



DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PROTOTIPO PORTÁTIL PARA LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO DE TORSIÓN DE LA TIBIA ENTRE RODILLA Y TOBILLO, EN PACIENTES DE EDAD ADULTA

■ Ríos Bogart

email: cmriosve@gmail.com

Universidad Católica Andrés Bello, Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Industrial
Caracas, Venezuela

■ Sonia Solórzano

email: sonia.solorzano.lopez@gmail.com

Universidad Católica Andrés Bello, Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Industrial
Caracas, Venezuela

Fecha de Recepción: 5 de Diciembre 2014

Fecha de Aceptación: 18 de Enero de 2015

RESUMEN:

La torsión tibial es una patología en la cual la tibia presenta una rotación a lo largo de su eje. Para determinar la magnitud de la rotación es necesario realizar una serie de estudios y evaluaciones para así establecer la cuantía del ángulo, el problema radica que al realizar estos exámenes todo depende del juicio y experticia de la persona que lo realice, dado que los puntos clave como los ejes de rotación, pueden ser apreciados y determinados de formas diferentes, causando así un impacto negativo en el resultado de la evaluación. El presente trabajo propone diseñar un prototipo de medición que permita obtener, de una forma transparente y entendible, la diferencia de ángulos entre los ejes de la rodilla y el tobillo, el cual indica la magnitud de la rotación. Para lograrlo se trabaja con una metodología de investigación de campo aplicada y se analizaron diferentes propuestas de prototipos para

así elegir aquella que se adaptara mejor a las necesidades que se desean cubrir. El prototipo constó de sensores ultrasónicos colocados en los extremos de los ejes de rotación y proporcionarían datos de distancia que mediante un algoritmo desarrollado permitirá conocer el ángulo de torsión. Para validar el prototipo se trabajó con pacientes del Centro de Salud Santa Inés y esto permitió comparar los resultados clínicos actuales, con los resultados del prototipo.

Palabras Claves: torsión tibial, prototipo, ángulo, diseño

PROTOTYPE DESIGN OF A PORTABLE DEVICE FOR MEASURING THE TORSION ANGLE OF THE TIBIA BETWEEN KNEE AND ANKLE IN ADULT PATIENTS

ABSTRACT:

Tibial torsion is a condition in which the tibia has a rotation along its axis. To calculate the worth of the rotation is necessary to make a series of studies and evaluations to determine right the angle, the problem become when these exam are performing, all of measures depends on the judgment and expertise of the doctor who will perform this, such key points as the axes of rotation can be assessed and determined by different methods may give different results. Because of this, is proposed to design a device to obtain in an easy, transparent and understandable way, the difference on the transverse plane of the angles between the axes of the knee and ankle, which indicates the worth of rotation. Was an analyzed different proposal of prototypes, choosing the one that better suits the needs that we want to cover. The prototype is compound by an ultrasonic sensors located at the ends of the axes of rotation in the ankle and. They provide distances that using an algorithm developed which allow know the angle of twist. To validate the prototype we worked with adult patients, whom clinical outcomes compared with existing current prototype results, showing that the

device threw the expected results and work according to specifications.

Keyword: tibial torsion, prototype, device, angle, design.

Al momento del nacer los bebés presentan una torsión tibial interna en plano horizontal, la cual vista en un plano frontal muestra la posición de las piernas en varo con un ángulo entre fémur y tibia de aproximadamente 30 grados, medidos internamente. En el transcurso de desarrollo del infante esta se va corrigiendo hasta que en la edad de 2 años aproximadamente empieza un proceso inverso el cual lo llevará a colocar las piernas en valgo (mostrando ángulo negativo). Desde los 8 años en adelante, se inicia la última etapa de transformación en la cual de acuerdo a su desarrollo masculino o femenino, llevará las piernas a una posición en varo nuevamente, pero ahora con un ángulo aproximado de 5 a 10 grados respectivamente.

En la Figura 1, se muestran dos imágenes sobre la torsión tibial externa. En la del lado izquierdo, el paciente coloca las rotulas al frente y se observa como los pies apuntan hacia fuera. En la imagen del lado derecho, se colocan los pies al frente y se observa como las rotulas miran hacia dentro.



Figura 1 Torsión Tibial Externa.
Fuente: (Marrero & Rull, 2005)

Este factor de ajuste del cuerpo genera en ocasiones una patología conocida como torsión tibial. Según (Cuilleret) la torsión tibial es una condición en la cual la tibia, (el hueso más largo ubicado entre la rodilla y el tobillo), está rotada interna o externamente a lo largo de eje axial.

En la actualidad existen diferentes maneras para identificar dicha patología como lo son las pruebas físicas, tomografías, las radiografías y las ecografías, el problema radica que todo depende del juicio y observación de la persona que realice el examen o la evaluación, ya que los puntos clave, tales como los ejes de rotación, pueden ser apreciados y determinados de formas diferentes, lo cual puede un impacto en el diagnóstico del paciente.

Es por esto que se propone a diseñar un aparato que permita obtener, de una forma transparente y entendible, para quien haga uso del mismo, la diferencia de ángulos en el plano transversal entre los ejes de la rodilla y el tobillo, de manera que este posea una serie de atributos o características indispensables tales como: pertinencia,

precisión, oportunidad, confiabilidad y economía, de forma que exista poca variabilidad a la hora de realizar la misma evaluación en ambientes distintos.

Este trabajo se presenta como una investigación de campo aplicada, dado que los datos y las referencias con las que se trabajan son resultados de estudios previos realizados a pacientes.

En cuanto a la metodología utilizada, se trabajó con la de Ingeniería Concurrente, dado que proporciona un enfoque en el cual todos los actores involucrados intervienen en el desarrollo de la creación de un producto, desde la vida inicial hasta el desarrollo final.

Algunos conceptos básicos importantes de conocer son los siguientes:

La rodilla

es la articulación que une el muslo y la pierna, siendo esta la más grande del esqueleto humano; está conformada por 3 huesos: a) el extremo inferior del fémur, b) la rótula (aumenta el brazo de palanca del aparato extensor de la rodilla) y c) el extremo superior de la tibia. Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, ya que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos.

El pie

Es una estructura tridimensional variable cuyas funciones básicas son de soporte para la posición en pie y quieto; (Marrero & Rull, 2005) define el pie como “Un soporte para la posición bípeda por ser una estructura tridimensional variable, base del servomecanismo debido a la propioceptividad originada en la planta del pie”

La tibia

Su extremo superior tiene forma de pirámide de base superior, es aplanado de adelante atrás y se proyecta a modo de meseta en la vertical de la cara posterior de la tibia. Se describen una base, o meseta tibial y dos tuberosidades o cóndilos.

La radiografía

Los rayos X tienen una longitud de ondas más corta que la luz visible y pueden penetrar en los tejidos corporales. Cuando se somete una parte del cuerpo a los rayos X, tanto los tejidos densos como el óseo absorben los rayos y aparecen como zona brillantes en

la película fotográfica revelada, que recibe el nombre de radiografía o placa.

La tomografía

Es una técnica de imagen médica que emplea los rayos X para obtener cortes o imágenes de secciones del cuerpo humano y luego utilizarlas con fines diagnósticos.

Estas imágenes se pueden almacenar, observar en un monitor o imprimirse en una película. También se pueden crear modelos tridimensionales de un área anatómica juntando los cortes, a través de un proceso denominado Reconstrucciones Multiplanares.

La ecografía

Es una técnica de diagnóstico de imagen que permite ver órganos y estructuras blandas del cuerpo, por medio de ondas sonoras en un proceso que da como resultado imágenes de los tejidos examinados.

Evaluación física- Método Muslo Pie

El individuo se colocará en decúbito prono o ventral, flexionando las rodillas, permitiendo de esta manera medir el ángulo entre el eje del pie y el eje longitudinal del muslo. Para valorar el eje transmaleolar existen varios métodos, siendo el más sencillo dibujar una línea por la planta del pie que conecte los maléolos medial y lateral y el ángulo que forma esta línea con el eje del muslo proporciona el ATM o rotación tibial.

Evaluación física- Método Staheli

El individuo permanece sentado sobre el borde de una mesa con los talones apoyados contra una superficie firme. Se marcan los maléolos medial y lateral y se mide a continuación la distancia entre los maléolos y la superficie. Se mide la distancia intermaleolar con un calibre (goniómetro) y se calcula el ángulo de la versión tibial geoméricamente.

¿Qué necesidades tenemos?

En esta época donde los avances tecnológicos son de vital importancia para el desarrollo de la sociedad, y más si son en el área médica, la oportunidad de presentar una solución a un problema existente es única. Se sabe que el país se encuentra en una posición socio política difícil y que un nuevo producto tenga la oportunidad de aparecer en el mercado y que logre satisfacer una ne-

cesidad existente en un corto plazo es algo sumamente valioso.

Es por esto que se logra extraer la siguiente lista de necesidades que debería satisfacer el nuevo dispositivo, entre ellas se tiene:

- Efectivo y eficiente en la toma de datos y en la respuesta de resultados
- Portátil, facilidad de instalación y uso.
- Económico, tanto para el desarrollo y construcción, como para la adquisición por parte de los doctores.
- Cómodo y poco invasivo al paciente.

Diseños preliminares

En todo diseño, cuando se desea automatizar o mejorar algún proceso, lo primero que se debe conocer es como se realiza el mismo. En el caso del dispositivo a desarrollar, se debió consultar a doctores expertos sobre la metodología aplicada por ellos, de esta consulta se conoció sobre la existencia de dos métodos para la evaluación física del paciente, el método muslo-pie y el método de Staheli. Para efectos de la investigación y del prototipo a desarrollar, se tomará en cuenta el método de Staheli, debido a que de esta manera se tienen más opciones a la hora de posicionar al paciente para realizarle el examen, ya que este puede estar sentado o de pie, mientras que en el método muslo-pie el paciente debe estar en decúbito prono (acostado boca abajo).

El método de Staheli tiene como principal característica, la distancia, sin importar que el paciente se encuentre sentado o de pie, sólo es necesario tener una superficie plana detrás de la pierna, para que el doctor proceda a medir la distancia existente entre ambos maléolos y la superficie plana. Con esta distancia y haciendo uso de operaciones trigonométricas se puede conocer el ángulo de torsión.

Conociendo ya su característica principal, para lograr conocer el ángulo, es necesario entonces que el diseño preliminar se base en ello. Al realizar una búsqueda en el mercado para encontrar diferentes opciones para medir distancia, se tienen dos grandes grupos, los electrónicos y los manuales o convencionales, pero dado que se busca innovación y automatización, a partir de este punto se descartan los medidores manuales.

Basado en lo antes expuesto, la formulación de diseños preliminares alternativos para el dispositivo de medición se enfocará en encontrar el mejor medidor

electrónico al alcance de manera tal que pueda cumplir con las necesidades mencionadas anteriormente.

Los medidores electrónicos, son mejor conocidos como sensores de medición y son muy sencillos de conseguir en el mercado dependiendo de los diferentes usos que se les van a dar.

En este trabajo se estudiarán dos modelos únicamente. Estos fueron elegidos por ser los modelos más comunes existentes en el mercado, lo que facilitaría su obtención a la hora de la construcción del prototipo. Estos son:

Sensor Laser o IR

Funciona enviando un haz de luz con cierta frecuencia, el haz de luz rebota y vuelve al sensor el cual tiene un receptor óptico. Conociendo la duración del haz de luz en ir y volver, y la frecuencia del mismo, se puede conocer la distancia del objeto donde hizo el rebote.

Sensor Ultrasónico.

El funcionamiento de este es similar al del sensor laser, la diferencia está en que se envía ondas de sonido que al rebotar contra una superficie plana y volver, entrega el valor de la distancia.

¿Cuál fue seleccionado?

Con base en la información recopilada con los ortopedistas acerca de los usos que tendrá el dispositivo, se decantó por usar sensores ultrasónicos, ya que aun teniendo ciertas limitantes, la característica de no ser afectados por las condiciones ambientales de uso lo hace resaltar, por lo tanto quedaría sólo la necesidad de poseer una superficie plana y no absorbente.

Para identificar qué modelo de sensor ultrasónico usar se listaron las características que el sensor debía poseer.

- Fácil interfaz de uso
- Diseñado para diversos usos
- Calibración automática
- Alta precisión

Basado en las características que debe cumplir el sensor, se realizó una búsqueda donde se encontraron seis tipos de sensores ultrasónicos los cuales luego de realizar la comparación de características, entre lo que se necesita y lo que ellos ofertan, se determinó que la mejor opción sería el sensor ultrasónico modelos XL-MaxSonar-EZ.

Porta Sensor

Una vez construido el circuito y ensamblada la tarjeta controladora, resta una parte importante en la creación del dispositivo, y es fabricar el sistema de sujeción para el uso del mismo en pacientes. Este proceso se inició con la realización de algunos bosquejos a mano alzada, que condujo a la realización de unas pequeñas maquetas, elaboradas en papel y cartón, las cuales sirvieron de base para pensar en el modelo final.

En la Figura 2 se muestra la primera maqueta, realizada en papel. Una maqueta rudimentaria, pero que facilitó los próximos pasos del desarrollo.

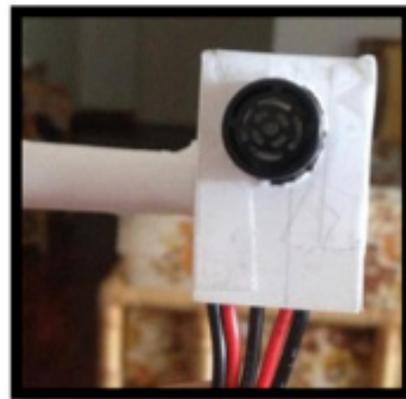


Figura 2 Primera Maqueta.

Fuente: Elaboración Propia.

A partir de esto surgieron las siguientes interrogantes:

- ¿El sensor no debería estar siempre perpendicular a la pared para una medida más exacta?
- ¿Cómo se puede lograr esto?

Para solucionar estas dos preguntas, al diseño preliminar se le colocó un medidor de nivel, el cual indicaría la posición del mismo con respecto al piso y garantizaría su horizontalidad con respecto a este y la perpendicularidad respecto a la pared, siempre y cuando esta sea perpendicular al piso también.

El incluir un nivel, era garantía de poder tener un sistema que no presentará inclinación de arriba abajo, (cabeceo). Pero para lograr esto, se debe tener un punto de rotación, para que el sistema pudiera ajustarse. En los primeros modelos, (Figura 3), se trabajó con un tornillo, el cual estaba compuesto de un sistema de contratuerzas, de manera tal que cuando el nivel indicaba que se estaba horizontal, se apretaban las tuercas para evitar la rotación del mismo.

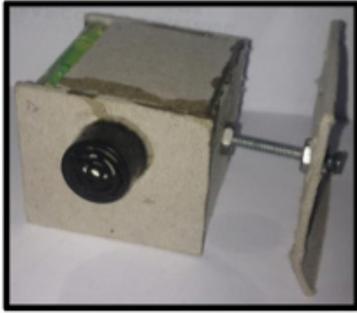


Figura 3 Segunda Maqueta. Uso de tornillo para controlar rotación.
Fuente: Elaboración Propia

Finalmente con el sensor, ubicado en el sistema porta sensor y con los ajustes necesarios para mantener la horizontalidad, surge la siguiente pregunta:

¿Cómo fijar la caja a la zona del cuerpo que se quiere estudiar?

Después de probar formas de sujeción como trenzas, cintas y velcro, se eligió usar el Velcro, ya que era la opción más económica y que ofrecía mejor sujeción. Este resultó ser un material de mucha utilidad, ya que al ser liviano y flexible se adapta muy fácil a las zonas del cuerpo a estudiar.

Luego de construida las maquetas en cartón y probadas junto a la electrónica y al software, se decidió por un diseño final, el cual en una tercera etapa se llevó a el software CAD SolidWorks, para realizar el dibujo 3D, para que posteriormente fuera impreso en una máquina rapid prototyping, ofreciendo así un porta sensor de mayor dureza y durabilidad, el cual pudiese ser expuesto a mayores abuso durante el periodo de pruebas.

En la figura 4 se tiene el diseño final de cada porta sensor. Consta de un cubo sin fondo, un orificio para la ubicación del sensor y una base donde se ubicará el nivel, para lograr dimensiones exactas, se dibujaron también los componentes, para poder constatar en SolidWorks que el porta sensor estaba correctamente dimensionado.

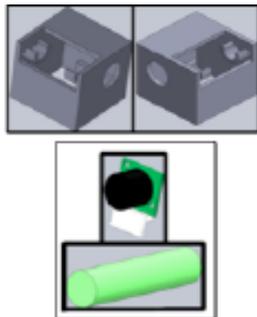


Figura 4 Diseño y Elementos Digitalizados en Solidworks.
Fuente: Elaboración Propia

La Figura 5 muestra como quedó el diseño final del porta sensor en SolidWorks, con todos los componentes finalmente ensamblados. En la figura anterior se tiene una vista isométrica del porta sensor izquierdo (1), una vista inferior (2), una vista frontal (3) y por último una vista en plano superior (4). Puede observarse que es un diseño sencillo pero funcional, se trató de utilizar la menor cantidad de material posible, pero que fuera suficiente para proteger a los elementos de una posible caída o golpe.

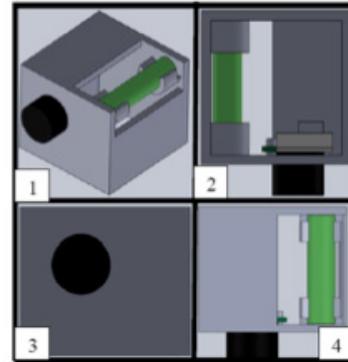


Figura 5 Pieza en SolidWorks Finalizada. Fuente: Elaboración Propia

Finalizado el proceso de dibujo y diseño en CAD, viene la última etapa del proceso, que es imprimir la pieza en plástico, El resultado final de la pieza se muestra en la figura 6.

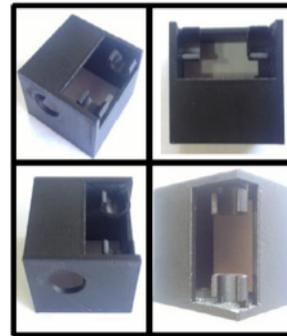


Figura 6 Pieza Resultante de impresión en Rapid Prototyping.
Fuente: Elaboración Propia

¿Cómo funciona?

Al ser un componente electrónico, es necesario primeramente unir un conjunto de elementos en donde el sensor pueda conectarse, para recibir energía para su funcionamiento y pueda recibir las señales necesarias que indiquen cuando activarse y cuando no. Para la fabricación de esta placa base, se utilizó: una tarjeta controladora y un puerto de comunicación USB, los cuales fueron integrados sobre una placa universal.

En la figura 7, se muestra el resultado final de este armado.

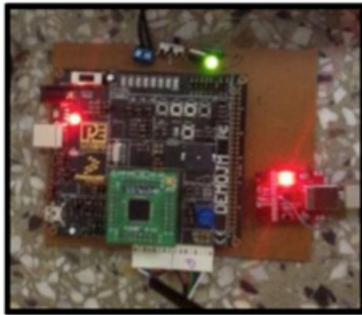


Figura 7 Armado completo Placa Base. Fuente: Elaboración Propia.

A continuación con el paciente sentado en una silla y la pierna flexionada 90 grados, de manera que la tibia quede perpendicular al suelo, ya que en esa posición se asegura que los ejes no roten, se colocan los sensores en las protuberancias del tobillo, ajustados por un velcro y nivelados de manera que su horizontabilidad sea cero. Véase Figura 8.



Figura 8 Montaje Final del dispositivo en el cuerpo. Fuente: Elaboración Propia.

Una vez hecho esto, se enciende el dispositivo ultrasónico, el cual, envía una señal de sonido. Al momento de emitirse esta se inicia un cronometro interno que se detiene una vez que la onda de sonido es rebotada y recibida nuevamente en el sensor. Haciendo uso de este tiempo de vuelo y por las indicaciones del fabricante en donde especifica que cada 1cm equivale $58\mu s$, se logra conocer la distancia medida en cada sensor.

Ya con estos datos en centímetros, se procedió a la realización de un estudio por medio de geometría analítica, debido a que por la ubicación de los sensores en los extremos del eje del tobillo, estos originan puntos, los cuales al ser llevados a un plano cartesiano XY, donde las medidas tomadas representan el valor de Y, el X, considerado estándar y equivalente la distancia entre

maléolos, se logra definir las recta correspondiente al eje del tobillo.

La segunda recta, corresponde al eje de la rodilla, el cual, se considera un eje 0, por la posición en la cual está sentado el paciente.

Con ambas rectas definidas, resta obtener el valor del ángulo existente entre ellas sobre este plano XY, equivalente al plano transversal del cuerpo humano. Para obtener dicho ángulo, formado estas rectas, (eje de tobillo y eje de rodilla), es necesario calcular el arco tangente de la razón de sus pendientes.

Esta misma lógica, fue programada en la interfaz de LabView, de manera de poder hacer estos cálculos de forma automática y directa, una vez encendido el dispositivo. Esta interfaz, permite conocer la distancia existente entre cada maléolo, y el ángulo existente entre ambos ejes.

En la figura 9, se muestra una imagen del diagrama de bloques utilizado en la programación de la interfaz, así como la interfaz final.

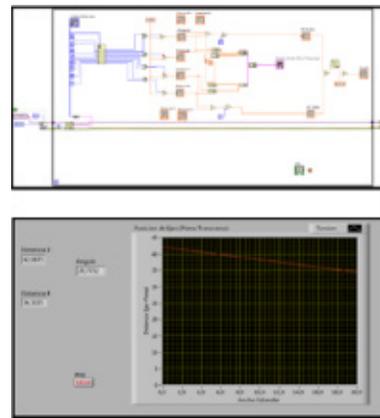


Figura 9 Bloque de programación y visualización en LabView. Fuente: Elaboración Propia

Validación

La validación fue utilizada como herramienta para indicar que el prototipo fue sujeto a un escrutinio y que como resultado del mismo se obtuvo un producto que arroja los resultados esperados. El proceso de validación estableció una evidencia documental de un resultado acorde a necesidades a satisfacer.

Para el proceso de validación se seleccionaron aleatoriamente 6 pacientes, mayores de edad del Centro de Salud Santa Inés, los cuales fueron dirigidos primero a la realización de la tomografía, realizada por un técnico con las especificaciones del ortopedista que nos acompaña-

ba y posteriormente se realizaron los exámenes físicos y la prueba con el dispositivo.

Tabla 1 Tabla de Resultados de evaluación. Fuente: Elaboración Propia.

	Resultado Método Muslo Pie (°)	Resultado Método Staheli (°)	Resultado Tomografía (°)	Resultado del Prototipo (°)
Pac. 1	20,00	17,40	20,50	20,77
Pac.2	18,00	15,10	18,50	15,26
Pac. 3	12,00	12,20	11,80	12,41
Pac. 4	14,00	13,70	13,50	14,67
Pac. 5	8,00	6,60	9,10	8,88
Pac. 6	9,00	11,30	11,10	9,45

Si se analiza la tabla 1, se puede observar que los resultados obtenidos por paciente están en un rango de $\pm 3^\circ$, lo cual es aceptado por los expertos ortopedistas consultados. A partir de esto se realizaron pruebas de hipótesis con muestras apareadas para comparar los resultados de cada método, con los arrojados por el prototipo, las cuales se muestran a continuación.

Para garantizar la fiabilidad de la prueba de hipótesis, la misma se realizó con un nivel de confiabilidad del 95%, en el que se garantiza que los resultados obtenidos no difieren en más de 3 grados con los procedimientos actuales. A continuación el resultado de las pruebas:

- Prueba de hipótesis con muestras pareadas, para la comparación de los resultados obtenidos por el método muslo pie y el arrojado por el prototipo.

$$H_0: \mu_1 - \mu_4 = 0$$

$$H_1: \mu_1 - \mu_4 \neq 0$$

Siendo:

μ_1 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al método "Muslo Pie"

μ_4 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al "Prototipo"

Decisión: No se rechaza la hipótesis nula.

Conclusión: No existen evidencias muestrales significativas al 5%, que permitan afirmar que el ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al método Muslo Pie difiere del ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al prototipo.

Prueba de hipótesis con muestras pareadas, para la comparación de los resultados obtenidos por el método de Staheli y el arrojado por el prototipo.

$$H_0: \mu_2 - \mu_4 = 0$$

$$H_1: \mu_2 - \mu_4 \neq 0$$

Siendo:

μ_2 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al método "Staheli"

μ_4 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al "Prototipo"

Decisión: No se rechaza la hipótesis nula.

Conclusión: No existen evidencias muestrales significativas al 5%, que permitan afirmar que el ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al método de Staheli difiere del ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al prototipo.

Prueba de hipótesis con muestras pareadas, para la comparación de los resultados obtenidos por la tomografía y el arrojado por el prototipo.

$$H_0: \mu_3 - \mu_4 = 0$$

$$H_1: \mu_3 - \mu_4 \neq 0$$

Siendo:

μ_3 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente a la "Tomografía"

μ_4 = Ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al "Prototipo"

Decisión: No se rechaza la hipótesis nula.

Conclusión: No existen evidencias muestrales significativas al 5%, que permitan afirmar que el ángulo de torsión tibial promedio correspondiente a la tomografía difiere del ángulo de torsión tibial promedio correspondiente al prototipo.

Otros aspectos importantes para determinar la factibilidad operativa del dispositivo fueron la duración de la evaluación y costos asociados (construcción de un prototipo y evaluación por tomografía). Para esto se compaginó contra su similar en la situación actual, es decir, se tomó en cuenta la duración de la evaluación física y del examen en el tomógrafo, así como el costo de ambos estudios contra el costo de construcción del dispositivo.

La duración de la evaluación física realizada por el ortopedista tiene un tiempo estimado de 15 minutos. La evaluación por tomografía, (sin tomar en cuenta el tiempo que el paciente debe esperar para ser atendido, ni el tiempo que debe esperar por los resultados), tiene una duración aproximada de 20 minutos.

Por otro lado conservando el tiempo estimado de la evaluación física, se tiene que desde que se comienza la instalación del prototipo, se realizan los ajustes pertinentes y hasta que se tiene el resultado del ángulo de torsión, transcurre un tiempo aproximado de 10 minutos. Esto implica que realizando la evaluación con el prototipo,

se está ahorrando un 28% del tiempo, en comparación con la realización del examen físico y de la tomografía.

Además de lo mencionado anteriormente, otra diferencia importante está en que con el prototipo, el paciente realiza todo el proceso en el consultorio del médico especialista, bajo su mirada y obtiene el resultado en sitio, sin tener que aguardar en una sala de espera para ser atendido y luego varios días para la entrega de los resultados de su evaluación, además de que existe la posibilidad de que el técnico que realice el examen no lo haga de manera correcta, incurriendo así en gastos adicionales y pérdida de tiempo para el paciente.

Cuando se desarrolla una nueva técnica para la realización de un procedimiento, lo idóneo es que este se use como se supone, para eso consideraremos ciertos aspectos que permita identificar que tan factible será este.

Complejidad, si la nueva técnica es muy compleja para los ortopedistas, estos pueden ignorarlo o utilizarlo de tal forma que cause errores o fallas en el sistema.

Resistencia al cambio, un nuevo procedimiento puede hacer que los ortopedistas se resistan a él, pero al demostrar que el prototipo funciona y esta validado además de ser más sencillo, más rápido y que trae beneficios con la optimización de tiempo, los ortopedistas podrían dar la oportunidad de probar con algo nuevo.

Probabilidad de obsolescencia, con lo rápido que avanza la tecnología es indispensable siempre estar a la vanguardia, en este caso la tecnología que ha sido utilizada está actualizada y disponible además de eso se tienen diferentes alternativas para elegir a la hora de realizar algún cambio

Para corroborar si el dispositivo cumple con los aspectos mencionados anteriormente, se le solicitó a seis ortopedistas que hicieran uso del dispositivo y luego se procedió a la aplicación de un cuestionario para conocer que pensaban sobre él. Se tomó en cuenta que la cantidad de ortopedistas entrevistados no es una muestra significativa y que los resultados arrojados no tienen un porcentaje alto de confiabilidad, pero esto se hizo como una prueba piloto con la finalidad de poder tener conocimiento de la opinión que tenían el grupo de ortopedistas con el que se trabajó, y así en pruebas futuras realizar el cuestionario a una muestra más significativa.

Las preguntas realizadas fueron:

1. ¿Considera usted que al utilizar el dispositivo por primera vez, su manejo fue sencillo al ubicarlo en la parte del cuerpo a tratar?

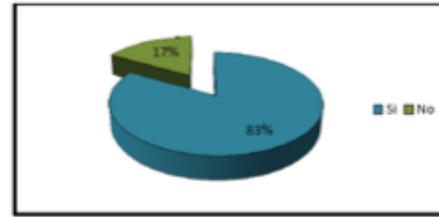


Figura 10 Resultado Pregunta N° 1.

2. ¿Estaría usted dispuesto a probar el dispositivo en sus pacientes, a la hora de realizar un diagnóstico?

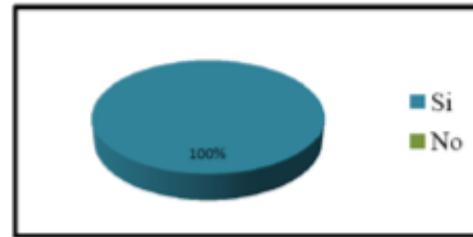


Figura 11 Resultado Pregunta N° 2.

3. ¿Considera usted que la tecnología utilizada en el dispositivo (digital) es de fácil alcance y está actualizada?

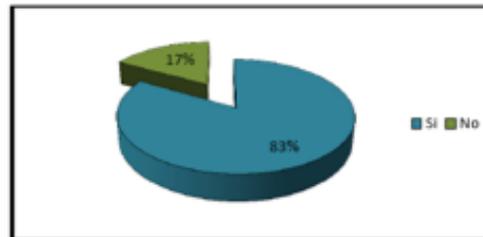


Figura 12 Resultado Pregunta N° 3.

4. ¿Considera usted que los resultados arrojados por el dispositivo fueron sencillos de leer y de interpretar?

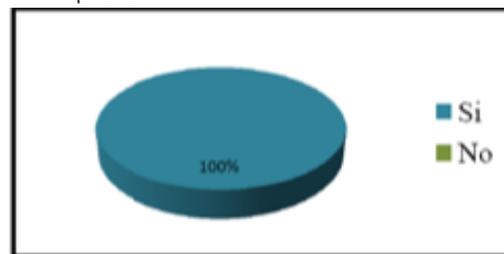


Figura 13 Resultado Pregunta N° 4

CONCLUSIONES

Las áreas involucradas en el cálculo de la torsión tibial son la rodilla, y el tobillo ya que son los ejes a partir de los cuales se origina la rotación, y la tibia por ser la que presenta la patología.

Existen diferentes maneras de realizar el cálculo de la torsión tibial como lo son: los exámenes de imagenología y las pruebas físicas, se llegó a la conclusión de que todas ellas son seguras para la salud, pero que el problema radica en que son muy dependiente de quien realice el examen y con respecto a sus costos, aquellas más precisas son las que poseen un precio más elevado, y no todos los pacientes pueden tener acceso a ellas.

Se determinó que el dispositivo debía ser efectivo y eficiente al momento de realizar la medición y arrojar los resultados, económico, de fácil instalación y uso para el ortopedista, además de cómodo y poco invasivo para el paciente.

Para el diseño del dispositivo, se tuvieron en cuenta dos tipos de sensores, y se estudiaron sus características para así obtener varias opciones a la hora de generar el prototipo, los dos diseños preliminares se diferenciaban en que uno utilizaba un sensor ultrasónico, mientras que el otro un sensor láser.

Se seleccionó el prototipo que utilizaba un sensor ultrasónico debido a que sus características se ajustaban más a lo que buscaban los ortopedistas, ya que los exámenes debían poder hacerse en diferentes ambientes, y este diseño así lo permitía.

Se puede concluir con un 95 % de confiabilidad, que el resultado arrojado por el prototipo no difiere de los resultados arrojados por las técnicas ya existentes en el área de medicina, para el cálculo de la torsión tibial.

El dispositivo a la hora de la realización de las pruebas funcionó de la manera prevista, y el grupo de expertos ortopedistas con los que se trabajó y a los cuales se les aplicó un cuestionario piloto, estuvieron de acuerdo con dicha afirmación.

Al realizar las pruebas de diagnóstico con el prototipo, en vez de utilizar los exámenes convencionales por imagenología, se puede obtener un ahorro del tiempo de consulta del 28%, y esto sin tomar en cuenta el tiempo que el paciente debe esperar para ser atendido, ni el tiempo que debe esperar por los resultados de los exámenes.

RECOMENDACIONES

Realizar una validación con una mayor cantidad de pacientes.

Entrevistar a una mayor cantidad de ortopedistas sobre su opinión respecto al dispositivo.

Adaptar baterías al dispositivo para evitar la dependencia de electricidad mediante una toma de corriente externa.

Adaptar una pantalla LCD al dispositivo para evitar la dependencia de una computadora a la hora de visualizar los resultados.

Utilizar un velcro mas fino, para tener mayor visibilidad.

Utilizar componentes disponibles en el mercado Venezolano.

Proteger las versiones posteriores del prototipo usando una caja universal y evitar reimpresiones en rapid prototyping, dado el costo que esto implica.

Usar tarjetas controladoras pic, ya que estas son de menor tamaño y menor costo

Realizar los cambios o mejoras propuestas.

Utilizar un sistema que realiza la nivelación del sensor de manera automática.

Utilizar otro tipo de porta sensores como adhesivos que se puedan colocar en la parte del cuerpo a tratar y estos se enganchen al sensor.

Utilizar equipos inalámbricos que transmitan la información mediante bluetooth.

Realizar una breve inducción al ortopedistas sobre como funciona el dispositivo y como se debe colocar.

Estandarizar la distancia a la cual debe estar el paciente con respecto a la superficie contra la cual rebota la señal

REFERENCIAS

- [1] Aguilar, K. (19 de Junio de 2012). *Instituto Diagnóstico Venecia*. Recuperado el 17 de Octubre de 2012, de <http://idvenecia.com/index.php/component/k2/item/11-%C2%BFqu%C3%A9-es-una-tomograf%C3%ADa?>
- [2] Anónimo. (s.f.). Recuperado el 13 de Abril de 2013, de <http://materias.fi.uba.ar/7609/material/S0302Medicion.pdf>
- [3] Anónimo. (2007). *The Oncology Institute of Hope and Innovation*. Recuperado 2013 1-Junio from <http://www.theoncologyinstitute.com/?pgid=331&parid=109&rid=109&lang=2>
- [4] Anónimo. (2012 de Abril de 2012). *MedlinePlus*. Recuperado el 17 de Octubre de 2012, de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/diagnosticimaging.html>
- [5] Anónimo. (10 de Marzo de 2013). *WIKITRÓNICA*. Recuperado el 11 de Enero de 2013, de http://wikitronica.labc.usb.ve/index.php/Freescale_Co-dewarrior_6.3
- [6] Anónimo. (s.f.). *Anatomia Humana*. Recuperado el 25 de Febrero de 2013, de <http://www.anatomia-humana.ucv.cl/efi/modulo5.html>
- [7] Anónimo. (n.d.). *Definiciones Médicas*. Recuperado 2013 5-Agosto from <http://www.definicionesdemedicina.com/>
- [8] Anónimo. (n.d.). *Doctissimo*. Recuperado 2013 1-Agosto from <http://salud.doctissimo.es/enciclopedia-medica/> 79 Anónimo. (s.f.). *EcuRed*. Recuperado el 17 de Octubre de 2012, de http://www.ecured.cu/index.php/T%C3%A9cnicas_de_diagn%C3%B3stico_por_imagen
- [9] Anónimo. (s.f.). *El Blog de ABR Hispano*. Recuperado el 25 de Enero de 2013
- [10] Anónimo. (s.f.). *Espaço da Radiologia*. Recuperado el 25 de Noviembre de 2012, de <http://leonardoflor.blogspot.com/2011/10/tomografia-computadorizada-helicoidal.html>
- [11] Anónimo. (n.d.). *fisicaradiologica.wikispaces*. Recuperado 2012 13-Diciembre from <http://fisicaradiologica.wikispaces.com/HAZ+DE+RAYOS+X+Y+FORMACION+DE+LA+IMAGEN>
- [12] Anónimo. (s.f.). *Siemens_México*. Recuperado el 20 de Febrero de 2013, de http://www.plm.automation.siemens.com/es_mx/plm/cae.shtml
- [13] Asisa. (n.d.). *Atlas del Cuerpo Humano*. Recuperado 2013 5-Junio from <http://asisa.saludalia.es/atlas.aspx>
- [14] Balcells, R. (1997). *Autómatas Programables*. Barcelona, España: MARCOMBO, S.A.
- [15] Biblioteca Nacional de Medicina de E.E.U.U. (29 de Octubre de 2012). *MedlinePlus*. Recuperado el 1 de Marzo de 2013, de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/hipinjuriesanddisorders.html>
- [16] Bouchet, A., & Cuilleret, J. (1998). *ANATOMÍA descriptiva, topográfica y funcional*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A.
- [17] Capuz Rizo, S. (2001). *Introducción al Proyecto de Producción* (Primera edición ed.). México, D.F: ALFAOMEGA GRUPO EDITOR, S.A. 80 Celtz, C. (2013). *Artroscopia y Reemplazo Articular*. Recuperado el 25 de Enero de 2013, de <http://www.artroscopia-reemplazoarticular.com/acerca.html>
- [18] Cerrolaza, & Muller. (Noviembre de 2001). *SciELO*. Recuperado el 1 de Febrero de 2013, de http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376-723X2001000300003&script=sci_arttext
- [19] Colegio Americano de Radiología y La Asociación de Radiología de Norteamérica . (24 de Abril de 2012). *RadiologyInfo.org*. Recuperado el 17 de Octubre de 2012, de <http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=bonerad>
- [20] Cuilleret, J. (s.f.). *Jhon Hopkins Medicine*. Recuperado el 14 de Diciembre de 2012, de <http://www.hopkinschildrens.org/internal-tibial-torsion.aspx>
- [21] Eric. (27 de Febrero de 2008). *Society of Robots*. Recuperado el 15 de Marzo de 2013, de http://www.societyofrobots.com/member_tutorials/node/71
- [22] Field, D. (2004). *ANATOMÍA. Palpación y localización superficial*. Barcelona: Paidotribo.
- [23] Fonseca, X. (1994). *Las medidas de una casa*. Árbol Editorial.
- [24] Gascó, P. J. (s.f.). *Deformidades axiales y rotacionales de los miembros inferiores*. Recuperado el 13 de Abril de 2013, de <http://centros.uv.es/web/departamentos/D40/data/informacion/E125/PDF784.pdf>
- [25] Gutiérrez, M. A. (2000). *Biomecánica: la física y la fisiología*. Madrid: EBCOMP, S.A.
- [26] Hernández, A. (2006). *Diseño de dispositivos médicos*. Recuperado 2013 25-Agosto from <http://www.elhospital.com/eh/secciones/EH/ES/>

- MAIN/IN/ESTUDIOS_CASO/doc_90832_HTML.html?idDocumento=90832 81 Jara, J. (n.d.). *Deformidades Torsionales en Miembros Inferiores*. Recuperado 2013 17-Febrero from <http://es.scribd.com/doc/79047969/TRABAJO-DE-POSTURALES>
- [27] Kalpakjian, S., & Schmid, S. (2002). *Manufactura, ingeniería y tecnología*. Mexico: Prentice_Halls Inc.
- [28] Londeau, R. (2007). *Elaboración de Trabajo de Investigación*. Caracas: ALFA.
- [29] Marrero, R., & Rull, I. (2005). *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor* (Segunda edición ed.). Barcelona: Masson, S.A.
- [30] Massa, G. L. (s.f.). *enplenitud.com*. Recuperado el 13 de Febrero de 2013, de <http://www.enplenitud.com/crm-como-identificar-y-satisfacer-las-necesidades-de-los-clientes.html>
- [31] Mioni, R. (10 de Febrero de 2012). *Sistemas de engenharia*. Recuperado el 12 de Diciembre de 2012, de <http://sistemasdeengenharia.com.br/2012/02/voce-sabe-o-que-e-cad-cae-cam/>
- [32] Mohammad, T. (2009). *World Academy of Science, Engineering and Technology*. Recuperado el 25 de Marzo de 2013, de <http://www.waset.org/journals/waset/v27/v27-51.pdf>
- [33] Moncayo, D. R. (2010-2013). *Centro de Ecografías ECOMEDICA*. Recuperado el 17 de Octubre de 2012, de <http://www.ecomedica.med.ec/para-pacientes/estudios-ecograficos/3-que-es-la-ecografia>
- [34] Mooere, K., & Agur, A. (2002). *Fundamentos de anatomía: con orientación clínica* (Segunda edición ed.). Montevideo: Editorial Médica Panamericana.
- [35] Moore, K., & Dalley, A. (2006). *Anatomía: con orientación clínica* (Quinta edición ed.). Madrid: Editorial Medica panamericana. 82 Muñoz, C. (1998). *Cómo elaborar y asesorar una investigación de tesis*. Edo de México: Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.
- [36] PTC, C. P. (2006). *Verificación y Validación*. Recuperado 2013 1-Septiembre from http://es.ptc.com/WCMS/files/43562/es/2089_VV_RM_TS_ES.pdf
- [37] Quiñones, I. (n.d.). *La Validación de equipos médicos una demostración se seguridad y eficacia*. Recuperado 2013 23-Agosto from <http://www.uh.cu/centros/biomas/Congresos/biomas99/PIRA1.pdf>
- [38] RAE. (n.d.). *Real Academia Española*. Recuperado 2013 13-Julio from <http://www.rae.es/RAE/Noticias.nsf/Home?ReadForm>
- [39] Romeva, C. R. (2002). *Diseño Concurrente* (Primera edición ed.). Barcelona: CPET.
- [40] Schottelius, B. (1975). *Fisiología*. D.F México: iN-TERAMERICANA.