

Análisis de la marcha y relación de la actividad muscular del cuádriceps en el plano sagital bajo distintas condiciones de calzado.

Resumen

Este estudio investigó variables espacio-temporales, se utilizó goniometría y aceleración en el plano cinemático sagital, asimismo se registró la actividad eléctrica del músculo cuádriceps durante una marcha a lo largo de 2 metros probando en 3 mujeres bajo distintas condiciones de calzado en tacones y tenis. Las diferencias entre dichas condiciones fueron procesadas mediante el software Matlab con ayuda del arduino Mega2560. La condición de tacones muestra una distribución plantar opuesta a la distribución plantar común, mientras que por su parte mediante el uso de tenis especializados para caminar supondría tener una la distribución plantar común con su mayor presión sobre el hueso calcáneo y el resto se distribuye en las falanges y carpos. Por lo tanto se asume que se realiza una fuerza mayor (incremento de la actividad eléctrica) sobre el cuádriceps cuando se está en condición de tacones, y por su parte en condiciones de tenis se registrará menor actividad eléctrica.

Palabras clave: señales, electromiografía, kinect, acelerómetro, cuádriceps, tacones.

1. Introducción

Una rama muy importante de la Biomecánica es el Análisis de la marcha. Dicho análisis nos permite diagnosticar, prevenir o predecir diferentes patologías causadas por una marcha incorrecta. Existen distintas herramientas o instrumentos de medición, así como software especializado para el mismo. Una de las variables a analizar es el desgaste o la relación de la actividad eléctrica de los músculos bajo condiciones distintas ya sea de movimiento como de calzado. Estos análisis podrán coadyuvar a crear nuevas tecnologías donde se está consciente del desgaste muscular y con ello prevenir posibles miopatías.

El cuádriceps es el músculo más poderoso de nuestro cuerpo y es uno de los músculos que más actividad registran en cualquier actividad, constituido principalmente por 4 músculos: Vastus medial, lateral, intermedio y el rectus femoris, juntos registran la mayor actividad electromiográfica del cuádriceps. Es en gran parte gracias a este músculo que

podemos saltar, correr y caminar.

Para ésta práctica se utilizó un Acelerómetro, kinect se utilizó el micro-controlador arduino mega enviados mediante conexión Bluetooth y el software para procesar los datos fue Matlab.

2. Objetivo

El objetivo del estudio es analizar la influencia del calzado usando la relación de la actividad electromiográfica del músculo cuádriceps, los ángulos y la aceleración que se lleva a cabo mientras caminan bajo 2 condiciones distintas.

3. Hipótesis

Durante la experimentación se observará que haciendo uso de los tacones habrá un aumento en la flexión plantar y esto causará que la actividad del cuádriceps sea significativamente mayor en comparación a las otras condiciones. El ángulo de la ar-

ticulación de la rodilla mostrará que caminar con tacones altos provoca una flexión de rodilla mayor en la primera mitad de la fase de apoyo. Además deseamos comprobar que la actividad eléctrica del cuádriceps es mayor en tacones que con tenis, asimismo los ángulos del tobillo se mantienen menores bajo condición de tacón que en condición de tenis. Todos los estudios estuvieron de acuerdo con el hecho de que la tasa de carga externa es significativamente mayor en la condición descalza. (Dickinson et al., 1985; Komi et al., 1987; Lees, 1988; De Clercq et al., 1994). Por tanto con tenis la actividad eléctrica del músculo disminuirá.

4. Marco Teórico

4.1. Anatomía física del musculo Cuádriceps

Músculo cuádriceps femoral, nombre correcto del músculo más potente y voluminoso. El principal en soportar el cuerpo humano, aparte de permitirnos caminar, sentarnos y correr. Se encuentra en la cara anterior del fémur y está dividido en cuatro cabezas musculares. La cabeza principal es el Recto Femoral (RF) que se origina en la espina ilíaca antero-inferior, acompañado del Vasto Medial (VM), que es insertado en la rótula y tibia. El Vasto lateral (VL) que se origina en la parte superior de la línea intertrocanterea. Y por último el Vasto intermedio (VI), situado entre los dos anteriores. Los cuatro vientres convergen y forman un tendón muy grueso y potente llamado tendón de los cuádriceps, el cual se inserta en la base y lados de la rótula. Funciona como extensor máximo de la rodilla. El recto femoral también es flexor de la cadera. Esta función es esencial para andar y correr ya que impulsa la pierna hacia delante.

En estudios realizados en mujeres de 53 a 58 años se calculó que el cuádriceps en caminata generaba entre 24 y 34 newton de fuerzas. (Carrillo, 2011). En otro estudio se calculó la fuerza generada al hacer el ejercicio de press de pierna con 100 kg, 65kg, y 50 kg, como se puede observar en la ilustración.

Grupo Muscular Evaluado:

Variables	Bilateral	Derecho	Izquierdo	Variac. Abs.	Variac. %
Pot. Pico (Watts)	935	549	437	112	20,4
Fuerza (Newton)	1097	712	557	155	21,8
Veloc (m/seg)	0,85	0,77	0,78	-0,01	-1,3



Isquiotibiales 4 RM 50 kg 4 RM 35 kg 4 RM 25 kg

Resultados de estudio de la actividad eléctrica y muscular del cuádriceps

Influencia del calzado de tacón alto en la actividad electromiográfica del músculo cuádriceps en mujeres con cuádriceps en mujeres con y sin síndrome de dolor patelofemoral durante la tarea de levantarse y sentarse. (Laísila da Silva Paixão Batista, 2013). Este artículo estudia el fenómeno de los tacones como moda y su impacto en la salud física de las mujeres en un único movimiento, el de sentarse y pararse. Se analiza las anomalías que se produce con el uso prolongado de los tacones.

Se utilizó electrodos con una ganancia 20 veces mayor, hechos de plata, filtros de banda de 10Hz a 5Hz, 3 amplificadores y una cámara fotográfica para la evidencia visual. Este estudio se llevó a cabo en 10 voluntarias entre 20 y 30 años.

Los resultados demostraron que el uso de tacones produce diferentes respuestas entre cada grupo, aumentando la actividad del VL en relación al VM, y disminuye la actividad del VL en relación al VM. Por lo tanto sugiere que los tacones pueden ser un factor agravante para el balance muscular y la estabilidad de la articulación. Por lo que se resume como un artículo degenerativo.

4.2. Electromiografía

La electromiografía dinámica es uno de los medios tecnológicos usuales en el estudio del movimiento humano; esta técnica determina cuándo un músculo está activo o inactivo. La electromiografía detecta, amplifica y muestra gráficamente la actividad eléctrica de la contracción muscular. Cuando un músculo se contrae las fibras constituyentes de la unidad motora sufren una despolarización que provoca una perturbación eléctrica, la cual puede ser

recogida a través de unos electrodos (de superficie). Esta señal es ampliada y filtrada y queda reflejada en una representación gráfica. La electromiografía dinámica es el único método válido para determinar cuándo un músculo está activo durante el ciclo de la marcha.

La electromiografía de superficie se utiliza actualmente en los laboratorios de análisis de movimiento, gracias a la facilidad de colocación de los electrodos y por su carácter no invasivo. Esta expansión genera una variación en los protocolos aplicados en cada laboratorio creando resultados de difícil comparación.

El inicio en cualquier laboratorio de análisis de movimiento, requiere como primera medida hacer una calibración de los equipos, generar un protocolo y conocer los márgenes de error de los instrumentos en uso. En el caso de la captación de las señales musculares, los cambios electroquímicos de la fibra muscular producen campos eléctricos variables en el tiempo que pueden ser detectados por electrodos de superficie. Estos electrodos tienen la ventaja de ser muy fáciles de colocar, sin embargo la sensibilidad a la ubicación espacial del electrodo sobre la piel tiene un efecto visible en la amplitud de la señal obtenida.

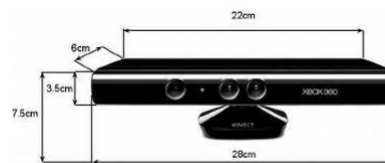
Tres estrategias para ubicar la colocación de los electrodos: la primera en el vientre muscular, en el punto medio entre el punto de origen e inserción, el segundo entre la zona de inervación y el tendón distal y el tercero en el punto motor.

4.3. El sensor Kinect y su composición

Es un equipo fabricado por Microsoft que contiene:

- Una cámara RGB
- Un sensor de profundidad
- Un micrófono multi-array bidireccional

En conjunto, capturas imágenes y movimientos de los cuerpos en 3D, además cuenta con reconocimiento facial y acepta comandos de voz. Las medias del sensor Kinect son las mostradas en la figura 1:

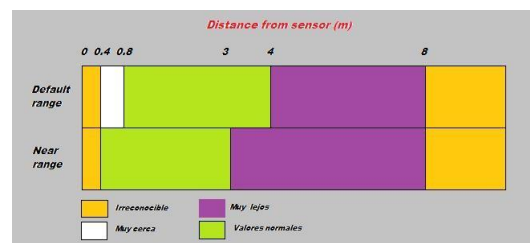


Dimensiones del Kinect

El sensor Kinect adquiere las imágenes y videos con sensores CMOS de colores que se manejan a una frecuencia de 30Hz, en colores RGB de 32-bits y resolución VGA de 640x480 pixeles. El canal de video monocromo CMOS es de 16-bits, resolución VGA de 320x240 pixeles con más de 65,000 niveles de sensibilidad. El Kinect calcula la distancia de los cuerpos con un haz de laser infrarrojo que proyecta un patrón de puntos sobre el cuerpo del usuario frente a la cámara (el esqueleto). Una cámara infrarroja capta el patrón y por hardware se calcula la profundidad de cada punto. El rango de la cámara de profundidad esta entre 40cm y 400cm. Existen dos modos de configuración del Kinect (Default o Near) para determinar distancias. El ángulo de vista (FOV) es de 58 grados horizontales y 45 grados verticales. Por otro lado el pivote que sostiene al Kinect permita orientar la elevación (arriba o abajo) por 27 grados.

Por lo tanto podemos decir que la cámara tiene dos funciones principales:

- Generar una imagen 3D en su campo visual
- Reconocer humano en movimiento (reconocimiento del esqueleto)



Distancia del sensor(m)

El sensor Kinect llega a distinguir la profundidad de cada objeto con una resolución de 1 centímetro y la estimación de altura y anchura con una exactitud de 3 milímetros.

Detección de articulaciones mediante el sensor Kinect

El flujo de datos que suministra el kinect son 20

puntos en representación de las articulaciones del cuerpo humano en forma de esqueleto. Con la finalidad de obtener la trayectoria que realiza el usuario frente al sensor kinect es archivar los 20 puntos que entrega el dispositivo.

Esta por lo tanto es la función más importante que tiene el sensor para la aplicaciones buscada en este análisis.

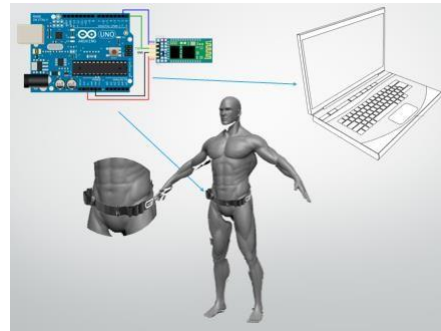
4.4. Bluetooth HC05

Los módulos de bluetooth HC-05 son módulos muy populares para aplicaciones con microcontroladores PIC y Arduino. El módulo bluetooth HC-05 viene configurado de fábrica para trabajar como maestro o esclavo. En el modo maestro puede conectarse con otros módulos bluetooth, mientras que en el modo esclavo queda a la escucha peticiones de conexión, también es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos bluetooth. El módulo bluetooth HC-05 utiliza el protocolo UART RS 232 serial. Esto nos permite por ejemplo, conectar dos módulos de bluetooth y formar una conexión punto a punto para transmitir datos entre dos microcontroladores o dispositivos. Dentro de la hoja de fabricante encontramos las características de este módulo (ITead Studio, 2010):

- Tamaño: 1.73 in x 0.63 in x 0.2Compatible con el protocolo Bluetooth V2.0.
- Voltaje de alimentación: 3.3VDC - 6VDC.
- Voltaje de operación: 3.3VDC.
- Baud rate ajustable: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200.
- Baud rate por defecto: 96008 in (4.4 cm x 1.6 cm x 0.7 cm)Corriente de operación: < 40 mA
- Corriente modo sleep: < 1mA
- Después de 30 minutos de conexión se desconectará automáticamente

El bluetooth se usó como una conexión entre el arduino y los demás sensores, y la computadora donde se precedía a procesar la información capturada. De esta manera se resuelven los problemas de movilidad. Para incluirlo junto con los demás sensores y el arduino, se pensó en ser portátil y que lo llevara el sujeto de pruebas. Por misma razón se

confecciono un cinturón al que se le pudiera portar lo antes mencionad. En la ilustración 2 se muestra claramente cómo se ideó el prototipo



Prototipo de cinturón y representación de enlace entre sensores computadora

5. Materiales

- Acelerómetro MMA7361
- Kinect
- Eletromiógrafo
- módulo Bluetooth

6. Metodología

6.1. Experimento

El experimento consistió en medir la señal electromiográfica del músculo cuádriceps; medir los ángulos del cuerpo; y medir la aceleración del cuádriceps al caminar 2 metros en una superficie plana; primero con tenis para correr y después con tacones; se usaron diferentes tipos de tacones, su tamaño promedio fue de 11 cm. Se obtuvieron las muestras de 4 mujeres entre los 18 y 21 años de una estatura promedio de 162.65cm. Para obtener las señales electromiográficas se utilizó un electro-miógrafo, para obtener los ángulos del cuerpo se utilizó un Kinect y para medir la aceleración del cuádriceps se usó un acelerómetro. La aceleración y la señal eléctrica del músculo se envían a un Arduino Mega, de éste se envían las señales por medio de bluetooth al Guide de Matlab de la computadora. Los ángulos se mandaron a otra computadora conectada al Kinect con el mismo Guide.

6.2. Acoplamiento del hardware

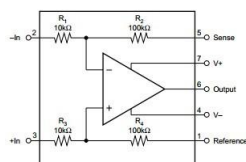
Usamos un cinturón en donde se le adaptaron los dispositivos que necesitan estar cerca del cuerpo que son el EMG dentro de una caja, las baterías en sus respectivos espacios y el acelerómetro, el Arduino y el bluetooth juntos en una caja. El Kinect se colocó a 2.5 metros de donde el sujeto realizó la prueba.



Acoplamiento del Hardware

6.3. Electromiógrafo

Para crear una fuente que manden +9V, -9V y Tierra se usarán dos baterías de 9V. Conectando la terminal positiva de una batería con la terminal negativa de otra, esta conexión se usará como el punto de referencia o tierra, la terminal positiva y negativa que no se están usando en cada batería nos darán +9V y -9V. El INA 106 IC es un amplificador diferencial que va a medir y amplificar con una ganancia de 10 las pequeñas diferencias de voltaje entre los dos electrodos que se colocan en los músculos.



INA 106 IC

El TLO72 es un amplificador inversor con una ganancia de 15. Filtros Se usa un filtro pasa altas para

deshacernos de cualquier desfase de la corriente directa y ruido de baja frecuencia. También se usa un rectificador de onda completa para tener una señal solamente positiva. La señal ya positiva se junta con un filtro pasa bajas para cambiar la señal en corriente alterna a una señal en corriente directa, para una mejor lectura en el microcontrolador. En la última fase se usa otro filtro pasa bajas para filtrar los toques indeseados de nuestra señal y mandar al microcontrolador una señal suavizada. Para los cables de los electrodos usamos cables de 50cm. Fueron trenzados para reducir el ruido. Los electrodos del EMG se colocaron en la parte media del cuádriceps, donde se inserta el final del cuádriceps en el tendón de la rodilla, y en la parte inferior de la rodilla, como referencia.

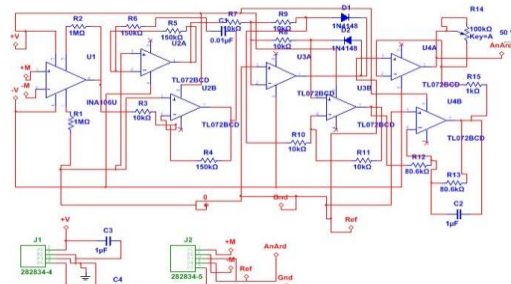


Diagrama del electromiógrafo

6.4. Acelerómetro

El acelerómetro a usar fue el MMA7361, el cual es analógico y tiene un voltaje de entrada de 5v. El acelerómetro lo colocamos dentro de una caja pequeña de las mismas dimensiones que el acelerómetro. Para el acelerómetro lo primero a realizar fue despertarlo, esa función la otorga el pin SL del acelerómetro, donde lo activamos escribiendo el pin y se declara como salida, además se activó mediante la función digitalWrite(pin,1).

Después obtenemos sus respectivos voltajes, mediante la resolución de un voltaje de 5 volts/1023 bits del ADC. Además procedemos a calibrarlo en donde tomamos como referencia el datasheet del acelerómetro, el cual indica que og arroja 1.65v y 1g son .8volts, por lo que buscamos una relación matemática:

$$\frac{\text{Voltaje EnEleje} - 1.65}{8} \quad 1)$$

Sin embargo esa es la aceleración de los ejes en g, al multiplicarlo por 9.81 nos resulta la aceleración en m/s^2 .

Los valores se graficaron contra el tiempo real de ejecución. Este tiempo fue calculado mediante la función *tíc – toc* de Matlab, la cual nos arrojaba el tiempo en segundos de lo que transcurre entre tic y toc, para lo cual se fue almacenando en un vector de tiempo y mediante la función "drawnow", conseguimos graficar los datos contra el tiempo real.



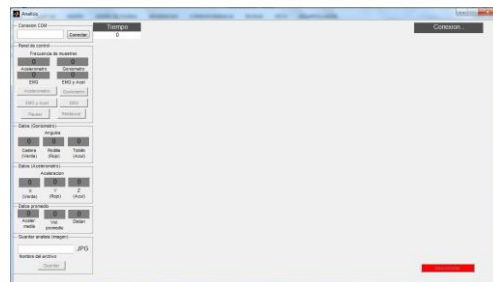
Acelerómetro

Se decidió tomar la aceleración promedio registrada en el eje del plano sagital donde se está realizando el movimiento, dicha aceleración media se obtuvo como un promedio de todos los valores del vector de la aceleración en y divididos entre la longitud del vector. Ahora bien si integramos la aceleración con respecto del tiempo podemos obtener la velocidad, en este caso velocidad media, la cual sería multiplicar la aceleración promedio por el tiempo. Por su parte si integramos la velocidad promedio con respecto del tiempo obtenemos la distancia que registró el acelerómetro, dicha distancia no será lineal porque sigue el desplazamiento del acelerómetro en forma de arcos, la cual se obtuvo multiplicando aceleración por tiempo al cuadrado dividido entre dos.

6.5. Kinect

Primero se estableció el objetivo del uso del sensor Kinect dentro del proyecto, en este caso se centró en obtener los grados de las articulaciones (goniometría) cuando la persona a analizar este en movimiento (en este caso el estudio de la marcha), estos ángulos serán recolectados en tiempo real y graficados. Para ello, se diseñó en el software MATLAB un programa tipo guide (interfaz

gráfica) que capturara las señales del sensor Kinect conectado a una entrada USB del CPU. Para la conexión del sensor Kinect, se tuvieron que instalar las librerías SDK de Kinect y los drivers correspondientes. Asegurando esta conexión con pruebas de la herramienta "Developer toolkit browser (Kinect for Windows)"; procedimos a instalar el paquete de soporte de MATLAB para hacer la lectura del sensor Kinect y capturar los datos arrojados por la cámara de profundidad. Realizada ya la conexión Kinect-MATLAB, para obtener los datos, nos centramos en la cámara de profundidad (que son los datos que nos interesan para el conseguir el objetivo del uso del Kinect dentro del proyecto). Para ello, se utilizó la cámara monocromática (DEPTH) y, con los comandos correspondientes en la programación del guide estos fueron procesados para obtener los ángulos de movimiento en tiempo real a través de cálculos matemáticos los cuales serán almacenados al finalizar cada análisis para su posterior estudio.



Guide del Kinect

Para el procesamiento de las señales obtenidas y filtrado de los ángulos no deseados en cada articulación, por cuestiones de ruido que generaba el Kinect, se discriminaron valores en las gráficas y se definieron estos como los límites mayores o menores a la que la articulación pudiera tener en la hora de ejecutar una marcha según referencias externas.

Para llegar al resultado fue necesario discriminar de igual manera los primeros segundos de datos mostrados en las gráficas debido a la no sincronización en el estudio, y el tiempo de ejecución en cada análisis no fue tomado en cuenta debido a que no se definieron estos parámetros al comenzar las pruebas y variaban de manera considerable.

7. Resultados

7.1. Aceleración

Cabe resaltar que no tomamos la aceleración en el eje Z de $9.81m/s^2$ que corresponde a la aceleración de la gravedad, además la aceleración en el eje y durante las primeras pruebas se descalibró e iniciaba a medir desde $19m/s^2$, debido a que primero se calibró el acelerómetro en una mesa en horizontal, dicho proceso se corrigió en la última prueba, donde aprendimos que se debe de calibrar cada vez que se desee hacer la prueba ya colocado al lado del músculo cuádriceps.

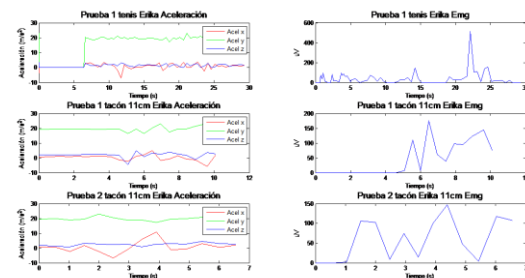
Ligeramente la aceleración en el eje x es la que tuvo mayores variaciones en comparación con el eje z y el eje y. Sin embargo cabe resalta que las aceleraciones producidas durante todos los experimentos no fueron tan drásticas, se conservaban en un rango. Por su parte el eje z y y permanecieron algo constantes, no se presentaron amplias variaciones. Si observamos muchas veces las aceleraciones se mantenían en 0 o cerca de 0, esto es debido a que durante la caminata se mantenía una velocidad constante y con ello se tiene una aceleración que tiende a ser 0. La aceleración en las pruebas de los tenis mostraban esta característica, debido a que al caminar con tenis es más sencillo mantener una velocidad constante y por dicha razón las aceleraciones eran cercanas a 0. Por su parte la aceleración presentada al caminar con tacones tenía más variaciones y no siempre estaban cercanas a cero, además presentaban más aceleraciones negativas en comparación con las aceleraciones registradas en las pruebas de tenis, dichas cuestiones se debían a que con los tacones es más difícil caminar (plataformas más inestables) y con ello no se podría mantener una velocidad constante y algunas veces se frenaba al caminar y por tanto presenta muchas variaciones tanto de velocidad como de aceleración.

7.2. Actividad Eléctrica del músculo (EMG)

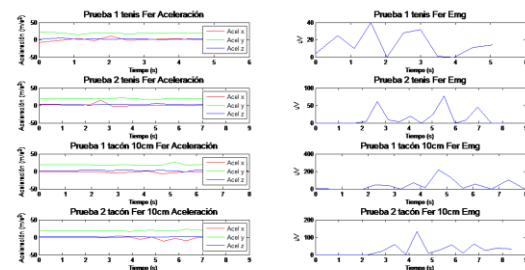
La primera prueba se le pidió a la persona que caminara hacia atrás (Erika prueba 1 EMG) y notamos que el pico fue más sobresaliente, esto es, que se presentó una mayor actividad eléctrica en los músculos; por lo cual podemos decir que al caminar hacia atrás como se ven indiscutidos más músculos

hay más actividad muscular y con ello una actividad eléctrica mayor. Al caminar con tenis la amplitud de la señal enviada era mucho menor en comparación que al momento de caminar con tacones, por tanto concluimos que al caminar con tenis se produce menor actividad eléctrica y con ello menos desgaste muscular. Por su parte la actividad eléctrica bajo condición de tacón mostró amplitudes mayores de la señal del cuádriceps, hasta por un factor de 2 hasta 4. Además notamos que al caminar con tacones la gráfica mostraba menos picos (amplitudes) distribuidas a lo largo de la señal y por su parte en la señal de condición de tenis mostraba mayor número de amplitudes distribuidas a lo largo de la señal, esto se debe a que con tacones las mujeres alcanzan mayor longitud de zancada y con ello el tiempo de la zancada es menor y por tanto hay menos zancadas y por su parte con tenis se tiene mayor estabilidad pero una zancada más corta y alcanzan a efectuar más pasos durante un lapso de tiempo que en condición de tacones.

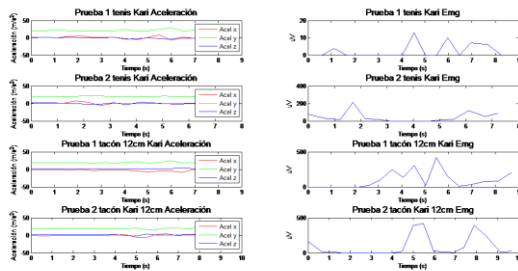
7.3. Gráficas Acelerómetro y EMG



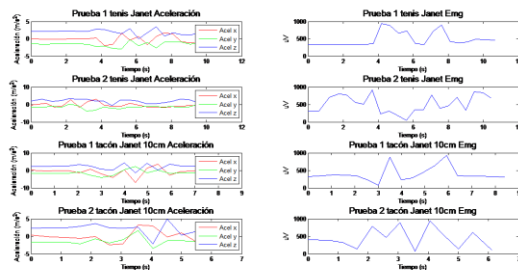
Resultados prueba 1



Resultados prueba 2



Resultados prueba 3

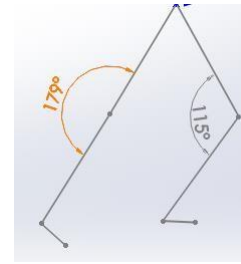
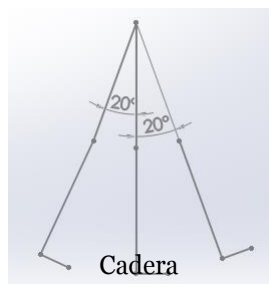


Resultados prueba 4

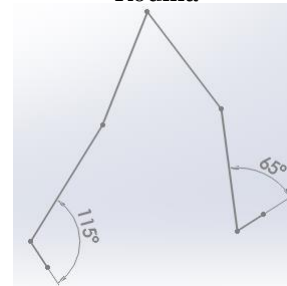
7.4. Ángulos

Los datos obtenidos se representarán en forma gráfica, acorde a los datos obtenidos en el estudio. La línea verde en las gráficas representa la articulación de la cadera, la línea azul la articulación del tobillo y la línea roja la articulación de la rodilla.

Los ángulos de referencia tomados en este estudio fueron de la siguiente manera:

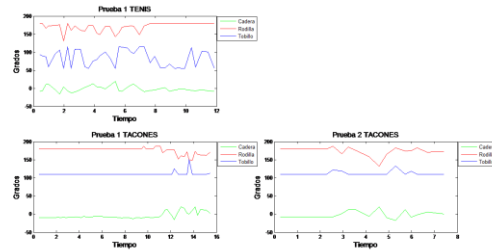


Rodilla

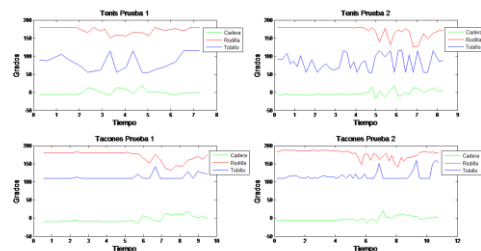


Tobillo

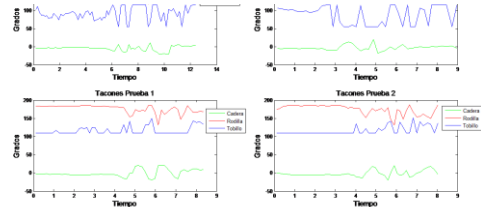
7.5. Gráficas Kinect



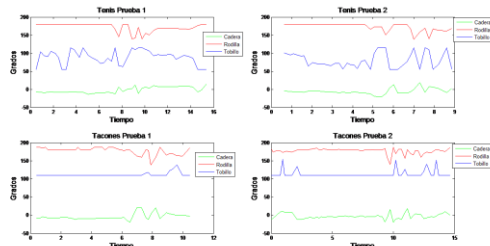
Estudio número 1



Estudio número 2

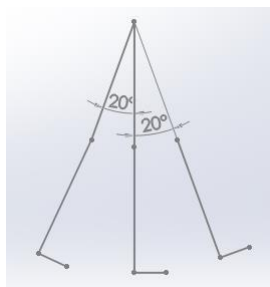


Estudio número 3



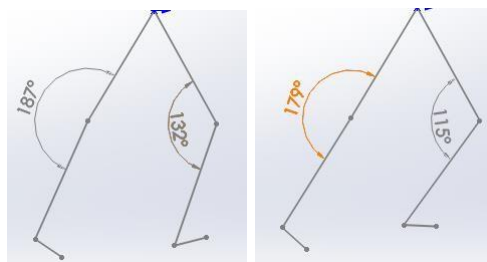
Estudio número 4

Como podemos observar en los estudios, estos representan gráficamente la marcha de las personas analizadas con tenis especialmente adaptados para correr (las dos graficas de arriba) y la marcha de las personas con tacones de 11 cm (las dos graficas de abajo). Los ángulos de movimiento de las articulaciones de la marcha con tenis en comparación con la marcha usando tacones, no presenta mucha diferencia en los ángulos de la articulación de la cadera (línea verde), ya que estos oscilan entre los -20 grados a 20 grados.



Tacones y tenis

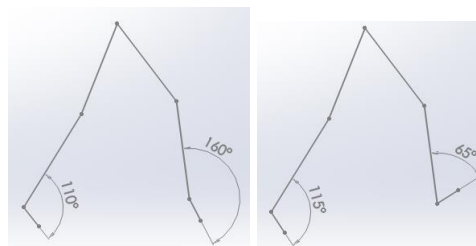
En cambio, en la rodilla (línea roja) podemos observar que los ángulos de flexión son menores en los tacones (132 grados) que con el tenis de correr (115 grados); por otro lado, la rodilla presenta una mayor extensión con los tacones (187 grados) que con los tenis de correr (179 grados).



Tacones

Tenis

En tobillo (línea azul) los ángulos de la marcha con tenis varían entre 65grados-115grados, en cambio, con los tacones el ángulo del tobillo no tiene mucha variación, además de que es más amplio el ángulo de apertura (110 grados-160 grados), tomando como apertura el ángulo que forma entre los metatarsianos y la tibia.



Tacones

Tenis

De igual manera se observa en las gráficas que los valores del tobillo son los únicos que tienen un comportamiento distinto con tacones (más amplio el ángulo entre metatarsianos-tibia) que con tenis (menos amplio entre metatarsianos-tibia), en comparación con los ángulos que se generan en rodilla y cadera, siendo estos, de alguna manera, similares.

8. Interfaz gráfica

Gracias a la ayuda del Guide de Matlab pudimos realizar nuestra interfaz gráfica.

El guide muestra 6 botones: los cuáles son: el botón del acelerómetro (que activa la gráfica de muestra las aceleraciones); seguido del botón del EMG (el cual activa la gráfica de la señal eléctrica del músculo); el siguiente botón es el del goniómetro (muestra la gráfica de los ángulos de la cadera, tobillo y rodilla), el otro botón muestra las dos gráficas tanto del acelerómetro como la del EMG, los dos botones restantes son el botón de pausar el cual detiene la gráfica en el tiempo como se llama quedado y se activa de color naranja el botón seguido de éste que es el de restaurar, dicho botón reestablece los valores iniciales de las gráficas y de los paneles.

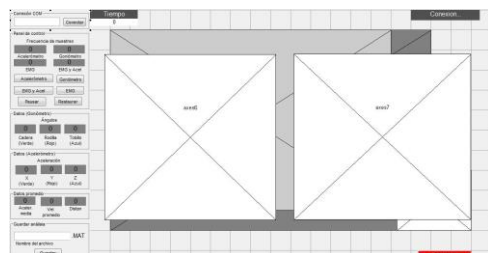
Seguido de los botones tenemos paneles donde mostramos la medida cuantitativa de las mediciones en ejecución, estos paneles se activan dependiendo al botón que se oprima. Son 3 paneles, el primero es de los datos del goniómetro mostrando las

mediciones de los ángulos x,y,z ; por debajo de éste se muestra el panel de aceleración mostrando los datos de las aceleraciones en los 3 ejes y el último panel muestra los datos de distancia, aceleración y velocidad promedio que se activa sólo al momento de presionar el botón de pausar, porque necesitamos el tiempo transcurrido en un intervalo para tomar dichas mediciones.

Son 6 gráficas, las cuales se ocultan y se activan dependiendo el botón en ejecución. Tenemos la opción de guardar con el nombre que deseemos y dicho archivo genera un .mat. Asimismo colocamos el número de puerto COM dónde se nos conectó el dispositivo, tuvimos la necesidad de hacerlo, debido a que el bluetooth cambia frecuentemente de puerto COM.

Por último tenemos un botón de conectar que establece la conexión vía bluetooth arduino-Matlab y un botón desconectar que borra y cierra todo el programa.

El guide fue el siguiente:



Interfaz gráfica

9. Conclusión

Podemos concluir que al caminar con tenis al ser más estable la articulación se puede mantener una velocidad constante haciendo con esto que las aceleraciones sean cercanas a 0 y por tanto no hay tantas variaciones de aceleración en los 3 ejes. Además se puede la longitud de la zancada es ocasionalmente más pequeña que la longitud de zancada del tacón, por tanto dichos pasos se registran en la señal como pequeñas amplitudes distribuidas sobre la gráfica, donde por su parte al caminar con tacones al ser mayor la zancada requiere de más tiempo y se observan menor cantidad de amplitudes distribuidas a lo largo de la señal. Por su parte al caminar con tacones la articulación está más inestable y con ello

es difícil mantener una velocidad constante, además hay frenado muchas ocasiones por dicha inestabilidad, esto se ve reflejado en las variaciones de las aceleraciones y de la velocidades al momento de caminar. Asimismo al caminar con tacones el EMG detectó mayores amplitudes en comparación al caminar con tenis, por lo que podemos concluir que hay mayor actividad eléctrica en el cuádriceps al momento de caminar con tacones y por lo tanto mayor desgaste de dicho músculo que al caminar con tenis.

La articulación del tobillo es la más afectada al usar tacones ya que su arco de apertura entre metatarsianos y tibia es más pronunciado, afectando directamente la anatomía del tobillo por las cargas generadas y por consecuencia la distribución del peso en un porcentaje considerable en el apoyo del dedo pulgar. Además, indirectamente tiene un efecto en la articulación de la rodilla al forzar su arco de apertura a un hiperextensión por la posición del tobillo, esto aumenta la fuerza generada en el cuádriceps teniendo una mayor fatiga muscular. La única articulación que no se ve afectada por el uso de tacones es la cadera, aunque tiene un ligero cambio del ángulo entre cuádriceps y abdomen, lo que produce que el músculo del cuádriceps genera mayor fuerza para equilibrar y compensar el centro de masa.

Por lo tanto el uso de tenis es mejor que los tacones debido a que si se usan tacones al existir variaciones de velocidad y aceleración podrían presentarse caídas o accidentes, además de exigir al músculo cuádriceps más de lo que normalmente se le exige y podría provocar a la larga fatiga debido al desgastamiento muscular.

10. Observaciones

La utilización del software Matlab en la obtención de datos con Kinect, demostró tener varios conflictos con el sistema, principalmente por no respetar la frecuencia a la que trabajaba la cámara de profundidad del sensor (muestras "frames" por segundo de 30Hz); este solo trabajaba de 3 a 5 "frames" por segundo. Además, en el sistema de programación para obtener la comunicación entre la computadora y el sensor Kinect, se definían un cierto número de "frames" los cuales eran mandados al gatillo "triggerRepeat" para que este reconociera

cuantas repeticiones haría por ciclo, sin embargo, al correr el programa se inicializaban estos valores y si se dejaba pasar un tiempo considerable antes de utilizar el Kinect estos frames en el "triggerRepeat" se terminaban de ejecutar si haber utilizado la obtención de los datos con el Kinect y generaba un error, debido a esto, al querer volver ejecutar el programa, como no se había pausado de manera adecuada la comunicación del kinect-CPU, este no permitía volver a correr el programa hasta no ser cerrado y abierto nuevamente Matlab.

Otro de los problemas que logramos observar en el Kinect fue la cuestión del ruido que generaba la cámara de profundidad al querer obtener los datos principalmente del tobillo, aunque de igual manera, las demás articulaciones (rodilla y tobillo) también presentarían ruido; esto por la distancia del Kinect

con el usuario y la luz en el medio ambiente en el que fue hecho el análisis.

11. Referencias

- Lara Romero, Mangulo Carrere, T., y Llanos Alcázar, L. (1996). Actividad electromiográfica normal en la marcha humana. *Biomecánica*, IV(7), (110-116). Carrillo, L. (2011). *Media Graphic*. Derrikson, T. y. (s.f.). *Principios de Anatomía y Fisiología*, 11va Edición . Panamericana.
- ITead Studio. (18 de 06 de 2010). *ITead Studio*. Laísila da Silva Paixão Batista¹, V. M. (2013). Influencia del calzado de tacón alto en la actividad electromiográfica del músculo. *SciELO*, 10.