con la fuerza G ejercida en un plano, sea este X o Y.

Según sea el estado del pin G Select (GS), es posible configurar la fuerza G, si el pin se encuentra como activo alto se ejercen en sus paredes fuerzas de $\pm 6G$, de lo contrario si se encuentra en un estado activo bajo $\pm 1G$.

Al posicionar el acelerómetro sobre una superficie totalmente plana en sus paredes no se ejercen fuerzas, a excepción del eje Z que se encuentra en $-1G$, si este se inclina a 90° sexagesimales sea en X o Y, aparecerá $1G$, de igual manera si se aplica una inclinación en los -90° se obtendrá el valor de $-1G$.

De la Ecuación 1, se obtiene la G ideal del acelerómetro según el ángulo, es decir, se relaciona la fuerza G con la inclinación del acelerómetro:

Ecuación 1. Conversión de Angulo a Fuerza G.

$$G_{ideal} = \text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * \text{Angulo}\right)$$

En el siguiente ejemplo, Ecuación 2, se observa como varía la G dependiendo del ángulo de inclinación:

Ecuación 2. A) Inclinación a 90° , B) Inclinación a 0° , C) Inclinación a -90° .

A) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * 90^\circ\right) = 1$

B) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * 0^\circ\right) = 0$

C) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * -90^\circ\right) = -1$

Así, de esta manera, se puede obtener una tabla de ángulo versus fuerza en un estado ideal (

Anexo C). Para trabajar con valores reales se debe de realizar una calibración con el acelerómetro, primero se debe posicionar el integrado en una superficie totalmente plana equivalente a cero grados (0°), luego inclinarlo a noventa grados (90°) y por último a menos noventa (-90°), estos niveles de voltaje deben ser almacenados para luego hallar las desviaciones. Se debe aplicar la Ecuación 3, para obtener la desviación real del acelerómetro.

Ecuación 3. A) Desviación a 90° sexagesimales, B) Desviación a -90° sexagesimales.

A) $V_p = V_{90^\circ} - V_{0^\circ}$

B) $V_n = V_{0^\circ} - V_{-90^\circ}$

En el siguiente paso, se obtiene el voltaje proporcional a la inclinación del acelerómetro, es decir, se realiza un barrido de todas las G de -90° a 90° , obteniendo así el voltaje equivalente para cada ángulo. (Ver Ecuación 4).

Ecuación 4. A) Voltaje real de 0G a 1G, B) Voltaje real de 0G a -1G.

$$A) \quad V_{real} = V_{0^\circ} + (G_{ideal} * V_p)$$

$$B) \quad V_{real} = V_{0^\circ} + (G_{ideal} * V_n)$$

Por último, se debe convertir este nivel de voltaje en conteos usando la Ecuación 5.

Ecuación 5. Conversión a conteos.

$$conteo = \left(\frac{Bit\ ADC}{V_{ref}} * V_{real} \right)$$

Los conteos deben compararse con los datos leídos del conversor análogo a digital, así es posible obtener la posición angular de la articulación. Los conteos son almacenados en un arreglo del Micro-controlador.

Al momento de leer los niveles de voltaje en el acelerómetro, se debe de tener muy en cuenta las adhesiones de ruido, por tanto si el filtro que recomienda el fabricante no es suficiente, se debe de implementar un filtro pasa bajas a una frecuencia menor a la recomendada. En la Ecuación 6, se observa el tao de descarga del condensador donde R la da el fabricante, seguido de la frecuencia de corte del filtro. Los cálculos realizados para el cambio de filtro son los siguientes:

Ecuación 6. A) Tao de Descarga, B) Frecuencia de Corte Filtro Pasa Bajas.

$$A) \quad \tau = R * C \quad \tau = 32K * 1\mu F \quad \tau = 0.032s$$

$$B) \quad F_C = \frac{1}{2\pi RC} \quad F_C = \frac{1}{2\pi(32K * 1\mu F)} \quad F_C = 4.9735\ Hz$$

6.1.2 Diagramas de Flujo. A continuación se observan los diagramas de flujo que permiten el buen funcionamiento del equipo (Electrogoniómetro).

6.1.2.1 Diagrama de flujo principal. Al energizar el equipo, el Micro-controlador inicializa variables y registros del sistema, luego almacena en un arreglo de 180 posiciones los ángulos de inclinación y la G de cada ángulo.

El siguiente paso es la calibración del Electrogoniómetro. Si se genera una interrupción externa, es decir, si el usuario pulsa el botón verde, el Micro-

controlador llama una subrutina cuyo nombre es calibración, y almacena los conteos correspondientes a cada uno de los ángulos (

Anexo C); luego apaga un led dando aviso al usuario que se ha calibrado y levanta una bandera para inicializar una cuenta de 10 segundos y complementar un led que avisa si el equipo se encuentra encendido, por último se queda en una bucle infinita en el cual se realiza la lectura del eje Y del acelerómetro. En el Diagrama de Flujo 1, se observa la lógica implementada.

6.1.2.2 Diagrama de flujo de calibración. Cuando se realiza el llamado de la subrutina de calibración, se almacena en un arreglo la tabla de conteos, luego se da una espera de 5 segundos y se activa un led durante un tiempo de 2 segundos dando aviso al usuario de su correcta calibración. (Ver Diagrama de Flujo 2).

6.1.2.3 Diagrama de flujo de interrupción serial 1. El dato recibido es eliminado, ya que la UART¹⁴ solo se habilita para el envío de información al PC. (Ver Diagrama de Flujo 3).

6.1.2.4 Diagrama de flujo de timer 1. En esta interrupción se activa un timeout de 5 segundos para la calibración del equipo, luego de que se encuentre calibrado, pregunta por el estado del sistema, si se encuentra realizando la lectura de la inclinación actual o se está enviando un dato al computador. Al realizar una lectura, cada 0.1 segundos se complementa un led para dar aviso al usuario del estado en el que se encuentra, al pulsar nuevamente el botón envía información, se enciende el led durante 1 segundo y se apaga nuevamente; cabe mencionar que luego de calibrado el equipo, un led se enciende cada 10 segundos, avisando al usuario que se encuentra activo el sistema. (Ver Diagrama de Flujo 4).

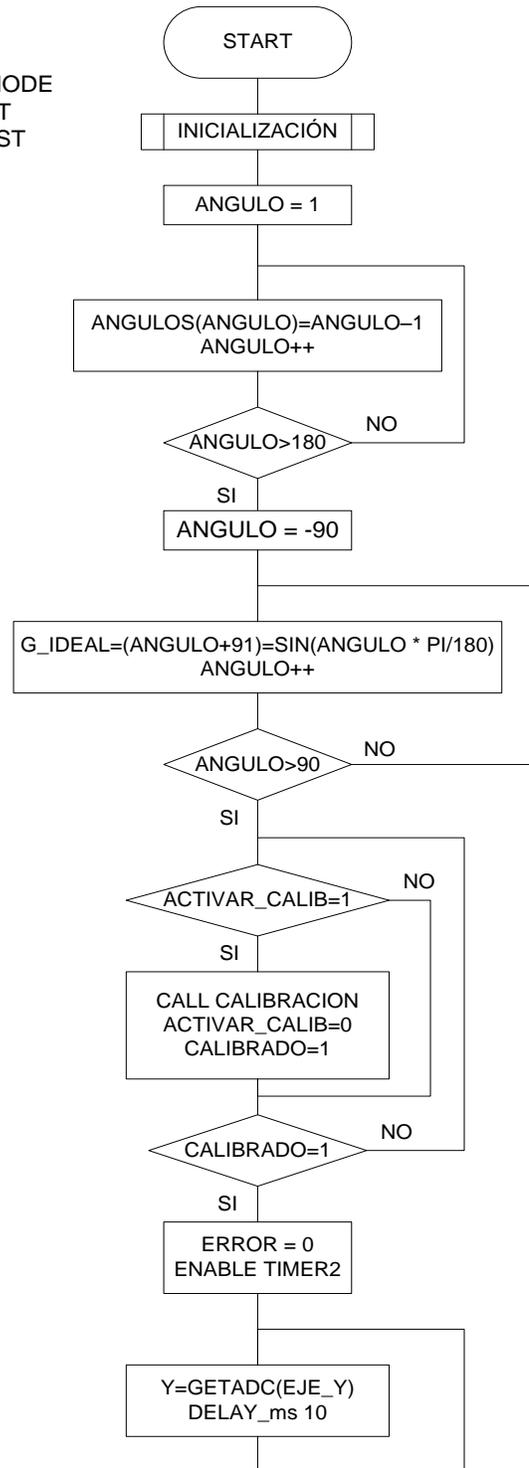
6.1.2.5 Diagrama de flujo de interrupción externa. Al energizar el equipo, la primera acción que se realiza en la interrupción es la calibración, el siguiente paso es preguntar por el estado de una bandera llamada estado. Si se encuentra en cero al generar una interrupción lee la posición inicial de la articulación y realiza el cambio de estado de la bandera; si se genera nuevamente una interrupción la bandera se ha de encontrar en uno, procediendo con el envío de la inclinación y cambiando nuevamente el valor de la bandera. (Ver Diagrama de Flujo 5).

¹⁴ UART: Transmisor-Receptor Asíncrono Universal.

Diagrama de Flujo 1. Flujo Principal

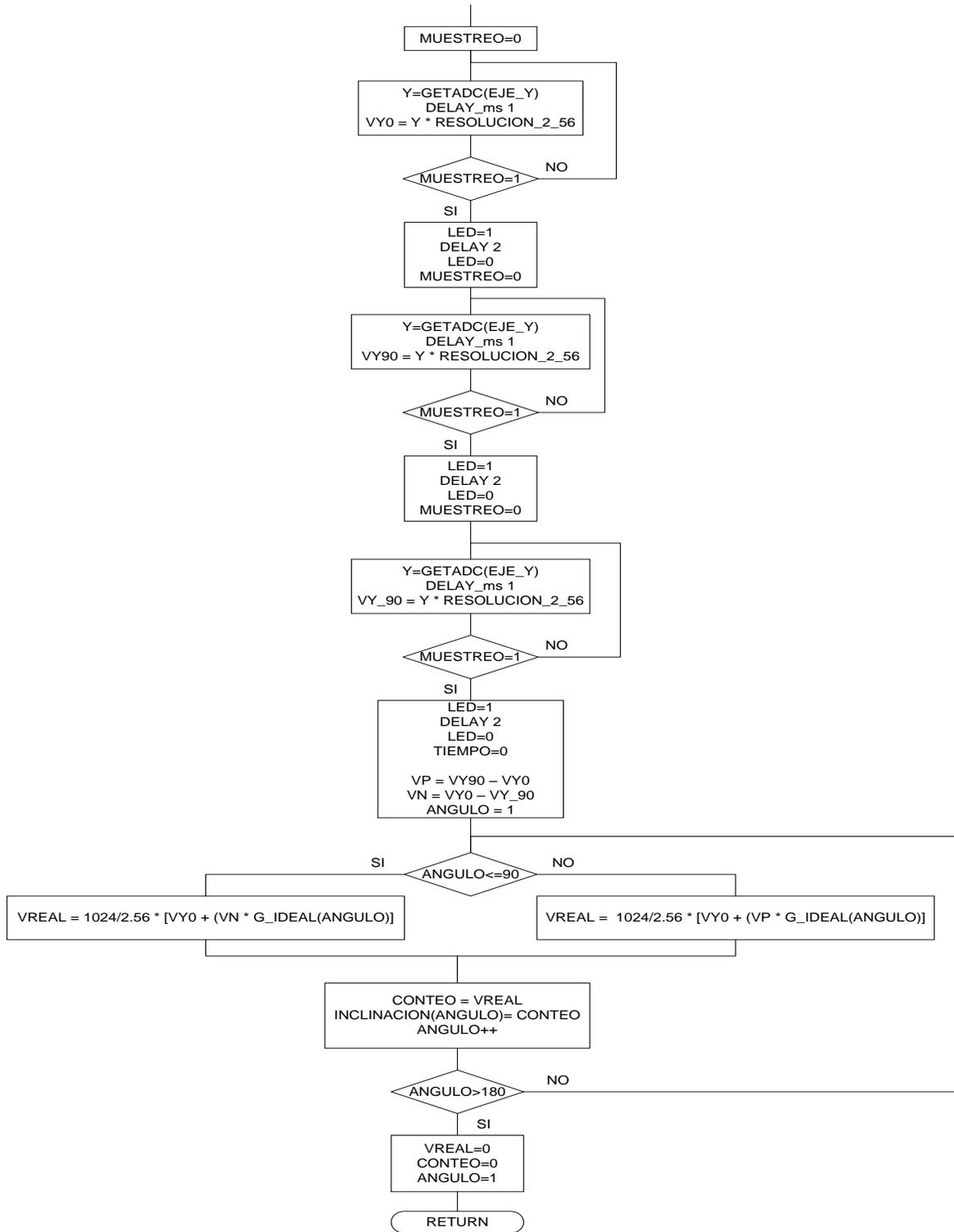
PORTD.5 EQU LED
 PORTC.0 EQU ERROR
 PORTC.5 EQU SLEEP_MODE
 PORTC.6 EQU G-SELECT
 PORTC.7 EQU SELF_TEST

LED = 0
 SELF_TEST = 0
 G_SELECT = 0
 ERROR = 1
 SLEEP_MODE = 1



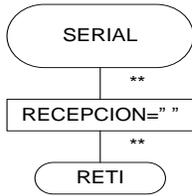
(Autores)

Diagrama de Flujo 2. Subrutina de calibración



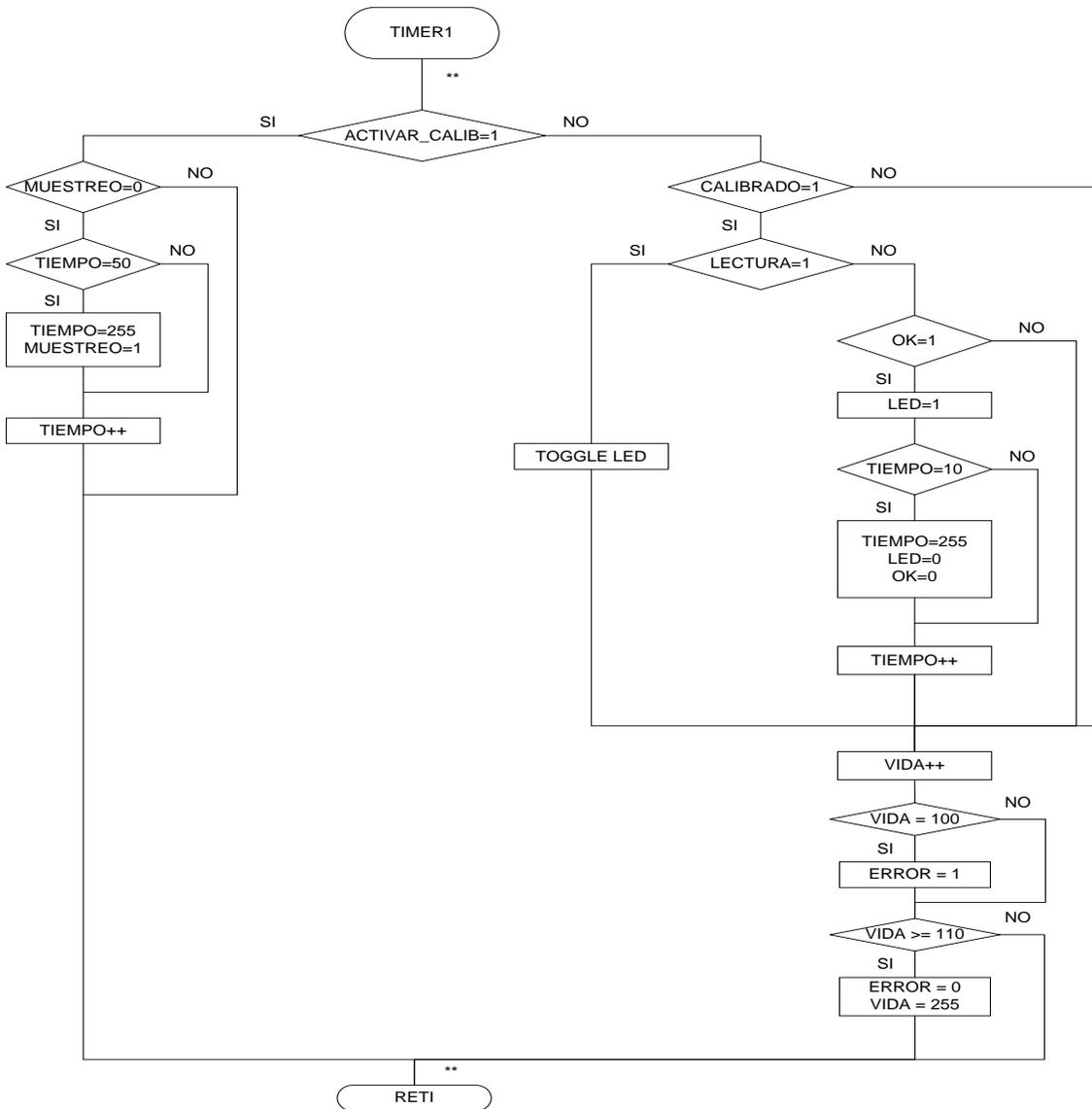
(Autores)

Diagrama de Flujo 3. Interrupción Serial



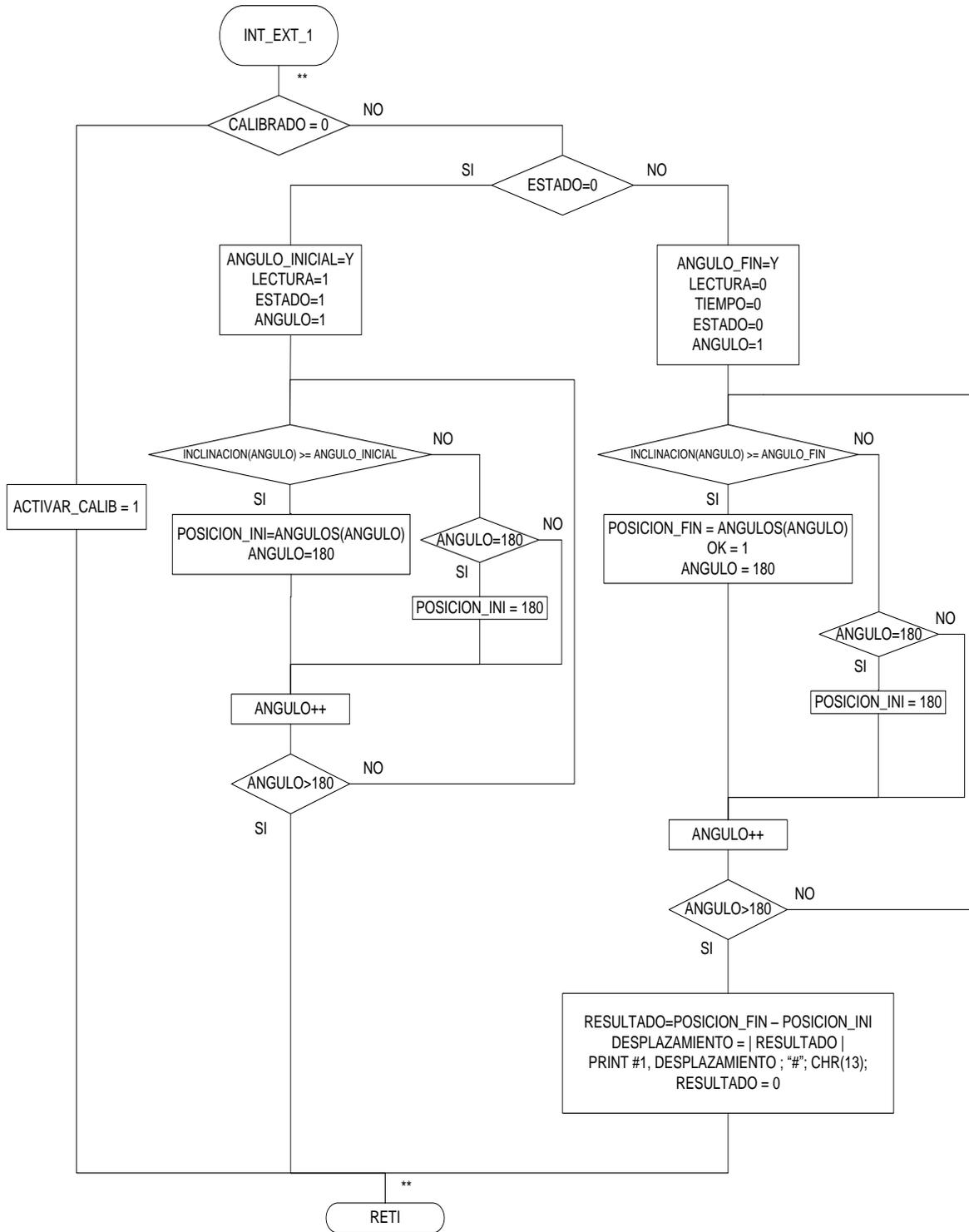
(Autores)

Diagrama de Flujo 4. Interrupción del Timer 1



(Autores)

Diagrama de Flujo 5. Interrupción Externa



(Autores)

6.2 ETAPA DE ALIMENTACIÓN

La etapa de alimentación juega un papel muy importante en el desarrollo del equipo, de esta depende el buen funcionamiento del sistema y el tiempo de vida útil antes de agotar la batería.

Uno de los parámetros u objetivos es el diseño de un equipo a bajo consumo y de tamaño reducido, por ende, las dimensiones de la batería deben ser relativamente pequeñas. El voltaje no debe ser muy elevado, es decir, debe ser el necesario para que el dispositivo entre en funcionamiento, así que se optó por una batería de litio recargable de 3.7 Voltios a 1000 mA, (Ver Figura 33).

Ahora, la pregunta es ¿por qué razón se escogió de 3.7V?, La razón de esta selección se debe a que todo el equipo es de bajo consumo y se alimenta a 3.3V, el consumo de corriente es relativamente bajo alrededor de 12mA sin transmitir información, cuando se transmite consume unos 40mA, así que, el tiempo de vida del equipo es aproximadamente de 3 días.

Figura 33. Batería de Litio de 3.7 Voltios



El siguiente paso, es la selección del regulador cuyo voltaje de salida debe ser de 3.3 Voltios. Una de las opciones que al parecer satisfacía esta necesidad corresponde al regulador LM1117, pero hay una desventaja, en los terminales de entrada como mínimo deben generarse 5 Voltios, dejando así descartada la idea de utilizarlo.

Es así como, se inicia la búsqueda de un regulador, encontrando la mejor opción en manos de Microchip con el Low Dropout MCP1700, cuya tolerancia de entrada es del 3% para lograr sostener los 3.3 Voltios en la salida, es decir, en los terminales de entrada como mínimo deben haber 3.399 Voltios, este cálculo se determina con la Ecuación 7, donde V_R Equivale a 3.3V, por otra parte el flujo de

corriente máximo es de 250mA, lo suficiente para alimentar el equipo sin ningún problema.

Ecuación 7. Cálculo de Voltaje de Entrada Mínimo para el MCP1700

$$V_{in} \geq (V_R + 3\%)$$

(Microchip, 2007, pág. 3)

Otro aspecto que se tuvo muy en cuenta es el cargador de la batería, el integrado que realiza esta acción es el MCP73831T-2ACI/OT de microchip cuyo valor es muy económico, este integrado se adquirió en una tarjeta prototipo que viene con conector USB para cargar el dispositivo desde cualquier computador, en la Figura 34, se observa el cargador.

Figura 34. Tarjeta prototipo de cargador USB

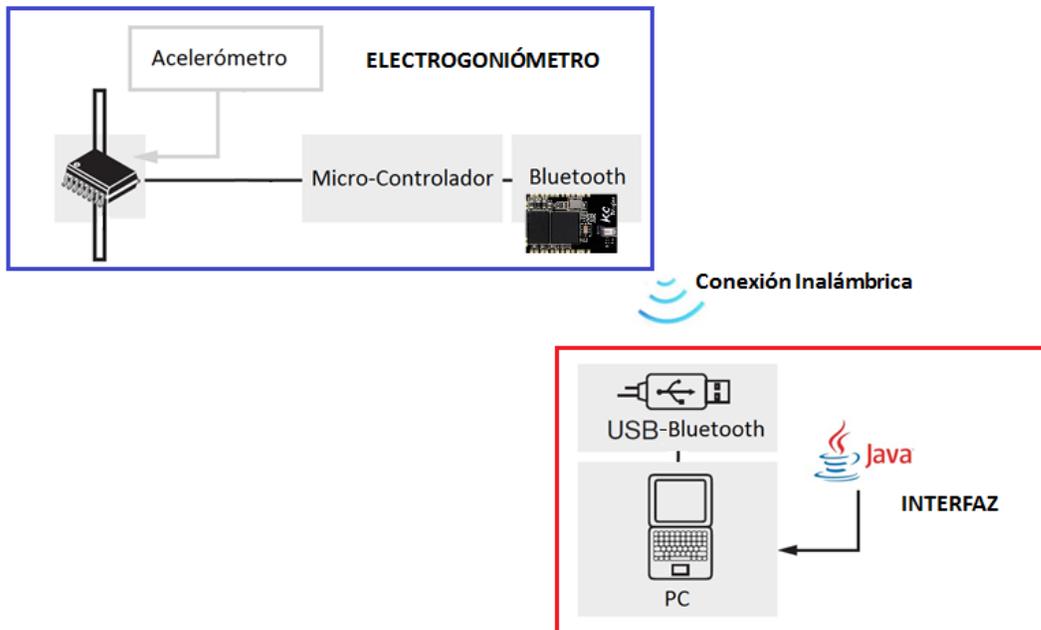


(Autores)

6.3 COMUNICACIÓN ELECTROGONIÓMETRO - INTERFAZ

Como se mencionó anteriormente la tecnología utilizada para enviar los datos medidos por el Electrogoniómetro a la interfaz fue: Bluetooth (Figura 35). Para esto, desde el Electrogoniómetro se utilizó el modulo KC-21, el cual está conectado a una UART del microcontrolador que administra el envío de la información; para el caso de la interfaz esta debe ser ejecutada en un computador que tenga puerto bluetooth integrado o un puerto USB, ya que en tal caso el Electrogoniómetro cuenta con un adaptador USB-Bluetooth.

Figura 35. Diagrama Conceptual Electrogoniómetro - Interfaz

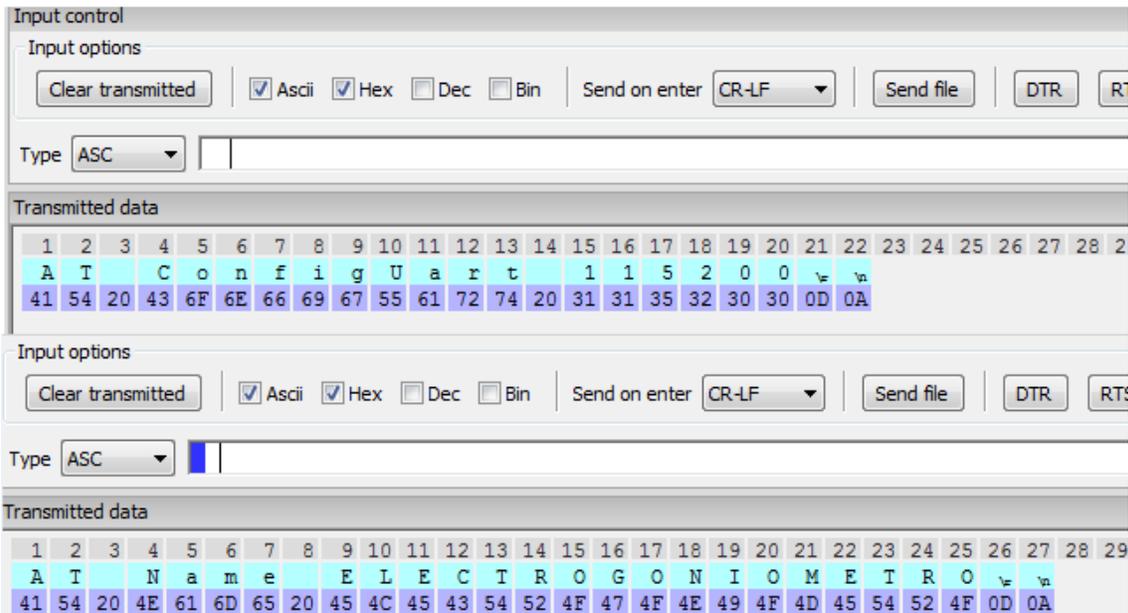


(Autores)

Para empezar a hacer el envío de datos desde el Electrogoniómetro es necesario configurar ciertos parámetros que son requeridos por la interfaz para establecer la comunicación, estos parámetros son usualmente requeridos en cualquier comunicación serial: Los BAUD¹⁵, los bits de información, los bits de parada y si tiene alguna paridad Figura 36 ; por lo tanto es necesario la primera vez utilizar comandos AT para la configuración del Bluetooth (Figura 37), además se nombra al dispositivo como “ELECTROGONIOMETRO” (Figura 36).

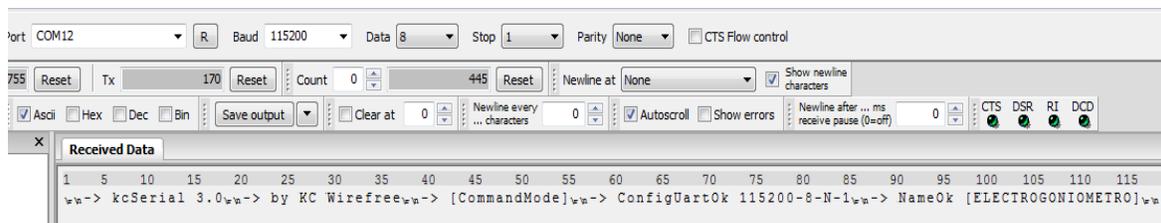
¹⁵ BAUD: Unidad de medida utilizada en comunicaciones.

Figura 36. Comandos AT para configuración de módulo Bluetooth



(Autores)

Figura 37. Confirmación del módulo Bluetooth de la configuración hecha



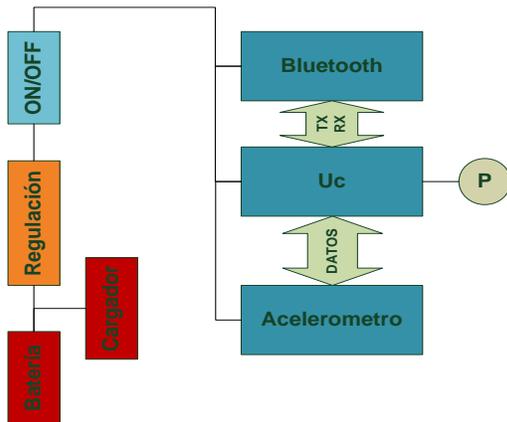
(Autores)

Una vez hecha la configuración en el módulo, se debe asignar la misma configuración del puerto serial en la interfaz. Para manejo de comunicaciones seriales Java tiene una librería llamada RXTX que permite configurar estos parámetros, para administrar la llegada de información se utiliza la interfaz, en el (manual de Usuario) Anexo D se muestran los pasos para su uso.

6.4 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO

Se observa en la Figura 38, el diagrama de bloques completo del prototipo diseñado.

Figura 38. Diagrama de Bloques Electrogoniómetro



(Autores)

6.5 DESARROLLO DE INTERFAZ

La interfaz del Electrogoniómetro se desarrolla teniendo en cuenta un conjunto de fases metodológicas, permitiendo así un mayor control en su ejecución. En las fases se plantearon las siguientes descripciones:

6.5.1 Ingeniería y Análisis del Sistema. Existe la necesidad de capturar la información proporcionada por un Electrogoniómetro inalámbricamente en evaluaciones de desplazamientos angulares del cuerpo humano.

- El Electrogoniómetro utiliza la tecnología Bluetooth para el envío de la información por lo que la interfaz debe recibir los datos sobre este medio.
- La interfaz debe facilitar la toma de medidas con el Electrogoniómetro.

6.5.2 Análisis de los Requisitos. Puntualmente el software debe:

- Administrar la información de una consulta a un paciente.
- Capturar la medición hecha en el Electrogoniómetro para una extremidad y articulación.

Para llevar a cabo su realización se definen las siguientes características:

- El lenguaje de programación será Java al ser un lenguaje de programación abierto, porque no necesita licencia para su instalación.

- La interfaz gráfica utilizada será Java-Swing que es ideal para aplicaciones Stand Alone, es decir no necesita conexión a ninguna red para funcionar.
- El manejador de la base de datos será Postgre SQL, y la herramienta para administrarlo será PgAdmin¹⁶.
- El modelado de la base de datos se realizará con Toad Data Modeler, que además entrega el código SQL¹⁷ que genera la base de datos.

6.5.3 Diseño. El primer paso es definir las entidades que son abstracciones del mundo real, que serán objetos del software, cada entidad posee atributos que la caracterizan, además de conectarse entre sí formando “relaciones”. Esta representación permite modelar los datos de todo el sistema que enmarca al Electrogoniómetro (Tabla 4).

Tabla 4. Entidades y Atributos del Electrogoniómetro

ENTIDADES	ATRIBUTOS
Paciente/Persona	Documento Nombres Apellidos Fecha de Nacimiento Sexo Teléfono Dirección Terapeuta
Evaluación Médica	Consecutivo Fecha Motivo de consulta Diagnostico Prescripción médica Observaciones
Segmento	Pierna Derecha Pierna Izquierda Pie Derecho Pie Izquierdo Brazo Derecho Brazo Izquierdo
Articulación	Rodilla Codo Hombro
Movimiento	Flexión Extensión

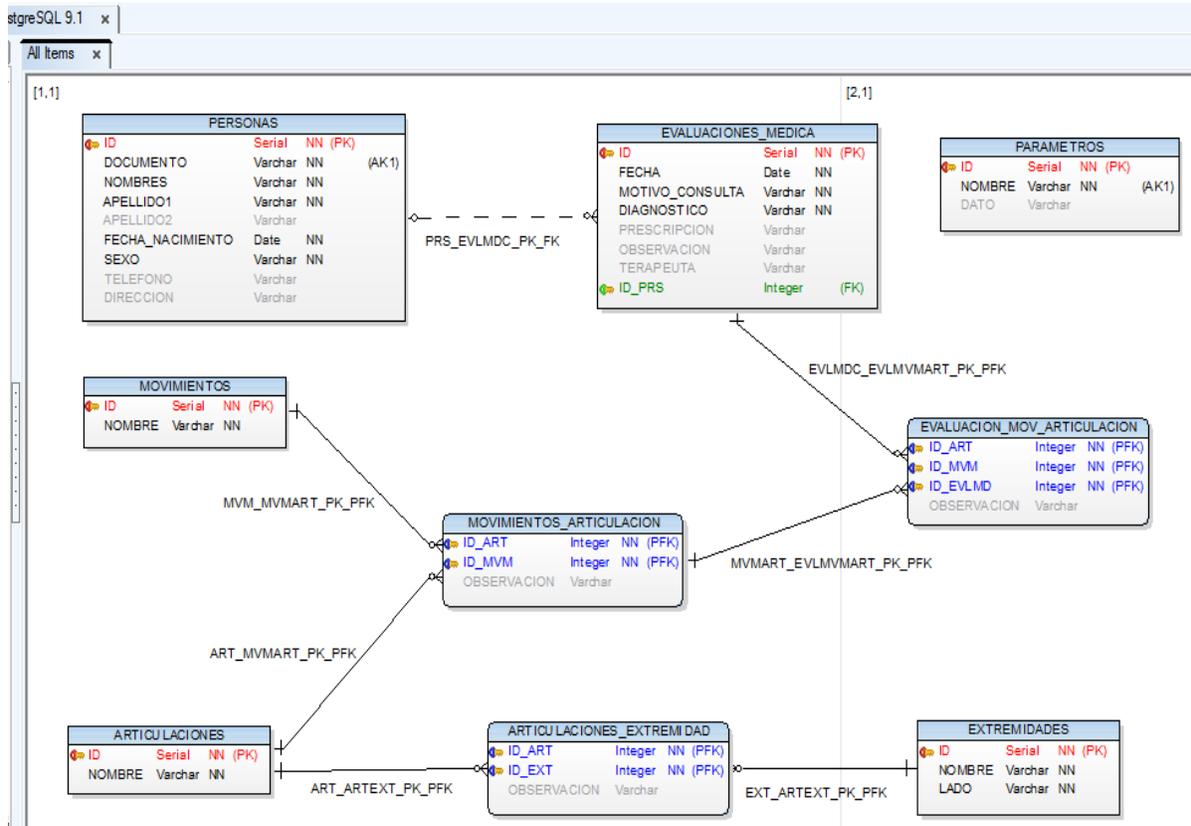
(Autores)

¹⁶ PgAdmin: Herramienta de código abierto para administración de base de datos.

¹⁷ SQL: Lenguaje de estructura de datos, que permite la gestión de base de datos, (Structured Query Language).

Una vez se tienen las entidades y sus atributos, estas se relacionan dando lugar al modelo de la base de datos (Figura 39), que soporta toda la información que se requiere visualizar en la aplicación.

Figura 39. Base de Datos del Electrogoniómetro



(Autores)

Además del diseño de bajo nivel del software donde está toda la lógica de la aplicación, es necesario realizar un bosquejo del alto nivel de la aplicación y tener una representación del aspecto que se quiere. Para esto se modelaron la pantalla donde se recopila la información del paciente (Figura 40) y la pantalla donde se hará la medición con el Electrogoniómetro (Figura 41).

Figura 40. Modelo de Pantalla que Recopila Información del Paciente

Paciente	
	<input type="button" value="Guardar"/> <input type="button" value="Editar"/> <input type="button" value="Eliminar"/> <input type="button" value="Limpiar"/> <input type="button" value="Evaluar"/>
Documento	<input type="text"/> <input type="button" value="Buscar"/>
Nombres	<input type="text"/>
Apellidos	<input type="text"/>
Fecha de Nacimiento	<input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/>
Sexo	<input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> F
Teléfono	<input type="text"/>
Dirección	<input type="text"/>
Terapeuta	<input type="text"/>

(Autores)

Figura 41. Modelo de Pantalla donde se tomará la medición hecha por el Electrogoniómetro.

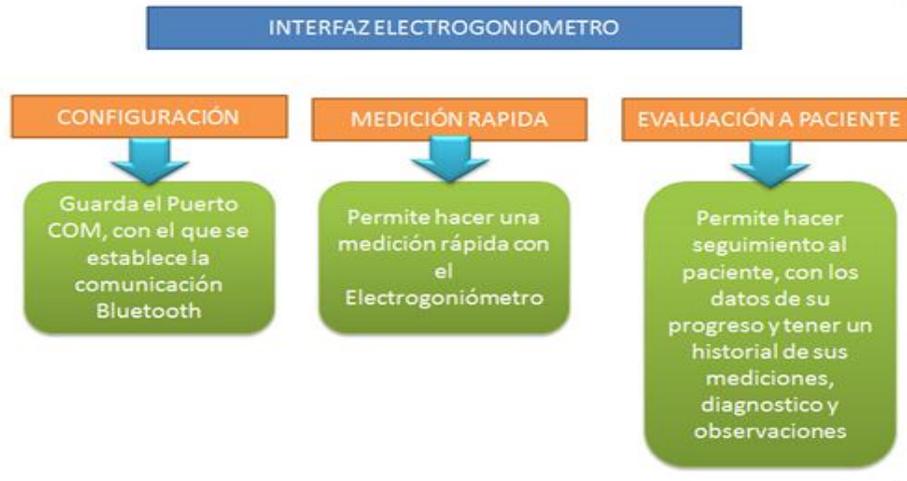
Documento				
Nombre Completo	<input type="text"/>			
Fecha	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="button" value="Medición"/>
Motivo de Consulta	<input type="text"/>			
Diagnostico	<input type="text"/>			
Prescripción	<input type="text"/>			
Observación	<input type="text"/>			
Dispositivo	<input type="text"/>			
Extremidad	<input type="text"/>	<input type="button" value="v"/>	Articulación	<input type="text"/>
				<input type="button" value="v"/>
Movimiento				
* Flexión	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
* Extensión	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	

(Autores)

6.5.4 Codificación. Para la realización del código se utilizó el Software Netbeans como entorno de desarrollo. Como ya se había mencionado el lenguaje de programación utilizado fue Java con interfaz gráfica Java Swing. Otro aspecto importante fue la librería utilizada para establecer comunicación Bluetooth con el Electrogoniómetro, el nombre de la librería es RXTX y permite emular un perfil de

puerto serial el cual es utilizado por el módulo KC21. El software se desarrolló para hacer una evaluación articular completa o para hacer una medición rápida (Figura 42).

Figura 42. Esquema de Funcionamiento Interfaz Electrogoniómetro



(Autores)

6.5.4.1 Pantalla principal. Es la pantalla de inicio del software (Figura 43). En ella hay tres opciones: la primera es Iniciar, que lleva al modo donde se hace la evaluación y seguimiento del paciente, la siguiente opción es Medición que hace la toma de una medida rápida y por último Configuración, donde se selecciona el puerto COM que establece la comunicación con el módulo Bluetooth.

Figura 43. Pantalla Principal

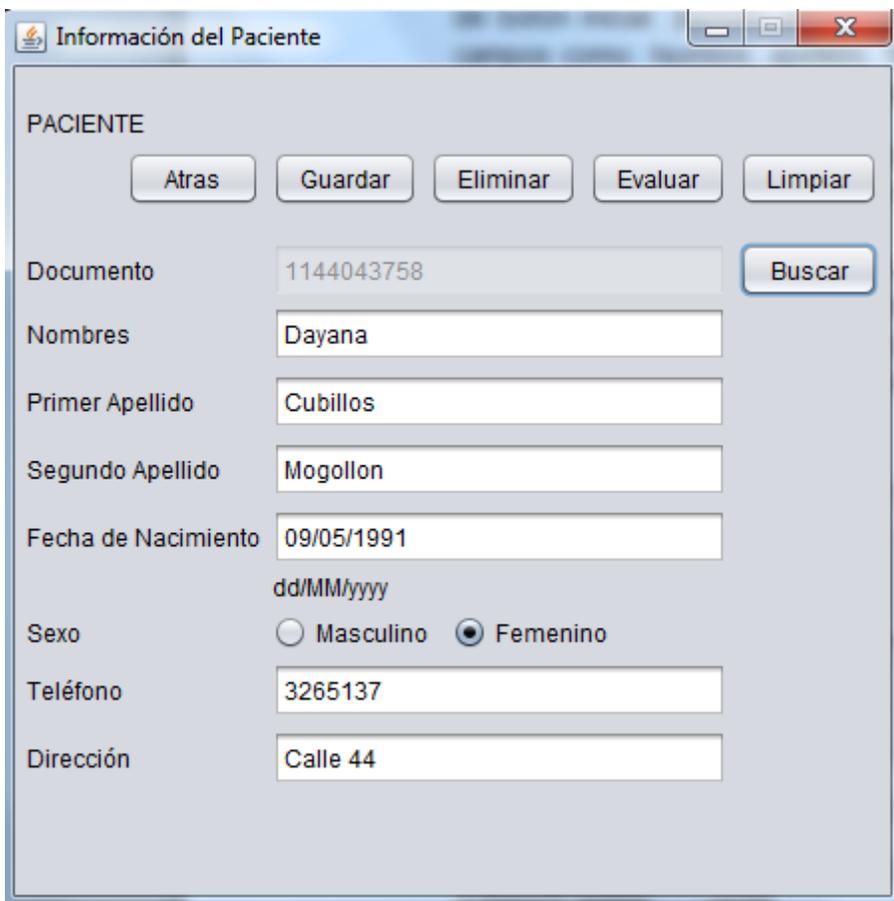


(Autores)

6.5.4.2 Pantalla de Paciente. Se accede a ella desde la pantalla principal a través de botón iniciar, permite almacenar y consultar toda la información de un paciente, campos como: nombre, apellido, fecha de nacimiento, género y datos de contacto (Figura 44). En ella se encuentran las opciones:

- Atrás: Retorna a la pantalla principal.
- Guardar: Guarda cualquier campo de los antes mencionados por primera vez o como modificación.
- Eliminar: Elimina la información del paciente.
- Evaluar: Transporta a la pantalla donde se realiza la medición.
- Limpiar: Limpia todos los campos para realizar una consulta a otro paciente.
- Buscar: Permite consultar los datos de un paciente con el número de Cedula.

Figura 44. Pantalla de Paciente



The screenshot shows a window titled "Información del Paciente" with a standard Windows-style title bar. The main content area is titled "PACIENTE" and contains several input fields and buttons. At the top, there are five buttons: "Atrás", "Guardar", "Eliminar", "Evaluar", and "Limpiar". Below these, there is a "Documento" field with the value "1144043758" and a "Buscar" button to its right. The "Nombres" field contains "Dayana", "Primer Apellido" contains "Cubillos", "Segundo Apellido" contains "Mogollon", "Fecha de Nacimiento" contains "09/05/1991" with a "dd/MM/yyyy" label below it, "Sexo" has radio buttons for "Masculino" and "Femenino" (with "Femenino" selected), "Teléfono" contains "3265137", and "Dirección" contains "Calle 44".

(Autores)

6.5.4.3 Pantalla de evaluación y/o Consulta. Se accede a ella desde la pantalla de Paciente, permite guardar toda la información relacionada con esa consulta, fecha, motivo de consulta, diagnóstico y observaciones; o simplemente consultar una sesión antes hecha (Figura 45). Para esto tiene tres mandos principales que son:

- Atrás: Retorna a la pantalla de Paciente.
- Guardar: da inicio a una evaluación, para esto lo primero que se debe hacer es ingresar la fecha y un motivo de consulta, al dar guardar se habilitan los demás campos de la evaluación como: diagnóstico, prescripción, observación y también se habilita el campo de medición en donde se encuentra:
 - ✓ El botón *Conectar* que enlaza la interfaz con el Electrogoniómetro
 - ✓ La selección del segmento (Codo, hombro, muñeca, rodilla, tobillo) y extremidad (Miembro superior izquierdo o Derecho, Miembro superior izquierdo o derecho) a las que se les realiza la medición
 - ✓ El movimiento que se evalúa flexión o extensión
 - ✓ El botón *Capturar* medición, que va tabulando las mediciones enviadas por el Electrogoniómetro
 - ✓ El botón *Limpiar*, que deja la pantalla totalmente vacía para hacer otra evaluación al mismo paciente
 - ✓ El botón *Guardar Medición* que guarda los diferentes campos de la evaluación y las mediciones hechas.
- ✓ Consultar: Busca una evaluación hecha anteriormente a un paciente.

Figura 45. Pantalla de Evaluación

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 28/09/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta
PRUEBAS

Diagnostico
PRUEBAS

Prescripción
PRUEBAS

Observación

Se guardo exitosamente

Dispositivo COM26 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

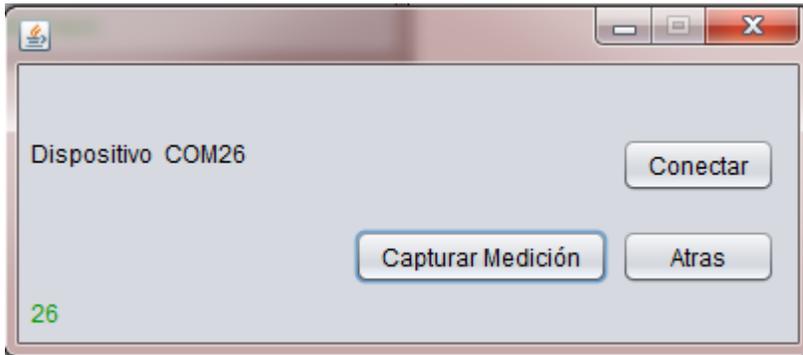
	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	35	36	
Extensión			

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

6.5.4.4 Pantalla de medición rápida. Se accede a ella desde la pantalla principal, permite hacer una medición rápida sin asociar datos a ningún paciente (Figura 46). Primero se establece la conexión con el Electrogoniómetro (botón conectar), para tomar una o varias medidas se pulsa capturar medición y mostrara el desplazamiento angular del último dato tomado. Para volver a la pantalla principal se pulsa atrás.

Figura 46. Pantalla de Medición Rápida



(Autores)

6.5.4.5 Pantalla de configuración. Es para configurar el puerto a través del cual el Bluetooth del Electrogoniómetro establece comunicación con el PC (Figura 47). Esta configuración solo es necesaria la primera vez que se conecta el dispositivo al computador, ya que las siguientes veces el ordenador siempre usa el mismo puerto COM.

Figura 47. Pantalla de Configuración



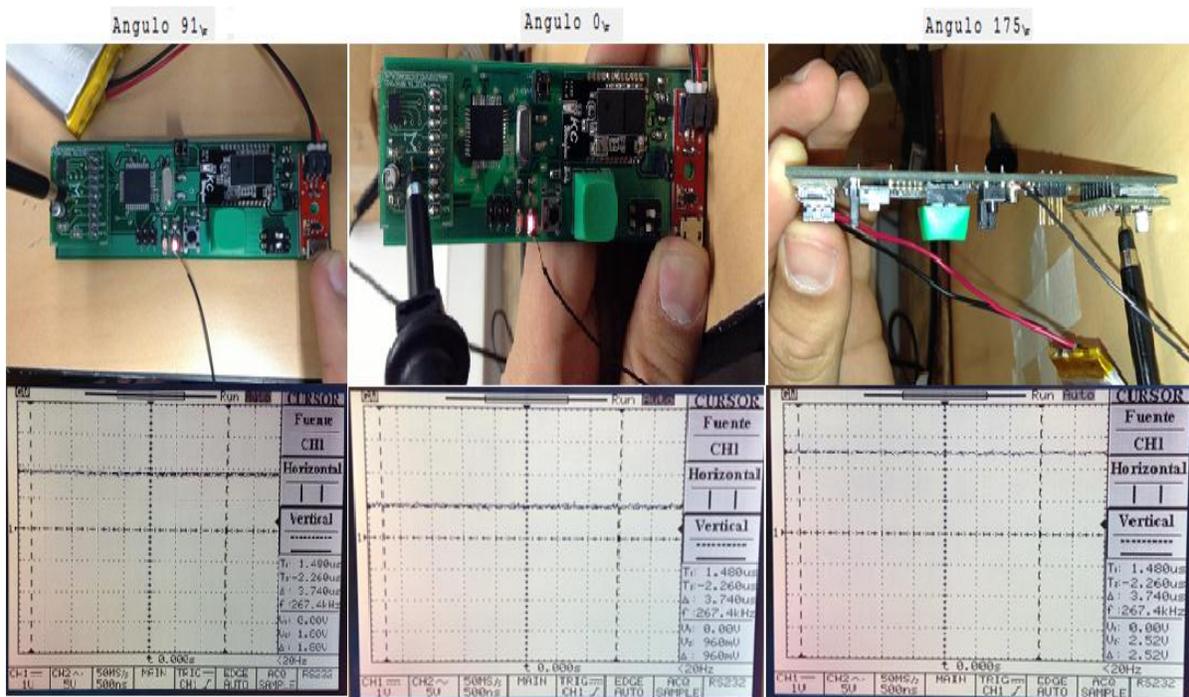
(Autores)

7. PRUEBAS Y VALIDACIÓN

7.1 PRUEBAS DE ELECTROGONIÓMETRO

Al momento de realizar las pruebas, se obtienen resultados muy acertados del Electrogoniómetro con un error en la medición de $\pm 1^\circ$ sexagesimal. En las siguientes imágenes se observan algunas pruebas hechas con un transportador, de esta manera se realiza la primera validación y prueba del equipo. En la Figura 48, se observa el equipo en un ángulo de 0° , Inclinación a -90° y 90° , cabe mencionar que los ángulos repetidos se encuentran en los primeros y últimos 10 conteos.

Figura 48. Niveles de Voltaje para Inclinaciones a 90° , 0° y 180°

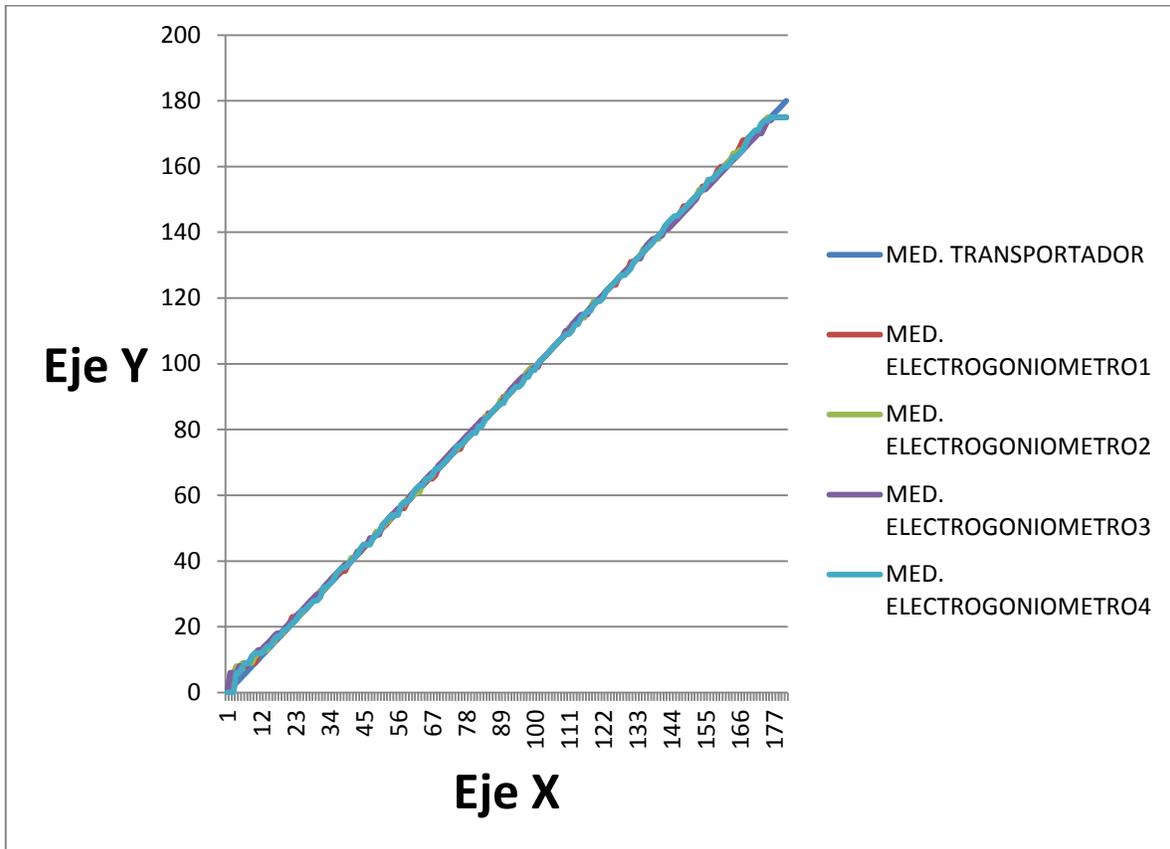


(Autores)

Para validar la funcionalidad del equipo se realizaron 4 pruebas midiendo todo el espectro de 0° a 180° , obteniendo buenos resultados cuyo error oscila en $\pm 1^\circ$, esto se visualiza en la Figura 49, en donde se observa que la respuesta del equipo es muy acertada. Cabe resaltar que en los ángulos de 0° a 12° sexagesimales y 169° a 180° sexagesimales se obtiene un error de 6° a 8° . Esto se debe a la

resolución del Micro-controlador, cuyas variaciones de voltaje son muy pequeñas y el conversor no alcanza a percibir el cambio. Para dar solución a este problema, se debería adquirir un Micro cuya resolución como mínimo sea de 14 bits, con la intención de que el equipo sea mucho más sensible a variaciones y abarque un rango mucho más amplio.

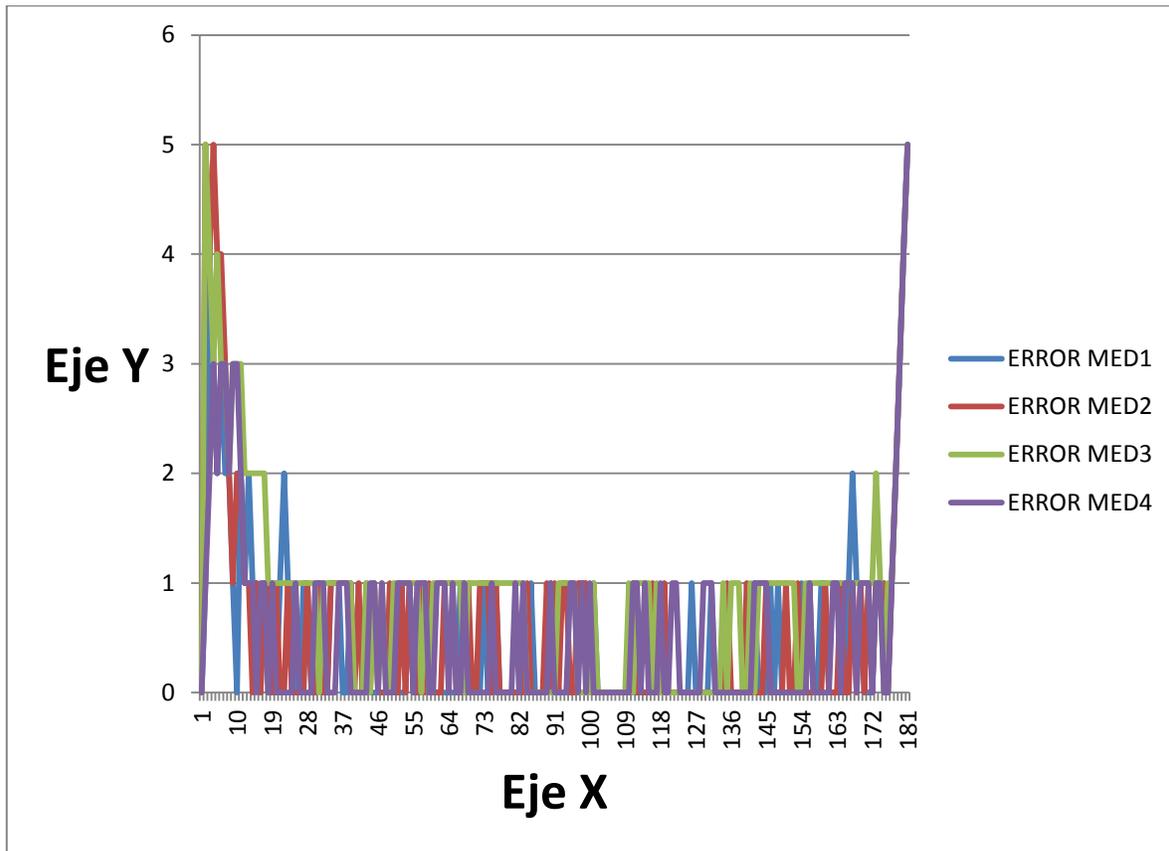
Figura 49. Grafica de Respuesta de Electrogoniómetro Vs Transportador



(Autores)

Para visualizar de una mejor manera los errores obtenidos en cada una de las mediciones, se observa en la Figura 50, ángulos versus error. Se observa que el equipo se estabiliza luego de sobrepasar los ángulos iniciales y antes de llegar a los finales, es decir, el error se mantiene en $\pm 1^\circ$ sexagesimal. Por otra parte, se observa que el equipo se desestabiliza de 0° a 12° aproximadamente y de 169° a 180° , debido a la sensibilidad del Micro-controlador cuyos cambios no es posible detectar por la resolución del conversor.

Figura 50. Error VS Ángulos



(Autores)

7.2 PRUEBA EN SESIÓN DE FISIOTERAPIA

Para la validación del dispositivo con un especialista que lo usa como herramienta de trabajo se hace una sesión de prueba con una fisioterapeuta (ver Anexo F). En el manual de usuario Anexo D, se explica el funcionamiento del Electrogoniómetro tanto en hardware como en software y se procede a hacer una evaluación de los arcos de movilidad para codo izquierdo en flexión, y hombro izquierdo en flexión y extensión.

Figura 51. Sesión de Evaluación Con el Electrogoniómetro



(Autores)

Para la prueba el nombre del paciente es Edwin (Figura 51), por lo cual se guardaron los datos y se procedió a la Evaluación (Figura 52). Primero se realizó la medición del arco del codo izquierdo en flexión, como se observa en la Figura 53, fueron tomadas tres medidas que oscilaron entre 140° y 141° , la variación depende de la exactitud en que se toman la posición inicial y final de la medida. Para el criterio de la fisioterapeuta que hizo la prueba el valor es coherente ya que el límite para flexión de codo es de 150° .

Figura 52. Datos Paciente Prueba sesión Fisioterapia

Información del Paciente

PACIENTE

Atras Guardar Eliminar Evaluar Limpiar

Documento 1144151665 Buscar

Nombres Edwin Arlex

Primer Apellido Torres

Segundo Apellido Stuart

Fecha de Nacimiento 11/07/1991
dd/MM/yyyy

Sexo Masculino Femenino

Teléfono 3735528

Dirección calle 64 # 12a bis 10

(Autores)

Figura 53. Evaluación Codo Izquierdo en Flexión

1144151665
Edwin Arlex Torres Stuart

Atras Guardar Consultar

Fecha 05/10/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta

EVALUACIÓN

Dispositivo COM15 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	140	141	141
Extensión			

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

Diagnostico

Prescripción

Observación

Se guardo exitosamente

(Autores)

La segunda parte fue la evaluación del hombro izquierdo en flexión y extensión, para esta se tomaron dos medidas a criterio de la Fisioterapeuta y los resultados como se puede ver en la Figura 54 fueron en flexión de 162° y 164°, y en extensión de 40°. Estas mediciones también fueron satisfactorias para el concepto de la especialista puesto que lo esperado en flexión era un ángulo no mayor a 180° y en extensión a 60°.

Figura 54. Evaluación Hombro Izquierdo en Flexión y Extensión

1144151665
Edwin Arlex Torres Stuart

Atras Guardar Consultar

Fecha 10/05/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta

EVALUACIÓN

Dispositivo COM15 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación HOMBRO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	162	164	
Extensión	40	40	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

Diagnostico

Prescripción

Observación

(Autores)

7.3 PRUEBA DE VALIDACIÓN VS UN GONIÓMETRO

Para la validación del funcionamiento se hicieron pruebas Vs. Un goniómetro análogo para hombro y codo izquierdo, para conocer la posición inicial del Electrogoniómetro, en la pantallas de evaluación (Figura 55, Figura 56, Figura 57, Figura 58, Figura 59, Figura 60) en el espacio de primera medición se toma la posición inicial y en el de segunda medición se toma la posición final.

Figura 55. 1ra medición de hombro

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta

Validación electrogoniómetro

Diagnostico

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación HOMBRO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	2	169	
Extensión	2	43	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

Figura 56. 2da. Medición de hombro

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta

Validación electrogoniómetro

Diagnostico

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación HOMBRO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	1	169	
Extensión	3	44	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

Figura 57. 3ra. Medición de hombro

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta

Validación electrogoniómetro

Diagnostico

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	5	150	
Extensión	149	6	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

Figura 58. 1ra Medición de codo

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy
Motivo de Consulta
Validación electrogoniómetro

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	5	149	
Extensión	148	7	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

Figura 59. 2da. Medición de codo

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy
Motivo de Consulta
Validación electrogoniómetro

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	3	150	
Extensión	149	6	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

Figura 60. 3ra. Medición de codo

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 23/11/2013
dd/MM/yyyy
Motivo de Consulta
Validación electrogoniómetro

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación HOMBRO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	2	170	
Extensión	2	41	

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

(Autores)

La prueba se hizo al tiempo con un goniómetro análogo, los resultados se muestran en la Tabla 5, donde además se pone cual es el valor esperado en la mediciones.

Tabla 5. Comparación de mediciones Electrogoniómetro Vs. Goniómetro

Pruebas Goniometría							
		Goniometro Posición Inicial	Goniometro Posición Final	Electrogoniometro Posición Inicial	Electrogoniometro Posición Final	Desplazamiento de Electrogoniometro	Angulo de Desplazamiento Natural
Flexión de Codo	Medición 1	0	147	3	150	147	145
	medición 2	0	146	5	149	144	145
	Medición 3	0	147	5	150	145	145
Extensión de codo	Medición 1	148	0	149	6	143	145
	medición 2	147	0	148	7	141	145
	Medición 3	147	0	149	6	143	145
Flexión de hombro	Medición 1	0	178	1	169	168	180
	medición 2	0	177	2	169	167	180
	Medición 3	0	178	2	170	168	180
Extensión de hombro	Medición 1	0	42	3	44	41	45
	medición 2	0	45	2	43	41	45
	Medición 3	0	44	2	41	42	45

(Autores)

8. RESULTADOS

- ✓ Se obtiene un Electrogoniómetro con una precisión de $\pm 1^\circ$ sexagesimal en el rango de 10° a 172° y de $\pm 5^\circ$ en el rango entre 1° - 9° y 173° - 180° , que realiza mediciones en el plano sagital. El dispositivo es portátil en el momento de tomar la medición y se debe encontrar como máximo a una distancia de 20m del computador donde se ejecuta la interfaz. El Electrogoniómetro consta de una batería que permite hacer hasta 600 mediciones sin tener que volver a ser cargada; y se alimenta a 5V y 0.7A, la entrada para la carga posee un conector MicroUSB tipo B, que es comúnmente utilizado para cargadores de Smartphones y cables de datos.
- ✓ El Electrogoniómetro posee dimensiones de: 4.3cm de ancho, 10.6cm de largo y una altura en los extremos de 2.7cm y 2.1cm en la parte central como se aprecia en la Figura 61. Tiene Un switch negro que es el encendido y apagado, un pulsador verde con el que se inicia y finaliza la toma de la medida, un pulsador de reset y un socket de programación en caso de que se quiera reprogramar.

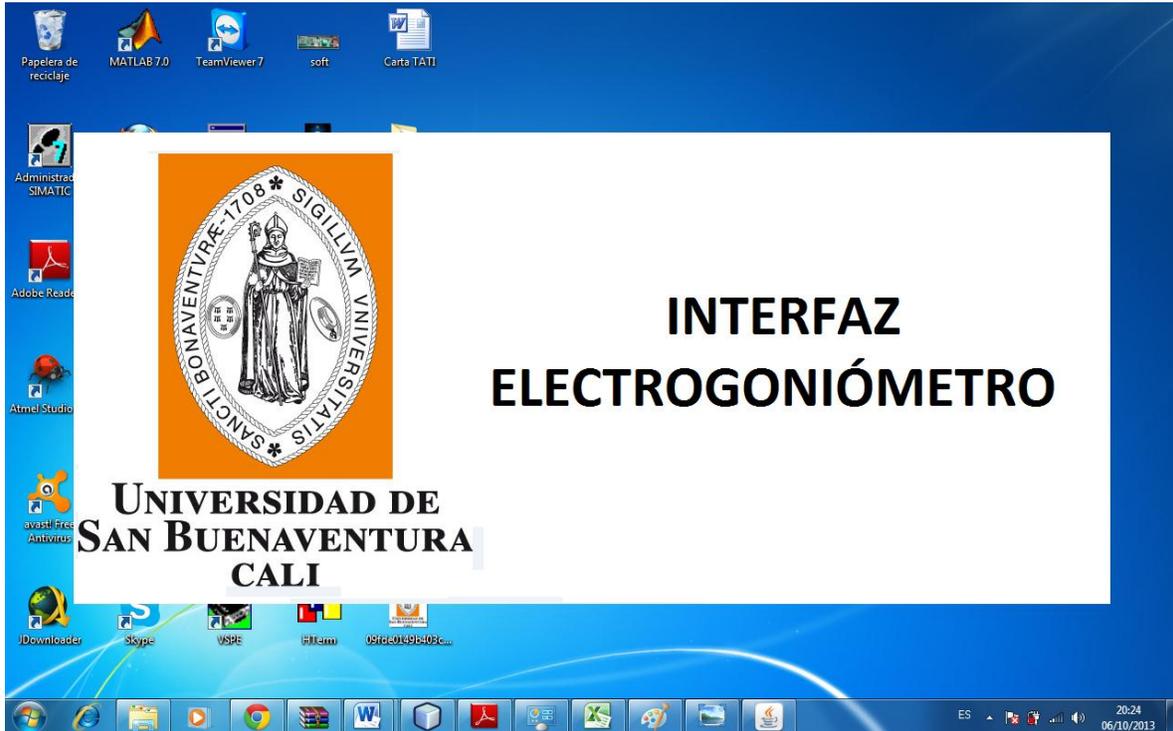
Figura 61. Electrogoniómetro Terminado



(Autores)

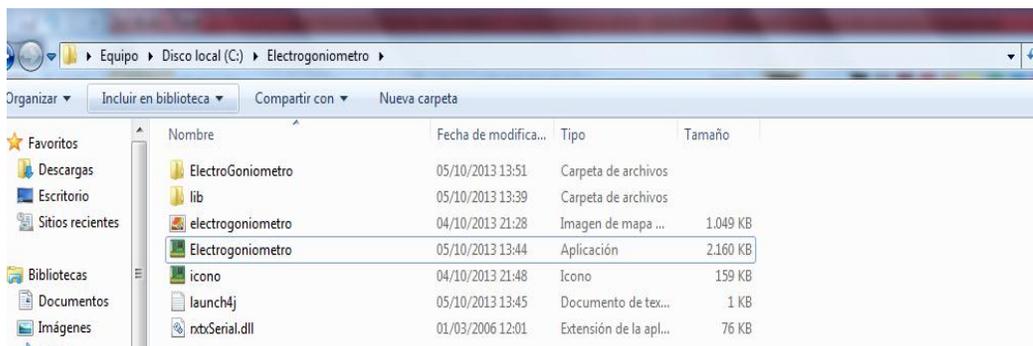
- ✓ Se obtiene una interfaz de usuario (Figura 62 y Figura 63), novedosa, fácil de usar, que agiliza la toma de la medida al terapeuta y permite guardar la información virtualmente de forma rápida y ordenada.

Figura 62. Pantalla Inicial de la Interfaz



(Autores)

Figura 63. Carpeta De archivos de la Interfaz del Electrogoniómetro



(Autores)

- ✓ Se obtiene un dispositivo con un costo mucho menor al ofrecido en el mercado, en aplicaciones similares Anexo B y Anexo E teniendo en cuenta que la mano de obra que dio origen a los diseños, la lógica, el código utilizado será reproducido y el precio disminuirá conforme aumente la producción de dispositivos pues solo se requerirán los insumos electrónicos, en donde se puede apreciar el bajo precio del dispositivo.
- ✓ Se Presenta el Electrogoniómetro, en el X Encuentro Departamental de Semilleros de Investigación, Nodo Valle del Cauca, RedCOLSI. Con comentarios muy positivos acerca del dispositivo y la recomendación de que el desarrollo sea registrado.
- ✓ Se elabora un artículo (Anexo G) donde se recopila el desarrollo hecho y se muestran los resultados obtenidos.

9. CONCLUSIONES

- Se logró desarrollar una herramienta de software y de hardware para medición de desplazamientos angulares de las articulaciones del cuerpo. Esto permitirá al especialista mayor rapidez, comodidad y practicidad al momento de hacer evaluaciones.
- Actualmente existen compañías dedicadas a la fabricación de dispositivos que miden desplazamientos angulares, pero a altos costos para el Especialista. Este proyecto fue hecho a un bajo costo (Anexo E) en sus insumos electrónicos y con un software libre, que permite proveer acceso a más usuarios a uso de tecnología biomédica.
- Se desarrolla una interfaz de usuario novedosa, con todas las características del Formato de Evaluación utilizado por los especialistas para almacenar los reportes de sus consultas, que además da orden y permite llevar un seguimiento de las sesiones hechas con el paciente.
- Los costos asociados al proyecto disminuirán considerablemente en la medida que se produzca masivamente el dispositivo, puesto que, el diseño y la codificación ya están hechos, y solo son necesarios los insumos electrónicos que para este caso resultan muy beneficiosos en comparación con otras aplicaciones similares.
- Para un funcionamiento exacto del dispositivo el Especialista debe poner atención en la posición inicial y final del mismo, para que esto no incida en el resultado de la medición.
- Cada fabricante da cierto valor de condensador para acoplar los ejes X, Y, Z del acelerómetro, fue necesario cambiar este valor por una de mayor capacitancia con la intención de evitar adhesiones de ruido en el Acelerómetro de manera que se aumente el τ de descarga del condensador y cambie la frecuencia de corte del filtro pasa bajas implementado.
- Para obtener una mayor exactitud en la medición angular se debe utilizar un conversor análogo digital cuya resolución sea al menos de 14 bits, con la

intención de aumentar el Span y así abarcar todos los conteos que identifican determinado ángulo de manera que no se repitan datos.

- Se debe de posicionar un condensador de por lo menos 10uF en la alimentación del módulo Bluetooth, con la intención de que en una transmisión la caída de tensión no sea muy grande y genere un rizado en la señal de alimentación.
- La ventaja de un Acelerómetro frente a un giróscopo en aplicaciones biomédicas es que además de medir Inclinación, es posible medir fuerza, aceleración, velocidad, posición, entre otras que facilitan el análisis del especialista.

9.1 FUTUROS DESARROLLOS Y RECOMENDACIONES

- ✓ Para futuros desarrollos en el Electrogoniómetro, se debe de tener en cuenta que los acelerómetros independientemente de la señal entregada, se pueden utilizar para medir diferentes variables del aparato locomotor.

Entre estas se encuentran:

- Ritmo de marcha o frecuencia de zancada.
 - Posicionamiento Espacial de una articulación.
 - Velocidad y aceleración.
 - Monitoria de pacientes con lesiones motores y detección de caídas.
 - Impacto del pie durante una actividad deportiva.
 - Medida de equilibrio en pacientes, etc.
- ✓ Adaptar un Display al Electrogoniómetro donde se pueda visualizar el desplazamiento de la articulación a medida que se realiza el movimiento.
 - ✓ Hacer el Electrogoniómetro configurable para que el Especialista pueda poner un tope máximo de desplazamiento y se de aviso, ya sea por medio de un Led o un sonido cuando se alcanza el valor tope.
 - ✓ Para futuras Mejoras del equipo, se debe de reducir el tamaño con la intención de que sea lo menos incómodo para un paciente, por otra parte,

para medidas más exactas agregar un giróscopo con la intención que el error sea lo más pequeño posible. También con el mismo acelerómetro es posible implementar la medición en los planos transversal y frontal.

- ✓ Otra aplicación o mejora es volver el equipo, diseñando una aplicación para celulares en donde se puedan visualizar los desplazamientos angulares y almacenarlos en la microSD del móvil.
- ✓ Para mejorar el software se pueden hacer funciones, que permitan crear reportes en archivos PDF, imprimir la información de las evaluaciones, graficar el comportamiento de la información y cualquier otra funcionalidad que haga más práctico el trabajo del especialista.

BIBLIOGRAFÍA

- American Physical Therapy Association, D. (1982). DESIGN OF RESEARCH AND ANALYSIS OF DATA IN THE CLINIC : AN INTRODUCTORY MANUAL FOR CLINICAL RESEARCH. *Alexandria, Va. : American Physical Therapy Association.*
- Atapuma Yanez, F. J. (2009). *Diseño y Construcción de un Prototipo Usando un Acelerómetro Tridimensional Para la Determinación de Movimientos de un Vehículo*. Proyecto de Grado , Escuela Politécnica Nacional, Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Quito.
- ATAPUMA Yanez, F. J. (2009). *Diseño y Construcción de un Prototipo Usando un Acelerómetro Tridimensional Para la Determinación de Movimientos de un Vehículo*. Proyecto de Grado , Escuela Politécnica Nacional, Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Quito.
- Barrios Barrios, M. A. (2010). *Diseño e Implementación de un Localizador Espacial Para Cirugía*. Tesis Maestria, Universidad Autónoma Metropolitana, Ingeniería Biomedica, México D.F.
- Bassili, R. (2008, Diciembre 9). *El mito de las cajas de huevo como aislante acústico*. Retrieved 2012, from <http://www.detonador.org/articulos/el-mito-de-las-cajas-de-huevos-como-aislante-acustico.html>
- Beranek, L. (1996). *Acoustics*. New York: Acoustical Society of America.
- Biometrics Ltda. (n.d.). *Biometrics Ltda*. Retrieved 10 10, 2012, from <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>
- BIOMETRICS LTDA. (n.d.). *Biometrics Ltda*. Retrieved 10 10, 2012, from <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>
- Bluetooth SIG. (2013, 08 01). *Bluetooth*. Retrieved from <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Home.aspx>
- BLUETOOTH SIGH. (2013, 08 01). *Bluetooth*. Retrieved from <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Home.aspx>
- Braidot, A., Bisheimer, M., & Di Paolo, J. ((n.d)). *Desarrollo de un Equipo Para el Registro de Variables Biomecánicas Mediante Ultrasonido*. Proyecto Para Obtener Título de Ingeniero, UNER, Ingeniería, Oro Verde - Argentina.

- Braidot, A., Giménez, D., Kipen, E., & Ramos, F. (2001, 05 23). *Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado*. Memorias II Congreso Latinoamericano de Bioingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Ingeniería, La Habana Cuba.
- Bronner, S. (2004). *LIU Brooklyn*. Retrieved 10 15, 2012, from <http://www2.brooklyn.liu.edu/bbut04/adamcenter/Instrumented%20Analysis%20Website/index.html#electro>
- BRONNER, S. (2004). *LIU Brooklyn*. Retrieved 10 15, 2012, from <http://www2.brooklyn.liu.edu/bbut04/adamcenter/Instrumented%20Analysis%20Website/index.html#electro>
- Buldáin, H. M. (30 de Abril de 2010). SISTEMA BLUETOOTH PARA EL CONTROL DE DISPOSITIVOS. Pamplona, España.
- Canal de construcción. (2007). *Aislamiento acústico de una habitación*. Retrieved 2012, from <http://www.canalconstruccion.com/aislamiento-acustico-de-una-habitacion.html>
- Carrión Isbert, A. (1998). *Diseño acústico de espacios arquitectónicos*. Barcelona: Ediciones UPC.
- CESVA. (n.d.). *Calibradores*. Retrieved Junio 15, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Calibradores/t51.html>
- CESVA. (n.d.). *Dosímetros acústicos*. Retrieved Junio 14, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Dosimetros-acusticos/t50.html>
- CESVA. (n.d.). *Fuentes de ruido acústico*. Retrieved Junio 15, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Fuentes-de-ruido-acustico/t49.html>
- CESVA. (n.d.). *Limitadores - registradores*. Retrieved Junio 13, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Limitadores-registradores/t55.html>
- CESVA. (n.d.). *Sonómetros integradores*. Retrieved Junio 14, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Sonometros-integradores/t48.html>
- CESVA. (n.d.). *Transductores*. Retrieved Junio 15, 2012, from <http://www.cesva.com/es/Nuestros-productos/-Transductores/t53.html>

- Cobo Parra, P. (1997). *Control activo del ruido: Principios y aplicaciones*. Madrid: CSIC.
- Cynthia C Norkin, D. W. (2006). *Goniometría Evaluación de la movilidad articular*. Madrid, España: MARBÁN LIBROS, S.L.
- Dale R Fish, L. W. (1985). Sources of Goniometric Error at the Elbow. *PHYS THER*, 65:1666-1670.
- EDUCATION, A. P. (1982). "Design of research and analysis of data in the clinic : an introductory manual for clinical research". *Alexandria, Va. : American Physical Therapy Association*.
- Foundation, A. (n.d.). Retrieved 07 12, 2013, from Arthritis Foundation: <http://www.arthritis.org/>
- GOBIERNO DE NAVARRA. (2008). *Disposiciones mínimas de seguridad y salud de los trabajadores relativas a la exposición al ruido*. Instituto Navarro de Salud Laboral.
- GÓMEZ Ambrosi, J. (2007). *"Estudio de la Utilidad de la Acelerometría en la Determinación de la Actividad Física y su Aplicación en el Diagnostico y Tratamiento de la Obesidad"*. Pamplona.
- Gómez Ambrosi, J. (2007). *Estudio de la Utilidad de la Acelerometría en la Determinación de la Actividad Física y su Aplicación en el Diagnostico y Tratamiento de la Obesidad*. Pamplona.
- Gonzalo Arribas, M. J. (2004). *Electrónica de Potencia y Medida*. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Minas de Oviedo, Asturias (España).
- GRAVIS. (n.d.). *Gravis, Muntatges escenogràfics*. Retrieved Junio 12, 2012, from http://gravis.cat/PDF/cesva_limitadors.pdf
- Hernández Barrios, D. (2013). *Infomed*. Retrieved 11 2013, 23, from <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20594>
- Hernández V., M. A., Parada G., O., & Hernández, N. (2009). Sistema de Difusión de Mensajes de Mercadotecnia Bajo la Arquitectura Bluetooth. *Conciencia Tecnológica*, Julio-Diciembre, 39-45. .
- Humble, J., & ramjeetkaur. (2011, 12 04). *Tu Salud Natural Alternativa*. Retrieved 04 27, 2013, from Tu Salud Natural Alternativa: www.WordPress.com

- Izquierdo, M., Larión, J. L., Irujo Espinosa, M., Martínez Ramírez, M., & Gómez, M. (2008, mayo 20). Nuevas Posibilidades de Aplicación de la Acelerometría para la Valoración de la Marcha, Equilibrio y Potencia Muscular en Personas Mayores. *An. Sist. Sanit. Navar*(2), 159 - 170.
- KC Wirefree. (2011, 06 24). Class 2 Bluetooth Data Module KC-21.
- López Beltrán, E. (2004, Nivieembre). Electrogoniómetro como Dispositivo de Realimentación (Biofeedback) Para Electroestimulación Controlada. (J. Merino García, Ed.) *Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente*, II, 1 - 11.
- Mangiapelo, L. (2008). Implementing an Electrogoniometer Using Freescale's low g accelerometers. *Beyond Bits Issue IV*, 57-60.
- Mc Clanahan, N. (2010, 01 21). Retrieved 03 11, 2013, from Instructables: <http://www.instructables.com>
- Microchip, M. (2007). Low Quiescent Current.
- Moreno Tablado , A. (2006). *Seguridad en Bluetooth*. Trabajo de Grado, Universidad Pontificia Comillas, Madrid.
- Nogareda Cuixart, S., & Álvarez Valdivia, A. ((n.d.)). *Técnica Goniométrica*. Nota Técnica, Centro Nacional de Condiciones de Trabajo, Barcelona.
- Noraxon. (n.d.). *Noraxon*. Retrieved 10 10, 2012, from <http://www.noraxon.com/products/sensors/norangle.php3>
- NORAXON. (n.d.). *Noraxon*. Retrieved 10 10, 2012, from <http://www.noraxon.com/products/sensors/norangle.php3>
- Ogata, K. (1998). *Ingeniería de control moderna*. Naucalpan de Juárez: Prentice-Hall.
- OMP RACING. (2012). *OMP Racing*. Retrieved from <http://www.ompracing.it/detail.html?productcode=SC607>
- Pérez Maldonado, C. (2003). *Demodulador Digital Pata Acelerometría Dinámica*. Licenciatura Proyecto Termianal, Universidad Autónoma Metropolitana, Ingeniería Biomedica, Mexico D.F.
- Pérez Soriano, P., & Llana Belloch, S. (2007, julio). La Instrumentación en la Biomecánica Deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(2), 26-41.

- PÉREZ SORIANO, P., & LLANA BELLOCH, S. (2007, julio). La Instrumentación en la Biomecánica Deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(2), 26-41.
- Po T Wang, C. E. (2011). A durable, low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories. *Medical Engineering & Physics*, 33(546-552), 246-252.
- Ramírez, J. M., & Rosero García, E. E. (n.d.). *Sistemas de control I*. Retrieved Mayo 21, 2012, from http://objetos.univalle.edu.co/files/Sistemas_de_control_I.pdf
- Rodríguez Calvachi, O. D., & Maya Coral, R. A. (2003). *Implementación de una Red Inalámbrica Bluetooth*. Proyecto de Grado, Universidad del Valle, Ingeniería Electrónica, Cali.
- Rodríguez Villavicencio, R. ((N.D)). *Sistema de Adquisición de Marcha en Extremidades Inferiores por Medio de Acelerometría*. Proyecto de Grado, Universidad Autónoma Metropolitana, Ingeniería Biomedica.
- S. Pressman, R. (1993). *Ingeniería del Software: Un enfoque practico, 3ra Edición*. McGraw-Hill.
- S. PRESSMAN, R. (1993). *Ingeniería del Software: Un enfoque practico, 3ra Edición*. McGraw-Hill.
- SEKUR. (n.d.). *Protección auditiva*. Retrieved from <http://www.sekur.com.gt/proteccionauditivap.html>
- Semiconductors Freescale. (2011, 8). Technical Data MMA6371L.
- Shree, P., Julaine M, F., Wendy M, K., Jenny Dively, R., Mindy, O., & Michael A, P. (1985). Reliability of Gonioemtric Measurements in patients with Duchenne Muscular Dystrophy. *PHYS THER*, 65:1339-1342.
- Suárez, G. R. ((n.d.)). *Una Nueva Concepción en su Medición e Interpretación*. Universidad de Antioquia, Departamento de Educación Física, Medellín.
- Villa Moreno, A., Gutiérrez gutiérrez, E., & Pérez Moreno, J. C. (2008, abril 28). Consideraciones Para el Análisis de la Marcha Humana. Técnicas de Videogrametría, Electromiografía y Dinamometría. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 2(3), 16-26.

- Wolf, S., & Smith, R. (n.d.). *Guía para Mediciones Electrónicas y Prácticas de Laboratorio*. (H. Acevedo Espinoza, Ed., & V. Gonzáles Pozo, Trans.) Mexico: Kathleen Schiaparelli.
- Wuille-Bille, H. (2009). *Aislamiento acústico: cómo evitar vecinos ruidosos*. Retrieved 2012, from <http://www.espacioliving.com/1124539>
- ZADRO SAFETY. (2012). *Protección auditiva: Orejeras auditivas*. Retrieved from http://www.zadrosafety.com/product_info.php?cPath=63_85&products_id=254
- ZADRO SAFETY. (2012). *Protección auditiva: Tapones desechables*. Retrieved from http://www.zadrosafety.com/product_info.php?cPath=63_84&products_id=550
- Zurdo J, M., & Calvo R, H. (2011). Valoración de una Nueva Herramienta Para el Estudio del Movimiento en la Valoración del Daño Corporal. *Trauma Fund MAPFRE*, 22(4), 219-225.

ANEXOS

Anexo A. Tabla de Medición de Articulaciones de acuerdo a la posición corporal

	Prana	Supina	Senlado	Bipedestación	
Hombro	Extensión	Flexión			
		Abducción			
		Rotación Medial			
		Rotación lateral			
Codo		Flexión			
Antebrazo					Pronación
					Supinación
Muñeca					Flexión
					Extensión
					Desplazamiento Radial
		Desplazamiento Cubical			
		Todos los Movimientos			
Mano	Extensión	Flexión	Rotación Medial		
Cadera		Abducción	Rotación Lateral		
		Aducción			
Rodilla		Flexión			
Tarso y Pie	Inversión Astragalocalcanea	Dorsiflexión	Dorsiflexión		
	Eversión Astragalocalcanea	Flexión Plantar	Flexión Plantar		
		Inversión	Inversión		
		Eversión	Eversión		
		Inversión Mediocarsiana	Inversión Mediocarsiana		
		Eversión Mediocarsiana	Eversión Mediocarsiana		
Dedos del Pie		Todos los Movimientos	Todos los Movimientos		
Columna Cervical			Flexión		
			Extensión		
			Flexión Lateral		
Columna Dorsolumbar			Rotación	Flexión	
				Extensión	
				Flexión Lateral	
Articulación Lemporomaxilar			Depresión		
			Protrusión Anterior		
			Desplazamiento Lateral		

(Cynthia C Norkin, S. 18)

Anexo B. Costo del Electrogoniómetro y Dispositivo de Adquisición de Datos Biometrics

PRODUCTOS BIOMETRICS DATALOG

UNIDAD RECEPTORA BIOMETRICS MINIDATALOG



Dispositivo de recepción de los equipos de medición como goniómetros biplanares, torsiómetros, electro-miógrafos de superficie, dinamómetro, pinzómetro, miómetro, plataformas de fuerza y sensores de fuerza y de contacto; además de dispositivos digitales para la marcación de eventos o para el inicio remoto de la captura en el dispositivo.

PRECIO UNITARIO: \$ 12.900.000

ELECTROGONIÓMETROS BIOMETRICS



Sensores de medición de ángulos entre dos extremidades superiores o inferiores en dos planos antropométricos.

PRECIO UNITARIO: \$ 1.950.000

Anexo C. Tabla que Relaciona los Ángulos y los Conteos del Micro-controlador

Angulo	Fuerza G Ideal	Voltaje Ideal	Conteo Ideal	Voltaje Real	Conteo Real
-90	-1	0,85	340	0,7515	300
-89	-0,999847759	0,850121793	340	0,751597815	300
-88	-0,999390952	0,850487238	340	0,751891313	300
-87	-0,998629721	0,851096224	340	0,752380405	300
-86	-0,997564295	0,851948564	340	0,75306494	301
-85	-0,996195	0,853044	341	0,753944712	301
-84	-0,994522254	0,854382197	341	0,755019452	302
-83	-0,992546564	0,855962748	342	0,756288832	302
-82	-0,990268535	0,857785172	343	0,757752467	303
-81	-0,987688858	0,859848914	343	0,759409909	303
-80	-0,98480832	0,862153344	344	0,761260654	304
-79	-0,981627799	0,864697761	345	0,763304139	305
-78	-0,978148263	0,86748139	346	0,765539741	306
-77	-0,974370772	0,870503383	348	0,767966779	307
-76	-0,970296477	0,873762819	349	0,770584514	308
-75	-0,965926619	0,877258705	350	0,773392148	309
-74	-0,961262528	0,880989977	352	0,776388825	310
-73	-0,956305627	0,884955498	353	0,779573635	311
-72	-0,951057424	0,889154061	355	0,782945605	313
-71	-0,945519519	0,893584385	357	0,786503709	314
-70	-0,939693598	0,898245122	359	0,790246863	316
-69	-0,933581436	0,903134851	361	0,794173928	317
-68	-0,927184894	0,908252085	363	0,798283705	319
-67	-0,920505922	0,913595262	365	0,802574945	321
-66	-0,913546553	0,919162757	367	0,80704634	322
-65	-0,906308908	0,924952873	369	0,811696526	324
-64	-0,898795191	0,930963847	372	0,81652409	326
-63	-0,891007692	0,937193847	374	0,821527558	328
-62	-0,882948781	0,943640975	377	0,826705408	330
-61	-0,874620914	0,950303269	380	0,832056063	332
-60	-0,866026628	0,957178697	382	0,837577891	335
-59	-0,857168541	0,964265167	385	0,843269212	337
-58	-0,848049351	0,97156052	388	0,849128292	339
-57	-0,838671835	0,979062532	391	0,855153346	342
-56	-0,829038851	0,98676892	394	0,861342538	344
-55	-0,819153332	0,994677335	397	0,867693984	347
-54	-0,80901829	1,002785368	401	0,874205749	349
-53	-0,798636812	1,011090551	404	0,880875848	352
-52	-0,78801206	1,019590352	407	0,887702251	355
-51	-0,777147271	1,028282183	411	0,894682878	357

-50	-0,766045755	1,037163396	414	0,901815603	360
-49	-0,754710892	1,046231286	418	0,909098252	363
-48	-0,743146136	1,055483091	422	0,916528607	366
-47	-0,73135501	1,064915992	425	0,924104406	369
-46	-0,719341105	1,074527116	429	0,93182334	372
-45	-0,70710808	1,084313536	433	0,939683059	375
-44	-0,694659662	1,09427227	437	0,947681167	379
-43	-0,681999644	1,104400285	441	0,955815229	382
-42	-0,66913188	1,114694496	445	0,964082767	385
-41	-0,656060292	1,125151766	450	0,972481262	388
-40	-0,64278886	1,135768912	454	0,981008157	392
-39	-0,629321628	1,146542698	458	0,989660854	395
-38	-0,615662697	1,157469842	462	0,998436717	399
-37	-0,601816229	1,168547017	467	1,007333073	402
-36	-0,587786441	1,179770847	471	1,016347212	406
-35	-0,573577606	1,191137915	476	1,025476388	410
-34	-0,559194054	1,202644757	481	1,03471782	413
-33	-0,544640165	1,214287868	485	1,044068694	417
-32	-0,529920372	1,226063703	490	1,053526161	421
-31	-0,515039159	1,237968672	495	1,06308734	425
-30	-0,50000106	1,249999152	499	1,072749319	429
-29	-0,484810655	1,262151476	504	1,082509154	433
-28	-0,469472572	1,274421943	509	1,092363873	436
-27	-0,453991482	1,286806815	514	1,102310473	440
-26	-0,438372101	1,29930232	519	1,112345925	444
-25	-0,422619186	1,311904651	524	1,122467173	448
-24	-0,406737538	1,32460997	529	1,132671132	453
-23	-0,390731993	1,337414406	534	1,142954695	457
-22	-0,374607426	1,350314059	540	1,153314729	461
-21	-0,35836875	1,363305	545	1,163748078	465
-20	-0,34202091	1,376383272	550	1,174251565	469
-19	-0,325568888	1,38954489	555	1,18482199	473
-18	-0,309017693	1,402785846	561	1,195456132	478
-17	-0,292372368	1,416102105	566	1,206150753	482
-16	-0,275637984	1,429489613	571	1,216902596	486
-15	-0,258819636	1,442944291	577	1,227708384	491
-14	-0,24192245	1,45646204	582	1,238564826	495
-13	-0,224951571	1,470038743	588	1,249468615	499
-12	-0,20791217	1,483670264	593	1,260416431	504
-11	-0,190809436	1,497352451	598	1,271404937	508
-10	-0,17364858	1,511081136	604	1,282430788	512
-9	-0,156434828	1,524852138	609	1,293490623	517
-8	-0,139173424	1,538661261	615	1,304581075	521

-7	-0,121869627	1,552504298	621	1,315698765	526
-6	-0,104528707	1,566377035	626	1,326840306	530
-5	-0,087155946	1,580275243	632	1,338002305	535
-4	-0,069756637	1,594194691	637	1,349181361	539
-3	-0,052336079	1,608131137	643	1,36037407	544
-2	-0,034899578	1,622080337	648	1,371577021	548
-1	-0,017452447	1,636038042	654	1,382786803	553
0	0	1,65	660	1,394	557
1	0,017452447	1,663961958	665	1,404340575	561
2	0,034899578	1,677919663	671	1,414678	565
3	0,052336079	1,691868863	676	1,425009127	570
4	0,069756637	1,705805309	682	1,435330807	574
5	0,087155946	1,719724757	687	1,445639898	578
6	0,104528707	1,733622965	693	1,455933259	582
7	0,121869627	1,747495702	698	1,466207754	586
8	0,139173424	1,761338739	704	1,476460254	590
9	0,156434828	1,775147862	710	1,486687635	594
10	0,17364858	1,788918864	715	1,496886783	598
11	0,190809436	1,802647549	721	1,507054591	602
12	0,20791217	1,816329736	726	1,517187961	606
13	0,224951571	1,829961257	731	1,527283806	610
14	0,24192245	1,84353796	737	1,537339052	614
15	0,258819636	1,857055709	742	1,547350635	618
16	0,275637984	1,870510387	748	1,557315505	622
17	0,292372368	1,883897895	753	1,567230628	626
18	0,309017693	1,897214154	758	1,577092983	630
19	0,325568888	1,91045511	764	1,586899566	634
20	0,34202091	1,923616728	769	1,596647389	638
21	0,35836875	1,936695	774	1,606333484	642
22	0,374607426	1,949685941	779	1,6159549	646
23	0,390731993	1,962585594	785	1,625508706	650
24	0,406737538	1,97539003	790	1,634991991	653
25	0,422619186	1,988095349	795	1,644401868	657
26	0,438372101	2,00069768	800	1,65373547	661
27	0,453991482	2,013193185	805	1,662989953	665
28	0,469472572	2,025578057	810	1,672162499	668
29	0,484810655	2,037848524	815	1,681250313	672
30	0,50000106	2,050000848	820	1,690250628	676
31	0,515039159	2,062031328	824	1,699160702	679
32	0,529920372	2,073936297	829	1,70797782	683
33	0,544640165	2,085712132	834	1,716699298	686
34	0,559194054	2,097355243	838	1,725322477	690
35	0,573577606	2,108862085	843	1,733844732	693

36	0,587786441	2,120229153	848	1,742263466	696
37	0,601816229	2,131452983	852	1,750576116	700
38	0,615662697	2,142530158	857	1,758780148	703
39	0,629321628	2,153457302	861	1,766873065	706
40	0,64278886	2,164231088	865	1,7748524	709
41	0,656060292	2,174848234	869	1,782715723	713
42	0,66913188	2,185305504	874	1,790460639	716
43	0,681999644	2,195599715	878	1,798084789	719
44	0,694659662	2,205727773	882	1,80558585	722
45	0,70710808	2,215686464	886	1,812961537	725
46	0,719341105	2,225472884	890	1,820209604	728
47	0,73135501	2,235084008	894	1,827327843	730
48	0,743146136	2,244516909	897	1,834314086	733
49	0,754710892	2,253768714	901	1,841166204	736
50	0,766045755	2,262836604	905	1,84788211	739
51	0,777147271	2,271717817	908	1,854459758	741
52	0,78801206	2,280409648	912	1,860897146	744
53	0,798636812	2,288909449	915	1,867192311	746
54	0,80901829	2,297214632	918	1,873343337	749
55	0,819153332	2,305322665	922	1,879348349	751
56	0,829038851	2,31323108	925	1,885205519	754
57	0,838671835	2,320937468	928	1,890913062	756
58	0,848049351	2,32843948	931	1,89646924	758
59	0,857168541	2,335734833	934	1,90187236	760
60	0,866026628	2,342821303	937	1,907120777	762
61	0,874620914	2,349696731	939	1,912212892	764
62	0,882948781	2,356359025	942	1,917147153	766
63	0,891007692	2,362806153	945	1,921922057	768
64	0,898795191	2,369036153	947	1,926536151	770
65	0,906308908	2,375047127	950	1,930988028	772
66	0,913546553	2,380837243	952	1,935276333	774
67	0,920505922	2,386404738	954	1,939399759	775
68	0,927184894	2,391747915	956	1,94335705	777
69	0,933581436	2,396865149	958	1,947147001	778
70	0,939693598	2,401754878	960	1,950768457	780
71	0,945519519	2,406415615	962	1,954220315	781
72	0,951057424	2,410845939	964	1,957501524	783
73	0,956305627	2,415044502	966	1,960611084	784
74	0,961262528	2,419010023	967	1,963548048	785
75	0,965926619	2,422741295	969	1,966311521	786
76	0,970296477	2,426237181	970	1,968900662	787
77	0,974370772	2,429496617	971	1,971314682	788
78	0,978148263	2,43251861	973	1,973552846	789

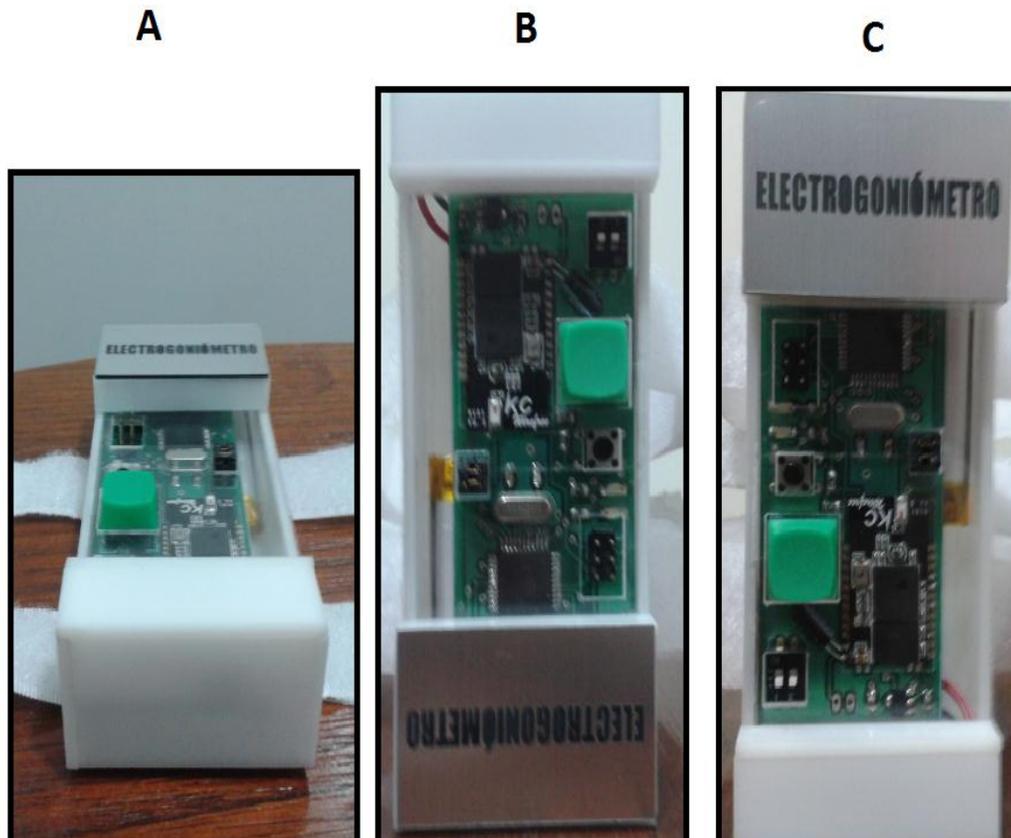
79	0,981627799	2,435302239	974	1,975614471	790
80	0,98480832	2,437846656	975	1,97749893	790
81	0,987688858	2,440151086	976	1,979205648	791
82	0,990268535	2,442214828	976	1,980734107	792
83	0,992546564	2,444037252	977	1,982083839	792
84	0,994522254	2,445617803	978	1,983254435	793
85	0,996195	2,446956	978	1,984245538	793
86	0,997564295	2,448051436	979	1,985056845	794
87	0,998629721	2,448903776	979	1,985688109	794
88	0,999390952	2,449512762	979	1,986139139	794
89	0,999847759	2,449878207	979	1,986409797	794
90	1	2,45	979	1,9865	794

Anexo D. Manual de Usuario

Para un buen manejo de este prototipo se deben de llevar a cabo los siguientes pasos:

- Encender el equipo por medio del Dip-switch negro, de esta manera se encenderá un LED que avisa el estado del dispositivo, (Rojo no calibrado).
- El siguiente paso es calibrar el equipo, esto se realiza pulsado el botón verde, para cada ángulo de calibración, se da un tiempo de espera de 5 segundos.
- Después de pulsado, inmediatamente se debe de posicionar el dispositivo sobre una superficie totalmente plana para calibrarlo a cero grados (Figura 64A), encendiendo luego de 5 segundos el LED verde, (Aviso de operación exitosa).
- Luego se debe posicionar en un ángulo de 90° (Figura 64B) y esperar nuevamente 5 segundos el encendido del LED, (Aviso de operación exitosa).
- Por último, se debe posicionar el equipo en un ángulo de -90° (Figura 64C), así de esta manera se realiza el último paso para calibrar el dispositivo, esperando nuevamente el aviso de operación exitosa.
- Luego de calibrado el equipo, los LEDS se apagan.
- cada 10 segundos, el LED rojo se enciende dando avisando que se encuentra activo.

Figura 64. Calibración Electrogoniómetro



(Autores)

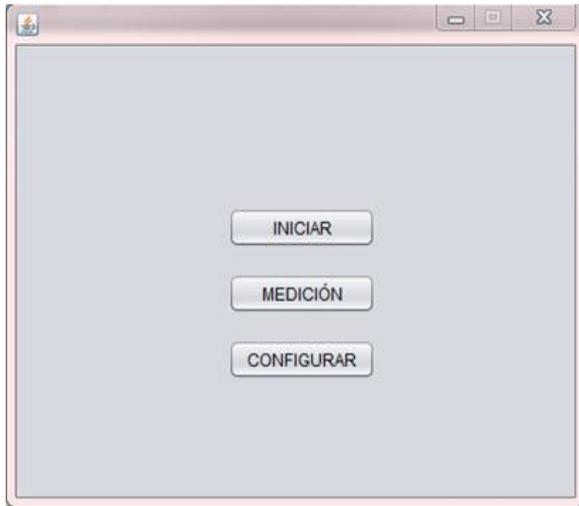
- Una vez listo el dispositivo abra la aplicación de la interfaz dando doble click en el icono de la Figura 65. Acto seguido se verá la pantalla de bienvenida de la interfaz y luego la pantalla principal Figura 66 .

Figura 65. Icono Ejecutable Interfaz

Nombre	Fecha de modifica...	Tipo	Tamaño
ElectroGoniometro	05/10/2013 13:51	Carpeta de archivos	
lib	05/10/2013 13:39	Carpeta de archivos	
electrogoniometro	06/10/2013 19:45	Imagen de mapa ...	1.703 KB
Electrogoniometro	05/10/2013 13:44	Aplicación	2.160 KB
icono	04/10/2013 21:48	Icono	159 KB
launch4j	05/10/2013 13:45	Documento de tex...	1 KB
rxSerial.dll	01/03/2006 12:01	Extensión de la apl...	76 KB

(Autores)

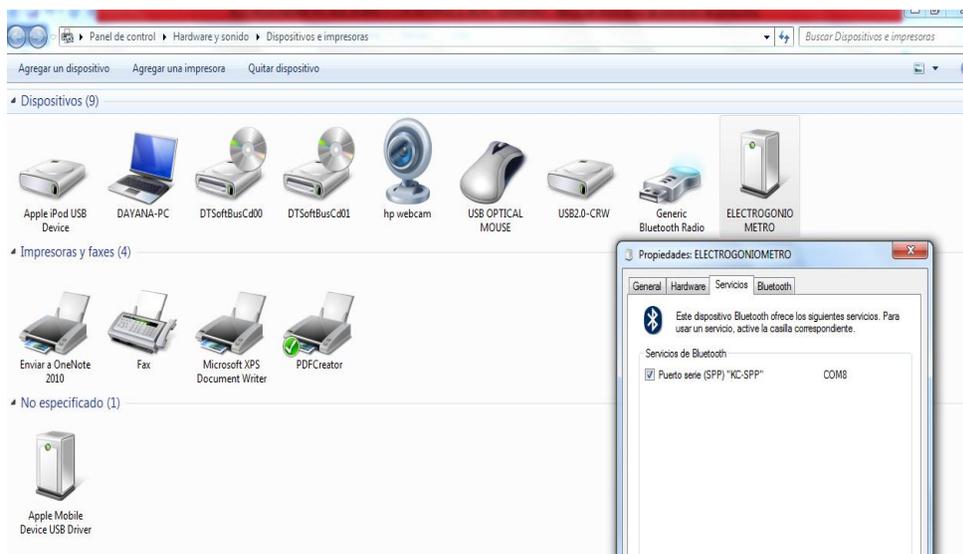
Figura 66. Pantalla Principal



(Autores)

- Lo primera vez que se utiliza el dispositivo en un computador es necesario especificar el puerto COM del bluetooth en el que queda el Electrogoniómetro, para esto se va a Inicio, Dispositivos e Impresoras, se da click derecho sobre "ELECTROGONIOMETRO", propiedades, servicios y se podrá ver el puerto que en esta caso es el COM8 (Figura 67).

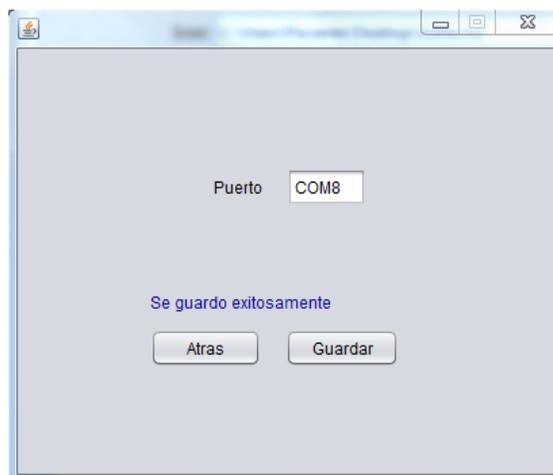
Figura 67. Puerto COM Electrogoniómetro



(Autores)

- Después de saber el COM, se da click en la pantalla principal de la interfaz en configurar y escribe el puerto Com, acto seguido se da guardar.

Figura 68. Configuración Puerto COM



(Autores)

- La interfaz permite hacer dos tipos de medición, una medición rápida a la que se accede desde la pantalla principal pulsando medición, la cual no se puede guardar ni asociar a ningún paciente; el otro modo es para la evaluación médica para esto se pulsa en iniciar y se encuentra la pantalla de paciente Figura 69 , acto seguido se digita la cedula del paciente si antes fue registrado, se podrán observar los datos, de lo contrario se da guardar y luego se pulsa evaluar.

Figura 69. Pantalla Paciente

The screenshot shows a software window titled "Información del Paciente". At the top, there are five buttons: "Atras", "Guardar", "Eliminar", "Evaluar", and "Limpiar". Below these is a "Documento" field containing "1144043758" and a "Buscar" button. The main form contains the following fields: "Nombres" (Dayana), "Primer Apellido" (Cubillos), "Segundo Apellido" (Mogollon), "Fecha de Nacimiento" (09/05/1991) with a "dd/MM/yyyy" label below it, "Sexo" with radio buttons for "Masculino" and "Femenino" (selected), "Teléfono" (3265137), and "Dirección" (Calle 44).

(Autores)

- La pantalla de evaluación permite guardar todos los campos que se visualizan en la Figura 70. Para iniciar se pulsa conectar, se muestra el dispositivo conectado y se selecciona la articulación, extremidad y medida que se desea tomar (flexión o extensión)

Figura 70. Pantalla Evaluación

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 02/10/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta
MANUAL DE USUARIO

Diagnostico

Prescripción

Observación

ELECTROGONIOMETRO CONECTADO

Dispositivo COM8 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	139	138	
Extensión			

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

- Volviendo al Electrogoniómetro se debe de posicionar el dispositivo en la articulación, de manera que, al momento de iniciar una medida se debe pulsar el botón verde para registrar la posición inicial.
- Inmediatamente, el equipo da aviso que se encuentra el modo de lectura parpadeando el LED verde.
- Para finalizar la lectura, es decir, enviar al computador el desplazamiento angular, se debe pulsar nuevamente el botón verde; inmediatamente se enciende el LED dando aviso que se transmitió el dato.
- Una vez enviado el dato desde el Electrogoniómetro se pulsa el botón capturar medición y se repite el proceso para más mediciones.

Anexo E. Costos Diseño y Desarrollo Prototipo Electrogoniómetro

COSTOS	VALOR
Asociados a la tarjeta	
Componentes Electrónicos de la tarjeta	\$ 84.271,00
Tarjeta PCB	\$ 21.539,00
Acabado	\$ 45.000,00
Convertidor USB-Bluetooth	\$ 7.000,00
Batería	\$ 23.500,00
Cargador MicroUsb+Cable	\$ 39.500,00
TOTAL INSUMOS TARJETA	\$ 220.810,00
Asociados a la Mano de Obra	
Diseño y Desarrollo Tarjeta Electrogoniometro	\$ 2.000.000,00
Diseño y Desarrollo Interfaz	\$ 2.000.000,00
Asesorías	\$ 600.000,00
TOTAL INSUMOS TARJETA	\$ 4.600.000,00
Asociados al uso de equipos de desarrollo Utilizados	
Tarjeta de Desarrollo STK600	\$ 200.000,00
Computador	\$ 100.000,00
Multimetro, Osciloscopio, Cautín	\$ 100.000,00
TOTAL INSUMOS TARJETA	\$ 400.000,00
TOTAL	\$ 5.220.810,00

Anexo F. Carta Validación Fisioterapeuta

Santiago de Cali, Octubre 05 de 2013

A quien pueda interesarle:

Por medio de la presente, me permito informarles que el día de hoy realizamos pruebas para la validación del proyecto de grado "ELECTROGONIÓMETRO INALÁMBRICO CON INTERFAZ A UN PC", que se evaluaron los arcos de movilidad para codo izquierdo en flexión, y hombro izquierdo en flexión y extensión y se obtuvieron resultados Coherentes y acordes para dicha articulación y extremidad. Que cabe resaltar el trabajo interdisciplinario realizado, y que el dispositivo en mi opinión es práctico, rápido y fácil de usar al momento de tomar la medida; la interfaz es novedosa y perfectamente podría utilizarla para una consulta en mi labor.

Quedo a su disposición para cualquier otra información que ustedes necesiten

Atentamente

Leidy Pimentel

Tatiana Pimentel

Registro Secretaria de Salud: 760254

Fisioterapeuta

Cel: 3117157911

Diseño e implementación de prototipo de un Electrogoniómetro inalámbrico con interfaz de usuario

Design and implementation of a prototype wireless electrogoniometer with User Interface

Dayana Cubillos Mogollón
Edwin Arlex Torres Stuar

Resumen

En este documento se presenta el diseño e implementación de un Electrogoniómetro Inalámbrico que realiza mediciones en el plano sagital y cuenta con interfaz a un PC. Para la medición del desplazamiento angular se utiliza un acelerómetro en base a un círculo unitario en donde el seno del ángulo medido se relaciona con la fuerza G ejercida en un plano, sea este X o Y ; esto es procesado por un micro-controlador que gestiona el envío de datos vía bluetooth a un ordenador que posee la interfaz de usuario, para la administración

de la información.

Para el proceso de desarrollo del software de la interfaz se utiliza ciclo de vida en cascada que abarca desde el análisis de necesidades iniciales, hasta la puesta en marcha de la aplicación. Durante este proceso es seleccionada la tecnología donde se elige Java como lenguaje de programación y PostgreSQL para el manejo de la base de datos de las mediciones realizadas.

Palabras clave: Electrogoniómetro, interfaz de usuario, medición angular.

DAYANA CUBILLOS MOGOLLÓN. Estudiante Investigadora, aspirante al título de Ingeniera Electrónica de la Universidad de San Buenaventura Cali, miembro del semillero de investigación de Electrónica de la Universidad de San Buenaventura Cali. **EDWIN ARLEX TORRES STUAR.** Estudiante Investigador, aspirante al título de Ingeniero Electrónica de la Universidad de San Buenaventura Cali, miembro del semillero de investigación de Electrónica de la Universidad de San Buenaventura Cali.

* *El presente artículo es resultado del trabajo de grado denominado "Electrogoniómetro inalámbrico con interfaz a un PC". Proyecto de investigación para optar al título de Ingeniero Electrónica en la Universidad de San Buenaventura de Cali.*

Abstract

This paper presents the design and implementation of a wireless electrogoniometer that does measurements in sagittal planes and includes an interface for a PC. For the measurement of the angular displacement, it's required the use of an accelerometer in reference to a unit circle in which the sine of the angle being measured relates with the G force emitted in a plane, X or Y; this is processed by a micro-controller that manages the delivery of data to a computer through bluetooth; the computer itself possesses the user interface for the administration of the information.

For the development of the interface's software, waterfall lifecycle is used and goes from the analysis of the initial requirements to the first testing of the application. Throughout this process, the technology in which Java is picked as the programming language and PostgreSQL is selected, for the handling of the data base of the measurements done.

Keywords: *Electrogoniometer, user interface, angular measurement.*

Introducción

La medición de la amplitud del movimiento angular y su desplazamiento usualmente es hecha por Goniómetros

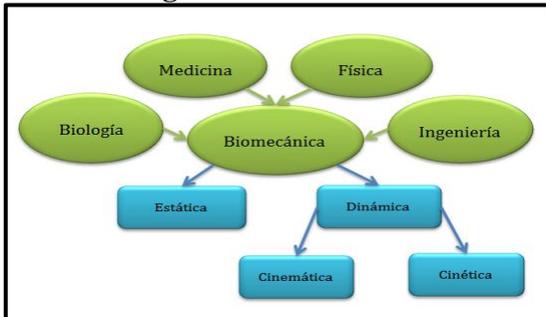
análogos. Estos presentan ciertas desventajas en la toma de datos debido al posicionamiento, transcripción errónea del desplazamiento, lentitud en el momento de realizar el procedimiento y difícil acople del dispositivo en el aparato locomotor. Una solución a esta problemática es utilizar Electrogoniómetros, cuya tecnología ha crecido tecnológicamente desde los Electrogoniómetros resistivos a los basados en circuitos integrados tipo MEMS. Estos últimos, utilizan acelerómetros como sensores para detectar la posición angular en los diferentes planos corporales, por otra parte son utilizados para medir ritmo de marcha, frecuencia de zancada, velocidad de un desplazamiento articular, posición espacial, etc.

Actualmente algunas compañías se dedican a la fabricación de Electrogoniómetros, cuyo dispositivo se encuentra ligado a un sistema de adquisición y procesamiento de datos, limitando las posibilidades de adquirirlo por parte de un especialista por su elevado costo. La relevancia del trabajo consiste en desarrollar un Electrogoniómetro inalámbrico basado en acelerómetros, con un sistema de adquisición de datos a un bajo costo.

La Biomecánica

El análisis cuantitativo del movimiento humano hace parte de la biomecánica, Figura 1. La biomecánica es el estudio de sistemas biológicos, visto desde el punto de la mecánica (BRONNER, 2004) quien cito a (Hall, 1999; Schombert, 2003).

Figura 1.
Diagrama Biomecánica



Fuente: (BRONNER, 2004)

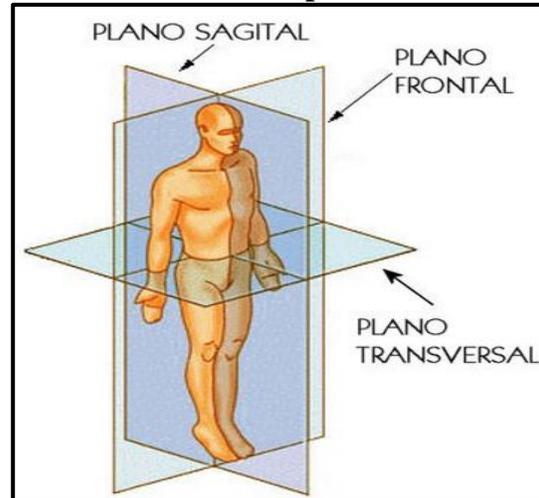
Las contribuciones de la biomecánica en el área de las ciencias de la actividad física y deportiva conllevaron al desarrollo de herramientas, técnicas instrumentales y metodologías de análisis de los movimientos y articulaciones del cuerpo, en la mayoría de los casos estas herramientas están limitadas por la variable biomecánica a medir, es decir la toma de datos de una sola variable ya sea esta posición, aceleración, velocidad, etc. (PÉREZ SORIANO & LLANA BELLOCH, 2007).

Dice (BRONNER), *“en la biomecánica, el sistema musculoesquelético humano es visto como una serie de segmentos vinculados que se definen como cuerpos rígidos...”*. La biomecánica utiliza un sistema de referencia que divide el espacio en tres ejes. Cada segmento tiene sus grados de libertad que pueden describir la ubicación y orientación.

“En otras palabras, podemos hablar de movimiento con respecto a un marco de referencia global, que incluye mover hacia delante o hacia atrás en el plano sagital, de lado a lado en el plano frontal, o hacia dentro o hacia

fuera en el plano transversal” (BRONNER, 2004), Figura 2.

Figura 2.
Planos Corporales



Fuente: (BRONNER, 2004)

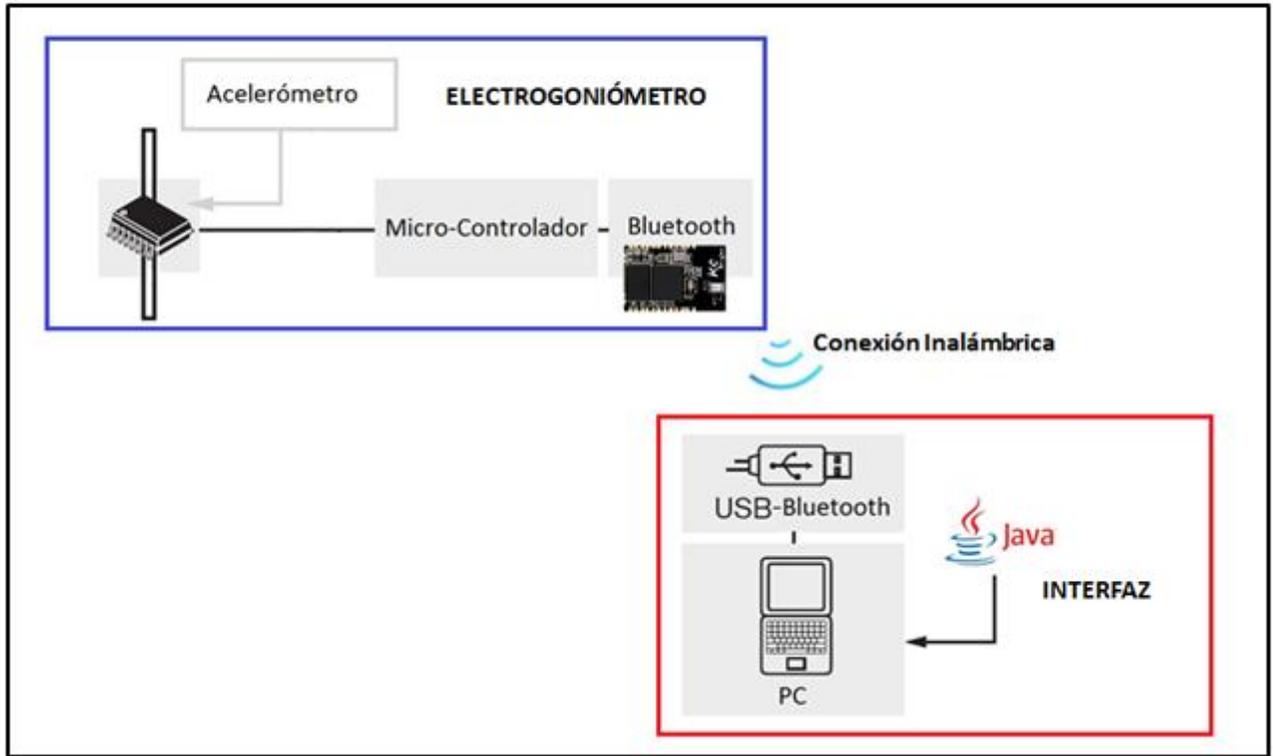
La importancia de los planos corporales dentro del desarrollo permite limitar los alcances de la medición hecha, para el caso del Electrogoniómetro que se desarrolla será en el plano sagital.

Diseño y Desarrollo del Electrogoniómetro

El Electrogoniómetro se puede dividir en dos componentes principales que son: la parte electrónica que realiza toda la medición y la interfaz con el usuario que le permite a este visualizar, administrar y hacer el seguimiento de los datos de un paciente; estos comunicados mediante un medio inalámbrico Figura 3.

Dentro del hardware electrónico se destacan: el sensor utilizado para la

Figura 3. Diagrama Conceptual Electrogoniómetro - Interfaz



Fuente: Autores

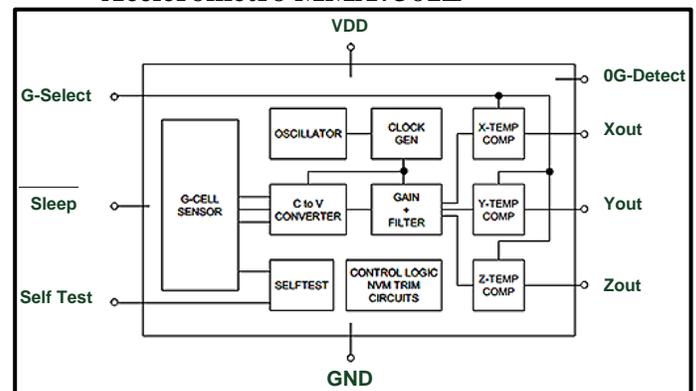
medición del desplazamiento angular en este caso un acelerómetro, el microcontrolador que capta los datos del acelerómetro y administra la información

Para su envío en este caso a través de un módulo bluetooth.

Para el Electrogoniometro Acelerometro utilizado fue el MMA7361L Figura , es un dispositivo Micro-mecanizado de baja potencia de tipo capacitivo con acondicionamiento de señal, posee un filtro de 1 polo pasa baja, compensación de temperatura, detector de caída libre, tiene un pin de selección G que permite

seleccionar entre 2 sensibilidades. Incluye un modo de reposo o bajo consumo para aplicaciones con baterías (Semiconductors Freescale, 2011).

Figura 4. Diagrama de bloques del Acelerómetro MMA7361L



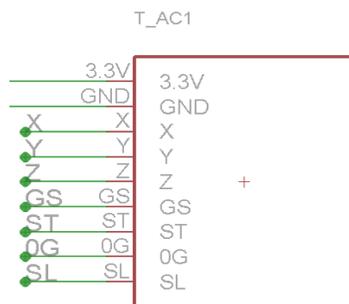
(Semiconductors Freescale, 2011)

El microcontrolador seleccionado fue el Atmega324PA por su bajo consumo de corriente, por su precio y porque entre sus características provee un voltaje de referencia interno de 2.56V que facilita la interpretación de los datos tomados del Acelerómetro.

Interpretación de los Datos del Acelerómetro

Para realizar el procesamiento de información, es necesario un conversor análogo a digital que tome la señal proveniente del acelerómetro, esta señal debe ser transformada en un dato que pueda ser leído por el Micro-controlador, de manera que, la resolución del conversor juega un papel fundamental en el procesamiento de las medidas. En la Figura 5, se observa el diagrama de conexión del acelerómetro.

Figura 5. Diagrama de Conexión de la Tarjeta Acelerómetro MMA7361L



(Autores)

El acelerómetro mide la fuerza ejercida en cada uno de sus planos con base en una variación de capacitancia en sus micro-condensadores, estas variaciones son transformadas a señales de voltaje por medio de puentes capacitivos, es aquí, donde el conversor A/D, realiza la lectura de estas señales y las convierte en un dato

que es posible interpretar con el Micro-controlador. La forma de interpretar estos depende del programador ya que es posible obtener un amplio abanico de medidas como puede ser la inclinación, ritmo de marcha, velocidad, aceleración, vibraciones e infinidad de variables que de forma indirecta es posible adquirir.

Este trabajo se enfoca en la lectura de inclinación de las articulaciones del cuerpo, de manera que, se puede determinar el ángulo de movimiento de una articulación de un paciente que sufre de algún tipo de lesión motora. Para el caculo de inclinación el procedimiento se basa en una circulo unitario, en donde el seno del ángulo se relaciona con la fuerza G ejercida en un plano, sea este X o Y.

Según sea el estado del pin G Select (GS), es posible configurar la fuerza G, si el pin se encuentra como activo alto se ejercen en sus paredes fuerzas de $\pm 6G$, de lo contrario si se encuentra en un estado activo bajo $\pm 1G$.

Al posicionar el acelerómetro sobre una superficie totalmente plana en sus paredes no se ejercen fuerzas, a excepción del eje Z que se encuentra en $-1G$, si este se inclina a 90° sexagesimales sea en X o Y, aparecerá $1G$, de igual manera si se aplica una inclinación en los -90° se obtendrá el valor de $-1G$.

De la Ecuación 1, se obtiene la G ideal del acelerómetro según el ángulo, es decir, se relaciona la fuerza G con la inclinación del acelerómetro:

Ecuación 1. Conversión de ángulo a Fuerza G.

$$G_{ideal} = \text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * \text{Angulo}\right)$$

En el siguiente ejemplo, Ecuación 2, se observa como varía la G dependiendo del ángulo de inclinación:

Ecuación 2. A) Inclinación a 90°, B) Inclinación a 0°, C) Inclinación a -90°.

A) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * 90^\circ\right) = 1$

B) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * 0^\circ\right) = 0$

C) $\text{sen}\left(\frac{\pi}{180} * -90^\circ\right) = -1$

Así de esta manera, se puede obtener una tabla de ángulo versus fuerza en un estado ideal. Para trabajar con valores reales se debe de realizar una calibración con el acelerómetro, primero se debe posicionar el integrado en una superficie totalmente plana equivalente a cero grados (0°), luego inclinarlo a noventa grados (90°) y por último a menos noventa (-90°), estos niveles de voltaje deben ser almacenados para luego hallar las desviaciones. Se debe aplicar la Ecuación 3, para obtener la desviación real del acelerómetro.

Ecuación 3. A) Desviación a 90° sexagesimales, B) Desviación a -90° sexagesimales.

A) $V_p = V_{90^\circ} - V_{0^\circ}$

B) $V_n = V_{0^\circ} - V_{-90^\circ}$

En el siguiente paso, se obtiene el voltaje proporcional a la inclinación del acelerómetro, es decir, se realiza un barrido de todas las G de -90° a 90°,

obteniendo así el voltaje equivalente para cada ángulo. Ver Ecuación 4:

Ecuación 4. A) Voltaje real de 0G a 1G, B) Voltaje real de 0G a -1G.

A) $V_{real} = V_{0^\circ} + (G_{ideal} * V_p)$

B) $V_{real} = V_{0^\circ} + (G_{ideal} * V_n)$

Por último, se debe convertir este nivel de voltaje en conteos usando la Ecuación 5.

Ecuación 5. Conversión a conteos.

$$\text{conteo} = \left(\frac{\text{Bit ADC}}{V_{ref}} * V_{real}\right)$$

Los conteos deben compararse con los datos leídos del conversor análogo a digital, así es posible obtener la posición angular de la articulación. Los conteos son almacenados en un arreglo del Micro-controlador.

Al momento de leer los niveles de voltaje en el acelerómetro, se debe de tener muy en cuenta las adhesiones de ruido, por tanto si el filtro que recomienda el fabricante no es suficiente, se debe de implementar un filtro pasa bajas a una frecuencia menor a la recomendada, en la Ecuación 6, se observa el tao de descarga del condensador donde R la da el fabricante, seguido de la frecuencia de corte del filtro. Los cálculos realizados para el cambio de filtro son los siguientes:

Ecuación 6. A) Tao de Descarga, B) Frecuencia de Corte Filtro Pasa Bajas.

A) $\tau = R * C \quad \tau = 32K * 1\mu F$
 $\tau = 0.032s$

$$B) \quad F_C = \frac{1}{2\pi RC} \quad F_C = \frac{1}{2\pi(32K * 1\mu F)}$$

$$F_C = 4.9735 \text{ Hz}$$

Para la programación de Microcontrolador el lenguaje utilizado es Bascom AVR, esto se debe a la gran cantidad de funciones que tiene implementadas, la sintaxis es muy fácil de entender y no requiere de arduos esfuerzos para iniciar la programación. Posee casi toda la capa HAL implementada, de manera que, si en algún momento se requiere migrar a un Microcontrolador más grande, será transparente para el programador, adicionalmente, es posible programar en ensamblador y acceder a los registros directamente, si fuera necesario.

Alimentación del Electrogoniómetro

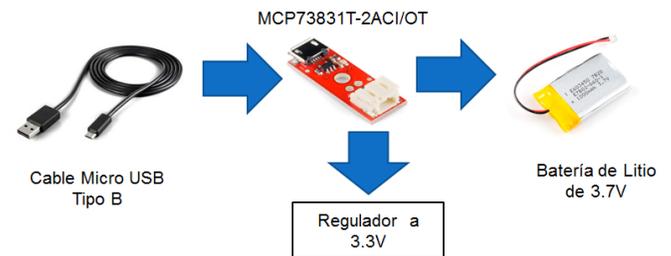
La etapa de alimentación Figura 6, juega un papel muy importante en el desarrollo del equipo, de esta depende el buen funcionamiento del sistema y el tiempo de vida útil antes de agotar la batería.

Uno de los parámetros u objetivos es el diseño de un equipo a bajo consumo y de tamaño reducido, por ende, las dimensiones de la batería deben ser relativamente pequeñas. El voltaje no debe ser muy elevado, es decir, debe ser el necesario para que el dispositivo entre en funcionamiento, así que se optó por una batería de litio recargable de 3.7 Voltios a 1000 mA.

Ahora, la pregunta es ¿porque razón se escogió de 3.7V?, La razón de esta selección se debe a que todo el equipo es

de bajo consumo y se alimenta a 3.3V, el consumo de corriente es relativamente bajo alrededor de 12mA sin transmitir información, cuando se transmite consume unos 40mA, así que, el tiempo de vida del equipo es aproximadamente de 3 días.

Figura 6. Esquema de alimentación del Electrogoniómetro



Fuente: Autores

El siguiente paso, es la selección del regulador cuyo voltaje de salida debe ser de 3.3 Voltios, para esto se utiliza el el Low Dropout MCP1700, cuya tolerancia de entrada es del 3% para lograr sostener los 3.3 Voltios en la salida, es decir, en los terminales de entrada como mínimo deben haber 3.399 Voltios, este cálculo se determina con la Ecuación 7, donde V_R Equivale a 3.3V, por otra parte el flujo de corriente máximo es de 250mA, lo suficiente para alimentar el equipo sin ningún problema.

Ecuación 7. Calculo de Voltaje de Entrada Mínimo para el MCP1700

$$V_{in} \geq (V_R + 3\%)$$

(Microchip, 2007, pág. 3)

Otro aspecto que se tuvo muy en cuenta es el cargador de la batería, el integrado que realiza esta acción es el MCP73831T-2ACI/OT de microchip, este integrado se adquirió en una tarjeta prototipo que viene con conector Micro-USB tipo B, que es la entrada que normalmente utilizan los cables de datos de Smartphones y otros dispositivos electrónicos.

Comunicación

Electrogoniómetro – Interfaz

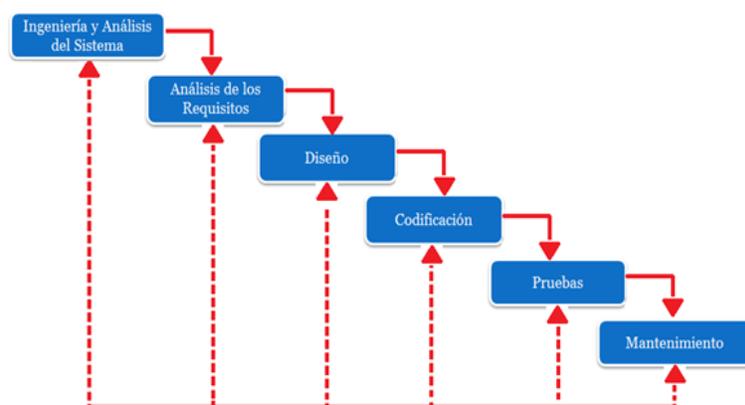
Como se mencionó anteriormente la tecnología utilizada para enviar los datos medidos por el Electrogoniómetro a la interfaz fue: Bluetooth). Para esto desde el Electrogoniómetro se utilizó el modulo KC-21, el cual está conectado a una UART del microcontrolador que administra el envío de la información; para el caso de la interfaz esta debe ser ejecutada en un computador que tenga puerto bluetooth integrado o un puerto USB, ya que en tal caso el Electrogoniómetro cuenta con un adaptador USB-Bluetooth.

Para empezar a hacer el envío de datos desde el Electrogoniómetro es necesario configurar ciertos parámetros que son requeridos por la interfaz para establecer la comunicación, estos parámetros son usualmente requeridos en cualquier comunicación serial: Los bauds, los bits de información, los bits de parada y si tiene alguna paridad; por lo tanto es necesario la primera vez utilizar comandos AT para la configuración del Bluetooth.

Modelo de Desarrollo de la Interfaz

El segundo componente del Electrogoniómetro es la Interfaz de Usuario, que es un Software y por lo tanto sigue un proceso para su desarrollo, que también es conocido como ciclo de vida de Software. Este permite ordenar los pasos y/o actividades para tener como fin el Software. Existen varios modelos entre los que se destacan: el modelo en cascada, modelo en espiral, modelo iterativo e incremental y el modelo ágil. Para este proyecto nos centramos en el modelo en cascada Figura 7 que es el utilizado para desarrollar la interfaz del Electrogoniómetro.

Figura 7. Ciclo de Vida Modelo en



Cascada con Retroalimentación Adaptación (S. PRESSMAN, 1993)

El modelo en cascada se desarrolla teniendo en cuenta un conjunto de fases metodológicas, permitiendo así un mayor control en su ejecución. En las fases se plantearon las siguientes descripciones:

Ingeniería y Análisis del Sistema. Existe la necesidad de capturar la información proporcionada por un Electrogoniómetro

inalámbricamente en evaluaciones de desplazamientos angulares del cuerpo humano.

- El Electrogoniómetro utiliza la tecnología Bluetooth para el envío de la información por lo que la interfaz debe recibir los datos sobre este medio.
- La interfaz debe facilitar la toma de medidas con el Electrogoniómetro.

Análisis de los Requisitos. Puntualmente el software debe:

- Administrar la información de una consulta a un paciente.
- Capturar la medición hecha en el Electrogoniómetro para una extremidad y articulación.

Para llevar a cabo su realización se definen las siguientes características:

- El lenguaje de programación será Java al ser un lenguaje de programación abierto, porque no necesita licencia para su instalación.
- La interfaz gráfica utilizada será Java-Swing que es ideal para aplicaciones Stand Alone, es decir no necesita conexión a ninguna red para funcionar.
- El manejador de la base de datos será PostgreSQL, y la herramienta para administrarlo será PgAmin.
- El modelado de la base de datos se realizará con Toad Data Modeler, que además entrega el código SQL que genera la base de datos.

Diseño. Con base al análisis hecho, se establece una estrategia para dar una solución, se descompone y organiza la aplicación, también se realiza un diseño

de software que define: La arquitectura del software, la estructura de los datos, y la caracterización de la interfaz.

El primer paso es definir las entidades que son abstracciones del mundo real, que serán objetos del software, cada entidad posee atributos que la caracterizan, además de conectarse entre sí formando “relaciones”. Esta representación permite modelar los datos de todo el sistema que enmarca al Electrogoniómetro Tabla 1.

Tabla1. Entidades y Atributos del Electrogoniómetro

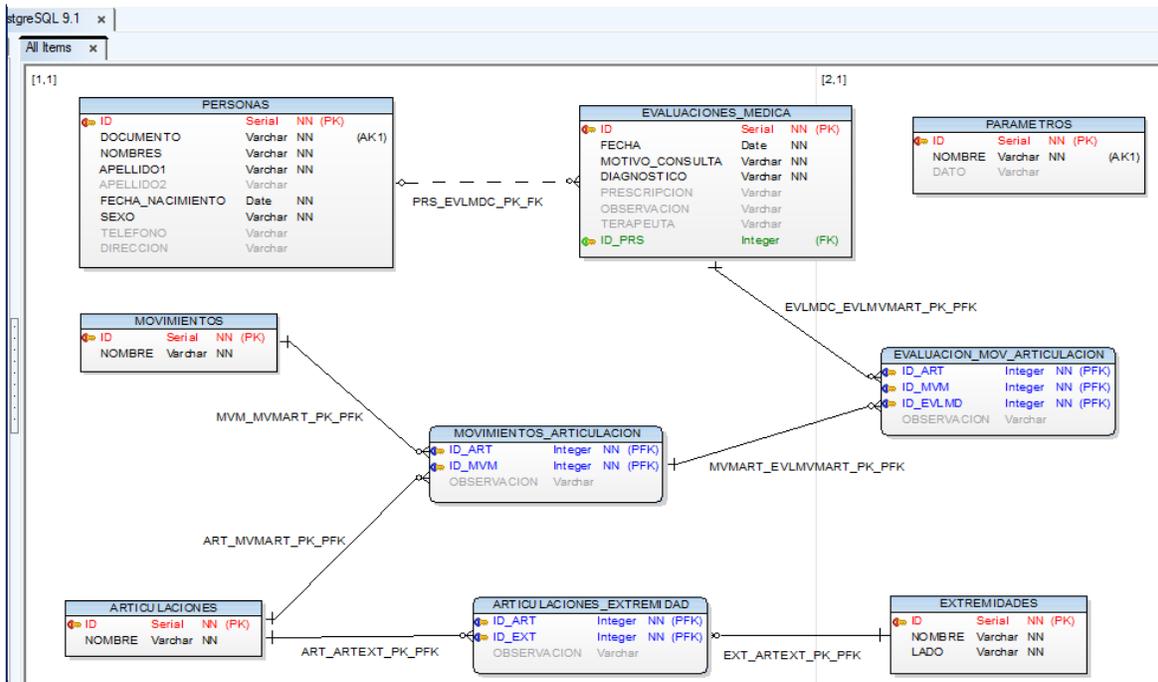
ENTIDADES	ATRIBUTOS
Paciente/Persona	Documento Nombres Apellidos Fecha de Nacimiento Sexo Teléfono Dirección Terapeuta
Evaluación Medica	Consecutivo Fecha Motivo de consulta Diagnostico Prescripción medica Observaciones
Extremidad	Pierna Derecha Pierna Izquierda Pie Derecho Pie Izquierdo Brazo Derecho Brazo Izquierdo
Articulación	Rodilla Codo Hombro
Movimiento	Flexión Extensión

Fuente: Autores

Una vez se tienen las entidades y sus atributos, estas se relacionan dando lugar al modelo de la base de datos Figura 8,

que soporta toda la información que se requiere visualizar en la aplicación.

Figura 8. Base de Datos del Electrogoniómetro



Además del diseño de bajo nivel del software donde está toda la lógica de la aplicación, es necesario realizar un bosquejo del alto nivel de la aplicación y tener una representación del aspecto que se quiere. Para esto se modelaron la pantalla donde se recopila la información del paciente Figura 9 y la pantalla donde hará la medición con el Electrogoniómetro Figura10.

Figura 9. Modelo Pantalla Paciente

Paciente	
	<input type="button" value="Guardar"/> <input type="button" value="Editar"/> <input type="button" value="Eliminar"/> <input type="button" value="Limpiar"/> <input type="button" value="Evaluar"/>
Documento	<input type="text"/> <input type="button" value="Buscar"/>
Nombres	<input type="text"/>
Apellidos	<input type="text"/>
Fecha de Nacimiento	<input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/>
Sexo	<input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> F
Teléfono	<input type="text"/>
Dirección	<input type="text"/>
Terapeuta	<input type="text"/>

Fuente: Autores

Figura 12. Pantalla Principal



Fuente: Autores

Figura 13. Pantalla de Paciente

The image shows a window titled 'Información del Paciente'. It contains a form with several fields and buttons. At the top, there are five buttons: 'Atras', 'Guardar', 'Eliminar', 'Evaluar', and 'Limpiar'. Below these are input fields for: 'Documento' (1144043758), 'Nombres' (Dayana), 'Primer Apellido' (Cubillos), 'Segundo Apellido' (Mogollon), 'Fecha de Nacimiento' (09/05/1991) with a 'dd/MM/yyyy' label, 'Sexo' (radio buttons for 'Masculino' and 'Femenino', with 'Femenino' selected), 'Teléfono' (3265137), and 'Dirección' (Calle 44). A 'Buscar' button is located to the right of the 'Documento' field.

Fuente: Autores

Pantalla de paciente. Se accede a ella desde la pantalla principal a través de botón iniciar, permite almacenar y consultar toda la información de un paciente, campos como: Nombre, apellido, fecha de nacimiento, género y datos de contacto Figura 13. En ella se encuentran las opciones:

- Atrás: Retorna a la pantalla principal.
- Guardar: Guarda cualquier campo de los antes mencionados por primera vez o como modificación.
- Eliminar: Elimina la información del paciente.
- Evaluar: Transporta a la pantalla donde se realiza la medición.
- Limpiar: Limpia todos los campos para realizar una consulta a otro paciente.
- Buscar: Permite consultar los datos de un paciente con el número de Cedula.

Pantalla de evaluación y/o Consulta. Se accede a ella desde la pantalla de Paciente, permite guardar toda la información relacionada con esa consulta, fecha, motivo de consulta, diagnóstico y observaciones; o simplemente consultar una sesión antes hecha Figura 14. Para esto tiene tres mandos principales que son:

- Atrás: Retorna a la pantalla de Paciente.
- Guardar: Guardar que da inicio a una evaluación, para esto lo primero que se debe hacer es ingresar la fecha y un motivo de consulta, al dar guardar se habilitan los demás campos de la evaluación como: diagnóstico, prescripción, observación y también se habilita el campo de medición en donde se encuentra:

Figura 14. Pantalla de Evaluación

1144043758
Dayana Cubillos Mogollon

Atras Guardar Consultar

Fecha 28/09/2013
dd/MM/yyyy

Motivo de Consulta
PRUEBAS

Diagnostico
PRUEBAS

Prescripción
PRUEBAS

Observación

Se guardo exitosamente

Dispositivo COM26 Conectar

Extremidad BRAZO IZQ Articulación CODO

Primero	Segundo	Tercero
35	36	

Flexión

Extensión

Capturar Medición Limpiar Todo Guardar Medición

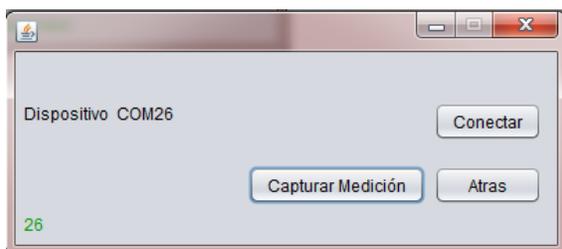
Fuente: Autores

- ✓ El botón *Conectar* que enlaza la interfaz con el Electrogoniómetro
- ✓ La selección de articulación (Codo, hombro, muñeca, rodilla, tobillo) y extremidad (Brazo Izquierdo o Derecho, pierna izquierda o derecha) a las que se les realiza la medición
- ✓ El movimiento que se evalúa flexión o extensión
- ✓ El botón *Capturar* medición que va tabulando las mediciones enviadas por el Electrogoniómetro
- ✓ El botón *Limpiar Todo* que deja la pantalla totalmente vacía para hacer otra evaluación al mismo paciente
- ✓ El botón *Guardar Medición* que guarda los diferentes campos de la evaluación y las mediciones hechas.
- Consultar: Busca una evaluación hecha anteriormente a un paciente.

Pantalla de medición rápida. Se accede a ella desde la pantalla principal, permite hacer una medición rápida sin asociar datos a ningún paciente Figura 15. Primero se establece la conexión con el Electrogoniómetro (botón conectar), para tomar una o varias medidas se pulsa

capturar medición y mostrara el desplazamiento angular del último dato tomado. Para volver a la pantalla principal se pulsa atrás.

Figura 15. Pantalla de Medición Rápida



Fuente: (Autores)

Pantalla de configuración. Es para configurar el puerto a través del cual el Bluetooth del Electrogoniómetro establece comunicación con el PC Figura 16. Esta configuración solo es necesaria la primera vez que se conecta el dispositivo al computador, ya que las siguientes veces el ordenador siempre usa el mismo puerto COM.

Figura 16. Pantalla de Configuración

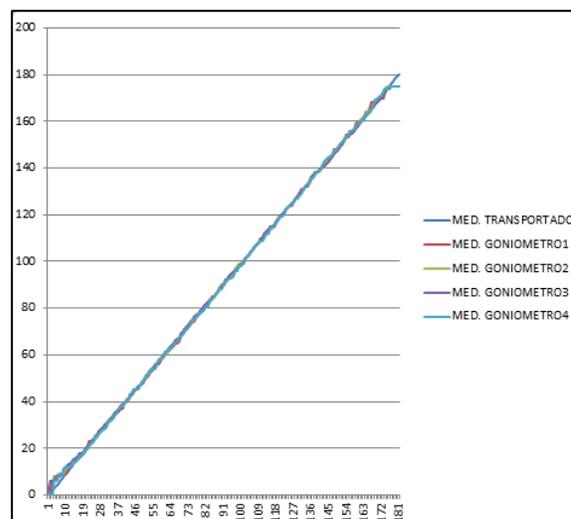


Fuente: (Autores)

Pruebas Del Electrogoniómetro

Para validar la funcionalidad del equipo se realizaron 4 pruebas midiendo todo el espectro de 0° a 180° , obteniendo buenos resultados cuyo error oscila en $\pm 1^\circ$, esto se visualiza la Figura 17, en donde se observa que la respuesta del equipo es muy acertada, cabe resaltar que en los datos iniciales y finales el equipo responde de otra manera realizando variaciones alrededor de los 6° a 8° sexagesimales, esto se debe a la resolución de Micro-controlador; cuyas variaciones de voltaje son muy pequeñas y el conversor no alcanza a percibir el cambio. Para dar solución a este problema, se debería adquirir un Micro-controlador cuya resolución como mínimo sea de 14 bits, con la intención de que el equipo sea mucho más sensible a variaciones y abarque un span mucho más amplio.

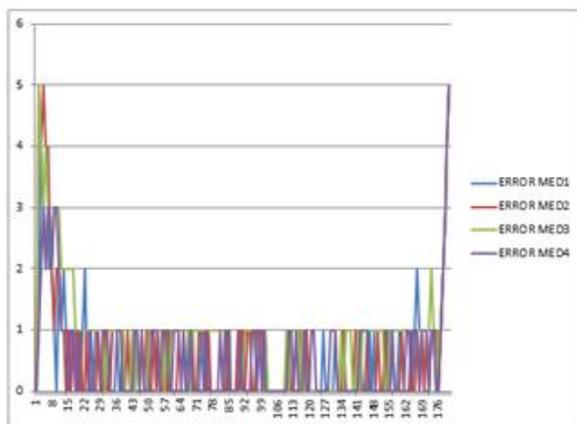
Figura 17. Grafica de Respuesta de Electrogoniómetro Vs Transportador



Fuente: Autores

Para visualizar de una mejor manera los errores obtenidos en cada una de las mediciones, se observa en la Figura 18 ángulos versus error. Se observa que el equipo se estabiliza luego de sobrepasar los ángulos iniciales y antes de llegar a los finales, es decir, el error se mantiene en $\pm 1^\circ$ sexagesimal. Por otra parte, se observa que el equipo se desestabiliza de 0° a 12° aproximadamente y de 169° a 180° , debido a la sensibilidad del Microcontrolador cuyos cambios no es posible detectar por la resolución del convertor. En el Anexo C última columna, se observan los conteos con un Microcontrolador de 14 bits, los cuales solo se repiten en los primeros 3° y últimos 3° grados.

Figura 18. Error Vs. Ángulos



Fuente: Autores

Prueba en Sesión de Fisioterapia

Para la validación del dispositivo con un especialista que lo usa como herramienta de trabajo se hace una sesión de prueba con una fisioterapeuta. En la cual se

explica el funcionamiento del Electrogoniómetro tanto de en hardware como en software y se procede a hacer una evaluación de los arcos de movilidad para codo izquierdo en flexión, y hombro izquierdo en flexión y extensión.

Para la prueba se tiene un paciente masculino, por lo cual se guardaron los datos y se procedió a la Evaluación Figura 19. Primero se realizó la medición del arco del codo izquierdo en flexión, como se observa en la Figura 20, fueron tomadas tres medidas que oscilaron entre 140° y 141° , la variación depende de la exactitud en que se toman la posición inicial y final de la medida. Para el criterio de la fisioterapeuta que hizo la prueba el valor es coherente ya que el límite para flexión de codo es de 150° .

Figura 19: Datos Paciente Prueba sesión Fisioterapia

Fuente: Autores

Figura 20: Evaluación Codo Izquierdo en Flexión

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	140	141	141
Extensión			

Fuente: Autores

La segunda parte fue la evaluación del hombro izquierdo en flexión y extensión, para esta se tomaron dos medidas a criterio de la Fisioterapeuta y los resultados como se puede ver en la Figura 21 fueron en flexión de 162° y 164°, y en extensión de 40°. Estas mediciones también fueron satisfactorias para el concepto de la especialista puesto que lo esperado en flexión era un ángulo no mayor a 180° y en extensión a 60°.

Figura 21: Evaluación Hombro Izquierdo en Flexión y Extensión

	Primero	Segundo	Tercero
Flexión	162	164	
Extensión	40	40	

Fuente: Autores

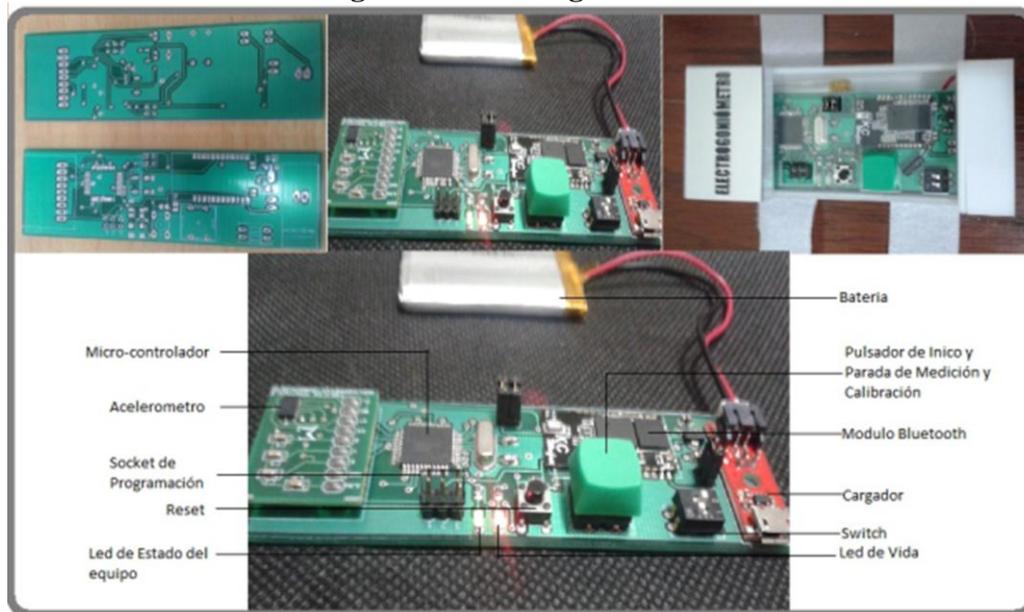
Resultados

- Se obtiene un Electrogoniómetro con una precisión de $\pm 1^\circ$ sexagesimal, que realiza mediciones en el plano sagital. El dispositivo es portátil en el momento de tomar la medición y se debe encontrar como máximo a una distancia de 20m del computador donde se ejecuta la interfaz. El Electrogoniómetro consta de una batería que permite hacer hasta 600 mediciones sin tener que volver a ser cargada; y se alimenta a 5V y 0.7A, la entrada para la carga posee un conector MicroUSB tipo B, que es comúnmente utilizado para cargadores de Smartphones y cables de datos.
- El Electrogoniómetro posee dimensiones de: 4.3cm de ancho, 10.6cm de largo y una altura en los extremos de 2.7cm y 2.1cm en la

parte central como se aprecia en la Figura 22. Tiene Un switch negro que es el encendido y apagado, un pulsador verde con el que se inicia y

finaliza la toma de la medida, un pulsador de reset y un socket de programación en caso de que se quiera reprogramar.

Figura 22. Electrogoniómetro



Fuente: Autores

- Se obtiene una interfaz de usuario novedosa, fácil de usar, que agiliza la toma de la medida al terapeuta y permite guardar la información virtualmente de forma rápida y ordenada.
- Se obtiene un dispositivo con un costo mucho menor al ofrecido en el mercado, Figura 23 teniendo en cuenta que la mano de obra que dio origen a los diseños, la lógica, el código utilizado será reproducido y el precio disminuirá conforme aumente la producción de dispositivos pues solo se requerirán los insumos electrónicos, en donde se puede

apreciar el bajo precio del dispositivo.

Figura 23: Costos Insumos Electrogoniómetro (COP)

COSTOS		VALOR
Asociados a la tarjeta		
Componentes Electrónicos de la tarjeta	\$	84.271,00
Tarjeta PCB	\$	21.539,00
Acabado	\$	45.000,00
Convertidor USB-Bluetooth	\$	7.000,00
Batería	\$	23.500,00
Cargador MicroUsb+Cable	\$	39.500,00
TOTAL INSUMOS TARJETA		\$ 220.810,00

Fuente: Autores

- Se Presenta el Electrogoniómetro, en el X Encuentro Departamental de Semilleros de Investigación, Nodo Valle del Cauca, RedCOLSI. Con comentarios muy positivos acerca del

dispositivo y la recomendación de que el desarrollo sea registrado.

Conclusiones

- Se logró desarrollar una herramienta de software y de hardware para medición de desplazamientos angulares de las articulaciones del cuerpo. Esto permitirá al especialista mayor rapidez, comodidad y practicidad al momento de hacer evaluaciones.
- Actualmente existen compañías dedicadas a la fabricación de dispositivos que miden desplazamientos angulares, pero a altos costos para los terapeutas. Este proyecto fue hecho a un bajo costo en sus insumos electrónicos y con un software libre, que permite proveer acceso a más usuarios a uso de tecnología biomédica.
- Se desarrolla una interfaz de usuario novedosa, con todas las características del Formato de Evaluación utilizado por los especialistas para almacenar los reportes de sus consultas, que además da orden y permite llevar un seguimiento de las sesiones hechas con el paciente.
- Los costos asociados al proyecto disminuirán considerablemente en la medida que se produzca masivamente el dispositivo, puesto que, el diseño y la codificación ya están hechos, y solo son necesarios los insumos electrónicos que para este caso resultan muy beneficiosos en comparación con otras aplicaciones similares.
- Para un funcionamiento exacto del dispositivo el Especialista debe poner atención en la posición inicial y final del mismo, para que esto no incida en el resultado de la medición.
- Cada fabricante da cierto valor de condensador para acoplar los ejes X, Y, Z del acelerómetro, fue necesario cambiar este valor por una de mayor capacitancia con la intención de evitar adhesiones de ruido en el Acelerómetro de manera que se aumente el τ de descarga del condensador y cambie la frecuencia de corte del filtro pasa bajas implementadas.
- Para obtener una mayor exactitud en la medición angular se debe utilizar un Micro-controlador cuya resolución sea al menos de 14 bits, con la intención de aumentar el $\Delta\theta$ y así abarcar todos los conteos que identifican determinado ángulo de manera que no se repitan datos.
- Se debe de posicionar un condensador de por lo menos 10uF en la alimentación del módulo Bluetooth, con la

intensión de que en una transmisión la caída de tensión no sea muy grande y genere un rizado en la señal de alimentación.

- La ventaja de un Acelerómetro frente a un giróscopo en

aplicaciones biomédicas es que además de medir Inclinación, es posible medir fuerza, aceleración, velocidad, posición, entre otras que facilitan el análisis del especialista

Bibliografía

ATAPUMA YANEZ, F. J. (2009). *Diseño y Construcción de un Prototipo Usando un Acelerómetro Tridimensional Para la Determinación de Movimientos de un Vehículo*. Quito: Proyecto de Grado , Escuela Politécnica Nacional, Ingeniería Eléctrica y Electrónica.

BARRIOS BARRIOS, M. A. (2010). *Diseño e Implementación de un Localizador Espacial Para Cirugia*. México D.F.: Tesis Maestria, Universidad Autónoma Metropolitana, Ingeniería Biomedica,

BIOMETRICS LTDA. (s.f.). *Biometrics ltda*. Recuperado el 10 de 10 de 2012, de <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>

BRAIDOT, A., GIMÉNEZ, D., KIPEN, E., & RAMOS, F. (23 de 05 de 2001). *Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado*. La Habana Cuba: Memorias II Congreso Latinoamericano de Bioingeniería, Universidad Nacional de Entre Rios, Ingeniería,

BRONNER, S. (2004). *LIU Brooklyn*. Recuperado el 15 de 10 de 2012, de <http://www2.brooklyn.liu.edu/bbut04/adamcenter/Instrumented%20Analysis%20Website/index.html#electro>

BULDÁIN, H. M. (2010). *Sistema bluetooth para el control de dispositivos*. Pamplona, España.

NORKIN, D. W. (2006). *Goniometría Evaluación de la movilidad articular*. Madrid, España: MARBÁN LIBROS, S.L.

DALE R FISH, L. W. (1985). Sources of Goniometric Error at the Elbow. *PHYS THER*, 65:1666-1670.

EDUCATION, A. P. (1982). "Design of research and analysis of data in the clinic : an introductory manual for clinical research". *Alexandria, Va. : American Physical Therapy Association*.

- GÓMEZ AMBROSI, J. (2007). *"Estudio de la Utilidad de la Acelerometría en la Determinación de la Actividad Física y su Aplicación en el Diagnostico y Tratamiento de la Obesidad"*. Pamplona.
- IZQUIERDO, M., Larrión, J. L., IRUJO ESPINOSA, M., MARTÍNEZ RAMÍREZ, M., & GOMÉZ, M. (20 de mayo de 2008). "Nuevas Posibilidades de Aplicación de la Acelerometría para la Valoración de la Marcha, Equilibrio y Potencia Muscular en Personas Mayores". *An. Sist. Sanit. Navar*(2), 159 - 170.
- KC WIREFREE. (24 de 06 de 2011). Class 2 Bluetooth Data Module KC-21.
- LÓPEZ BELTRÁN, E. (Niviembre de 2004). "Electrogoniómetro como Dispositivo de Realimentación (Biofeedback) Para Electroestimulación Controlada". (J. Merino García, Ed.) *Revista de Ciencia, Tegnología y Medio Ambiente, II*, 1 - 11.
- MANGIAPELO, L. (2008). "Implementing an Electrogoniometer Using Freescale's low g accelerometers". *Beyond Bits Issue IV*, 57-60.
- NOGAREDA CUIXART, S., & ÁLVAREZ VALDIVIA, A. ((n.d.)). *Técnica Goniométrica*. Nota Técnica, Centro Nacional de Condiciones de Trabajo, Barcelona.
- NORAXON. (s.f.). *Noraxon*. Recuperado el 10 de 10 de 2012, de <http://www.noraxon.com/products/sensors/norangle.php3>
- PÉREZ MALDONADO, C. (2003). *Demodulador Digital Pata Acelerometría Dinámica*. Licenciatura Proyecto Termianal, Universidad Autónoma Metropolitana, Ingeniería Biomedica, Mexico D.F.
- PÉREZ SORIANO, P., & LLANA BELLOCH, S. (julio de 2007). La Instrumentación en la Biomecánica Deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(2), 26-41.
- PO T WANG, C. E. (2011). A durable, low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories. *Medical Engineering & Physics*, 33(546-552), 246-252.
- RODRÍGUEZ VILLAVICENCIO, R. ((N.D)). *Sistema de Adquisición de Marcha en Extremidades Inferiores por Medio de Acelerometría*. Proyecto de Grado, Universidad Autonoma Metropolitana, Ingeniera Biomedica.
- S. PRESSMAN, R. (1993). *Ingeniería del Software: Un enfoque practico, 3ra Edición*. McGraw-Hill.
- SEMICONDUCTORS FREESCALE. (8 de 2011). Technical Data MMA6371L.

SUÁREZ, G. R. ((n.d.)). *Una Nueva Concepción en su Medición e Interpretación*. Universidad de Antioquia, Departamento de Educación Física, Medellín.

VILLA MORENO, A., GUTIÉRREZ GUTIÉRREZ, E., & PÉREZ MORENO, J. C. (28 de abril de 2008). Consideraciones Para el Análisis de la Marcha Humana. Técnicas de Videogrametría, Electromiografía y Dinamometría. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 2(3), 16-26.

ZURDO J, M., & CALVO R, H. (2011). Valoración de una Nueva Herramienta Para el Estudio del Movimiento en la Valoración del Daño Corporal. *Trauma Fund MAPFRE*, 22(4), 219-225.