



**DOCUMENTO TÉCNICO DE DESARROLLO DE ALGORITMOS DE MUSIC INFORMATION RETRIEVAL (EXTRACCIÓN DE INFORMACIÓN MUSICAL) EN EL MARCO DEL PROYECTO: OPTIMIZACIÓN DE PROCESOS DE PRODUCCIÓN DE MÚSICA POP, BASADO EN MODELOS COMPUTACIONALES**

CARLOS ALBERTO RODRIGUEZ

CARLOS DIEGO FERRIN BOLAÑOS

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA ANTONIO JOSÉ CAMACHO

FACULTADA DE INGENIERÍA

SANTIAGO DE CALI

2016

INTRODUCCIÓN

*LEYENDA: Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit, sed eiusmod tempor incidunt ut labore et dolore magna aliqua. Ut enim ad minim veniam, quis nostrud exercitation ullamco laboris nisi ut aliquid ex ea commodi consequat. Quis aute iure reprehenderit in voluptate velit esse cillum dolore eu fugiat nulla pariatur. Excepteur sint obcaecat cupiditat non proident, sunt in culpa qui officia deserunt mollit.*

La biomecánica es un Ciencia que analiza e interpreta el comportamiento del movimiento del cuerpo humano, teniendo en cuenta las causas que lo producen; para comprender los factores externos e internos que intervienen en la ejecución del movimiento del deportista, la biomecánica se apoya en técnicas emergentes las cuales permiten . que la evaluaciónsea más profunda y la interpretación sea mucho más precisa, por esa razón la innovación tecnológica ha permitido que se desarrollen y se implementen nuevas técnicas de valoración en el campo de la biomecánica o que sirven de apoyo de diagnóstico en el rendimiento o en la prevención de lesiones.

En el campo deportivo a Nivel Nacional la Biomecánica se relaciona con la captura de movimiento a través de video y el tratamiento y análisis a través de software de seguimiento (tracking) y análisis de variables biomecánicas básicas como la obtención pero existen otras técnicas de apoyo como lo son la electromiografía de superficie, la estabilometria, la Acelerómetria, etc que también se utilizan en la valoración biomecánica y apoyan otras ciencias aplicadas como está el caso de fisioterapia, fisiología entre otras áreas de las ciencias del deporte

El objetivo de este módulo es dar a conocer al lector las diferentes técnicas de valoración en biomecánica, complementado la información entregada en los otros módulos y cuál es su aporte en el rendimiento y la prevención de lesiones, brindando estrategias que permitan a los entrenadores comprender cual es el fin de la implementación de estas técnicas y que conozcan cuales son los avances tecnológicos y a nivel nacional con que tecnología cuenta y cual es asequible para ellos. Coldeportes tiene una meta clara al crear los lineamientos de biomecánica deportiva, quiere asumir una responsabilidad con el país deportivo: ayudar a construir y establecer los lineamientos descritos en los objetivos estratégicos para el posicionamiento y liderazgo deportivo nacional, fijados en el Plan Decenal del Deporte, la Recreación, la Educación Física y la Actividad Física para el desarrollo humano, la convivencia y la paz 2009-2019, y para ello cuenta con el apoyo y compromiso de los entes deportivos departamentales y del distrital capital.

Contenido

[Contenido 4](#_Toc469175402)

[Listado de Figuras 6](#_Toc469175403)

[Listado de Tablas 9](#_Toc469175404)

[1. OBJETIVOS 10](#_Toc469175405)

[2. MARCO DE REFERENCIA 10](#_Toc469175406)

[2.1 MIR y Procesado de señales 10](#_Toc469175407)

[2.1.1 Señales de audio 11](#_Toc469175408)

[2.1.2 Procesado digital de señales 16](#_Toc469175409)

[2.1.3 Análisis en el dominio del tiempo 16](#_Toc469175410)

[2.1.4 Análisis en el dominio de la frecuencia 26](#_Toc469175411)

[2.1.5 Análisis en tiempo-frecuencia 27](#_Toc469175412)

[2.2 Análisis Tonal 28](#_Toc469175413)

[2.2.1 Percepción humana del “Pitch” 31](#_Toc469175414)

[2.2.2 Representación del “Pitch” en Música 32](#_Toc469175415)

[2.2.3 Detección de frecuencia fundamental 34](#_Toc469175416)

[2.2.4 Estimación de frecuencia de sintonización 39](#_Toc469175417)

[2.2.5 Detección de notas 41](#_Toc469175418)

[2.2.6 Reconocimiento de acordes 41](#_Toc469175419)

[2.3 Análisis Temporal 43](#_Toc469175420)

[2.3.1 Percepción humana de los eventos temporales 43](#_Toc469175421)

[2.3.2 Representación de eventos temporales en música 43](#_Toc469175422)

[2.3.3 Detección de “Onset” 43](#_Toc469175423)

[2.3.4 Histograma de golpes (beat) 43](#_Toc469175424)

[3. TÉCNICAS DE MUSIC INFORMATION RETRIEVAL 44](#_Toc469175425)

[3.1 Bibliotecas MIR 44](#_Toc469175426)

[3.1.1 Requerimientos Hardware 46](#_Toc469175427)

[3.1.2 Requerimientos Software 46](#_Toc469175428)

[3.2 Funcionamiento de la GUI para MIR 49](#_Toc469175429)

[3.2.1 Módulo de detección de notas 51](#_Toc469175430)

[3.2.2 Módulo de reconocimiento de acordes 52](#_Toc469175431)

[4. CONCLUSIÓN 57](#_Toc469175432)

Listado de Figuras

[Figura 1 . Pipeline para Music Information Retrieval, MIR. 10](#_Toc469175433)

[Figura 2. Señal Analógica, Y(t)*,* vs Señal Digital, y[n]. 11](#_Toc469175434)

[Figura 3. Comandos ejecutados en Matlab para cargar una señal de audio a partir de un archivo de audio. Ventanas de Variables (1), Workspace (2) y Comandos (3). 13](#_Toc469175435)

[Figura 4. Amplitud de la señal de audio vs tiempo. 14](#_Toc469175436)

[Figura 5. Salida de ejecución del Script con bucle iterativo u operadores sobrecargados para operación de escalonado. 17](#_Toc469175437)

[Figura 6. Salida de ejecución del script de submuestreo. 19](#_Toc469175438)

[Figura 7. Aplicación de un filtro de media móvil con L = 100. 22](#_Toc469175439)

[Figura 8. Derivada de una señal. 23](#_Toc469175440)

[Figura 9. Integración de una señal. 25](#_Toc469175441)

[Figura 10. Plataforma de fuerza Kistler. Fuente: Biomechanical Solutions. 26](#_Toc469175442)

[Figura 15. Esquema funcionamiento acelerómetro. (Esquema propuesto para el editor gráfico). 29](#_Toc469175443)

[Figura 16. Esquema general del funcionamiento de un acelerómetro. Durante el apoyo del atleta, en el acelerómetro (a) se registra un desplazamiento de la masa interna asociado al movimiento del atleta. Ese desplazamiento será proporcional a las fuerzas con el suelo. Internamente, la resistencia que genera el sistema de resorte convierte el movimiento en una señal eléctrica (b), la cual nos permite cuantificar la magnitud del impacto con el suelo. (Esquema propuesto para el editor gráfico). 30](#_Toc469175444)

[Figura 17. Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha. 30](#_Toc469175445)

[Figura 18. Ejemplo de la señal de aceleración registrada en la cabeza durante el apoyo en carrera (elaboración propia). 32](#_Toc469175446)

[Figura 19. Esquema de funcionamiento de un dispositivo de acelerometría inalámbrica con dos acelerómetros (cabeza y tibia). Adaptado de Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva (p. 393), por P. Pérez-Soriano & S. Llana, (2015). En P. Pérez-Soriano & S. Llana (Eds.), Biomecánica básica. Aplicada a la actividad física y el deporte. Badalona: Paidotribo. 38](#_Toc469175447)

[Figura 20. Tipo de señal registrada mediante acelerómetros (elaboración propia, sugerencia editor). 40](#_Toc469175448)

[Figura 21. Curva típica de las aceleraciones registradas en tibia y cabeza durante la fase de apoyo en carrera. Adaptado de “Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run” por T. R. Derrick, D. Dereu & S. P. McLean, 2002, Medicine and Science in Sports and Exercise, 34(6), 1000. 41](#_Toc469175449)

[Figura 22. Media de potencia espectral de las señales de aceleración de la tibia (A) y de la cabeza (B) comparadas entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Fuente: Adaptado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, Journal of Sport and Health Science, 3, 117. 42](#_Toc469175450)

Listado de Tablas

[Tabla 1. Requerimientos técnicos mínimos para plataformas de fuerza que realizan pruebas de estabilometría. Citado de (Scoppa et al., 2013). 25](#_Toc469175451)

[Tabla 2. Valores de aceleración registrado en distintas condiciones de velocidad y actividad (elaboración propia). 32](#_Toc469175452)

[Tabla 3. Los sistemas conocidos a nivel nacional e internacional para EMGs. 46](#_Toc469175453)

[Tabla 4. Estudio de sector. 51](#_Toc469175454)

# OBJETIVOS

● Recopilar información bibliográfica sobre el desarrollo de técnicas de Music Information Retrieval: Artículo, Libros, Proyectos Open Source, Dataset.

● Identificar metodologías y técnicas de Music Information Retrieval para el análisis de audio.

● Diseñar e implementar algoritmos de Music Information Retrieval para el análisis de audio.

● Diseñar experimentos y analizar resultados apoyados en los algoritmos desarrollados.

Acordes: De todo el audio.

Escalas.

Tonos (Pitch) fundamentales.

Bit. Golpe fuerte de un instrumento de percusión.

Ritmo (No):

# MARCO DE REFERENCIA

*Este capítulo introduce y resume las más importantes características de los sistemas de procesamiento de señales de audio y de los sistemas MIR.*

## MIR y Procesado de señales

La Recuperación de Información Musical o MIR (por sus siglas en inglés, *Music Information Retrieval*) es un campo interdisciplinar que busca la recuperación o extracción de información a partir de señales de audio musical. Es considerado un campo en constante crecimiento con muchos casos de éxito en aplicaciones del mundo real, tales como las aplicaciones móviles ***Shazam***, ***Spotify***, etc.; que permiten la identificación automática del título de una canción escuchada a través del micrófono del celular o la búsqueda y organización inmediata de canciones en grandes bases de datos. MIR es un campo que involucra disciplinas como la Musicología, Piscología, Procesado de Señales, Aprendizaje de Máquina (*Machine Learning*).

El pipeline general de los algoritmos MIR puede verse en la Figura 1. La adquisición de la señal de audio y la información musical constituyen los parámetros de entrada y salida respectivamente de los sistemas MIR. Los bloques de segmentación, extracción de características y *machine learning* son las etapas principales dentro del proceso de desarrollo de sistemas MIR. La segmentación divide la señal en sub-señales. El tamaño, el tipo de enventanado y el solape son parámetros que determinarán los resultados siguientes. El bloque de extracción de características obtiene y reduce la dimensionalidad de patrones de bajo, medio y alto nivel. Finalmente, la etapa de *machine learning* permite modelar, junto con los patrones obtenidos anteriormente, la forma como el ser humano percibe la música y realiza inferencias sobre el audio musical obteniendo información relevante.

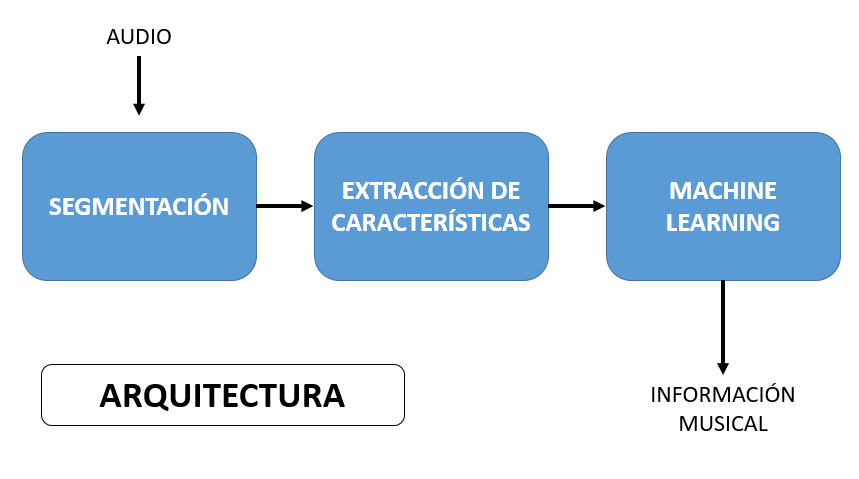


Figura 1 . Pipeline para Music Information Retrieval, MIR.

### Señales de audio

Una señal de audio, tal como la perciben los humanos puede ser descrita como una función del nivel de presión del sonido dependiente del tiempo. Para capturar esta señal es posible utilizar un el cual convierte los niveles de presión del sonido a voltajes. Esta señal de voltaje está definida para todos los instantes de tiempo y por lo tanto es considerado un señal de tiempo continuo Y(t). Para poder manipular Y(t) en un computador es necesario capturar una versión de la misma representable en el mundo digital. Esto es Y(t)se debe convertir en y[n], donde esta última es una versión de **tiempo discreto** y de **valores cuantizados** de Y(t).

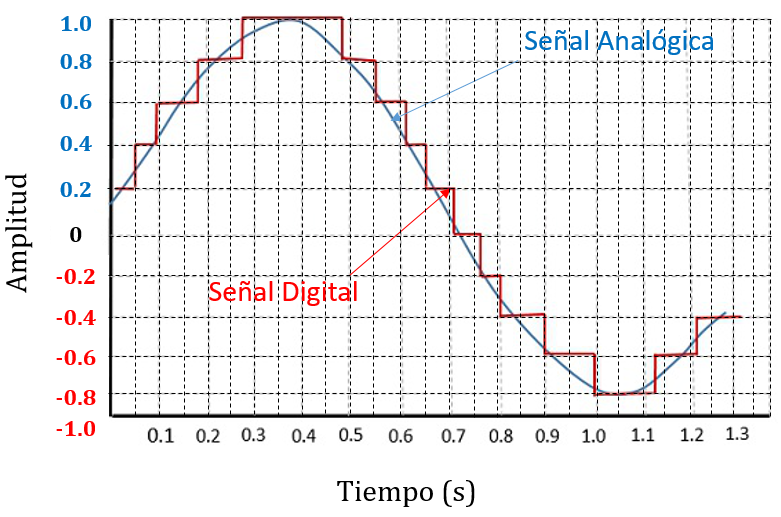


Figura 2. Señal Analógica, Y(t)*,* vs Señal Digital, y[n].

Una señal discreta en el tiempo significa que la señal solo está definida para ciertos instantes de tiempo. Esto es, si la señal fue muestreada (Frecuencia de Muestreo, ***Fs***) a 20 Hz, es decir veinte muestras en un segundo, cada una de las muestras está separada de la otra en 0.05 s. En la Figura 2 se puede observar el ejemplo de una señal analógica muestreada a ***Fs*** = 20 Hz.

Este tiempo se conoce como periodo de muestreo, ***Ts***. La relación entre la frecuencia de muestreo y el periodo de muestreo viene dada por la siguiente ecuación ():

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | () |

El ser humano solo puede percibir componentes frecuenciales en la señal desde los 20 a los 20.000 Hz. Luego entonces es necesario muestrear este tipo de señales por lo menos al doble de la máxima frecuencia (**Teorema de Nyquist**), esto es, a 40.000 Hz. En la práctica, es muy común encontrar que las señales de audio musical se muestrean a 44.100 Hz. Lo anterior significa que la separación temporal entre muestras es de 2.2676x10-5 s (0.02267 ms ≈ 22.7 µs).

Por otro lado, la cuantización hace referencia a que los valores de amplitud de la señal de audio también se han discretizados al igual que el tiempo. Usualmente, la amplitud se fija dentro de un rango, entre un valor máximo, Amax, y uno mínimo, Amin, simétrico respecto al valor cero. Este rango se divide en M partes. Por ejemplo, en la Figura 2 se ha dividido el rango de -1.0 a 1.0 en 11 partes simétricas respecto al 0. Si M es una potencia de 2, la amplitud de cada muestra cuantizada puede ser fácilmente representada mediante un código binario de longitud, NB, igual a log2(M) bits. Dado que en este escenario M sería siempre un número impar, es imposible conservar al cero como un valor de cuantización y a la vez tener un número simétrico de pasos de cuantización. En la práctica se fija un paso menos en los valores positivos. Longitudes típicas de códigos binarios en señales de audio son 16, 24 y 32 bits. Estas longitudes permiten tener 216 = 65536, 224 = 16.777.216 y 232 = 4.294.967.297 divisiones del rango, respectivamente. A su vez se tienen, por ejemplo, separaciones entre valores de amplitud cuantizadas, ΔQ, para un rango entre -1.0 y 1.0, y NB = 32 de:

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | () |

Ejemplo:

Generalmente, las señales de audio pueden ser mono (un canal) o estéreo (dos canales). Para propósitos de desarrollo de algoritmos MIR se utilizarán, en este documento, señales de audio de un canal. En caso de disponer de señales audio estéreo se seleccionará uno de los canales de esta señal.

El comando **audioread** de Matlab permite capturar información de los datos de la señal de audio, la frecuencia de muestreo desde un archivo de audio (MP3, WAV, M4A, MP4, OGG, FLAC).

> > [signal, Fs] = **audioread**(filename); *reads an audio file specified by the string “filename”, returning the sampled data in “signal” and the sample rate “Fs”, in Hertz.*

Si “signal” es de dos canales, se puede seleccionar el canal 1 o el canal 2 mediante la siguiente instrucción en Matlab.

> > y = signal(:, 1); **% Canal 1**

> > y = signal(:, 2); **% Canal 2**

Los datos en la variable “y” pueden observarse haciendo doble clic en la variable en el Workspace de Matlab, ver Figura 3.

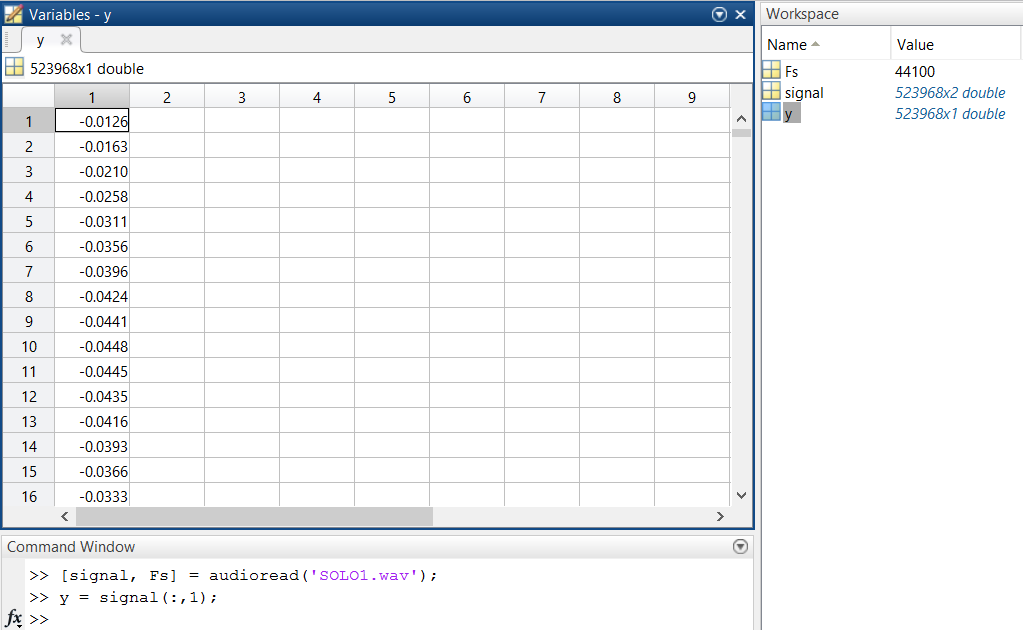


Figura 3. Comandos ejecutados en Matlab para cargar una señal de audio a partir de un archivo de audio. Ventanas de Variables (1), Workspace (2) y Comandos (3).

En el Workspace de Matlab, Figura 3, puede observarse también que el número de datos presentes en el archivo de audio son 523.968. Si la separación entre muestras es de aproximadamente de 22.7 µs (Ts = 1/Fs = 1/44100), entonces se puede crear una escala de tiempo desde 0 segundos hasta (523.967 x Ts segundos). En Matlab esta escala de tiempo puede crearse mediante la siguiente instrucción:

> > [signal, Fs] = **audioread**(‘SOLO1.wav’); **% Cargando el archivo de audio.**

> > y = signal(:, 1); **% Obteniendo el Canal 1.**

> > NumDatos = **length**(y); **% Obteniendo el número de datos.**

> > time = 0 **:** 1/Fs **:** (NumDatos - 1)/Fs; **% Vector de Instantes de Tiempo.**

Para visualizar los datos mediante un gráfico se puede utilizar el comando **plot**. Se recomienda ejecutar > > help **plot** en la ventana de comandos en Matlab para ver todas las opciones que ofrece esta función.

> > **plot**(time, y); **% Graficando time vs signal.**

> > **xlabel**(‘Tiempo (s)’); **% Etiqueta para el Eje X.**

> > **ylabel**(‘Amplitud’); **% Etiqueta para el Eje Y.**

> > **grid on**; **% Activando la grilla sobre los ejes X e Y.**

Las anteriores instrucciones generará el gráfico la siguiente figura:



Figura 4. Amplitud de la señal de audio vs tiempo.

### Procesado digital de señales

El procesado de señales es la manipulación matemática de una señal digital sobre un sistema digital de cómputo. Esta manipulación matemática de la señal puede realizarse en el dominio del tiempo, en el dominio de la frecuencia o en el dominio tiempo-frecuencia de la señal.

### Análisis en el dominio del tiempo

Existe una gran cantidad de literatura alrededor del procesado digital de señales, no se pretende por ningún motivo en este documento hacer una descripción completa de esta temática, más bien, se proveerá un breve resumen al respecto enfatizando en implementaciones en Matlab.

Todos los audios procesados así como el original pueden ser reproducidos mediante las siguientes instrucciones en Matlab:

> > p = **audioplayer**(y, Fs); **% Creando objeto de reproducción.**

> > **play**(p); **% Reproduciendo.**

**Escalamiento en Amplitud:** Esta operación permite amplificar o reducir en amplitud toda la señal o porciones de la misma. Es muy utilizada cuando la reproducción del audio presenta un volumen bajo, y se requiere aumentar el volumen para poder escucharlo a través de un dispositivo de salida como un parlante. En la siguiente ecuación se puede observar que la amplificación o reducción depende de si el parámetro α en valor absoluto es mayor o menor que 1. Valores negativos de α realizan una reflexión en torno al eje del tiempo a la señal.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | () |

A continuación se muestran dos script en Matlab para reducir la amplitud de la señal a un 50 %. El primero de ellos utiliza un bucle iterativo y el segundo aprovecha el poder de los operadores sobrecargados en Matlab. En la Figura 5 se puede observar la salida de ejecución de cualquiera de los scripts.

**Script para escalonamiento 1: Bucle Iterativo**

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:, 1);

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

NumDatos = length(y);

yo = zeros(1, NumDatos);

**% Bucle iterativo**

for i=1:NumDatos

yo(i) = 0.5\*y(i);

end

**%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%**

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Escalonada');

**Script para escalonamiento 2: Operadores sobrecargados**

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:, 1);

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

**% Operadores sobrecargados**

yo = 0.5\*y(i);

**%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%**

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original.');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Escalonada en Amplitud.');



Figura 5. Salida de ejecución del Script con bucle iterativo u operadores sobrecargados para operación de escalonado.

**Desplazamiento:** Los desplazamientos permiten correr la señal en el eje del tiempo. Se puede atrasar o adelantar la señal dependiendo del valor c. Si c es positivo la señal se adelante y si es negativo entonces se retrasa.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | () |

**Reflexión:** Esta operación tiene es muy útil para implementar otras operaciones de mayor capacidad de análisis como la convolución. Mediante esta operación se obtiene una reflexión de la señal en torno a un eje paralelo al de la amplitud, pero ubicado en c.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | () |

**Escalamiento en tiempo:** La aplicación principal de esta operación, ecuación (6),666666 es la de realizar submuestreo sobre la señal. Esto significa que una señal muestreada a 44.100 Hz puede submuestrearse para obtener una señal equivalente muestreada a 22.050 Hz. Esto significa entonces que la máxima frecuencia que se podría resolver a través de un análisis espectral sería de 11.025 Hz. β debe ser un entero positivo mayor que 1.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | (6) |

A través del siguiente script se puede implementar un submuestreo a 22.050 Hz de una señal de audio muestreada a 44.100 Hz.

En la Figura 6 se observa la señal original y la submuestreada 1000 veces menos que la frecuencia original.

**Script para Submuestreo 1:**

clear all; clc; close all;

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

FactorSubmuestreo = 1000;

y = signal(:,1);

Fs2 = Fs/FactorSubmuestreo;

time1 = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

time2 = … 0:1/Fs2:(round(length(signal)/FactorSubmuestreo) - 1)/Fs2;

NumDatos = length(y);

yo = zeros(1, round(NumDatos/FactorSubmuestreo));

NumDatos2 = length(yo);

for i=1:NumDatos2

n = FactorSubmuestreo\*i;

if n>NumDatos;

break;

end

yo(i) = y(FactorSubmuestreo\*i);

end

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time1, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time2, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Submuestreada');



Figura 6. Salida de ejecución del script de submuestreo.

**Convolución:**

Es una operación matemática entre dos señales, en este caso la señal de audio y una señal cuyos valores corresponden a los coeficientes, por ejemplo, de un filtro. En la ecuación (7) se puede mostrar la definición de esta operación. L es la longitud de h.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | (7) |

A continuación se muestra un ejemplo de los cálculos necesarios para L = 3.

Obsérvese el patrón interesante en esta operación. Se obtendría el mismo resultado si se reflejará h y se deslizará a lo largo del eje del tiempo. En cada paso se realizarían las multiplicaciones punto a punto y se sumaría todos los productos.

Por ejemplo:

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| n |  |  | **y[n]** | | | |  |  | yo[n] |
| **0** | **0** | **1** | **2** | **1** | **3** | **0** | **0** |
| 1 | 1 | 0 | 2 |  |  |  |  |  | 2x1 = 2 |
| 2 |  | 1 | 0 | 2 |  |  |  |  | 0x1 + 2x2 = 4 |
| 3 |  |  | 1 | 0 | 2 |  |  |  | 1x1 + 0x2 + 2x1 = 3 |
| 4 |  |  |  | 1 | 0 | 2 |  |  | 1x2 + 0x1 + 2x3 = 8 |
| 5 |  |  |  |  | 1 | 0 | 2 |  | 1x1 + 0x3 = 1 |
| 6 |  |  |  |  |  | 1 | 0 | 2 | 1x3 = 3 |

Como se nota, se han añadido ceros donde n no existe. En Matlab el comando para realizar la convolución se llama **conv**.

> > y = [1, 2, 1, 3]; **% Inicializando y.**

> > h = [2, 0, 1]; **% Inicializando h.**

> > yo **= conv**(y, h) **% Realizando la convolución entre h e y.**

*yo =*

*2 4 3 8 1 3*

La función **conv** acepta un tercer parámetro que define la longitud de yo.

* Opción ‘same’, entrega un vector de la misma longitud del vector de entrada.
* Opción ‘full’, retorna un vector con todas las salidas posibles.
* Opción ‘valid’, entrega un vector con elementos solo donde hubo un solape total del filtro h con la señal.

> > y = [1, 2, 1, 3]; **% Inicializando y.**

> > h = [2, 0, 1]; **% Inicializando h.**

> > yo **= conv**(y, h, ‘same’) **% Realizando la convolución entre h e y.**

*yo =*

*4 3 8 1*

> > yo **= conv**(y, h, ‘full’) **% Realizando la convolución entre h e y.**

*yo =*

*2 4 3 8 1 3*

> > yo **= conv**(y, h, ‘valid’) **% Realizando la convolución entre h e y.**

*yo =*

*3 8*

Un filtro de media móvil es un filtro lineal cuyos elementos tienen el mismo valor e igual 1/L, donde L es la longitud del filtro. Por ejemplo un filtro de 10 elementos sería, h = [0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1,]. En el siguiente script se aplica in filtro de media móvil con L = 100.

**Script para Filtro de media móvil 1:**

clear all; clc; close all;

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:,1);

L = 100;

h = ones(1, L)/L;

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

NumDatos = length(y);

yo = conv(y, h, 'same');

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Convolución con Filtro de Media Móvil');

En la Figura 7 se observa el resultado de aplicar un filtro de media móvil a una señal de audio.



Figura 7. Aplicación de un filtro de media móvil con L = 100.

**Derivación:** La derivación de una señal permite observar los cambios que ha tenido la misma a lo largo del tiempo. Esta se define para el caso de una señal digital mediante la ecuación (8). En el siguiente script se puede observar su implementación en Matlab. En la Figura 8 se puede observar el resultado de aplicación de una derivada.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | (8) |

**Script para derivación de señal 1:**

clear all; clc; close all;

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:,1);

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

NumDatos = length(y);

yo = zeros(1, NumDatos);

for i=2:NumDatos

yo(i) = y(i) - y(i-1);

end

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Derivada');



Figura 8. Derivada de una señal.

Integración: La integración permite determinar la energía de la señal hasta un determinado número de muestras, ecuación (9). La energía total de la señal se encuentra en la última componente de yo. La implementación de esta ecuación ser de forma recursiva (**Script para integración de una señal 1**) o de forma directa (**Script para integración de una señal 2**). La Figura 9 muestra el resultado para ambos casos.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | (9) |

**Script para integración de una señal 1:**

clear all; clc; close all;

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:, 1);

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

NumDatos = length(y);

yo = zeros(1, NumDatos);

% Método recursivo

yo(1) = y(1);

for i=2:NumDatos

yo(i) = yo(i-1) + y(i);

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Integral');

**Script para integración de una señal 2:**

clear all; clc; close all;

[signal, Fs] = audioread('SOLO1.wav');

y = signal(:, 1);

time = 0:1/Fs:(length(signal) - 1)/Fs;

NumDatos = length(y);

yo = zeros(1, NumDatos);

% Método directo

for i=1:NumDatos

sum = 0;

for j = 1:i

sum = sum + y(j);

end

yo(i) = sum;

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

figure(1);

subplot(1,2,1); plot(time, y);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Señal Original');

subplot(1,2,2); plot(time, yo);

xlabel('Tiempo (s)');

ylabel('Amplitud');

title('Integral');



Figura 9. Integración de una señal.

### Análisis en el dominio de la frecuencia

De acuerdo con las característica metrológicas para plataformas que realizan estabilometría se definen los siguientes requerimientos técnicos mínimos (Scoppa et al., 2013), ver Tabla #4.

Tabla 1. Requerimientos técnicos mínimos para plataformas de fuerza que realizan pruebas de estabilometría. Citado de (Scoppa et al., 2013).

|  |  |
| --- | --- |
| **Exactitud** | Mejor que 0.1 mm |
| **Precisión** | Mejor que 0.05 mm |
| **Resolución** | Más alta que 0.05 mm |
| **Linealidad** | Mejor que el 90% sobre todo el rango de parámetros de medición. |
| **Rango antropométrico** | Peso: 20 – 200 Kg. |
| Altura: 80- 250 cm |
| Tamaño del pie: Mayor a 35 cm |
| **Frecuencia del ancho de banda** | 0.01 -10 Hz |

AActualmente, las marcas más reconocidas de plataformas de fuerza que cumplen con los requerimientos técnicos para realizar pruebas de estabilometría son Kistler, AMTI y TESKAN. En la Figura #, se observa una plataforma de fuerza marca Kistler.

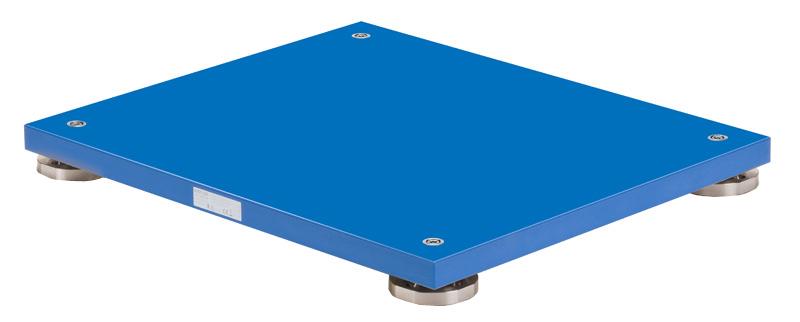


Figura 10. Plataforma de fuerza Kistler. Fuente: Biomechanical Solutions.

### Análisis en tiempo-frecuencia

Los criterios y pautas considerados en las pruebas de estabilometría para garantizar la confiabilidad de los resultados se presentan a continuación.

La postura del sujeto puede condicionar los resultados de la prueba. Por ejemplo, en una prueba de salto tipo squat jump la posición de preparación indicada para todos los sujetos que realizan la prueba oscila entre 90 a 120 grados de flexión de rodilla, estandarizar la posición de inicio en la prueba garantiza el mismo patrón en la ejecución de las pruebas pre y pos evaluación. Sin embargo, la literatura no es concluyente al respecto (Scoppa et al., 2013).

De acuerdo con Scoppa et al., el tiempo de duración de la prueba se considera entre 20 a 60 segundos (Scoppa et al., 2013), este tiempo depende del objetivo de la evaluación. En las pruebas dinámicas como el salto los objetivos pueden resumirse en dos: 1) evaluar las oscilaciones iniciales de ajuste seguido a la perturbación generada en la prueba y 2) evaluar las oscilaciones de adaptación después de un tiempo prologado de aplicada la perturbación.

En adición, así como los ciclos circadianos y las señales hormonales influencian los ciclos de sueño-vigilia éstos pueden afectar los resultados de una prueba de estabilometría. Esto sugiere realizar las pruebas estabilométricas en horarios equivalentes para hacer posible la comparación de los resultados y la interpretación de los efectos de un tratamiento del equilibrio postural en el mismo sujeto (Russo et al., 2015).

Un aspecto técnico a considerarse es el índice de muestreo. Éste corresponde al número de adquisiciones obtenidas en la prueba bajo ciertos parámetros, según Scoppa et al., se requieren por lo menos dos 2 Gb de memoria para almacenar más de 15,000 adquisiciones de pruebas del COP con parámetros de (60 s, 100 HZ, 16 bits), (Scoppa et al., 2013).

Comprendiendo los factores que pueden alterar los resultados de las pruebas de equilibrio dinámico que pueden ser realizadas durante una prueba de estabilometría se presentan a continuación las pruebas de equilibrio dinámico que pueden ser desarrolladas sobre una plataforma de fuerza para medir las oscilaciones del COP.

## Análisis Tonal

En biomecánica deportiva, se entiende por acelerometría al conjunto de procedimientos, protocolos y metodología de análisis del movimiento en el que se emplea un sensor llamado acelerómetro como principal herramienta de registro (Encarnación-Martínez, 2012).

Son muchos los campos de aplicación de la acelerometría, así como diversos los procedimientos y protocolos empleados mediante el uso de acelerómetros, pero todos tienen en común el empleo de dichos sistemas, los cuales variarán ligeramente en sus características dependiendo de su uso específico.

Los acelerómetros se pueden describir como sensores que permiten cuantificar las aceleraciones/desaceleraciones de un sistema y traducirlas en una señal eléctrica. Todo ello con el fin de analizar posteriormente dicha señal y extraer información relevante del movimiento estudiado.

La aceleración/desaceleración en el tiempo de un sistema u objeto representa la principal variable analizada mediante acelerómetros, y como tal, se clasifica dentro de las variables pertenecientes a la cinemática, aunque el principal empleo de la acelerometría está relacionado con el análisis de impactos durante la locomoción humana (marcha y/o carrera). Este hecho es debido a que el funcionamiento básico de un acelerómetro siempre se describe en términos de masa y un sistema resorte, los cuales siempre operan bajo los principios de la ley de Hooke (F=kx) y la segunda ley de Newton (F = ma).

De esta forma, cuando un sistema formado por una masa y un resorte es sometido a una carga de tensión o compresión debida a un movimiento, el resorte generará una fuerza de restauración proporcional a la fuerza de tensión o compresión. Así, si conocemos la masa del sistema y controlamos la rigidez del resorte (su constante de deformación) podemos calcular la aceleración del sistema por las características del desplazamiento (Kavanagh & Menz, 2008).

Ahora bien, las diferencias existentes entre los diversos tipos de acelerómetros utilizados en biomecánica dependerán básicamente del sistema de masa-resorte que empleen para cuantifica la aceleración. Durante el presente capítulo se presentarán diversas aplicaciones y los sensores empleados para cuantificar la aceleración.

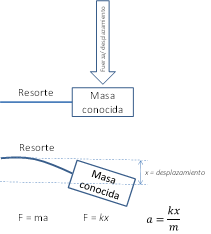


Figura 11. Esquema funcionamiento acelerómetro. (Esquema propuesto para el editor gráfico).

Para entender este aspecto, es importante conocer primero las unidades de medida de un acelerómetro. Básicamente, las aceleraciones/desaceleraciones de un objeto se pueden expresar en dos unidades. La unidad más conocida que expresa la magnitud de aceleración es el metro partido segundo cuadrado (m/s2), pero en biomecánica deportiva, y concretamente en el uso de acelerómetros, la unidad más común es el g, cuya equivalencia es 1 g = 9,81 m/s2. Esta forma de representar los valores de aceleración se podrían interpretar como la aceleración que sufre un objeto n veces la constante gravitatoria, así si durante la carrera a pie, en el instante que apoyamos el talón en el suelo registramos un valor de 10 g, significa que nuestro cuerpo está recibiendo una desaceleración de 98,1 m/s2 (10g x 9,81m/s2).

A modo de resumen, los acelerómetros son sensores que permiten calcular la aceleración de una masa en uno (uniaxial), dos (biaxial) o tres ejes (triaxial), así como otros aspectos espacio-temporales de la locomoción a partir de los datos de aceleración. Para ello, es necesario que dichos acelerómetros sean fijados a un elemento óseo o sobre la piel, permitiendo de este modo registrar las aceleraciones en un segmento corporal (Pérez & Llana, 2008).

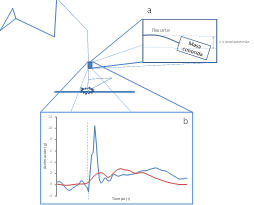


Figura 12. Esquema general del funcionamiento de un acelerómetro. Durante el apoyo del atleta, en el acelerómetro (a) se registra un desplazamiento de la masa interna asociado al movimiento del atleta. Ese desplazamiento será proporcional a las fuerzas con el suelo. Internamente, la resistencia que genera el sistema de resorte convierte el movimiento en una señal eléctrica (b), la cual nos permite cuantificar la magnitud del impacto con el suelo. (Esquema propuesto para el editor gráfico).

### Percepción humana del “Pitch”

Es conveniente remarcar que debido al principio de acción-reacción propuesto por Newton, cuando un individuo apoya el pie en el suelo (camina, corre, salta, baila, etc.) surgen acciones recíprocas entre el miembro y el suelo. De esta forma el sujeto ejerce sobre el suelo una fuerza que dependerá de su propio peso y del tipo de movimiento que realice, y por tanto el suelo ejercerá en ese instante una fuerza igual pero de sentido contrario denominadas fuerzas de reacción del suelo, utilizándose muchas veces el acrónimo en inglés ground reaction forces (GRF).

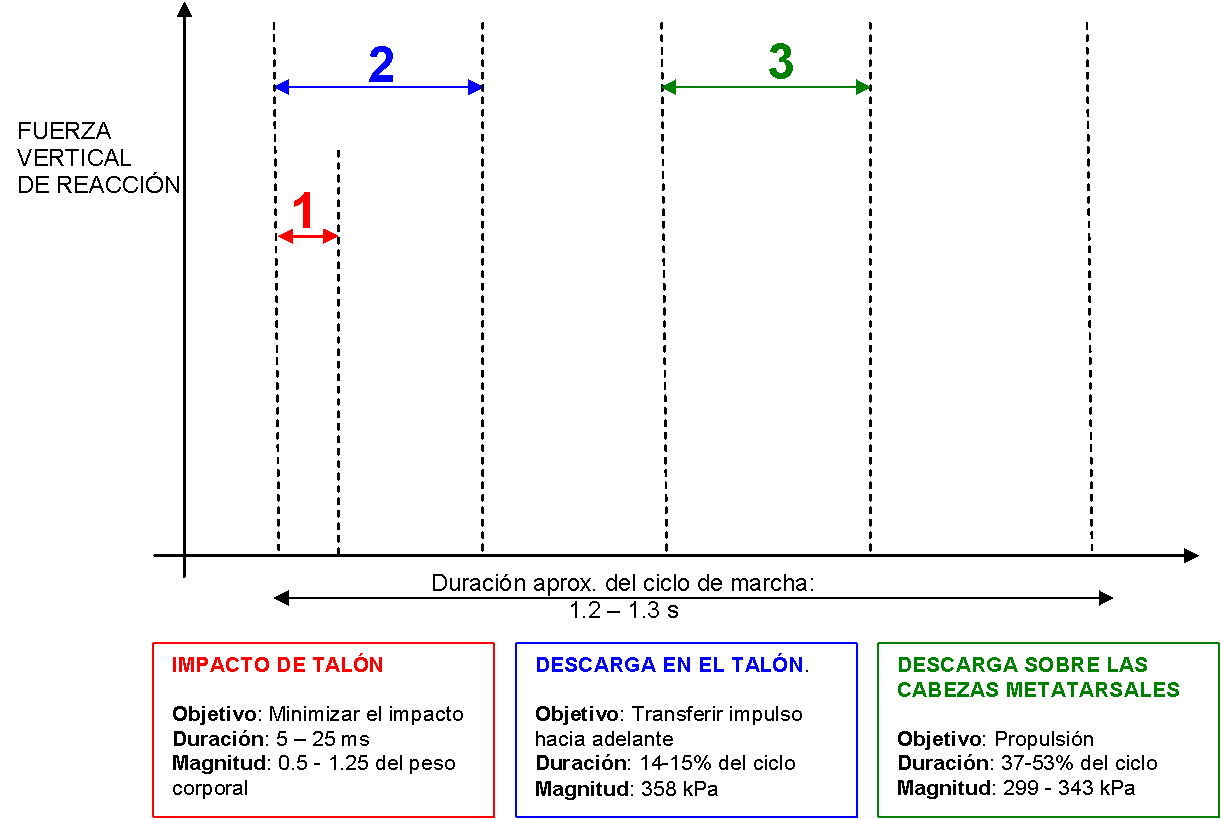


Figura 13. Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha.

La transmisión a lo largo del cuerpo de estas fuerzas también se le suele denominar ondas de choque, fenómeno que no se puede apreciar directamente. Fue Borrelli (1680) el primero en estimar las fuerzas que surgían durante la locomoción humana usando un modelo matemático.

Dicho impacto cumple, en su justa medida, una función beneficiosa para el organismo, pero tanto por exceso como por defecto tiene implicaciones negativas sobre nuestro organismo. De manera que los impactos se producen de manera continua, así como la activación de los distintos mecanismos de absorción que tiene nuestro organismo. Debido a esto, aunque el impacto no lo veamos, lo podemos registrar con técnicas de medición específicas como la acelerometría y la dinamometría.

De esta forma, la acelerometría se han empleado comúnmente para estudiar la capacidad de absorción de impactos del sistema musculo-esquelético durante diversas actividades físicas, así como para usos más específicos como el diseño de calzado deportivo, el diseño de equipamiento deportivo, cálculo del gasto energético, análisis del movimiento, etc. (Henning&Sanderson, 1995; Sandersons&Cavanangh, 1987; Sanner, &O´Halloran, 2000).

### Representación del “Pitch” en Música

En los procesos de absorción de impactos durante la marcha y la carrera, los impactos repetidos de talón en cada paso producen ondas de carga cíclicas de hasta 100 Hz que se transmiten a través de la cadena músculo-esquelética desde el talón hasta la cabeza (Chu &Yazdani-Ardakani, 1986; Lewis, Tan, & Shiue, 1991; Light, Mclellan, & Klenerman, 1980; Shorten &Winslow, 1992; Voloshin &Wosk, 1981).

El impacto de talón es una fuerza de alta magnitud aplicada en un periodo corto de tiempo durante los 50 ms iniciales de la fase de apoyo del ciclo de marcha. Según Kim y Voloshin (1992), el impacto se produce dentro de los primeros 10 - 40 ms, teniendo una duración de entre 5 y 25 ms (Folman et al., 1986; Jorgensen & Bojsen-Moeller, 1989a; Light et al., 1980; Shorten &Winslow, 1992).

Los impactos durante la locomoción tienen dos componentes (Nigg et al., 1995). Un primer componente, denominado pico de impacto o pasivo, se produce durante los primeros 10 - 30 ms. Este aspecto hace que nuestro organismo sea incapaz, de manera voluntaria, de atenuar su magnitud, por lo que la única forma de atenuar dicho impacto es mediante las estructuras anatómicas y mecanismos pasivos de absorción del cuerpo (Nigg & Yeadon, 1987). El segundo componente del impacto, también denominado pico activo, alcanza su máxima magnitud pasados de los 50 ms tras el primer contacto con la superficie (Nigg et al., 1995) (figura 4). Normalmente el pico activo está vinculado con las fuerzas propulsivas que los deportistas aplican sobre el suelo durante la carrera y el pico pasivo está relacionado con la brusca desaceleración del pie con el suelo, siendo este componente el que se ha relacionado como causante de la aparición de lesiones por estrés.

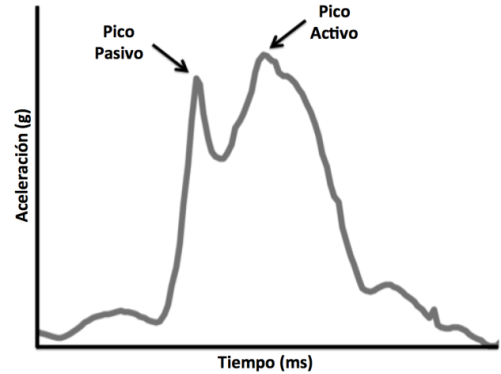


Figura 14. Ejemplo de la señal de aceleración registrada en la cabeza durante el apoyo en carrera (elaboración propia).

En términos de aceleración, son diversos los estudios que han analizado la magnitud de los impactos recibidos durante diversas actividades físico-deportivas.

La tabla 5, muestra los valores de fuerzas y aceleraciones registradas durante diversas actividades.

Tabla 2. Valores de aceleración registrado en distintas condiciones de velocidad y actividad (elaboración propia).

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Actividad** | **Velocidad (ms-1)** | **Fmax/BW** | **Frecuencia (Hz)** | **Aceleración tibia (g)** | **Aceleración cabeza (g)** |
| **Marcha** | 1.3 | 0.27- 0.55 | 1er pico: 1.6 Hz  2ºpico: 1.17 Hz | 2 - 5 | 1 |
| **Carrera apoyo talón (heel-toe)** | 3-6 | 1.6-3.0 | Pasivo: 17 Hz  Activo: 5 Hz | 5 - 17 | 1 - 3 |
| **Carrera de antepié** | 4 | 0.4 | 5 Hz | 5 - 12 | 1 - 3 |

Varios estudios han correlacionado el impacto durante la carrera con daños en los tejidos blandos, huesos, miembro inferior, columna vertebral y con degradación de las propiedades biomecánicas del cartílago articular (Jorgensen, 1985; Jorgensen & Bojsen-Moeller, 1989a; Lewis et al., 1991; Light et al., 1980; Shorten & Winslow, 1992; Voloshin & Wosk, 1982). Igualmente, se ha demostrado que existen distintos mecanismos inherentes al ser humano para absorber y reducir impactos (Chu & Yazdani-Ardakani, 1986; Voloshin & Wosk, 1981; Voloshin & Wosk, 1982).

### Detección de frecuencia fundamental

La atenuación y la magnitud de los picos de impacto están influenciadas por diversas variables, a continuación se exponen los factores más estudiados:

* **Anatomía:** El grosor, la compresibilidad y la rigidez de la almohadilla plantar son factores que afectarán a la capacidad de absorción de impactos. El rango de la almohadilla plantar varía de entre 12.5 mm a 30 mm (Jorgensen, 1985; Jorgensen et al., 1989). Un mayor espesor ha sido relacionado con un fascitis plantar y dolor del talón (Prichasuck et al., 1994; Prichasuck, 1994), y un espesor menor con ulceración en diabetes.
* **Una técnica adecuada:** permitirá la movilización de extremidades de forma rápida y segura, mientras una técnica deficiente, disminuirá la eficacia de movimiento, producirá fuerzas de frenado y sobrecarga en músculos y articulaciones, lo que puede producir lesiones (Cissik, 2002).
* **Lesiones o problemas músculoesqueléticos:** el aumento de la rigidez del sistema locomotriz hace que disminuya su capacidad de absorber impactos (Jorgensen, 1985; Voloshin&Wosk, 1981; Voloshin&Wosk, 1982), de lo que derivan numerosas lesiones y problemas músculo-esqueléticos. Jorgensen (1985) relacionó la pérdida de capacidad de absorber impactos con incrementos de cargas en el tendón de Aquiles (Light et al., 1980, Voloshin&Wosk, 1981).
* **Fatiga:** Existe evidencia experimental de que la fatiga muscular influye en la capacidad de absorción de impactos. Voloshin et al., (1998) observó una reducción del 53% en la absorción de impactos tras 24 minutos de carrera continua a una velocidad de 15 km/h, mientras que Light et al., (1980) demostraron que la fatiga reduce la capacidad de control muscular y esto hace que la absorción de impactos pierda eficiencia. Son diversas las causas que justifican la disminución de la eficacia ante la atenuación de impactos. Entre ellas destacan las modificaciones cinemáticas encontradas cuando aparece la fatiga.
* **Calzado:** El efecto de un calzado con poca capacidad de amortiguar impactos puede tener una relación directa con la aparición de lesiones. Es decir, cuando las cargas sobrepasan los límites fisiológicos de los mecanismos naturales de amortiguación, se puede producir daño músculo esquelético y de tejidos blandos (Jorgensen & Bojsen-Moeller, 1989; Voloshin & Wosk, 1981; Voloshin & Wosk, 1982) que se pueden traducir en un aumento del disconfort o incluso en aparición de lesiones.
* **Pavimento:** La superficie de carrera es junto con el calzado deportivo el equipamiento más determinante (García-Pérez & Lucas-Cuevas, 2012). La capacidad de atenuación o absorción de impactos de una superficie es el porcentaje de disminución de una fuerza en una superficie al ser comparada con una superficie más rígida o concreta (Nigg &Yeadon, 1987). La absorción de impactos es una de las propiedades más importantes de la superficies deportivas (Janakiraman, Shenoy, & Sandhu, 2012) y uno de los aspectos biomecánicos más importantes a tener en cuenta en el análisis de pavimentos deportivos. (Ekstrand,Timpka, &Hägglund, 2006).

Básicamente, el registro de las aceleraciones se realiza mediante el uso de acelerómetros, capaces de traducir una aceleración en una señal eléctrica (Encarnación-Martínez, 2012). A continuación se explicarán las principales características de los acelerómetros, así como los criterios más importantes para su correcta utilización.

1. **Tipos de sensores**

Podemos clasificar los acelerómetros en función de la cantidad de información que puedan registrar. Para ello, es importante conocer en cuántos ejes del espacio pueden registrar la aceleración. Así, los acelerómetros pueden medir en uno (uniaxiales), dos (biaxiales) o tres (triaxiales) ejes de espacio, obteniendo mayor información del movimiento cuanto mayor es el número de ejes (Encarnación-Martínez, 2012). Si bien es cierto, lo más habitual es el empleo de acelerómetros uniaxiales y triaxiales. Pero dentro de todos ellos, la gran mayoría de estudios simplemente analizan la componente vertical (y) en el estudio de transmisión de impactos.

Dentro de los tipos de acelerómetro, podemos encontrar distintas tecnologías para registrar dicha aceleración. En función del objetivo que se persiga, será más recomendado el empleo de uno u otro acelerómetro. Si bien es cierto, los más utilizados son aquellos de tipo extensométricos y los piezoeléctricos. A continuación se describen las características de los sistemas más utilizados en biomecánica deportiva (Monje, 2010).

* **Acelerómetros mecánicos:** emplean una masa inerte y resortes elásticos. En este tipo de acelerómetro los cambios se miden con galgas extensiométricas. Otros sistemas emplean sistemas que detectan el desplazamiento de una masa inerte mediante cambios en la transferencia de calor (acelerómetros térmicos). Este tipo de acelerómetros son de los más utilizados en biomecánica deportiva.
* **Acelerómetros piezoeléctricos:** su funcionamiento se basa en el efecto piezoeléctrico y son, probablemente, de los más usados en la medida de vibraciones y de impactos en biomecánica deportiva. Las principales ventajas de este tipo de sensores son la mínima deformación a que son sometidos durante la carga y una alta linealidad de respuesta.
* **Acelerómetros capacitivos:** modifican la posición relativa de las placas de un microcondensador cuando está sometido a presión. Al aplicar presión sobre el dispositivo la distancia entre las superficies conductoras se reduce, provocando una respuesta del sensor que se recoge y se relacionan con la aceleración.

**b) Características a tener en cuenta**

Existen diversos aspectos de los acelerómetros que es conveniente conocer a la hora de adquirir un sistema, pues dichas características condicionarán el funcionamiento y sobre todo la adaptación a la situación especial que se desee medir. A continuación se presentan las características más importantes que se tienen que tener en cuenta a la hora de seleccionar un acelerómetro.

* **Rango de adquisición:** se entiende por rango de adquisición la capacidad mínima y máxima que tiene el acelerómetro de detectar movimiento. Así, para el análisis de la marcha, cuyos valores pico de aceleración máximos no superan los 8-9 g, con un sensor que registre hasta ± 10 g sería suficiente. Sin embargo, para el análisis de carrera y salto, donde los picos de aceleración alcanzan valores de hasta 25 g (en caídas), sería necesario un acelerómetro con un rango mayor. Lo mejor sería adquirir un sistema con un rango de adquisición alto, como por ejemplo ±30 g o incluso ±50 g.
* **Ancho de banda:** cuando medimos impactos mediante el análisis de una señal de acelerometría sabemos que dicha señal está compuesta por diversas frecuencias. El ancho de banda nos indicará cuál es el rango en frecuencias útil (veces por unidad de tiempo en que se repite un ciclo de una señal periódica, cuantificado en hertzios Hz) que permite registrar. Es decir, nos indica qué rengo de frecuencias es capaz de medir. Normalmente, en biomecánica deportiva se utilizan sensores que registran desde 0 Hz a 20 kHz. En este punto, es importante remarcar que en función del uso que le demos al acelerómetro, será importante que registre la componente continua de la señal, aquella que va desde 0 a 1 Hz. Este componente está relacionado con la capacidad que tiene el acelerómetro de registrar el componente continuo de la gravedad. De este modo, siempre que el eje del acelerómetro se oriente en la dirección de la gravedad, el sistema nos indicaría 1 g (9.82 ms-2). Este tipo de acelerómetros son los que se utilizan en los sensores inerciales o IMUS. Normalmente, si los acelerómetros se utilizan para registrar impactos, no será necesario el registro de la señal continua, pues posteriormente se eliminará del estudio mediante un filtrado de la señal. Por ello se suelen utilizar acelerómetros con un ancho de banda que parte desde 1 Hz.
* **Frecuencias de adquisición:** este aspecto será importante, pues la frecuencia de adquisición nos indicará el número de datos por segundo (Hz) que mi sistema es capaz de registrar. En este caso, cuando el sistema convierte, mediante técnicas de muestreo digital, la señal discreta o continua de aceleración en una señal digital, nos dará tantos datos por segundo como sea capaz nuestro sistema de medir. Así si nuestro sistema puede registrar a 100 Hz, nos estaría tomando 100 datos por segundo de la señal real separados uniformemente en el tiempo. Este aspecto es importante, ya que el muestreo que se requiere para registrar impactos debería de ser alto, entre los 300 – 1500 Hz, para garantizar la correcta representación de la señal de aceleración.
* **Peso:** normalmente los acelerómetros empleados en biomecánica deportiva para cuantificar impactos deben ser de muy bajo peso para evitar de este modo que se muevan sobre la piel al ser colocados.
* **Sistema de adquisición:** existen diversos sistemas de adquisición de la señal de acelerometría. Normalmente se utilizan dos tipos de sistemas, unos unidos por cable a la tarjeta de adquisición de datos, y los otros que funcionan de manera inalámbrica. Los primeros tienen la desventaja de depender de la longitud del cable empleado, por lo que limita el tipo de estudio que se pretenda realizar (Helliwell,Smeathers, & Wright, 1989). Como ventaja, estos acelerómetros suelen tener rangos, anchos de banda y frecuencias de adquisición mayores que los inalámbricos. Los sistemas inalámbricos tienen como ventaja la posibilidad de realizar los estudios en situaciones reales de práctica deportiva y enviar los datos por vía telemétrica (Forner et al., 1995), bluetooth® o almacenar los datos en un *data logger* (Kim & Voloshin, 1992) para posteriormente ser descargados. Como desventaja normalmente el deportista tiene que cargas con el sistema en un tipo de mochila, así como normalmente el sistema está alimentado por baterías que deben ser revisadas periódicamente.

### Estimación de frecuencia de sintonización

Debido principalmente a las diferencias de rigidez de cada uno de los tejidos corporales, se asume que el principal encargado de transmitir esa onda de choque será el hueso, por lo que una forma de cuantificar dicho impacto será fijando un acelerómetro al hueso o, si no es posible, externamente en una zona con escaso tejido blando. Los lugares más empleados para su colocación son la tibia y el cráneo, ya que a través de la aceleración sufrida tras el impacto en estos lugares, permiten conocer la aceleración absorbida por el sistema músculo-esquelético (Pérez-Soriano & Llana, 2015).

De esta forma, se podría decir que existen dos formas de instrumentar a los sujetos con acelerómetros, directamente sobre el hueso (método muy invasivo) o de manera superficial sobre la piel de los participantes (método nada invasivo y recomendado) .

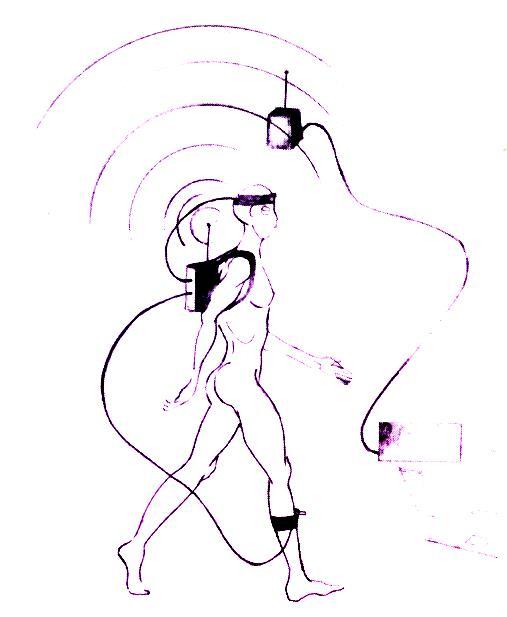


Figura 15. Esquema de funcionamiento de un dispositivo de acelerometría inalámbrica con dos acelerómetros (cabeza y tibia). Adaptado de Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva (p. 393), por P. Pérez-Soriano & S. Llana, (2015). En P. Pérez-Soriano & S. Llana (Eds.), Biomecánica básica. Aplicada a la actividad física y el deporte. Badalona: Paidotribo.

Actualmente la gran mayoría de estudios utilizan acelerómetros montados sobre elementos óseos adheridos a la piel (Pérez & Llana, 2007). Concretamente se suelen fijar en superficies libres de masa grasa y/o de tejidos blandos para evitar la resonancia de los acelerómetros. Así se suele instrumentar el hueso frontal del cráneo y la tibia.

La localización exacta de la colocación sobre la tibia tiene un poco de controversia, pues se ha demostrado (Lafortune & Henning, 1991) que la colocación sobre la parte proximal de la tibia (tuberosidad tibial) durante la carrera podría llegar a alterar los niveles de aceleración en torno a 5 g. Esta alteración depende en parte de la aceleración normal que sufre la pierna durante el desplazamiento angular de la misma durante la carrera. Así, se recomienda colocar los acelerómetros en el tercio distal de la tibia con tal de evitar la contaminación de la aceleración normal asociada al desplazamiento de la pierna. Todavía así, existen muchos estudios que utilizan los acelerómetros indistintamente en parte proximal y/o parte distal. Si bien, Shorten & Winslow (1992) recomendaron realizar el análisis en el dominio de las frecuencias de los impactos para evitar posibles alteraciones asociadas a la colocación de los acelerómetros y porque de este modo se obtiene mayor información.

* **Sistemas y protocolo de fijación sobre la piel.**

Para colocar los acelerómetros a la piel es importante que la piel esté limpia y libre de vellos. Por lo tanto, será necesario rasurar la zona donde se vayan a colocar los acelerómetros antes de fijarlos. Posteriormente, la zona se limpiará con alcohol para eliminar impurezas de la piel y una vez seca se procederá a la colocación del acelerómetro.

Para la colocación inicial sobre la piel es importante usar algún tipo de elemento adherentes, tal como cinta de doble cara. Una vez pegado a la piel es importante reforzar la sujeción con gomas elásticas o cintas para evitar que el acelerómetro vibre sobre la piel. Para eso, la presión de la cinta sobre la tibia y la cabeza se ajusta hasta el límite de confort de los participantes, minimizando de esta forma el artefacto (Derrick, Hamill, & Caldwell, 1998).

* **Usos y beneficios de la acelerometría en el deporte.**

Las principales ventajas de este instrumental radican en su precio y tamaño reducido, que proporcionan información directa y en tiempo real, pero necesitan de una sujeción sólida, son frágiles y vulnerables a golpes y el sujeto debe ir cableado o con un sistema de telemetría (Encarnación-Martínez, 2012).

Otra de las ventajas de dicho sistema es que son relativamente baratos, permitiendo esto el acceso más fácil a los entrenadores y/o investigadores.

El empleo dentro del alto rendimiento se relaciona con el diseño de nuevo material deportivo, así como el estudio de los efectos de la fatiga, la velocidad y demás variables pueden afectar al rendimiento del deportista.

También se pueden utilizar en el ámbito clínico, pues gracias a su utilización se pueden detectar asimetrías en la distribución de cargas durante la marcha, la carrera y los saltos.

### Detección de notas

A la hora de analizar el movimiento mediante técnicas de acelerometría encontramos principalmente dos modelos de análisis de las señales. El primero de ellos se basa en comparar qué sucede con esta señal en función del tiempo, mientras el segundo, analiza los componentes de frecuencia de la señal. Así, diversos autores señalan que el análisis de los impactos en el dominio de las frecuencias es el método de mayor precisión en comparación con el análisis en el tiempo (Shorten & Winslow, 1992).

### Reconocimiento de acordes

Si bien, cuando se utiliza dos acelerómetros (en tibia y cabeza) y se registra la señal de acelerometría se encuentra una secuencia sucesiva de pasos y zancadas. De esta forma, por cada pico de impacto en tibia, se registrarán dos picos de impacto en cabeza. Uno de ellos coincidente con el apoyo de la pierna y el siguiente será el correspondiente al apoyo con la otra pierna. De esta forma se puede también calcular variables como la frecuencia y la amplitud de zancada (siempre que controlemos la velocidad de carrera).

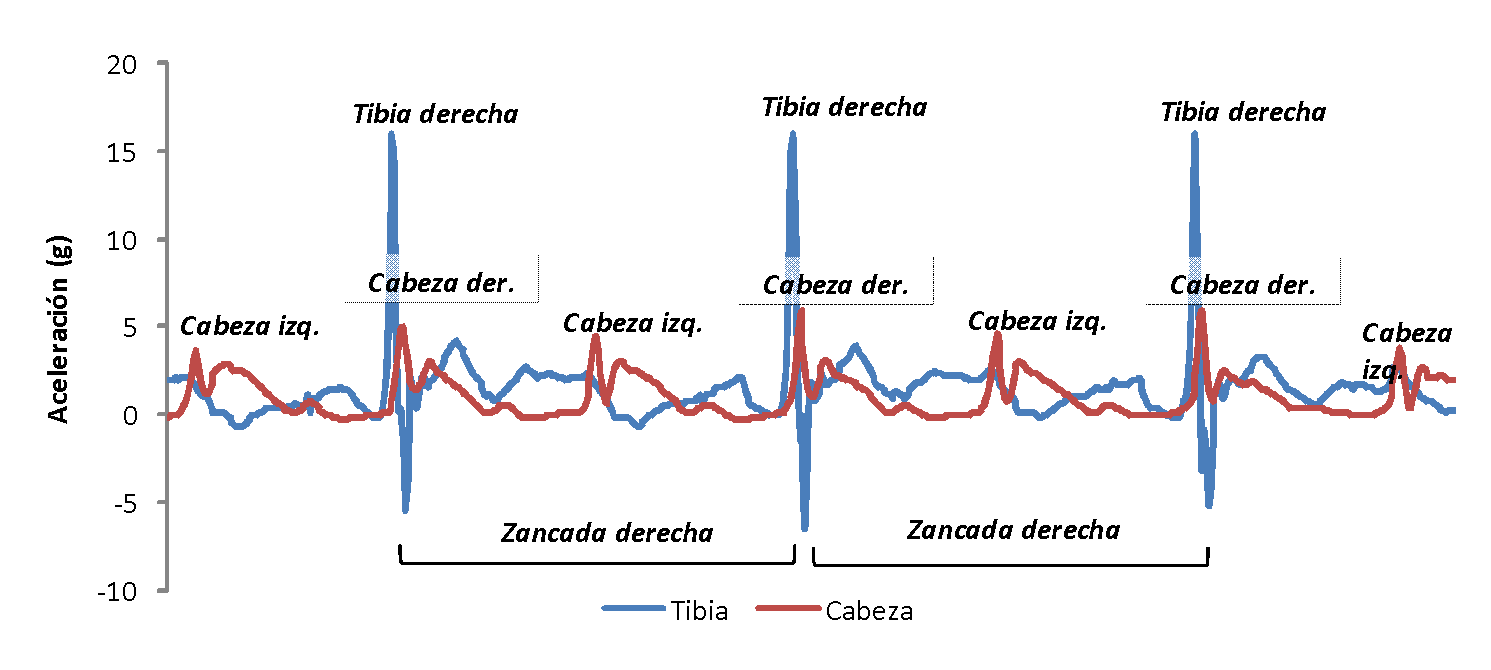


Figura 16. Tipo de señal registrada mediante acelerómetros (elaboración propia, sugerencia editor).

1. **Análisis en el dominio del tiempo.**

El análisis de la señal de acelerometría en el dominio del tiempo, es aquel que la gran mayoría de investigadores están acostumbrados a realizar. Dicho tratamiento consiste en obtener valores concretos de la señal de aceleración correspondientes a instantes temporales específicos. Un ejemplo de esto sería calcular el pico máximo de aceleración registrado mediante un acelerómetro situado en la tuberosidad tibial, justo en el instante de apoyo en el suelo.

En la figura 32 se muestra el instante temporal en cual se ubican los picos máximos de impacto en tibia y en cabeza, así como su dominio en el tiempo y en la frecuencia, representando las curvas del lado izquierdo al dominio del tiempo y las curvas del lado derecho al dominio de las frecuencias (Derrick et al., 2002).

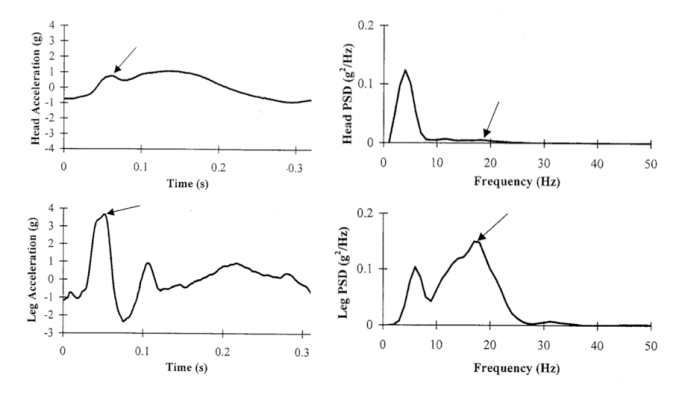


Figura 17. Curva típica de las aceleraciones registradas en tibia y cabeza durante la fase de apoyo en carrera. Adaptado de “Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run” por T. R. Derrick, D. Dereu & S. P. McLean, 2002, Medicine and Science in Sports and Exercise, 34(6), 1000.

**b) Análisis en el dominio de las frecuencias.**

A pesar de haber sido durante muchos años la metodología de análisis más utilizada por su facilidad en cuanto a la comprensión e interpretación, el análisis de los impactos desde el dominio del tiempo es considerado hoy en día como un procedimiento con limitación en cuanto a precisión se refiere. En su lugar, actualmente se utiliza cada vez más el análisis de la señal en el dominio de las frecuencias o análisis espectral de las ondas de choque. Como ventajas tiene que determinar directamente la transmisibilidad del choque en el cuerpo humano y permite un estudio más detallado, ya que es usado para estudiar la estructura de la forma de ondas compuestas, así como impactos en las ondas de choque (Shorten & Winslow, 1992).

El análisis espectral es un método que, junto con la aplicación de procedimientos matemáticos apropiados, proporciona un método conveniente para separar diferentes componentes de las frecuencias producidas durante los impactos y a través de ello, distinguir los diferentes componentes de aceleración desde movimientos de bajas frecuencias y resonancia de altas frecuencias en el instrumental de acelerometría (Shorten & Winslow, 1992).

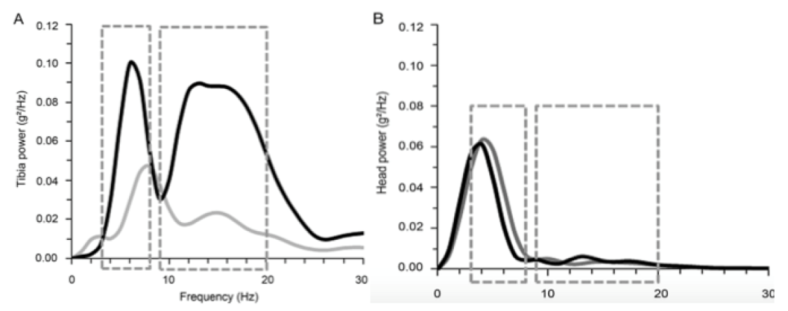


Figura 18. Media de potencia espectral de las señales de aceleración de la tibia (A) y de la cabeza (B) comparadas entre pisada de retropié (línea negra) y pisada de antepié (línea gris). Las cajas indican en rango de bajas frecuencia (3-8 Hz) y altas frecuencias (9-20 Hz). Fuente: Adaptado de “Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running” por A. H. Gruber, K. A. Boyer, T. R. Derrick & J. Hamill, 2014, Journal of Sport and Health Science, 3, 117.

## Análisis Temporal

### Percepción humana de los eventos temporales

### Representación de eventos temporales en música

### Detección de “Onset”

### Histograma de golpes (beat)

# TÉCNICAS DE MUSIC INFORMATION RETRIEVAL

*LEYENDA: Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit, sed eiusmod tempor incidunt ut labore et dolore magna aliqua. Ut enim ad minim veniam, quis nostrud exercitation ullamco laboris nisi ut aliquid ex ea commodi consequat. Quis aute iure reprehenderit in voluptate velit esse cillum dolore eu fugiat nulla pariatur. Excepteur sint obcaecat cupiditat non proident, sunt in culpa qui officia deserunt mollit.*

## Bibliotecas MIR

La electromiografía en deporte es una herramienta útil para el apoyo, control del rendimiento, prevención y rehabilitación de lesiones en los deportistas, es una técnica que en Colombia no se ha trabajado a profundidad, su enfoque se basa más en el campo clínico en el diagnóstico de lesiones neuromusculares o controles de patologías en pacientes con enfermedades motoras; también en diagnóstico de eficacia de prótesis.

El uso de la electromiografía se ha enfocado en la determinación de cuanto se activa y se relaja un musculo, cuanto se amplifica y disminuye una señal de EMG, un concepto que aún requiere de un soporte más profundo y científico para optimizar esta herramienta que es muy útil en deporte. A continuación se hace referencia de las aplicaciones en deporte.

En deporte paralímpico los estudios de electromiografía se enfocan más hacia la parte clínica y la discapacidad, el objetivo de este lineamiento es dar a conocer los criterios y las pautas más importantes de la valoración biomecánica y los beneficios de la electromiografía en rendimiento deportivo, prevención y rehabilitación de lesiones, con el fin de dejar el precedente de la importancia de esta herramienta y la posibilidad de que Colombia inicie a profundizar las aplicaciones de esta técnica tanto en deporte convencional y paralímpico. A continuación se mencionan las aplicaciones de la electromiografía en deporte, que se podrían implementar en ambos tipos de deporte, tenido en cuenta las consideraciones fisiológicas técnicas antes descritas en este apartado.

***Interpretación y análisis de secuencia de activación muscular:*** esta aplicación se puede realizar tanto en tiempo real para una valoración cualitativa realizada en presencia del entrenador y el atleta o para una valoración cualitativa y cuantitativa en donde se debe realizar una filtración de los datos y pasar todos los datos gráficos a datos numéricos a través de la aplicación de diferentes programas con los cuales se pueden hacer un tratamiento de los datos con software de fácil acceso como Excel.

***Interpretación y análisis de secuencia de activación muscular***, lo que se está buscando es observar si el atleta cumple con ciertos modelos estereotípicos de acciones técnicas (dinámicas) o si existen alteraciones debidas a desequilibrios musculares o errores en la percepción del desarrollo de la técnica. (LIEBENSON, Craig, p. 52).

***Detección de la variación del impulso en ejecución de un ejercicio especifico versus el desarrollo del gesto motor***, para determinar si el estímulo del primero sigue siendo adecuado o si este es de menor intensidad que el último. De esta forma damos al entrenador bases científicas para saber en qué momento debe incrementar o disminuir la intensidad de los estímulos específicos para conseguir los resultados que se buscan.

***Reeducación muscular***: La reeducación muscular es aquella fase del ejercicio, dedicada a desarrollar o recuperar el dominio muscular voluntario. Esta aplicación se puede emplear cuando el atleta es dado de alta de una lesión importante, o puede ser una herramienta más para el entrenador cuando el atleta ha aprendido la técnica de forma errónea y debe corregirla, cabe señalar que esta última es la más difícil.

***Fases de la reeducación muscular:***

***Activación*** (en el caso de un atleta lesionado se medirá la cantidad de esta, en el caso de un atleta con deficiencia técnica se tomara en cuenta el momento de la misma).

***Fortalecimiento*** (esta fase estará dirigida por el entrenador el cual ocupara diferentes medios y se puede implementar la electromiografía cuando sea necesario para conocer las características de la contracción durante la ejecución de los diferentes ejercicios)

***Coordinación*** (básicamente lo que nos interesa conocer es como se están ayudando los músculos para lograr el movimiento.)

***Resistencia a la fatiga*** (en esta fase podemos conocer cómo se modifica la contracción a lo largo del tiempo que dura la ejecución del gesto técnico y determinar entonces el tipo de estímulos que necesita para no modificar la contracción durante la ejecución técnica)

En todas las fases anteriores la electromiografía debe realizarse bajo las mismas condiciones y establecer patrones de un mismo sujeto que sean comparables entre prueba y prueba, de esta manera se monitorea su evolución.

***Comparación y observación cómo se presenta la contracción en condiciones ideales y de fatiga:*** Podemos realizar un análisis comparativo y determinar cómo se modifica la frecuencia de señal conforme se acerca la fatiga.

### Requerimientos Hardware

Cuando se inició con el diseño y la estructura del lineamiento en biomecánica y en el caso particular de la electromiografía de superficie, se hizo un estudio del sector de los entes departamentales para determinar que herramientas de electromiografía utilizaban y si era el caso, como lo implementaban en la valoración al deportista.

Se hizo el contacto con varios entes departamentales vía telefónica, de los entes con los que se logró hacer contacto mencionaron que no tenían la tecnología para hacer la valoración y que sería muy útil poder contacto con ese apoyo para el deportista. Existen varias universidades como la Manuela Beltrán, el Rosario, la Escuela Nacional del deporte, entre otras e institutos como el Roosevelt, CIREC, el laboratorio del hospital infantil que cuentan con este tipo de herramientas y sus trabajaos se han enfocado más hacia la parte clínica, determinación de patologías neuromusculares, análisis de marcha, marcha protésica etc.; Coldeportes cuenta con un equipo de electromiografía en el laboratorio de neurociencias y se espera implementar un sistema de electromiografía para integrarlo con los sistemas de captura de movimiento y plataformas de fuerza para poder hacer un trabajo más profundo, enfocándolo no solamente al deporte olímpico convencional sino también al deporte paralímpico y talento reserva.

### Requerimientos Software

Existen muchos sistemas de electromiografía, dependen del tipo de electrodo que utilizan y de comunicación, si es alámbrica o inalámbrica; la comunicación alámbrica es la que requiere de cableado que se conecta al dispositivo y a los electrodos; este tipo de comunicación tiene sus desventajas ya que el cableado puede generar ruido en la adquisición de la señal, además que obstruye y limita al deportista al realizar el movimiento si el enfoque de la evaluación es el deporte. La comunicación inalámbrica es más útil, depende si es *bluetooth*, *wifi*, etc. y el rango de captura, esta parte se debe verificar en las especificaciones técnicas del equipo; este tipo de comunicación para deporte es más eficiente ya que o se requiere del cableado y es más cómoda para el deportista.

Tabla 3. Los sistemas conocidos a nivel nacional e internacional para EMGs.

|  |  |
| --- | --- |
| *Tecnologia Delsys Trigno*  Intro_trigno_wireless  Pagina oficial Delsys. | Sistemas Trigno inalámbrica ™ laboratorio y Trigno ™ Digital Completamente están diseñados para su uso en cualquier lugar.  Sistemas de investigación inalámbrico con todas las funciones de laboratorio y digitales compatibles con todas las variaciones de sensores Trigno ™ y sensores auxiliares y se integran con los principales dispositivos de captura de movimiento.  Diseñado para la grabación al aire libre, móvil Trigno ™ portátil (Trigno ™ Personal Monitor) permite a los investigadores con las capacidades de laboratorio de ajuste en la palma de una mano. |
| *BTS - Pocket EMG Electromiógrafo de superficie portátil*  página oficial BTS | Innovadora herramienta diseñada para médicos, fisioterapeutas e investigadores que deseen disponer de un sistema electromiográfico compacto, potente y de fácil uso, capaz de garantizar mediciones precisas con una señal de alta calidad.  BTS PocketEMG incluye los programas Myolab y Myolab Clinic para la adquisición, procesamiento y análisis de las señales.  Myolab Clinic integra un protocolo para la evaluación funcional de la marcha y con el soporte de los footswitches logra identificar los eventos durante un ciclo completo de marcha. |
| *Wave Plus EMG inalámbrica* | Wave Plus sistema de EMG inalámbrica fue lanzado en 2012, como la evolución natural de la tecnología Wave. Wave Plus introdujo varias mejoras sobre el producto anterior, y añadió algunas nuevas características exclusivas sigue sin comparación en el mercado:  Todas las características técnicas de la onda  Acelerómetro tri-eje integrado en todos los sondeos, con una sensibilidad de hasta 16 g  Check control Impedancia de monitoreo de calidad de pre-adquisición  12 horas de batería  Mejora de la transmisión inalámbrica  Flexibilidad para utilizar más de sensores EMG con una actualización de firmware  Compatible con los nuevos, completamente gratis EMG software de adquisición y de movimiento Herramientas. |

## Funcionamiento de la GUI para MIR

La estabilidad postural estática y dinámica son resultado de complejos procesos neuromotores, que implican los sistemas de coordinación, visual, vestibular y somatosensorial, así como también la activación de vías eferentes (E. A. Wikstrom et al., 2005).

A lo largo del tiempo se ha planteado la inquietud de entender cómo una oscilación postural puede exceder la habilidad para mantener el control postural en una situación dinámica, lo cual puede terminar en una lesión en el ámbito deportivo y en el fin de la carrera de muchos deportistas. Para ello, algunos clínicos han desarrollado herramientas para medir el balance dinámico como primera acercamiento para comprender el equilibrio postural, herramientas como la espuma, el balancín y la aplicación de pruebas de estáticas y dinámicas.

Para hacer objetivas estas pruebas los avances en la tecnología han proveído a la comunidad científica con sistemas de plataformas de fuerza las cuales ofrecen un método sencillo, práctico y costo-efectivo para evaluar cuantitativamente el equilibrio postural. Algunos ejemplos son los sistemas “Chattecx Balance System, the EquiTest, the Force Plate, the Pro Balance Master, and the Smart Balance Master” (Ricotti, 2011), BTS, Qualysis, entre otros.

Estos sistemas registran los desplazamientos del centro de presión plantar (COP) por medio de galgas extensiométricas, sensores embebidos en la estructura de la plataforma (Ricotti, 2011).

De esta manera diversos investigadores han aplicado las pruebas de balance estáticas y dinámicas sobre plataformas de fuerza en diferentes deportes para determinar las oscilaciones del centro de presión plantar como una medida objetiva del equilibrio postural, estos son los primeros precursores del uso de la estabilometría en deporte (Ricotti, 2011).

Bressel et al, (Bressel, Yonker, Kras, & Heath, 2007) compararon atletas femeninas de las ramas de fútbol, baloncesto y gimnasia, encontrando diferencias significativas entre el desempeño estático y dinámico. Diferencias similares fueron encontradas por Davlin (Davlin, 2004), mientras que Perrin (Perrin, Deviterne, Hugel, & Perrot, 2015), se enfocó en las diferencias entre el judo y la danza, encontrando mejores respuestas a las pruebas estáticas y dinámicas para el grupo de deportistas que para el control, el cual no involucra actividad física. No obstante, en las pruebas sin retroalimentación visual presentan mejor equilibrio los deportistas de judo.

Por otro lado, Hrysomallis (Hrysomallis, 2011) estudió otros tipos de deportes, tales como tiro con escopeta, tiro con arco, golf, alpinismo, surfeo, judo, hockey en hielo, escalada y béisbol, los cuales presentan una equilibrio superior. El mejor desempeño fue para el tiro con rifle, tiro con arco, hockey en hielo y escalada.

Estos estudios evidencian la importancia de medir y entrenar el balance para prevenir lesiones, mejorar el rendimiento deportivo, mejorar las cualidades neuro-motoras de los deportistas, evaluar la efectividad de los planes de entrenamiento y de rehabilitación en los deportistas convencionales y paralímpicos.

Si bien no se reportan estudios en deporte paralímpico, este capítulo ofrece las bases para apoyar el desarrollo de estudios a futuro que evalúen la biomecánica del balance en deporte paralímpico. El país cuenta centros dotados de alta tecnología y recurso humano capacitado para efectuar estos estudios orientados a la técnica deportiva específica. Por ejemplo, estudiar el centro de presión en posición sedente durante el lanzamiento de tiro libre en baloncesto con silla de ruedas, sería un aporte a la ciencia del deporte paralímpico para comprender la estabilidad dinámica durante un gesto específico y así mejorar el rendimiento deportivo. En la última sección se encuentra un estudio de sector de los lugares que realizan pruebas de estabilometría en Colombia.

### Módulo de detección de notas

El equilibrio o la estabilidad postural es un elemento esencial para la ejecución correcta de los movimientos en el ámbito deportivo, así mismo, es de vital importancia para la prevención de lesiones (Romero-Franco et al., 2015) y para acelerar el retorno a competencia cuando el deportista ha sufrido una lesión.

El desequilibrio o déficit del balance es uno de los principales factores de riesgo de caídas durante la ejecución de la técnica deportiva (Sarvestani, Tabrizi, Abbasi, & Rahmanpourmoghaddam, 2012), y de sobrecarga en los tejidos debido a la adopción repetitiva de posturas de desequilibrio.

Estudios han demostrado que el entrenamiento del balance previene las lesiones en rodilla y en tobillo en jóvenes deportistas (12-24 años) que practican basketball, handball, soccer, volleyball y hockey (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015). Por otro lado la evaluación del balance haciendo uso de tecnología de análisis de movimiento o estabilometría permite detectar a tiempo un déficit en el balance del deportista. Lo cual permitirá al equipo médico y deportivo formular estrategias específicas para mejorar la cualidad del balance. Como consecuencia, se optimizará la técnica deportiva, se mejorará el rendimiento deportivo y se disminuirá el riesgo de caídas y de lesiones.

A continuación se resumen los beneficios potenciales de realizar una prueba de estabilometría en el deportista:

• Formulación de estrategias de entrenamiento del balance

• Disminución del factor de riesgo de caídas

• Prevención de lesiones

• Optimización de la técnica deportiva

• Incremento del rendimiento deportivo

• Retorno más rápido a competencia después de una lesión

• Mantenimiento de la cualidad física del equilibrio

• Comprensión de los cambios que ocurren durante el entrenamiento y la competencia

### Módulo de reconocimiento de acordes

Tabla 4. Estudio de sector.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| **Universidad** | **Tecnología** | **Ciudad** | **Descripción** | **Enlace** |
| Universidad del Rosario-Laboratorio de Biomecánica | BTS | Bogotá | 2 plataformas de fuerza | <http://www.urosario.edu.co/fisioterapia/laboratorios/>  Laboratorio de Biomecánica:  Msc. Ft. Ing. Rosy Paola Cárdenas Sandoval  Rosy.cardenas@urosario.edu.co  +57 (1) 297 0200 Ext. 3521 <http://www.urosario.edu.co/fisioterapia/laboratorios/> |
| Universidad del Rosario-Laboratorio de Comportamiento motor | Biomec | Bogotá | 2 plataformas de fuerza | Laboratorio de Comportamiento motor:  MS.. Ft. Eliana Isabel Rodríguez Grande  [eliana.rodriguez@urosario.edu.co](mailto:eliana.rodriguez@urosario.edu.co)  +57 (1) 297 0200 Ext. 3420 |
| Universidad Nacional de Colombia – Laboratorio de Marcha[[1]](#footnote-1) | Desarrollo por estudiante de Msc. Ing. Biomédica. | Bogotá | Arquitectura modular sincronizada para dinámica y cinemática. Las plataformas diseñadas están compuestas de un sistema mecánico y uno electrónico | Ph.D. MSc. Md. Edgar Eduardo Romero Castro [edromero@unal.edu.co](mailto:eeromeroc@unal.edu.co)  +57 (1) 3165000 Ext.15025 |
| Universidad Manuela Beltrán  Laboratorio de Biomecánica Digital BIOMED | BTS | Bogotá | 4 plataformas de fuerza | Ft. Rodrigo Esteban Argothy Bucheli  [rodrigo.argothy@docentes.umb.edu.comailto:rodrigo.argothy@docentes.umb.edu.co](mailto:rodrigo.argothy@docentes.umb.edu.co)  +57 (1) 5460600 Ext. 8107  <http://portal.umb.edu.co/cajica/investigacion/laboratorios.html> |
| Universidad Autónoma de Occidente | Kistler | Cali | Plataformas Kistler con las cuales se realizan pruebas de equilibrio estático y dinámico | PhD. Msc. Md. Wilfredo Agredo  [wagredo@uao.edu.co](mailto:wagredo@uao.edu.co)  PBX 3188000 Ext. 11356  <http://www.uao.edu.co/ingenieria/laboratorios-esp-electromedicina> |
| Universidad del Valle | BTS | Cali | Plataformas de fuerza | Ph.D. MSc. Ft. Lessby Gómez Salazar  +57 (2)3212100 Ext 4059  lessbyg@yahoo.com |
| Universidad CES |  | Bogotá/ Medellín | Plataformas de fuerzas y de presiones | +57 (1) 6054268  [http://www.ces.edu.co/index.php/laboratorio-de-biomecanica-y-analisis-de-movimientohttp://www.ces.edu.co/index.php/laboratorio-de-biomecanica-y-analisis-de-movimiento](http://www.ces.edu.co/index.php/laboratorio-de-biomecanica-y-analisis-de-movimiento) |
| Laboratorio Biomecánica y Rehabilitación | Instituto Tecnológico Metropolitano - ITM Institución Universitaria | Medellín | Plataforma de presiones plantares | Maria Teresa De Ossa Jiménez  mariadeossa@itm.edu.co  +57(4) 460 07 27 Ext. 5423  <http://centrolabs.itm.edu.co/FCea/biomecanica.html> |
| Fundación Universitaria Maria Cano | Biomec | Medellín | Plataforma de presiones plantares | Silvia Cristina Aristizabal Gerente IPS  +57 (4) 409 10 10  ipsfumc@fumc.edu.co |
| Pontificia Universidad Javeriana | Biomec | Bogotá | Plataforma de presiones plantares  Análisis de presiones plantares | PhD. MSc. Ing. Pedro Vizcaya Raúl Vizcaya Guarín  + 57(1) 320 8320 Ext. 5275 - 5274  pvizcaya@javeriana.edu.co  <http://ingenieria.javeriana.edu.co/investigacion/grupos-investigacion/baspi> |
| [Instituto de Investigaciones & Soluciones Biomecánicas](http://g-se.com/es/org/ii-sb) | Hecho en Colombia | Cali | Sistema de Plataformas Reactivas 3P (UPR-3P)® | MSc. Esp. Ef. José Acero  +57 3104645367  [director@institutoisb.com](mailto:director@institutoisb.com)  http://g-se.com/es/org/ii-sb |

# CONCLUSIÓN

* La implementación de la electromiografía en deporte es una herramienta que aún necesita de un trabajo científico más profundo, es una herramienta útil que aunque su costo es alto en cuanto a tecnología se refiere, permite una interpretación de lo que está sucediendo internamente en el deportista al realizar el movimiento; se debe optimizar más, teniendo claro la necesidad. En deporte paralímpico los estudios han sido escasos a nivel nacional e internacional se enfocan más en un diagnóstico clínico que en rendimiento, por ese motivo nuestro objetivo como expertos en el área es iniciar un trabajo científico más profundo para lograr aplicarlo de la manera adecuada y obtener datos importantes que permitan apoyar el mejoramiento de nuestros deportistas colombianos en deporte olímpico convencional, paralímpico y talento y reserva.
* En este mismo sentido, la comprensión del balance y el entendimiento de cómo éste afecta a la técnica y al rendimiento deportivo, es una cualidad clave que debe ser estudiada en nuestros deportistas colombianos en deporte olímpico convencional, paralímpico, talento y reserva. Contamos con la infraestructura tecnológica y el recurso humano científico para empezar a desarrollar pruebas y estudios de estabilometría para detectar tempranamente alteraciones en el balance que pueden influir drásticamente en el rendimiento deportivo. Si bien esta habilidad está influenciada por múltiple factores su comprensión permitirá a los deportistas y a los entrenadores diseñar estrategias y realizar los ajustes necesarios que minimicen la inestabilidad corporal y así, mejorar la técnica y el rendimiento deportivo.
* Igualmente, la utilización de acelerómetros de baja masa para a cuantificación del movimiento (IMUS), el cálculo y/o estimación del consumo energético y para conocer la respuesta de la capacidad de atenuación de impactos del deportista ante eventos como la fatiga, las lesiones, el estado de forma, el empleo de diversos tipos de calzado, etc.; facilita la comprensión de todos los procesos que determinan el rendimiento en nuestros deportistas colombianos. Del mismo modo, los acelerómetros permiten discriminar pequeñas alteraciones en la distribución de impactos durante la carrera, aspecto que permite prevenir la aparición de lesiones si se realiza una correcta evaluación periódica del gesto deportivo.
* La valoración estática de la huella plantar permite detectar algunas anomalías que poseen los pies de deportistas. Aquellos deportistas que posean una arquitectura del pie extrema se debe de orientarles para que asistan a la consulta de un podólogo que les recete unas plantillas deportivas con el único fin de disminuir al máximo el número de lesiones que pueden repercutir en la práctica deportiva.

REFERENCIAS

B, C. D. F., & Magdalena, X. (2013). Determinación semiautomática de parámetros morfológicos de la huella plantar mediante el procesamiento digital de imágenes. *Revista Sistemas & Telemática*, *11*, 9–26.

Diéguez, S. L., Jesús, A., Sánchez, L., Luisa, M., Sánchez, Z., & Martínez-lópez, E. J. (2011). Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. *Retos. Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte Y Recreación*, *19*(Figura 1), 49–53. Retrieved from http://www.retos.org/numero\_19/RETOS 19 49-53.pdf

Ferrin, C. D., & Loaiza, H. (2015). A Real-Time Multispectral Computer Vision System for Morpho-Thermal Analysis of Footprint Plantar. *IEEE Latin America Transactions*, *13*(8), 2680–2686.

Gómez, L., Franco, J. C., Nathy, J. J., Valencia, E. A., Vargas, D. V., & Jiménez, L. (2010). Características de la huella plantar en deportistas colombianos. *Revista Entramado*, *6*(2), 158–167.

1. MARTINEZ CARRILLO, Fabio; GOMEZ JARAMILLO, Francisco; ROMERO, Eduardo. DESARROLLO DE UN LABORATORIO DE MARCHA CON INTEGRACIÓN SINCRÓNICA MEDIANTE UNA ARQUITECTURA EN MÓDULOS. **Acta Biológica Colombiana**, [S.l.], v. 15, n. 3, p. 235-250, nov. 2010. ISSN 1900-1649. MARTINEZ CARRILLO, Fabio; GOMEZ JARAMILLO, Francisco; ROMERO, Eduardo. DESARROLLO DE UN MARTINEZ CARRILLO, Fabio; GOMEZ JARAMILLO, Francisco; ROMERO, Eduardo. DESARROLLO DE UN LABORATORIO DE MARCHA CON INTEGRACIÓN SINCRÓNICA MEDIANTE UNA ARQUITECTURA EN MÓDULOS. **Acta Biológica Colombiana**, [S.l.], v. 15, n. 3, p. 235-250, nov. 2010. ISSN 1900-1649. Disponible en: <<http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/actabiol/article/view/17623/23387>>. Fecha de acceso: 22 Apr. 2016 [↑](#footnote-ref-1)