



ECyT
UNSAM

PROYECTO FINAL INTEGRADOR - INGENIERÍA BIOMÉDICA

*Desarrollo de herramienta para
análisis biomecánico del salto vertical
mediante modelado directo e inverso*

ESTUDIANTE: Eugenia Victoria García

LEGAJO: 6534

SUPERVISOR: Ing. Marcos Brusa

CO-SUPERVISORA: Lic. Ana Toscano

LUGAR DE TRABAJO: Universidad Nacional de San Martín

FECHA: Septiembre 2021





AGRADECIMIENTOS

A Marcos, por su predisposición y acompañamiento, y sobre todo por su paciencia.

A Anita, por su apoyo y colaboración, especialmente en el Laboratorio.

A Agus, por sus empujoncitos y perseverante acompañamiento.

Al Laboratorio de Rehabilitación del Centro Asistencial Universitario, y en especial a Gustavo Represas, por abrir sus puertas y permitir realizar las mediciones, fundamentales para el desarrollo del presente proyecto.

A los participantes de las mediciones, por su buena predisposición y por el tiempo dedicado.

A Flor, por haber sido (y ser) acompañante incondicional.

A mi familia y amigos, por su apoyo, cariño, motivación y mucho más.



RESUMEN

El salto vertical desde media sentadilla o *squat jump* es un gesto ampliamente utilizado en el ámbito deportivo como en el básquet, el voleibol y fútbol. En este contexto, busca lograr un desplazamiento vertical máximo del centro de masa que puede implicar beneficios como ventaja en el juego o minimizar los tiempos de salto. El gesto se puede caracterizar midiendo los ángulos y velocidades angulares de las articulaciones del miembro inferior para analizar cómo influyen en la posición del centro de masa en cada instante del movimiento.

El péndulo invertido es un modelo de dinámica directa que se utiliza frecuentemente para describir gestos de la marcha como la caminata, el trote o el salto representando el cuerpo con tan solo una masa. Si se lo modifica agregándole un componente elástico se obtiene un modelo masa-resorte que se logra ajustar a la dinámica de la marcha de mejor manera que el modelo anterior representando adecuadamente los máximos y mínimos de las funciones de fuerza y desplazamiento.

Utilizando un modelo de dinámica inversa se pueden calcular los momentos que actúan sobre las articulaciones lo que provee hallazgos acerca de la actividad muscular en ellas. Asimismo, identificar las variables que lo determinan puede ofrecer información cuantitativa acerca de la potencia del tren inferior al momento del despegue del suelo, la altura máxima alcanzada o bien las fuerzas que absorben el impacto en el aterrizaje. Un análisis de estos datos podría resultar en prevenir lesiones e identificar maneras de optimizar el rendimiento del gesto.

En estos modelos se basa el presente proyecto para representar la dinámica del gesto de salto en el lugar con los parámetros que lo caracterizan según mediciones cinemáticas y cinéticas. Se busca desarrollar una herramienta que permita caracterizar y cuantificar el salto desde media sentadilla o *squat jump* y que permita visualizar los resultados de análisis tanto de dinámica directa como inversa.

Para cumplir con el objetivo propuesto se determinaron parámetros y variables que caracterizan el gesto y se desarrollaron e implementaron modelos de simulación directa e inversa buscando representar la dinámica del mismo. El Laboratorio de Biomecánica del Centro Asistencial Universitario puso a disposición equipamiento de alta precisión para la toma de datos cinemáticos y dinámicos de una muestra de sujetos sanos. Participaron del análisis 11 estudiantes de la carrera de Profesorado de Educación Física que practican deportes variados como fútbol, rugby y natación, 7 de género masculino y 4 de género femenino. El promedio de edad fue de 24 años, el peso de los sujetos de género masculino fue en promedio de $71,13 \text{ kg} \pm 1,8 \text{ kg}$, mientras que en el caso del género femenino fue de $56,95 \text{ kg} \pm 6,0 \text{ kg}$. Se desarrolló un protocolo de salto con



el objetivo de estandarizar el gesto que realizaron los sujetos de manera que se utilicen criterios unificados y comparables. También se determinaron las posiciones anatómicas en las que 18 marcadores fueron adheridos al cuerpo de los sujetos para que el sistema de cámaras infrarrojas de alta velocidad registre la posición instantánea a instantánea de cada uno de los segmentos. El software Kinescan desarrollado por el Instituto Biomecánico de Valencia permitió extraer la información de estas mediciones que luego se utilizaron a lo largo del desarrollo y la validación del modelo biomecánico propuesto.

La interfaz final de la herramienta desarrollada permite al usuario definir la cantidad de mediciones a analizar y, al cargar los archivos exportados del software anteriormente mencionado, realiza un análisis biomecánico de dinámica directa e inversa. Los resultados de todas las mediciones cargadas se muestran en primera instancia en simultáneo, pero se permite al usuario seleccionar la visualización de: una medición en particular, la pierna (tanto derecha como izquierda por separado o ambas) y la métrica correspondiente a los gráficos del análisis de dinámica inversa.

Se espera que la herramienta pueda ser luego utilizada por kinesiólogos para prevenir lesiones de sujetos sanos o bien para evaluar recuperación y potencialmente disminuir el tiempo de rehabilitación en pacientes con lesiones de miembro inferior. Por otro lado, entrenadores deportivos podrían utilizar el modelo para optimizar el desempeño de deportistas y atletas que practican distintas disciplinas de alto rendimiento.

A lo largo del análisis de resultados se buscó validar las simulaciones obtenidas al aplicar los modelos desarrollados a las mediciones registradas. Para el caso de simulación directa se analizó el error promedio entre la simulación y la posición real obteniendo un error medio total de 0,8 cm para las mediciones analizadas. Para la simulación inversa se realizó un análisis de la morfología de las curvas de ángulos, concluyendo que coinciden con el comportamiento esperado. Luego se realizaron para ambas simulaciones análisis complementarios incluyendo otras métricas como las constantes elásticas del resorte (k) calculadas para el despegue y aterrizaje, fuerzas de reacción del suelo y momentos. También se añadieron detalles en cuanto a pierna derecha e izquierda, dominante y no dominante y sujetos de género femenino y masculino.



TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	2
RESUMEN	3
I. INTRODUCCIÓN	6
I.I. DESCRIPCIÓN DEL GESTO.....	6
I.II. MODELOS BIOMECÁNICOS	8
I.III. OBJETIVOS	17
II. MATERIALES Y MÉTODOS	19
II.I. SISTEMA DE MEDICIÓN: CAU.....	19
II.II. ANÁLISIS DINÁMICO DEL GESTO	29
II.III. SOFTWARE DESARROLLADO.....	34
III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	39
III.I. SIMULACIÓN DIRECTA	39
III.II. SOLUCIÓN INVERSA	45
IV. CONCLUSIONES	56
V. BIBLIOGRAFÍA	59
ANEXO I: PROTOCOLO DE SALTO	61
ANEXO II: INTERFAZ VISUAL: GUÍA DE USO	65



I. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta la descripción del gesto de salto vertical y su relevancia en el ámbito deportivo junto con la introducción a los modelos biomecánicos que serán luego utilizados a lo largo del desarrollo del informe. Se incluye también la enumeración de los objetivos planteados para el presente proyecto.

I.1. DESCRIPCIÓN DEL GESTO

El salto vertical es el gesto motor que representa el acto de realizar un impulso con las extremidades inferiores para desplazarse a lo largo del eje vertical hasta dejar de estar en contacto con el suelo, con el objetivo de alcanzar un desplazamiento máximo del centro de masa. Existen distintas variantes del salto vertical, una de ellas es el llamado salto vertical desde media sentadilla o *squat jump* en el cual se basa el presente proyecto final. En este tipo de salto el sujeto que lo desarrolla se coloca en una posición de media sentadilla, aguarda unos segundos en esa postura y luego realiza el salto, procurando que el movimiento se desarrolle completamente de manera ascendente (Van Horen & Zolotarjova, 2017). Se puede describir cualitativamente identificando las siguientes fases según se muestra en la Figura 1:

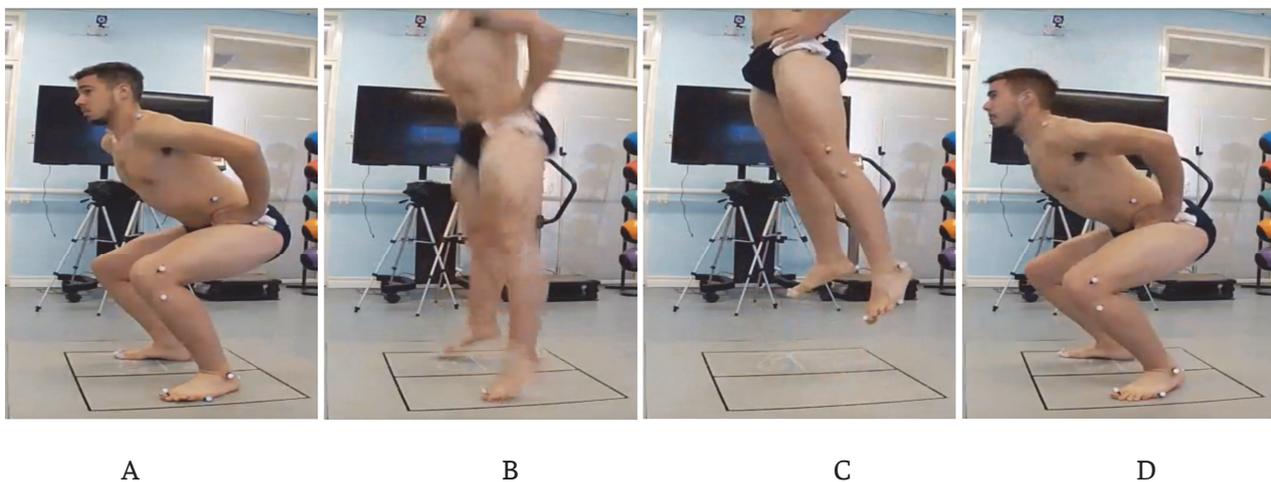


Figura 1 Fases del gesto squat jump. A) Posición inicial, B) Instante despegue. C) Instante en altura máxima. D) Fin del gesto

1. *Fase de contacto o despegue*: iniciando en una posición de máxima flexión de cadera, rodillas y dorsiflexión de tobillos, abarca la fase del inicial del gesto en la que el sujeto se propulsa para dar el salto y lleva a la extensión completa de rodillas, cadera y plantarflexión de pies. Determina su comienzo el instante característico a partir de ahora llamado Inicio.



2. *Fase de vuelo*: se puede definir como los instantes en que el sujeto no está en contacto con el suelo. Comprende entre el despegue del suelo hasta que hace contacto nuevamente en el aterrizaje. Llamaremos Despegue al instante que da inicio a esta fase.
3. *Fase de aterrizaje o apoyo*: nuevamente en contacto con el suelo, durante esta fase el sujeto amortigua el salto flexionando cadera, rodillas y talón hasta recuperar la posición inicial habiendo extendido dichas articulaciones. Esta última fase comienza en el instante llamado Aterrizaje. (Blickhan, 1989)

Este gesto es ampliamente utilizado en el ámbito deportivo como en el basquet, el volleyball y fútbol (Kobal & al., 2017; Riggs & Sheppard, 2009). En este contexto, busca lograr un desplazamiento vertical máximo del centro de masa o minimizar los tiempos de salto que pueden implicar ventaja en el juego (Domire & Challis, 2015). Por lo tanto, el análisis de estos datos podría resultar en prevenir lesiones e identificar maneras de optimizar el rendimiento del gesto (Winter, 2009). Es por ello que se busca lograr una caracterización adecuada del mismo identificando las principales variables que determinan su comportamiento. En principio, calcular la posición del centro de masa instante a instante permite entender la altura máxima del salto y la velocidad a la cual el sujeto alcanza la misma. Además, a partir de mediciones de reacción del suelo y datos cinemáticos es posible calcular los ángulos y velocidades angulares de las articulaciones del miembro inferior que resulta de utilidad para analizar cómo influyen en la posición del centro de masa en cada instante del movimiento (Cruz, Bregains, & Braidot, 2008). Esas mismas mediciones permiten también realizar cálculos para cuantificar los momentos de las articulaciones del tren inferior durante todo el movimiento.

La medición de reacción del suelo no sólo es relevante para el cálculo de las variables mencionadas, sino también permite extraer información de la curva per se. Por ejemplo, el artículo *Dynamic force response of human legs due to vertical jump* (Prajapati, Dr. Kao, Dr. Barez, & Dr. Wagner, 2011) presenta las curvas de fuerzas de reacción del suelo que fueron tomadas con una plataforma de fuerza sobre la que sujetos realizaban el gesto. Durante la primera fase del salto la fuerza de reacción decrece hasta ser nula. Ese instante corresponde al despegue ya que da comienzo a la segunda fase durante la cual el sujeto no está en contacto con el suelo por lo tanto no se mide la reacción. Luego del instante de aterrizaje la fuerza de reacción aumenta hasta llegar a un pico máximo tras el cual vuelve a decrecer hasta estabilizarse. Los picos en las distintas fases del gesto, así como también la comparación de las reacciones en pierna derecha e izquierda son fuente de información valiosa en el análisis del gesto. Tanto es así que en el artículo *The relative importance of strength and power qualities to vertical jump height of elite beach volleyball players during the counter-movement and squat jump* publicado por Riggs & Sheppard se presentan resultados de cálculo de altura de salto y fuerza de reacción del suelo pico y promedio de una muestra de 14 hombres y 16 mujeres a



quienes se les tomaron mediciones sobre una plataforma de fuerza realizando *squat jumps*. A partir de esos resultados los autores realizan análisis de correlación entre las variables mencionadas y sugieren que existe relación directa entre la altura máxima del salto y la fuerza de reacción del suelo.

En cuanto a las curvas de momento, en el artículo *Comparación de los patrones biomecánicos del salto en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior intervenidos con distintas técnicas quirúrgicas* (Frau, y otros) se utilizan con el fin de comparar una población con pacientes con ligamentos cruzados anteriores reconstruidos quirúrgicamente, pacientes prequirúrgicos y sujetos de grupo control sin lesiones (Figura 2).

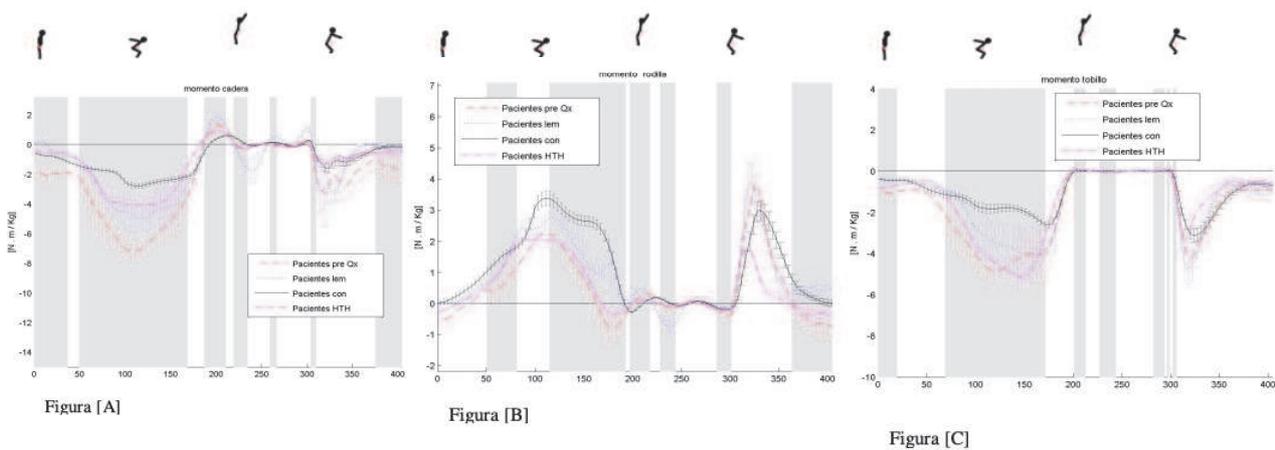


Figura 2 Curvas de momento extraídas del artículo *Comparación de los patrones biomecánicos del salto en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior intervenidos con distintas técnicas quirúrgicas* (Frau, y otros). Los valores se encuentran normalizados en peso. A: momento en cadera, B: momento en rodilla, C: momento en tobillo

Para el grupo de control se puede observar que el momento en cadera y en tobillo comienza siendo negativo, aumenta hasta hacerse nulo durante la fase de vuelo y al aterrizar disminuye nuevamente. En el caso del momento de rodilla, comienza siendo positivo, disminuye abruptamente hacia el instante de despegue, y luego del aterrizaje aumenta rápidamente a valores similares a los iniciales.

I.II. MODELOS BIOMECÁNICOS

El sistema de péndulo invertido es un modelo compuesto por una varilla rígida que gira libremente por uno de sus extremos mediante una articulación situada sobre una base fija. En el extremo libre se encuentra un cuerpo puntual con una masa determinada. Los modelos de péndulo invertido se utilizan frecuentemente para describir gestos de la marcha como la caminata, el trote o el salto representando el cuerpo con tan solo una masa. Si al mismo se lo modifica agregándole un componente elástico se obtiene un modelo masa-resorte que se logra ajustar a la dinámica de la marcha de mejor manera que el modelo anterior (Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2006) (Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2004). Este modelo no sólo representa de



manera adecuada los máximos y mínimos de las funciones de fuerza y desplazamiento sino que también es una solución estable tanto para caminata como para trote (Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2006).

A continuación se detallan el sistema de referencia y los segmentos anatómicos a utilizar por los modelos biomecánicos que serán descritos en el presente capítulo:

- El sistema de referencia utilizado a lo largo de todo el análisis considera los ejes tal como se observa en la Figura 3:
 - Eje x: paralelo al suelo, con dirección positiva hacia el frente del sujeto
 - Eje y: perpendicular al suelo, con dirección positiva hacia arriba.
 - Eje z: derivado de los dos anteriores a partir de la regla de la mano derecha, paralelo al suelo con dirección positiva hacia el costado izquierdo del sujeto.

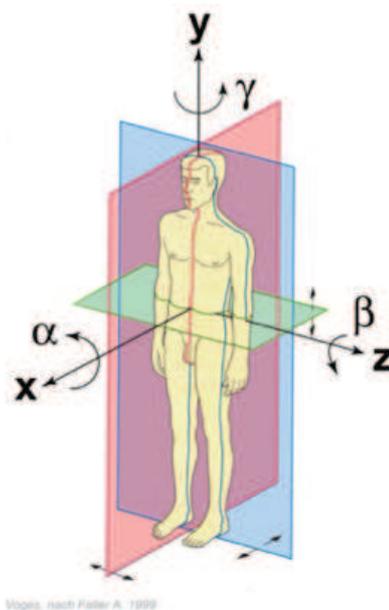


Figura 3 Representación gráfica de planos y ejes de referencia. Extraída de Brusa & Alcar, 2016.

- En la Figura 4 se observan los segmentos considerados para describir posiciones anatómicas son tronco, muslo, pierna y pie:
 - Tronco: primer segmento, comprendido entre los hombros y la cadera
 - Muslo: comprendido entre la cadera, donde articula con el tronco, y la rodilla, donde articula con el próximo segmento
 - Pierna: comprendido entre la rodilla, donde articula con el muslo, y el tobillo, donde articula con el último segmento



- Pie: último segmento, comprendido entre el tobillo y el extremo distal del pie

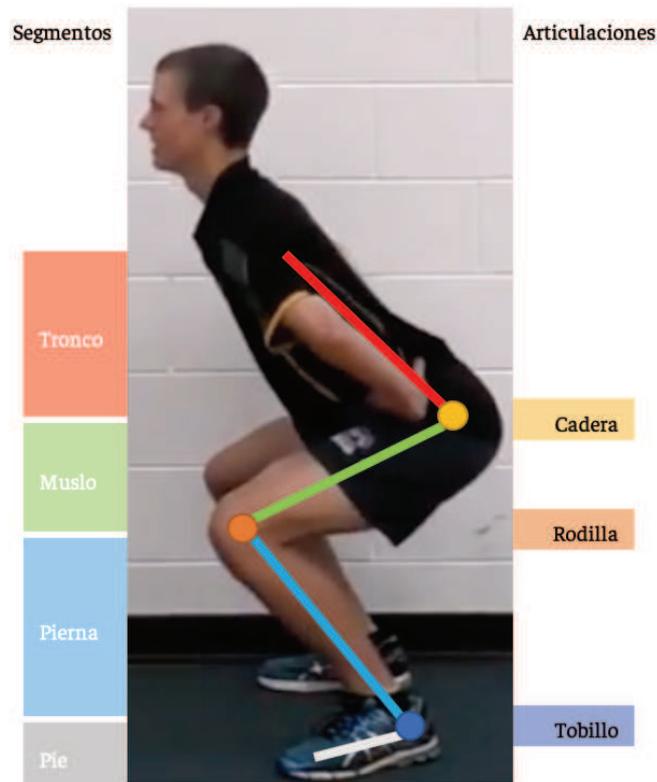


Figura 4 Definición de segmentos para el análisis del gesto. Extraída de Norley, 2016.

Cada fase del gesto vertical se puede describir con un modelo biomecánico distinto que permite caracterizarlo de manera que se ajuste a la dinámica del mismo. La fase de despegue se representa a través de un modelo masa-resorte, la fase de vuelo por medio de un modelo de tiro balístico y la fase de aterrizaje con un modelo masa-resorte amortiguado. A continuación se presenta una descripción de cada uno de ellos.

MODELO MASA-RESORTE

Para modelar el gesto se suelen representar los segmentos Pie, Pierna y Muslo (Figura 4) de manera simplificada con un segmento virtual definido entre el centro de masa y el punto de apoyo del sujeto en el suelo. Este segmento en la **fase de despegue** se simula como una masa representada en la posición del centro de masa en cada instante y un resorte que la une con el suelo según se define en el sistema de referencia (altura 0 m) como muestra la Figura 5 (Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2004) :

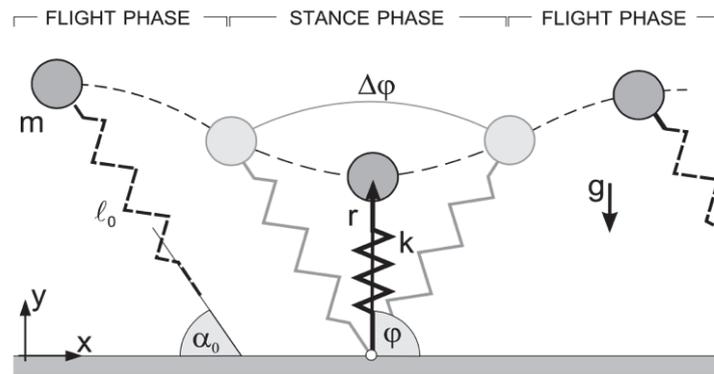


Figura 5 Representación gráfica del modelo masa resorte utilizado en las fases de despegue y vuelo donde: k es la constante elástica del resorte, g es la aceleración de la gravedad, l_0 la longitud inicial del resorte, r la longitud del resorte con carga, m la masa del cuerpo, α_0 el ángulo con el que aterriza y ϕ el ángulo del resorte contra el suelo (eje x). La línea punteada representa la posición del centro de masa. Extraída de Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2004.

De acuerdo a la sumatoria de fuerzas aplicadas sobre la masa, la posición en el eje vertical de la misma para cada instante se puede obtener a partir de la ecuación I:

$$m \cdot y'' = -m \cdot g - k \cdot (y - y_0) + l_u \cdot m \cdot (y - y_0) \quad \text{I}$$

Por lo tanto:

$$y'' = -g - \left(\frac{k}{m} - l_u\right) \cdot (y - y_0) \quad \text{II}$$

Donde:

- $g \left[\frac{m}{s^2}\right]$: Gravedad: 9.81 m/s².
- $k \left[\frac{N}{m}\right]$: Constante del resorte. De acuerdo a la Ley de Hooke se calcula como la fuerza de reacción sobre la distancia recorrida, por lo tanto en este caso es el resultado de la resta entre la reacción máxima y mínima durante esta fase, dividido Δl :

$$k = \frac{reacción_{máx} - reacción_{min}}{\Delta l}$$

- $m [kg]$: Masa.
- $l_u [m]$: Longitud del resorte sin carga (equivalente a r en la Figura 5). En el caso del gesto vertical desde media sentadilla, no coincide con l_0 dado que el movimiento inicia en una posición en la cual el resorte virtual planteado entre el centro de masa y el suelo se encuentra comprimido, por lo tanto tiene carga.
- $y_0 [m]$: Altura inicial de la masa respecto a la referencia de suelo definida.



MODELO TIRO BALÍSTICO

El modelo de tiro balístico o tiro oblicuo representa el movimiento de una masa sobre un plano xy , dada una velocidad inicial. En x se desplaza a una velocidad constante, mientras que en el eje y con una aceleración constante equivalente a la gravedad. En el caso particular del gesto vertical las fuerzas en el eje x son consideradas nulas ya que el movimiento se realiza en dirección vertical a lo largo del eje y . Durante la **fase de vuelo** el movimiento del centro de masa se describe por medio de la ecuación de tiro balístico (Figura 6) y se describe por medio de la ecuación III:

$$y'' = -g \quad \text{III}$$

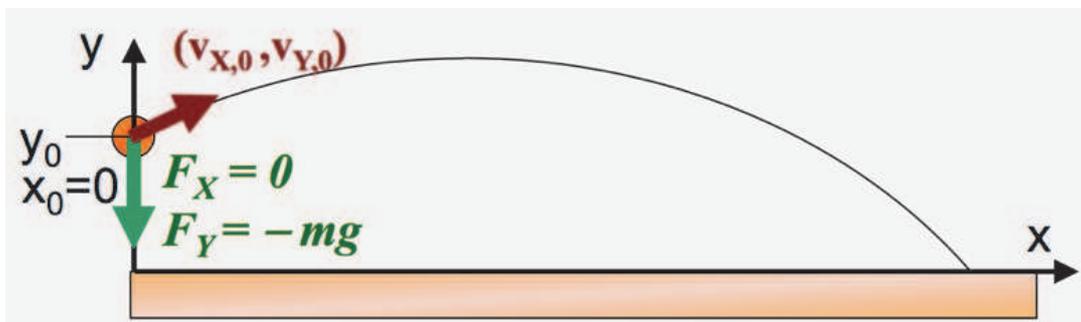


Figura 6 Modelo tiro balístico, donde F_x corresponde a la proyección en el eje de abscisas y F_y la proyección en el eje de ordenadas, m es la masa del sujeto, g es la aceleración de la gravedad y $V_{x,0}$ y $V_{y,0}$ la velocidad en el instante inicial en el eje x e y correspondientemente. Extraída de Andrada, 2015.

MODELO MASA-RESORTE AMORTIGUADO

El modelo masa resorte amortiguado es un sistema compuesto por una masa unida a un punto de apoyo en una referencia fija por medio de un resorte y un amortiguador. El resorte acumula energía con su deformación y su comportamiento se puede describir mediante la Ley de Hooke. El amortiguador disipa energía y la constante de amortiguamiento que lo caracteriza es proporcional a la fuerza de rozamiento viscoso que genera. La **fase de aterrizaje** se describe con un modelo masa resorte amortiguado (Figura 7). Este modelo según la sumatoria de fuerzas aplicadas se comporta según la ecuación IV:

$$y'' = -g - \left(\frac{b}{m}\right) \cdot y' - \left(\frac{k}{m}\right) \cdot (y - l_u) \quad \text{IV}$$

Donde:

- $g \left[\frac{m}{s^2}\right]$: Gravedad: 9.81 m/s².



- $k \left[\frac{N}{m} \right]$: Constante del resorte.
- $m [kg]$: Masa.
- $l_u [m]$: Longitud del resorte sin carga.
- b : Constante de amortiguamiento: constante de proporcionalidad entre la fuerza de rozamiento viscoso y la velocidad de la masa. Calculada como:

$$b = \frac{\log \left(\frac{\text{reacción}_{t_1}}{\text{reacción}_{t_2}} \right) \cdot 2 \cdot w}{t_1 - t_2}$$

Dónde t_1 y t_2 son los instantes característicos de inicio y fin de la fase de apoyo y w es la frecuencia natural de oscilación del sistema.

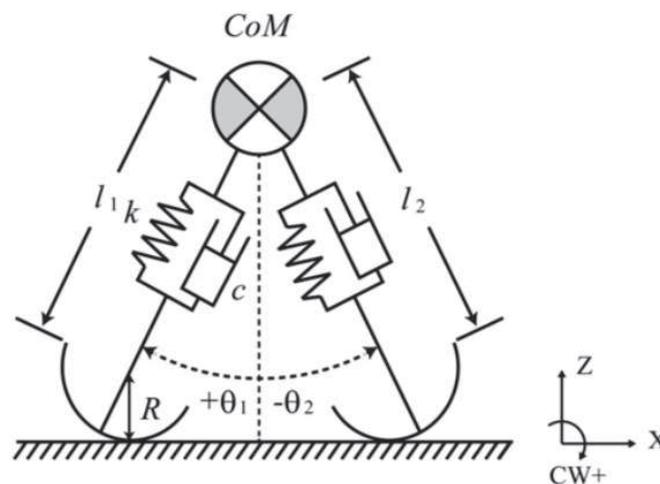


Figura 7 Modelo masa resorte amortiguado. Extraída de Hong, Kim, Kim, Lee, & Park, 2013.

MODELO DE SEGMENTOS ARTICULADOS

El modelo de segmentos articulados hace referencia al cálculo de fuerzas y momentos en las articulaciones que permite ganar conocimiento de la actividad muscular en las mismas. Este modelo plantea una analogía entre un modelo anatómico de la pierna y un diagrama de segmentos (representados con una línea) que une las articulaciones (representadas con un punto). Luego se complementa con el análisis de las fuerzas, momentos y constantes antropométricas que aplican sobre cada uno, obteniendo un diagrama de cuerpo libre (Figura 8) (Winter, 2009).

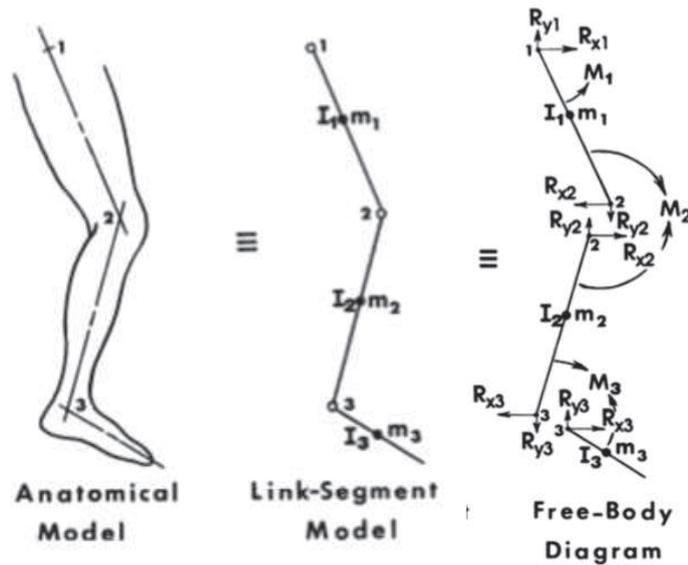


Figura 8 Analogía entre un modelo anatómico, modelo de segmentos articulados y diagrama de cuerpo libre. Extraída de Winter, 2009.

Para ello se toman los siguientes supuestos (Winter, 2009):

- Cada segmento posee masa fija localizada en el centro de masa (CoM) del mismo, siendo también este último el centro de gravedad.
- La posición del centro de masa se mantiene fija a lo largo de todo el movimiento.
- Todas las articulaciones son consideradas de tipo bisagra.
- El momento de inercia de cada segmento es constante durante todo el movimiento.

Para cada uno de los segmentos se plantean las ecuaciones V y VI de mecánica clásica:

$$\sum \vec{f}_{segmento} = m_{segmento} \cdot \vec{a}_{segmento} \quad V$$

$$\sum \vec{M}_{segmento} = I_{segmento} \cdot \vec{\alpha}_{segmento} \quad VI$$

Donde \vec{f} representa las fuerzas externas e internas que interactúan con el segmento, m es su masa, \vec{a} es la fuerza de aceleración lineal, \vec{M} son los momentos, I el momento de inercia y $\vec{\alpha}$ la aceleración angular.

Los cálculos de cada segmento se realizan secuencialmente iniciando por el pie, siguiendo por la pierna y por último el muslo utilizando el siguiente sistema de ecuaciones VII, VIII y IX derivado del diagrama de cuerpo libre (Figura 9):

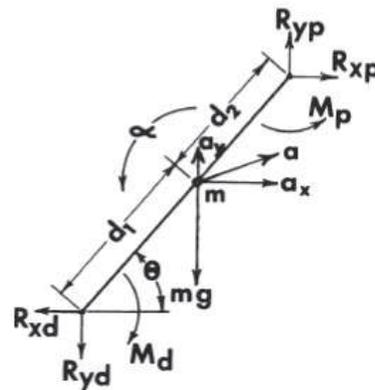


Figura 9 Diagrama de cuerpo libre de un segmento. Extraída de Winter, 2009.

$$\sum f_{x \text{ segmento}} = m_{\text{segmento}} \cdot a_{x \text{ segmento}} = R_{xp} - R_{xd} \quad \text{VII}$$

$$\sum f_{y \text{ segmento}} = m_{\text{segmento}} \cdot a_{y \text{ segmento}} = R_{yp} - R_{yd} - m_{\text{segmento}} \cdot g \quad \text{VIII}$$

$$\begin{aligned} \sum M_{\text{segmento}} &= I_{\text{segmento}} \cdot \alpha_{z \text{ segmento}} & \text{IX} \\ &= M_{zp} - M_{zd} + R_{xd} \cdot d_{y \text{ CoMd}} + R_{yd} \cdot d_{x \text{ CoMd}} - R_{xp} \cdot d_{y \text{ CoMp}} - R_{yp} \cdot d_{x \text{ CoMp}} \end{aligned}$$

Donde:

- m_{segmento} : masa del segmento calculada como la masa total del sujeto por el coeficiente anatómico correspondiente a la proporción de masa de dicho segmento
- a_x : proyección en el eje x de la aceleración lineal del segmento
- R_{xp} : componente en el eje x de la fuerza de reacción proximal
- R_{xd} : componente en el eje x de la fuerza de reacción distal
- a_y : proyección en el eje y de la aceleración lineal del segmento
- R_{yp} : componente en el eje y de la fuerza de reacción proximal
- R_{yd} : componente en el eje y de la fuerza de reacción distal
- g : aceleración de la gravedad
- I : momento de inercia. Calculado como la masa del segmento por el radio de giro al cuadrado. Este último corresponde a la longitud del segmento por el coeficiente antropométrico de radio del mismo
- α_z : aceleración angular del segmento
- M_{zp} : proyección en el eje z del momento de la articulación proximal
- M_{zd} : proyección en el eje z del momento de la articulación distal



- $d_{y\ CoM d}$: proyección en el eje y de la distancia desde el extremo distal del segmento al CoM
- $d_{x\ CoM d}$: proyección en el eje x de la distancia desde el extremo distal del segmento al CoM
- $d_{y\ CoM p}$: proyección en el eje y de la distancia desde el extremo proximal del segmento al CoM
- $d_{x\ CoM p}$: proyección en el eje x de la distancia desde el extremo proximal del segmento al CoM

Para los cálculos de distancias referenciadas al CoM, se calcula la posición de éste según el coeficiente anatómico que determina la distancia proporcional entre el largo del segmento y el extremo proximal o distal del mismo según corresponda.

Notar que para el segmento pie el extremo distal corresponde al apoyo en el suelo y el proximal el tobillo, para la pierna el extremo distal es el tobillo y el proximal la rodilla y para el segmento muslo el extremo distal es la rodilla y el proximal la cadera.

MODELADO DIRECTO E INVERSO

Existen dos técnicas de modelado dinámico de gestos biomecánicos llamadas directa e inversa, como muestra la Figura 10:

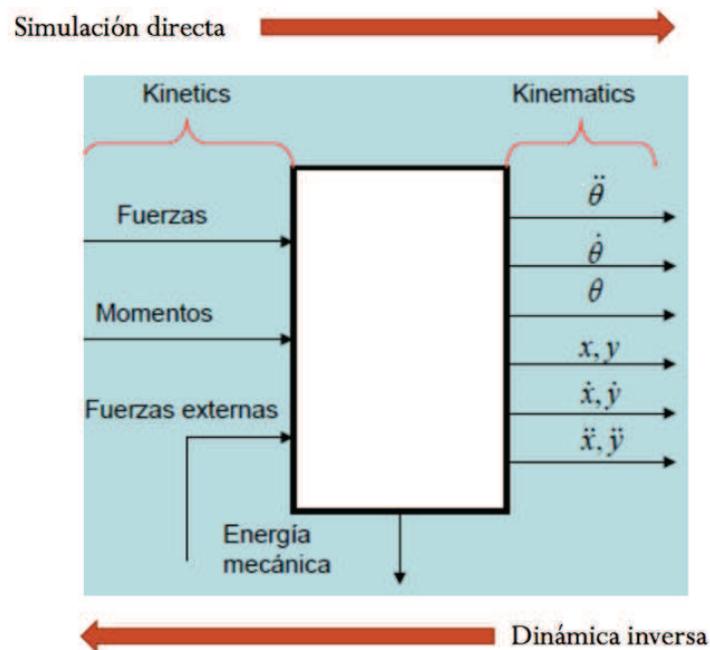


Figura 10 Representación gráfica de los modelos de dinámica directa e inversa. Extraída de Brusa & Alcar, 2016.

El análisis dinámico directo expresa la evolución temporal de las coordenadas articulares en función de fuerzas que intervienen. Es decir, la simulación plantea un modelo de ecuaciones diferenciales que



permite determinar cómo se moverá un sistema mecánico bajo el efecto de fuerzas internas y externas. Utiliza como variables de entrada datos de dinámica como fuerzas de reacción obtenidas a través de mediciones y parámetros antropométricos de los segmentos involucrados (Sanchez Garcia).

Por otro lado, el análisis dinámico inverso permite realizar el cálculo de momentos que actúan sobre las articulaciones durante el movimiento, en función de la evolución de la posición y velocidad de los segmentos y articulaciones instante a instante. Como variables de entrada requiere, además de la información cinemática, datos antropométricos de los segmentos y las fuerzas externas aplicadas que pueden ser estimadas a través de tablas antropométricas y mediciones en laboratorio respectivamente. Este método es ampliamente utilizado en el ámbito de la biomecánica dado que es una técnica no invasiva que permite calcular fuerzas y momentos (Sanchez Garcia).

I.III. OBJETIVOS

Según se desarrolla en la literatura (Domire & Challis, 2015), el gesto de salto vertical tiene relevancia en el ámbito deportivo y a través de su análisis es posible extraer conclusiones en relación a la performance de los atletas con respecto a variables como altura máxima y tiempo de salto. En base a esta premisa se plantearon los objetivos del presente proyecto con el fin de poder analizar el gesto con profundidad para identificar las variables principales involucradas y automatizar su cálculo a través del desarrollo de modelos biomecánicos.

OBJETIVOS GENERALES

1. Caracterizar el gesto de salto en el lugar.
2. Desarrollar e implementar un modelo biomecánico que permita describir de manera cuantitativa la dinámica del gesto de salto en el lugar.
3. Utilizar el modelo para analizar el rendimiento de deportistas al realizar el gesto.
4. Evaluar la utilidad del modelo para el análisis de un paciente con lesión de miembro inferior.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Identificar los parámetros y variables que determinan el gesto: planteo de un modelo masa-resorte.



2. Desarrollo de un protocolo para estandarizar la toma de las mediciones que luego serán utilizadas para realizar el modelo.
3. Toma de mediciones a sujetos deportistas sin lesiones previas de miembro inferior según el protocolo desarrollado, con el fin de testear el modelo.
4. Desarrollar modelo masa-resorte, tiro balístico y masa-resorte amortiguado en Matlab para obtener a partir de los datos medidos los parámetros del gesto necesarios a la hora de modelar.
5. Evaluar resultados obtenidos con cada modelo para determinar su ajuste a las mediciones.



II. MATERIALES Y MÉTODOS

A lo largo de este capítulo se describe el equipamiento del Laboratorio de Rehabilitación del Centro Asistencial Universitario que fue utilizado para tomar mediciones de sujetos realizando el gesto de salto vertical. Luego se detallan los modelos de simulación directa e inversa desarrollados, así como también el software final con su interfaz visual.

II.I. SISTEMA DE MEDICIÓN: CAU

El Centro Asistencial Universitario (CAU) situado en el campus de la Universidad Nacional de San Martín cuenta con un laboratorio de biomecánica desde Abril de 2017 (Figura 11). El mismo está equipado con un sistema desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, en adelante IBV, compuesto por:

- 10 cámaras Optitrack P13 de alta velocidad
- 2 plataformas de fuerza Dinascan (IBV)
- Computadora con software Kinescan desarrollado por IBV
- Marcadores reflectantes esféricos



Figura 11 Centro Asistencial Universitario - Universidad Nacional de San Martín. Extraída de Toscano, 2017.



SISTEMA DE CÁMARAS

Las cámaras de video digitales Optitrack P13 (Figura 12) son de alta velocidad, capturan a 250 fps y funcionan de forma sincronizada. Las mismas son sensibles a la iluminación infrarroja, dotadas de un filtro de luz visible que permite trabajar en condiciones de iluminación artificial (con bajo contenido de radiación infrarroja) para detectar los marcadores auto-reflectivos (Instituto Biomecánico de Valencia, 2012).

PLATAFORMA DE FUERZA

El laboratorio cuenta con dos plataformas dinamométricas Dinascan/IBV con cuatro captadores extensiométricos articulados que se comportan de manera lineal a bajas frecuencias permitiendo el estudio de movimientos humanos (Figura 12) (Tabla I). Cada captador dispone de cuatro galgas extensiométricas sensibles a cargas verticales y otras cuatro a esfuerzos en dirección horizontal. (Instituto Biomecánico de Valencia, 2012)



Figura 12 Izquierda: Cámara Optitrack P13. Derecha: Dinascan/IBV. Extraídas de Toscano, 2017.



Dinascan P600
Área activa: 600x370 mm
Altura: 100 mm
Peso (aprox): 25 Kg.
Rango de Medida en Fuerzas Verticales: 4500N
Rango de Medida en Fuerzas Horizontales: ± 750 N
Rango de Calibración en Fuerzas Verticales: 2000N
Rango de Calibración en Fuerzas Horizontales: ± 400 N
Incertidumbre Fuerzas verticales: ± 10 N
Incertidumbre Fuerzas horizontales: ± 25 N
Exactitud y Repetibilidad en el cálculo del Centro de Presiones. Rango 0 – 40 mm: ± 1 mm
Exactitud y Repetibilidad en el cálculo del Centro de Presiones. Rango 40 – 200 mm: ± 2 mm

Tabla I Especificaciones técnicas Dinascan-IBV. Extraída de Instituto Biomecánico de Valencia, 2012.

SOFTWARE

El Software Kinescan desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia cuenta con tecnología de video digital con pre-procesado distribuido que realiza el cálculo automático y en tiempo real de las posiciones de los marcadores reflectivos y segmentos corporales, así como de las variables cinemáticas y cinéticas derivadas inmediatamente después de la realización del gesto (Tabla II).

La utilización en simultáneo de las cámaras de video digitales Optitrack P13 y las plataformas de fuerza Dinascan permiten la medición y realización de cálculos con las fuerzas registradas en paralelo a los datos cinemáticos. La versatilidad del software permite al usuario tanto definir modelos de análisis como utilizar los modelos existentes, incluso con la posibilidad de modificarlos. Estos modelos definen el cálculo de variables y la anatomía del gesto a analizar. (Instituto Biomecánico de Valencia, 2012)



Nº máximo de cámaras	Ilimitado
Resolución de cámara	1280x1024 píxeles
Frecuencia a máxima resolución	30-240 FPS (fotogramas por segundo)
Shutter	Global
Velocidad de obturación	Mínima: 1/100.000 s Máxima: 1/256 s a 240 fps
Sincronización	Ethernet
Procesado de imagen	Integrado en cámara
Enmascaramiento de reflejos	SI (por software, automático)
Previsualización de vídeo	SI
Iluminación	IR (850nm) 62 leds
Filtro	SI (conmutación electromecánica)
Conexión	Ethernet (GigE)
Alimentación	Ethernet (PoE)
Dimensiones de cámara	68.6 mm (H), 68.6 mm (W), 53 mm (D)
Peso de cámara	0.320 kg
Cuerpo de cámara	Aluminio anodizado antireflectante
Marcadores reflectantes	Esféricos de 9,5, 15,9 y 25,4mm
Soportes de cámara	Fijación pared/techo o trípode
Utillaje de ajuste y calibración	Incluido

Tabla II Especificaciones técnicas Kinescan/IBV V2014. Extraída de Instituto de Biomecánica de Valencia, s.f.

MARCADORES Y SU POSICIÓN

El CAU tiene a disposición marcadores de material reflectante con forma esférica de 18 mm de diámetro. Los mismos se adhieren con cinta a la piel del sujeto, en la posición correspondiente (Instituto de Biomecánica de Valencia, s.f.). El software Kinescan/IBV registra la posición instante a instante de cada marcador siempre y cuando sea detectado por al menos tres cámaras en simultáneo. En base a dicha lectura se puede determinar la cinemática de los segmentos comprendidos entre ellos que forman parte del modelo.

La posición anatómica en el plano sagital de 18 marcadores (9 del lado izquierdo y 9 del derecho) se define según lo establecido por Winter, 1990 (Figura 13):

1. **Hombro:** articulación acromio-clavicular
2. **HAT** (Ref: HAT): en la base de las costillas sobre la línea media del torso, representa al miembro superior, lleva el nombre por la sigla en inglés Head, Arms and Trunk (Cabeza, brazos y tronco)
3. **Cadera** (Ref: CAD): ubicado en el trocánter mayor del fémur
4. **Rodilla** (Ref: ROD): ubicado en el cóndilo femoral lateral
5. **Fíbula** (Ref: FIB): ubicado en la cabeza del peroné
6. **Punta del pie** (Ref: PUN): ubicado en el primer dedo del pie
7. **Metatarso** (Ref: META): ubicado en la cabeza del quinto metatarsiano
8. **Maléolo** (Ref: MAL): ubicado en el maléolo lateral externo



9. **Talón** (Ref: TAL): ubicado en el extremo posterior del talón

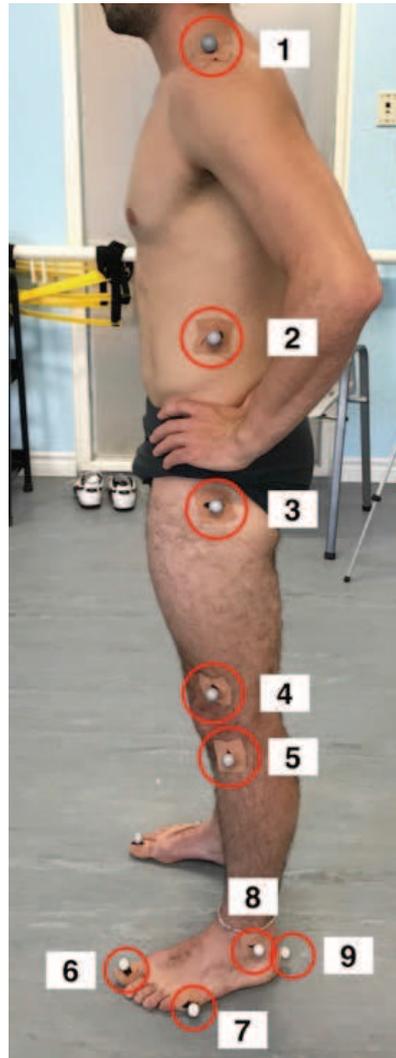


Figura 13 Posición de marcadores

Según los resultados observados en el trabajo de tesis de Ana Toscano *La marcha convencional: Un nuevo modelo de marcadores* (Toscano, 2017) (Gráfico 1), se decide no adherir los marcadores a la ropa ya que generan un error mayor respecto a la posición real de los segmentos anatómicos. Por otro lado, la ubicación elegida para los marcadores no sólo es anatómicamente relevante para los segmentos de estudio sino también reduce las superficies móviles y junto con ello el error debido a que la cantidad de piel y tejido existente entre el marcador y el hueso es considerablemente menor que en otros puntos de la pierna.

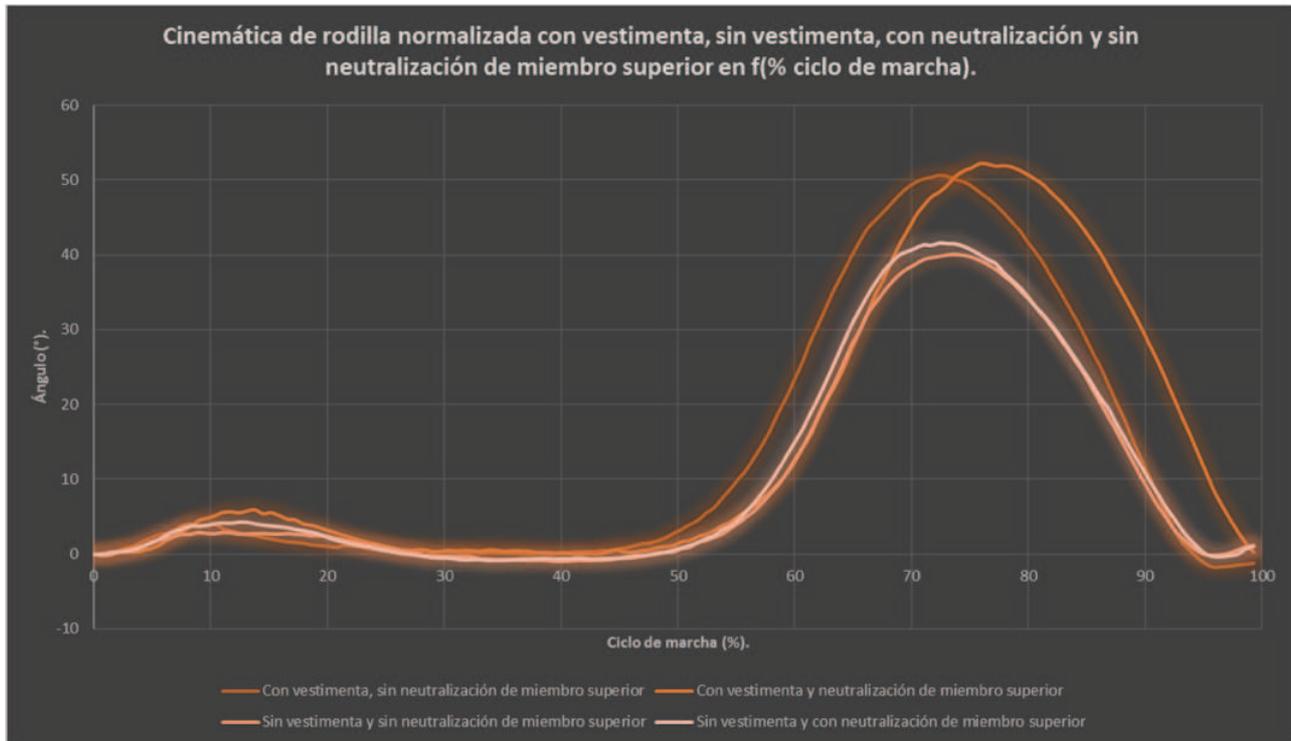


Gráfico 1 Cinemática de rodilla normalizada comparada con vestimenta y sin neutralización de miembro superior, con vestimenta y con neutralización de miembro superior, sin vestimenta y sin neutralización de miembro superior, y sin vestimenta y con neutralización de miembro superior en función del ciclo de marcha. Extraída de Toscano, 2017

MODELO EN KINESCAN/IBV

Previo a la realización de las mediciones fue necesario configurar el modelo a analizar en el software Kinescan/IBV determinando marcadores, segmentos, sistema de referencia y variables a medir. Para el gesto de salto vertical a analizar se definió el sistema de referencia y los segmentos de la misma manera que se detallaron en los modelos biomecánicos descritos en la Introducción.

En primer lugar, para cada punto extremo de segmento se ingresó un nombre, un color de identificación y el tipo: fijo, real o virtual. En este caso, todos los marcadores utilizados fueron de tipo real dado que los mismos podían definirse como puntos a digitalizar durante todo el análisis y se consideró de antemano que sus posiciones iban a estar en constante cambio. Un marcador fijo, en cambio, sería un punto definido en el espacio con una posición dada que no cambia a lo largo de la medición, y un marcador virtual corresponde a aquel cuya posición se define en base a un cálculo definido de antemano.

Luego de generados los puntos que representaban cada uno de los marcadores, el software solicitó crear los segmentos propiamente dichos. Cada segmento se definió mediante un mínimo de tres marcadores que permitían calcular su posición en el espacio. En este caso, se utilizaron para cada segmento dos puntos



que anatómicamente correspondían al extremo proximal y distal del mismo. Como tercer punto de referencia se utilizó el primer punto más próximo del segmento proximal contiguo.

Fue también necesario crear todos los puntos y segmentos para ambas piernas por separado para poder luego definir el sistema de referencia para cada segmento. Para ello, en cada segmento se debieron definir tres ejes que correspondían a las siguientes direcciones anatómicas del movimiento:

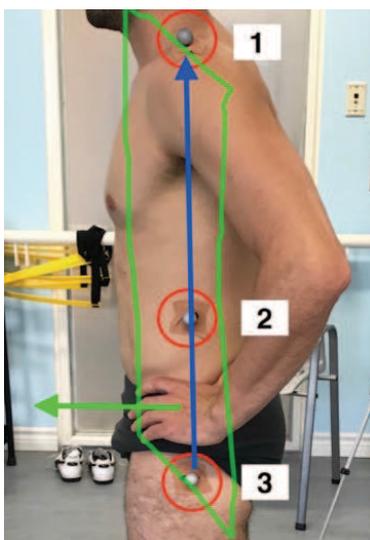
- Eje X: flexión-extensión
- Eje Y: abducción-aducción
- Eje Z: Rotación interna-externa

Luego se debieron configurar tres puntos de los que forman parte del segmento de modo tal que queden definidos tres ejes de la siguiente manera:

- Eje 1: Vector dirección entre Punto 1 y Punto 2.
- Eje 2: Vector perpendicular al plano formado entre los tres puntos.
- Eje 3: Vector producto vectorial que se genera automáticamente a partir de la elección de los otros dos ejes.

Por lo tanto, a cada uno de los tres ejes (Eje 1, Eje 2 y Eje 3) se definió a qué dirección anatómica correspondía según el tipo de movimiento que realizaba (Eje X, Eje Y, Eje Z) según lo detallado en Figura 14, Figura 15, Figura 16 y Figura 17 (en azul el vector dirección y en verde el plano con su vector perpendicular):

- Segmento: Torso

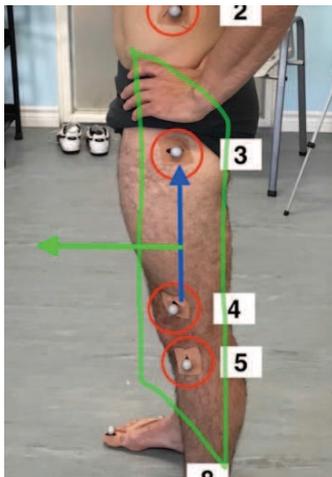


SEGMENTO	TORSO	PUNTO 1	PUNTO 2	PUNTO 3
EJE 1	EJE Y			
Vector dirección	Abducción-Adducción	3 CAD	1 HOM	
EJE 2	EJE Z			
Vector perpendicular al plano	Rotación interna-externa	3 CAD	2 HAT	1 HOM
EJE 3	EJE X			
Producto vectorial	Flexión-extensión			

Figura 14 Izquierda: Marcadores que componen el segmento torso. La flecha azul corresponde al vector dirección (eje 1), mientras que la flecha verde es el vector perpendicular al plano (eje 2). Derecha: tabla que especifica los marcadores que fueron configurados en el sistema para que formen los ejes detallados en la primera columna



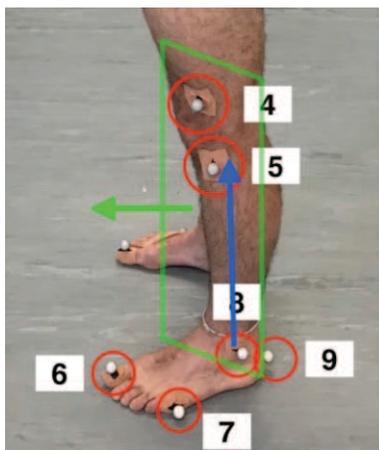
- Segmento: Muslo



SEGMENTO	MUSLO	PUNTO 1	PUNTO 2	PUNTO 3
EJE 1	EJE Y			
Vector dirección	Abducción-Adducción	4 ROD	3 CAD	
EJE 2	EJE Z			
Vector perpendicular al plano	Rotación interna-externa	4 ROD	3 CAD	5 FIB
EJE 3	EJE X			
Producto vectorial	Flexión-extensión			

Figura 15 Izquierda: Marcadores que componen el segmento muslo. La flecha azul corresponde al vector dirección (eje 1), mientras que la flecha verde es el vector perpendicular al plano (eje 2). Derecha: tabla que especifica los marcadores que fueron configurados en el sistema para que formen los ejes detallados en la primera columna

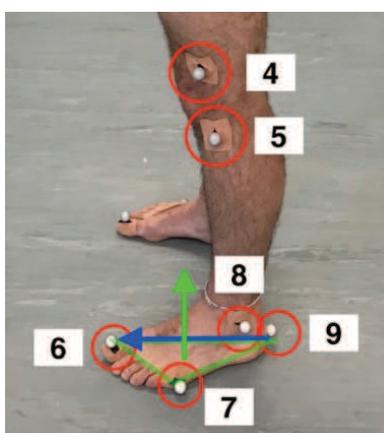
- Segmento: Pierna



SEGMENTO	PIERNA	PUNTO 1	PUNTO 2	PUNTO 3
EJE 1	EJE Y			
Vector dirección	Abducción-Adducción	8 MAL	5 FIB	
EJE 2	EJE Z			
Vector perpendicular al plano	Rotación interna-externa	8 MAL	5 FIB	4 ROD
EJE 3	EJE X			
Producto vectorial	Flexión-extensión			

Figura 16 Izquierda: Marcadores que componen el segmento pierna. La flecha azul corresponde al vector dirección (eje 1), mientras que la flecha verde es el vector perpendicular al plano (eje 2). Derecha: tabla que especifica los marcadores que fueron configurados en el sistema para que formen los ejes detallados en la primera columna

- Segmento: Pie



SEGMENTO	PIE	PUNTO 1	PUNTO 2	PUNTO 3
EJE 1	EJE Y			
Vector dirección	Abducción-Adducción	9 TAL	6 PUN	
EJE 2	EJE Z			
Vector perpendicular al plano	Rotación interna-externa	9 TAL	6 PUN	7 META
EJE 3	EJE X			
Producto vectorial	Flexión-extensión			

Figura 17 Izquierda: Marcadores que componen el segmento pie. La flecha azul corresponde al vector dirección (eje 1), mientras que la flecha verde es el vector perpendicular al plano (eje 2). Derecha: tabla que especifica los marcadores que fueron configurados en el sistema para que formen los ejes detallados en la primera columna



El software utilizado tiene la funcionalidad de realizar cálculos predefinidos en simultáneo con las mediciones tanto cinemáticas como de fuerza que se realizan del gesto (Tabla III). En este caso, se configuraron como variables de cálculo, ángulos de tobillo, rodilla y cadera, y la longitud del segmento virtual entre el marcador del tobillo (8 MAL) y del HAT (2 HAT), utilizados posteriormente en la simulación directa. Además se configuró el cálculo de ángulos entre los segmentos definiendo la Dirección 1 y Dirección 2 que representan los lados del ángulo a medir.

		¿QUÉ INCLUYE EL SEGMENTO?							
		1 punto	2 puntos	3 ó más puntos	SDR anatómico	Masa	CDM	Inercias	Productos de Inercia
¿ QUÉ ES NECESARIO PARA CALCULAR LAS VARIABLES ...?	Cinemática del Punto	■	■	■					
	Ángulos	■	■	■					
	Distancias	■	■	■					
	Cinemática del Sólido								
	Ángulos de Rotación			■	■				
	Velocidad Traslación			■	■				
	Velocidad Angular de Rotación			■	■				
	Energía								
	E Total			■	■	■	■	■	*
	E Potencial	■	■	■		■	■	■	
	E Cinética Total			■	■	■	■	■	*
	E Cinética de Traslación	■	■	■		■	■	■	
	E Cinética de Rotación			■	■	■	■	■	*
	Cantidad de Movimiento	■	■	■		■	■	■	
	Momento Cinético			■	■	■	■	■	*
			■ =NECESARIO			■ =OPCIONAL			

Tabla III Cálculos que el software permite realizar y qué parámetros se debe proveer a cada uno para el cálculo de variables. Extraída de Instituto de Biomecánica de Valencia, n.d.

PROTOCOLO Y MEDICIÓN DEL SALTO

Para la realización de las mediciones en el Laboratorio de Biomecánica del CAU, se definieron una serie de criterios y pautas para que los gestos que realizaran los sujetos sigan un mismo lineamiento y resulten en saltos estandarizados y comparables. Los mismos se describieron de manera extensiva en el *Anexo I: Protocolo de salto*.



Los sujetos fueron informados acerca del objetivo del presente proyecto y una vez que autorizaron su participación en el mismo se les detallaron las indicaciones de cómo realizar el salto. Se le colocaron los marcadores en las posiciones anatómicas detalladas anteriormente y se calibró el software Kinescan/IBV para poder tomar las mediciones (Figura 18).

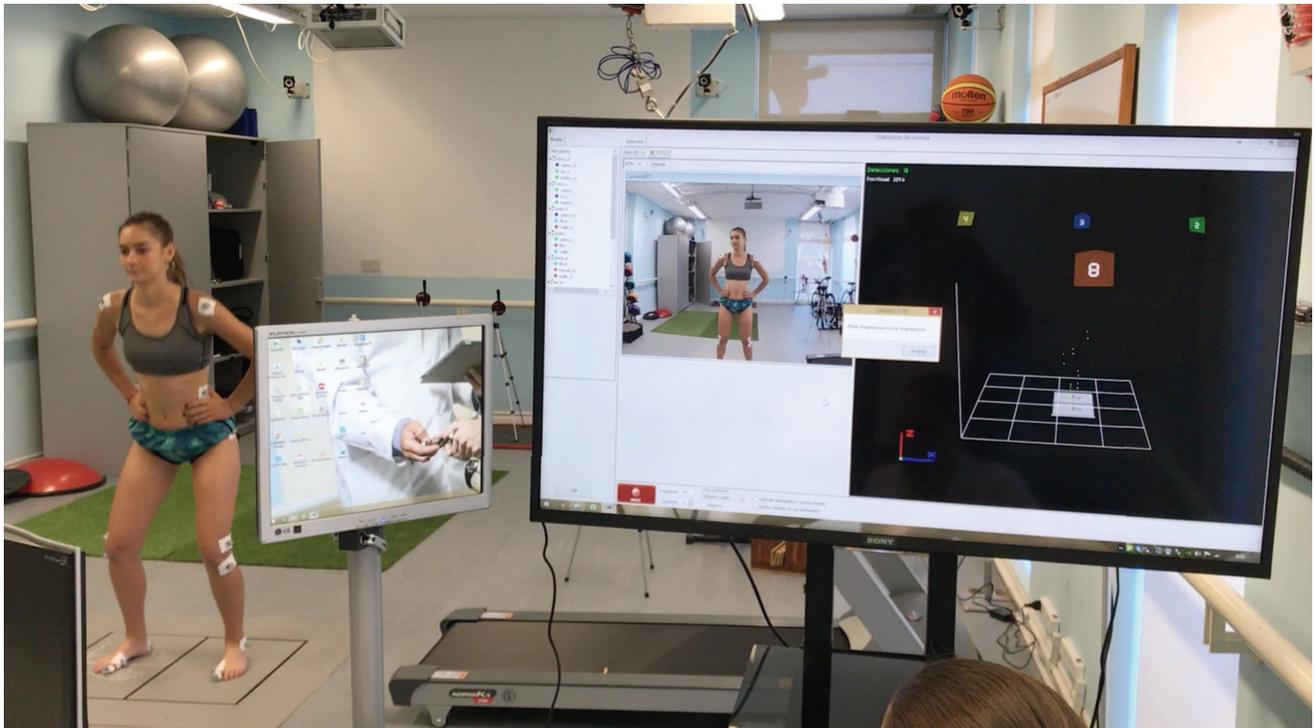


Figura 18 Imagen de uno de los sujetos en preparación para realizar el salto, junto con la visualización de los marcadores desde el software Kinescan/IBV.

El proceso de medición se repitió al menos dos veces con cada uno de los sujetos, asegurando obtener al menos una medición correcta de cada uno para que pueda ser luego analizada. Se consideró correcta una medición cuando la gráfica preliminar de la reacción del suelo observada desde el sistema respetó la morfología esperada, y todos los marcadores fueron reconocidos por la cámara a lo largo de todo el gesto sin interrupciones. Por último, se realizó la exportación de las mediciones cinemáticas y de fuerza en formato de texto plano (.txt) según lo habilita el software.

PARTICIPANTES DE LA MEDICIÓN

Los sujetos que participaron en las mediciones en el laboratorio del CAU cumpliendo con el protocolo propuesto fueron 11 estudiantes de la carrera de Profesorado de Educación Física, 7 de género masculino y 4 de género femenino (Tabla IV). El rango etario fue entre 20 y 27 años, con un promedio de 24 años. Todos los sujetos practicaban deportes variados como fútbol, rugby, natación y danzas. Cinco de los sujetos tienen



pierna dominante Izquierda, y los seis restantes pierna dominante derecha. Respecto al peso de los sujetos, en el caso del sexo masculino fue en promedio de $71,13 \text{ kg} \pm 1,8 \text{ kg}$, mientras que en el caso de las mujeres el promedio fue de $56,95 \text{ kg} \pm 6,0 \text{ kg}$.

	Peso [kg]	Género	Edad	Pierna dominante	Deporte
Sujeto 1	72,96	M	25	Izquierda	Rugby
Sujeto 2	62,89	F	20	Derecha	Danzas
Sujeto 3	51,00	F	22	Derecha	Natación
Sujeto 4	71,48	M	25	Izquierda	Natación
Sujeto 5	72,96	M	25	Izquierda	Rugby
Sujeto 6	62,89	F	20	Derecha	Danzas
Sujeto 7	64,85	M	27	Izquierda	Fútbol
Sujeto 8	71,70	M	26	Derecha	Rugby
Sujeto 9	72,96	M	25	Izquierda	Rugby
Sujeto 10	71,00	M	27	Derecha	Fútbol
Sujeto 11	51,00	F	22	Derecha	Natación

Tabla IV Características de los sujetos que participaron.

II.II. ANÁLISIS DINÁMICO DEL GESTO

Parte del desarrollo del presente proyecto consiste en abordar la modelización del gesto de salto vertical mediante la técnicas de modelado directo e inverso. Para ello fue utilizado el software de programación comercial Matlab donde se programaron los modelos utilizados para obtener las métricas características del salto. A continuación se describen los modelos desarrollados junto con las variables de entrada y los elementos de salida de ellos.

MODELO: SIMULACIÓN DIRECTA

Para modelizar el gesto de salto vertical se diseñaron tres modelos que representan cada una de las fases del mismo. La fase de despegue se simula con un modelo masa-resorte, la fase de vuelo utiliza el modelo de tiro balístico y la fase de aterrizaje un modelo masa-resorte con amortiguamiento. El desarrollo fue implementado en la herramienta Simulink que forma parte del software comercial de programación



llamado Matlab. Se utilizaron diagramas en bloques para representar cada uno de los componentes de los modelos planteados.

FASE DESPEGUE: MODELO MASA-RESORTE

El modelo utilizado para la fase de despegue (ver Figura 5) corresponde a un sistema masa resorte con los siguientes parámetros de entrada:

- f_s [fps]: frecuencia de muestreo, en este caso de 250 fps
- m [kg]: masa calculada como el valor medio de la reacción vertical durante los primeros 50 instantes de medición, dividido el valor de gravedad
- y_0 [m]: altura inicial del marcador HAT en el eje vertical en el instante Inicio
- v_0 [$\frac{m}{s}$]: velocidad inicial, calculada como la derivada de la posición en el instante de inicio
- l_0 [m]: longitud del resorte, calculada como la longitud del segmento HAT – MAL en el instante de despegue (fin de la fase de apoyo – comienzo fase de vuelo)
- Δl [m]: distancia entre la longitud l_0 y la altura y_0 , distancia recorrida por el centro de masa durante esta fase
- l_u [m]: longitud del resorte sin carga
- k [$\frac{N}{m}$]: constante del resorte

El modelo desarrollado en Simulink es el siguiente Figura 19:

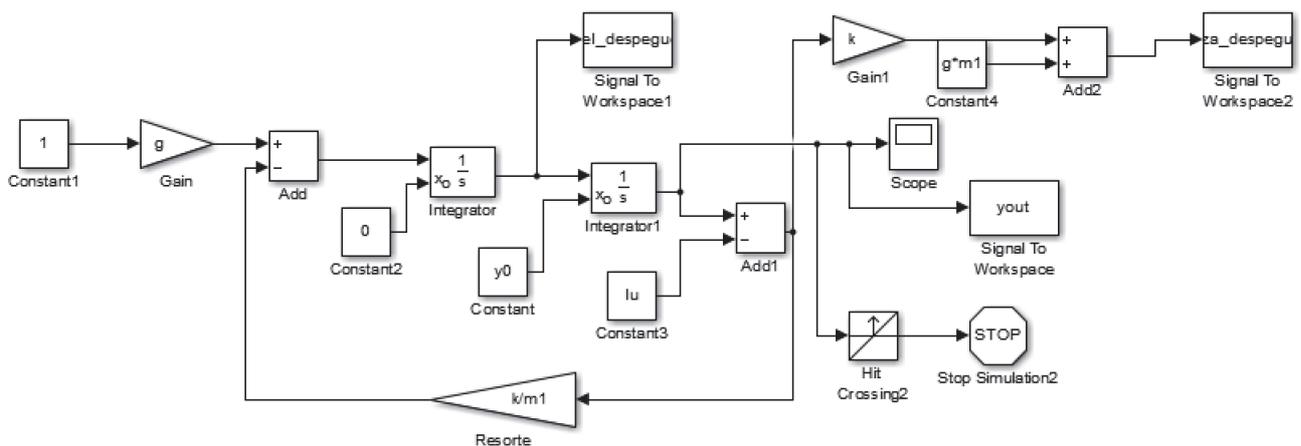


Figura 19 Modelo de bloques Simulink que representa la del modelo masa resorte



FASE VUELO: TIRO BALÍSTICO

En el caso de la fase de vuelo representada a través del modelo de tiro balístico (ver Figura 6), los parámetros necesarios son:

- $y_0[m]$: altura inicial del marcador HAT en el eje vertical en el instante Despegue. Coincide con la altura final de la fase anterior
- $v_0[\frac{m}{s}]$: velocidad inicial calculada como la derivada primera de la posición en el instante de Despegue

El modelo Simulink en este caso es el siguiente Figura 20:

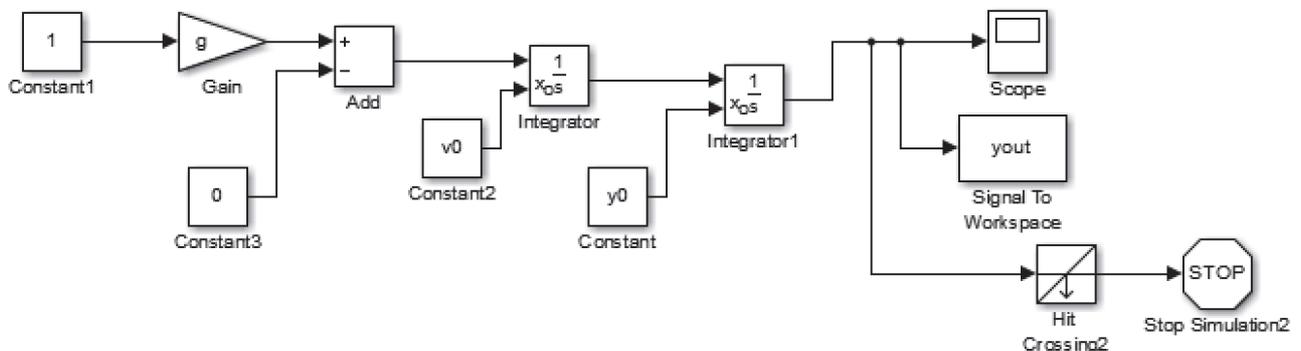


Figura 20 Modelo de bloques Simulink que representa la ecuación de tiro balístico

FASE ATERRIZAJE: MODELO MASA-RESORTE AMORTIGUADO

Los parámetros utilizados en el modelo masa resorte-amortiguado para la fase final de aterrizaje (ver Figura 7) son los siguientes:

- $y_0 [m]$: altura inicial de esta fase. Es la altura final de la fase anterior (fase de vuelo), que coincide con la posición de HAT en el instante del aterrizaje o primer contacto con el suelo
- $v_0[\frac{m}{s}]$: velocidad inicial calculada como la derivada primera de la posición en el instante de Aterrizaje, es decir, de apoyo con el suelo
- k : constante del resorte
- $l_u[m]$: longitud del resorte sin carga
- b : constante de amortiguamiento

El diagrama en bloques del modelo Simulink en este caso es el siguiente Figura 21:

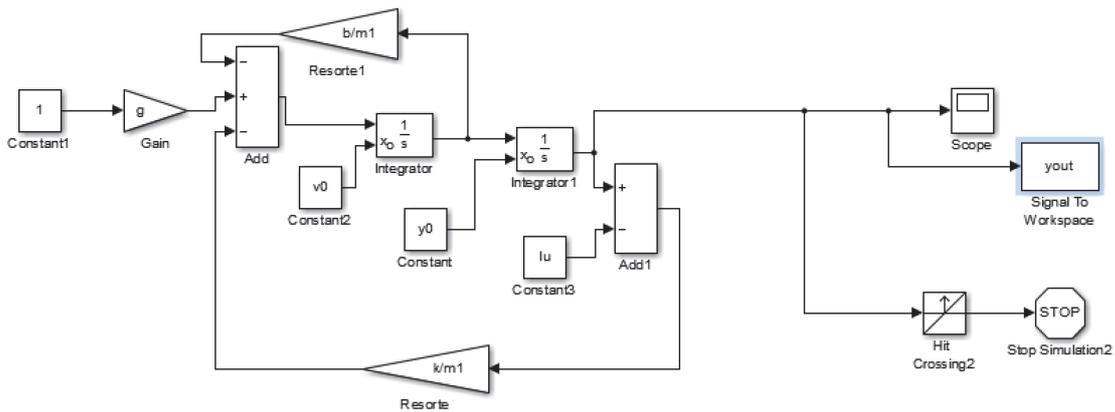


Figura 21 Modelo de bloques Simulink fase aterrizaje, modelo masa resorte amortiguado

MODELO: DINÁMICA INVERSA

El modelo de dinámica inversa tiene como objetivo el cálculo de fuerzas de reacción, momento y potencia en las articulaciones que participan del movimiento: tobillo, rodilla y cadera a partir de las variables cinemáticas y fuerzas de reacción del suelo. Con este objetivo, se desarrolló una función en Matlab que realice estos cálculos para luego proveer esta información al usuario final.

Los segmentos y articulaciones se definieron según los siguientes marcadores Figura 22:

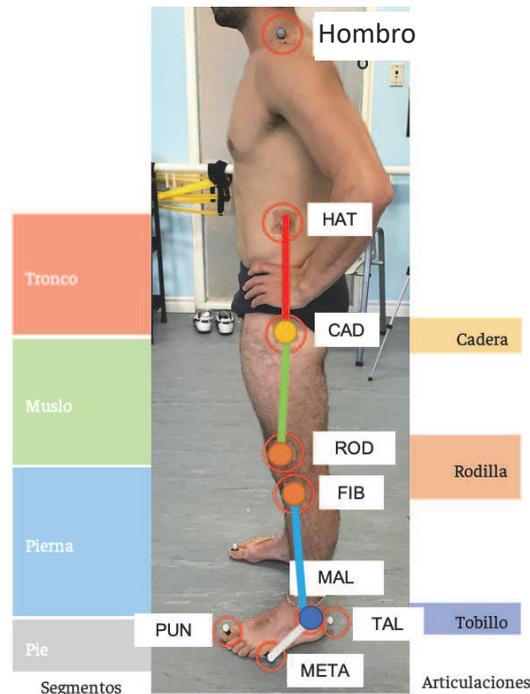


Figura 22 Puntos anatómicos utilizados para definir los segmentos



A partir del sistema de ecuaciones VII, VIII y IX, se derivan estos tres conjuntos de ecuaciones, uno para cada segmento:

SEGMENTO: PIE

$$\sum f_{x\ pie} = m_{pie} \cdot a_{x\ pie} = R_{x\ tobillo} - R_{x\ suelo} \quad \text{X}$$

$$\sum f_{y\ pie} = m_{pie} \cdot a_{y\ pie} = R_{y\ tobillo} - R_{y\ suelo} - m_{pie} \cdot g \quad \text{XI}$$

$$\begin{aligned} \sum \vec{M}_{pie} &= I_{pie} \cdot \alpha_{z\ pie} \\ &= M_{z\ tobillo} + R_{x\ suelo} \cdot d_{y\ CoMd} + R_{y\ suelo} \cdot d_{x\ CoMd} - R_{x\ tobillo} \cdot d_{y\ CoMp} - R_{y\ tobillo} \\ &\quad \cdot d_{x\ CoMp} \end{aligned} \quad \text{XII}$$

Despejando incógnitas:

$$R_{y\ tobillo} = m_{pie} \cdot a_{y\ pie} + R_{y\ suelo} + m_{pie} \cdot g \quad \text{XIII}$$

$$R_{x\ tobillo} = m_{pie} \cdot a_{x\ pie} + R_{x\ suelo} \quad \text{XIV}$$

$$\begin{aligned} M_{z\ tobillo} &= I_{pie} \cdot \alpha_{z\ pie} - R_{x\ suelo} \cdot d_{y\ CoMd} - R_{y\ suelo} \cdot d_{x\ CoMd} + R_{x\ tobillo} \cdot d_{y\ CoMp} + R_{y\ tobillo} \\ &\quad \cdot d_{x\ CoMp} \end{aligned} \quad \text{XV}$$

El coeficiente antropométrico que determina la proporción del pie respecto a la masa total es de 0.0145 y el radio de giro del pie es de 0.475. (Winter, 2009)

SEGMENTO: PIERNA

$$\sum f_{x\ pierna} = m_{pierna} \cdot a_{x\ pierna} = R_{x\ rodilla} - R_{x\ tobillo} \quad \text{XVI}$$

$$\sum f_{y\ pierna} = m_{pierna} \cdot a_{y\ pierna} = R_{y\ rodilla} - R_{y\ tobillo} - m_{pierna} \cdot g \quad \text{XVII}$$

$$\begin{aligned} \sum \vec{M}_{pierna} &= I_{pierna} \cdot \alpha_{z\ pierna} \\ &= M_{z\ rodilla} - M_{z\ tobillo} + R_{x\ tobillo} \cdot d_{y\ CoMd} + R_{y\ tobillo} \cdot d_{x\ CoMd} - R_{x\ rodilla} \cdot d_{y\ CoMp} \\ &\quad - R_{y\ rodilla} \cdot d_{x\ CoMp} \end{aligned} \quad \text{XVIII}$$



Despejando incógnitas:

$$R_{x \text{ rodilla}} = m_{\text{pierna}} \cdot a_{x \text{ pierna}} + R_{x \text{ tobillo}} \quad \text{XIX}$$

$$R_{y \text{ rodilla}} = m_{\text{pierna}} \cdot a_{y \text{ pierna}} + R_{y \text{ tobillo}} + m_{\text{pierna}} \cdot g \quad \text{XX}$$

$$M_{z \text{ rodilla}} = I_{\text{pierna}} \cdot \alpha_{z \text{ pierna}} + M_{z \text{ tobillo}} - R_{x \text{ tobillo}} \cdot d_{y \text{ CoMd}} - R_{y \text{ tobillo}} \cdot d_{x \text{ CoMd}} + R_{x \text{ rodilla}} \cdot d_{y \text{ CoMp}} + R_{y \text{ rodilla}} \cdot d_{x \text{ CoMp}} \quad \text{XXI}$$

El coeficiente antropométrico que determina la proporción de la pierna respecto a la masa total es de 0.0465 y el radio de giro del pie es de 0.302. (Winter, 2009)

SEGMENTO: MUSLO

$$\sum f_{x \text{ muslo}} = m_{\text{muslo}} \cdot a_{x \text{ muslo}} = R_{x \text{ cadera}} - R_{x \text{ rodilla}} \quad \text{XXII}$$

$$\sum f_{y \text{ muslo}} = m_{\text{muslo}} \cdot a_{y \text{ muslo}} = R_{y \text{ cadera}} - R_{y \text{ rodilla}} - m_{\text{muslo}} \cdot g \quad \text{XXIII}$$

$$\begin{aligned} \sum M_{\text{muslo}} &= I_{\text{muslo}} \cdot \alpha_{z \text{ muslo}} \\ &= M_{z \text{ cadera}} - M_{z \text{ rodilla}} + R_{x \text{ rodilla}} \cdot d_{y \text{ CoMd}} + R_{y \text{ rodilla}} \cdot d_{x \text{ CoMd}} - R_{x \text{ cadera}} \cdot d_{y \text{ CoMp}} \\ &\quad - R_{y \text{ cadera}} \cdot d_{x \text{ CoMp}} \end{aligned} \quad \text{XXIV}$$

Despejando incógnitas:

$$R_{x \text{ cadera}} = m_{\text{muslo}} \cdot a_{x \text{ muslo}} + R_{x \text{ rodilla}} \quad \text{XXV}$$

$$R_{y \text{ cadera}} = m_{\text{muslo}} \cdot a_{y \text{ muslo}} + R_{y \text{ rodilla}} + m_{\text{muslo}} \cdot g \quad \text{XXVI}$$

$$M_{z \text{ cadera}} = I_{\text{muslo}} \cdot \alpha_{z \text{ muslo}} + M_{z \text{ rodilla}} - R_{x \text{ rodilla}} \cdot d_{y \text{ CoMd}} - R_{y \text{ rodilla}} \cdot d_{x \text{ CoMd}} + R_{x \text{ cadera}} \cdot d_{y \text{ CoMp}} + R_{y \text{ cadera}} \cdot d_{x \text{ CoMp}} \quad \text{XXVII}$$

El coeficiente antropométrico que determina la proporción del muslo respecto a la masa total es de 0.1 y el radio de giro del muslo es de 0.302. (Winter, 2009)

II.III. SOFTWARE DESARROLLADO

Con el objetivo de presentar al usuario los resultados y toda la información obtenida de una manera amigable, parte del presente trabajo consistió en armar una interfaz capaz de solicitar la información inicial



requerida, ejecutar los procesos necesarios para utilizar los modelos previamente mencionados y exponer los datos calculados de manera ordenada y comprensible. Ésta fue desarrollada en GUI, el entorno de desarrollo de interfaces visuales de Matlab. En el *Anexo II: Interfaz visual: guía de uso* se detallan los requisitos necesarios para realizar un análisis desde el software así como también el paso a paso para obtener los resultados del mismo.

El procesamiento que realiza el software se puede describir en cuatro instancias:

- Pre-procesamiento de datos ingresados: se realiza un conjunto de transformaciones y cálculos previos que disponibiliza la información necesaria para la instancia siguiente de simulación. Estos cálculos se basan en la información cinemática y dinámica ingresada por el usuario correspondiente a las mediciones que desea analizar.
- Ejecución de la simulación de los modelos biomecánicos.
- Visualización de resultados.

Para la instancia de pre-procesamiento de datos ingresados, en primer lugar se asigna cada una de las columnas del archivo a una variable con un nombre representativo. Con los datos de dinámica provenientes de la plataforma de fuerza se calcula por trigonometría la reacción vectorial y luego se le aplica un filtro de media móvil cuya respuesta es equivalente a la de un filtro pasa bajos (Low Pass Filter) para disminuir artefactos y ruidos propios de la medición. Otro cálculo intermedio que se realiza en esta instancia es el cálculo de la masa del sujeto que se toma en base al valor promedio de la reacción del suelo medida en los primeros 50 instantes, dividido por la gravedad.

En el caso de simulación directa, el instante Inicio que indica el comienzo del gesto también es identificado y se define como el primer instante donde la posición del marcador HAT_y es mínima. Es necesario reconocer este instante característico del salto ya que es utilizado para realizar cálculos de condiciones iniciales en las simulaciones, así como también para estandarizar el comienzo del conjunto de mediciones analizadas. Para establecerlo se registra el momento en el cual figura el mínimo de la posición del marcador HAT_y, analizando el subconjunto de instantes desde el comienzo de las mediciones hasta el máximo de esta misma variable (Gráfico 2). Se requiere definir este subconjunto dado que por la morfología de la curva a lo largo de este gesto, existe la posibilidad de que el valle generado en el aterrizaje sea un mínimo aún menor al del Inicio. Si se eligiera incorrectamente el segundo valle como instante de inicio las condiciones iniciales no se corresponderían con las reales e impactaría en resultados erróneos en las simulaciones. Dada la criticidad mencionada de la correcta identificación del instante Inicio, la interfaz cuenta con una validación en la que solicita al usuario confirmar que el instante seleccionado es el correcto.



De no serlo se le brinda al usuario la posibilidad de modificarlo. Para más detalle referirse a *Anexo II: Interfaz visual: guía de uso*.

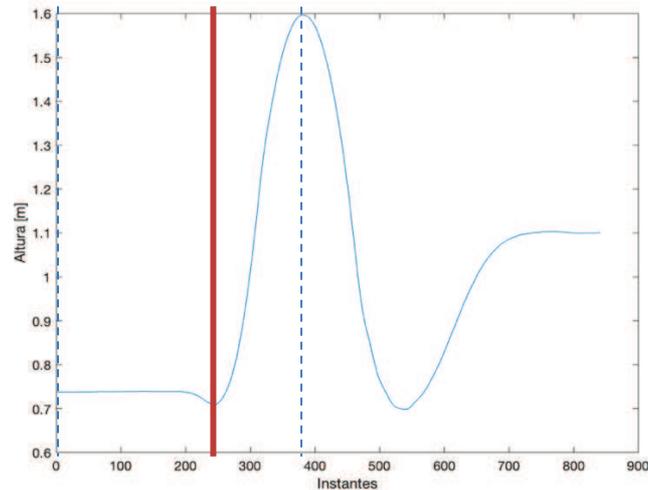


Gráfico 2 Ejemplo de una medición de pierna derecha de un sujeto. En línea punteada se muestra el inicio y fin del subconjunto tomado para encontrar el instante Inicio, marcado con una línea sólida en rojo.

Con el fin de que las mediciones analizadas sean comparables, los datos se presentan normalizados en el eje del tiempo. Para ello se realiza una interpolación de cada vector de resultados a un número fijo de 100 instantes, luego de la cual todas las mediciones poseen la misma cantidad de puntos entre el instante Inicio y el fin del gesto de salto vertical. Por lo tanto, en el eje de abscisas se el porcentaje del ciclo, inicio (0%) y fin del gesto (100%) como una proporción respecto al total de instantes. En el caso de simulación inversa, con el mismo objetivo de comparar los resultados de distintos sujetos, la gráfica de Momento está también normalizada en peso y altura.

Los resultados son presentados en la interfaz visual ordenados en dos secciones verticales: modelo directo del lado izquierdo e inverso del lado derecho de la pantalla (Figura 23). La tabla en la parte inferior de modelo directo indica en el nombre de la fila la métrica que se muestra. Las métricas disponibles tanto para la fase de despegue como para la de aterrizaje están relacionadas a las fuerzas de reacción que son utilizadas para calcular las constantes de resortes en las fases de despegue y aterrizaje:

- Reacción máxima promedio: valor de reacción máximo del promedio de mediciones analizadas, tanto pierna derecha como izquierda
- Reacción máxima pierna derecha: valor de reacción máximo del promedio de mediciones analizadas para pierna derecha



- Reacción máxima pierna izquierda: valor de reacción máximo del promedio de mediciones analizadas para pierna izquierda
- Reacción máxima pierna derecha vs izquierda: diferencia porcentual entre las dos métricas anteriores
- Altura máxima promedio: altura máxima alcanzada del promedio de las mediciones analizadas

En la columna “Total” siempre se va a mostrar cada métrica para el total de archivos seleccionados. Si luego el usuario quisiera obtener las mismas métricas para una medición en particular debe seleccionar la misma en el desplegable “Archivo” y al presionar el botón “Actualizar” se completarán los datos en la columna “Archivo elegido”. Asimismo, en la columna “Diferencia” se completan las diferencias porcentuales correspondientes a la variación entre ambas columnas pudiendo comparar así una medición particular versus el total de los archivos.

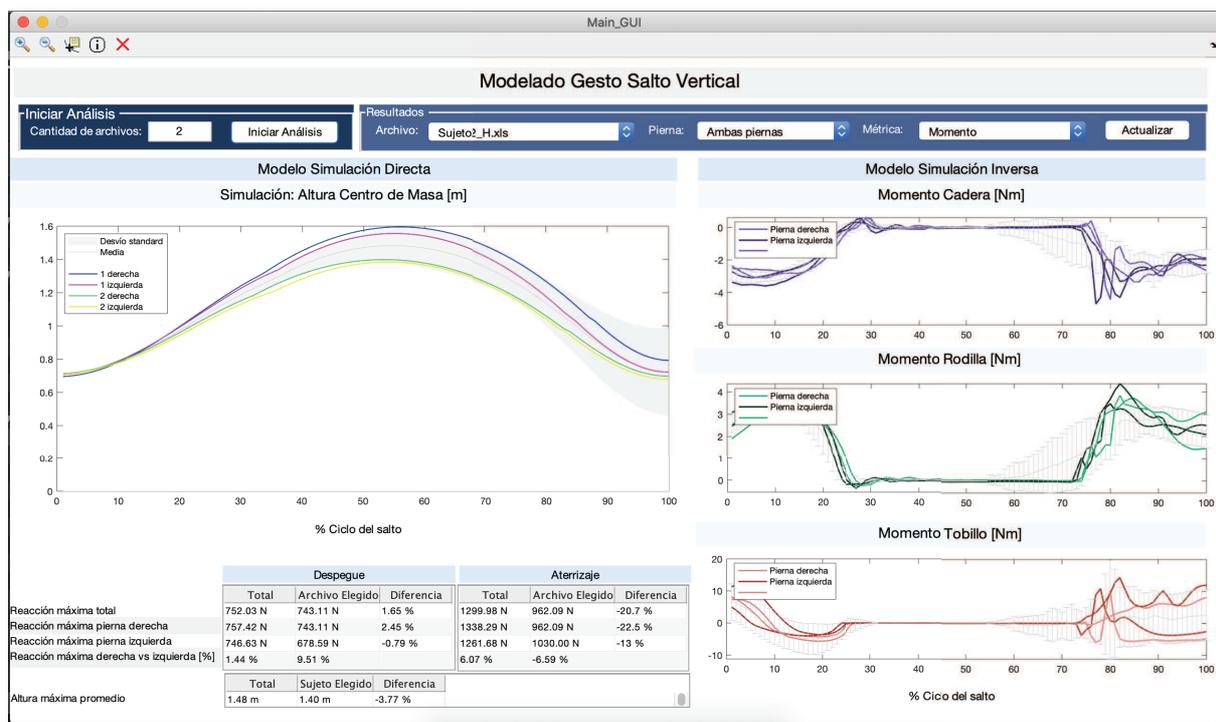


Figura 23 Ejemplo de pantalla de resultados

Al modificar los combos desplegables en la sección Resultados, se puede personalizar la visualización según lo desee el usuario (Figura 24):



Figura 24 Recuadro Resultados con configuración de visualización



- Archivo: permite mostrar resultados de todos los archivos en simultáneo (si se selecciona “Todos”) o algún archivo en particular al seleccionar su nombre en el listado.
- Pierna: permite seleccionar si se visualiza sólo la pierna derecha, la izquierda o ambas en simultáneo.
- Métrica: este selector sólo aplica para los gráficos de modelo inverso, permite seleccionar entre distintas métricas, entre ellas ángulos y momentos. En el Anexo II: Interfaz visual: guía de uso se detalla el listado completo de métricas.

El usuario puede cambiar las selecciones cuantas veces necesite, pudiendo realizar cualquier combinación entre las opciones mencionadas. Notar que para aplicar cualquier cambio realizado en las opciones desplegadas se debe presionar el botón “Actualizar” para que actualice los gráficos con la información solicitada.

Cabe destacar que la nomenclatura a lo largo de toda la herramienta hace referencia a “Archivos” y no a “Sujetos” ya que una utilidad que se le puede dar al software es seleccionar distintas mediciones para un mismo sujeto y comparar, por ejemplo, la evolución en el tiempo del mismo.

La interfaz visual desarrollada que agrupa los entregables del presente proyecto fue exportada para que el usuario pueda instalarla en la computadora en la que realizará el análisis. Dada la naturaleza del empaquetado de aplicaciones en Matlab, es necesario que el usuario previamente descargue e instale MATLAB Runtime versión 2019b del sitio web <https://www.mathworks.com/products/compiler/matlab-runtime.html>. La entrega consta de un archivo de extensión .dmg para que la aplicación pueda ser instalada y utilizada de acuerdo a la guía de uso detallada en el *Anexo II: Interfaz visual: guía de uso*.



III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presentan los resultados de las simulaciones directa e inversa para las mediciones realizadas. Se proponen distintos tipos de análisis en base a curvas extraídas de la información procesada a modo de validación del software desarrollado.

III.I. SIMULACIÓN DIRECTA

Luego de finalizada la ejecución de las simulaciones, en la pantalla de la interfaz visual se encuentra un sector dedicado al modelo de simulación directa en el que se puede observar un gráfico y una tabla (Figura 25). En el gráfico se representa con una línea sólida la simulación de la altura -expresada en metros- del centro de masa de cada archivo de mediciones que fue seleccionado para el análisis.

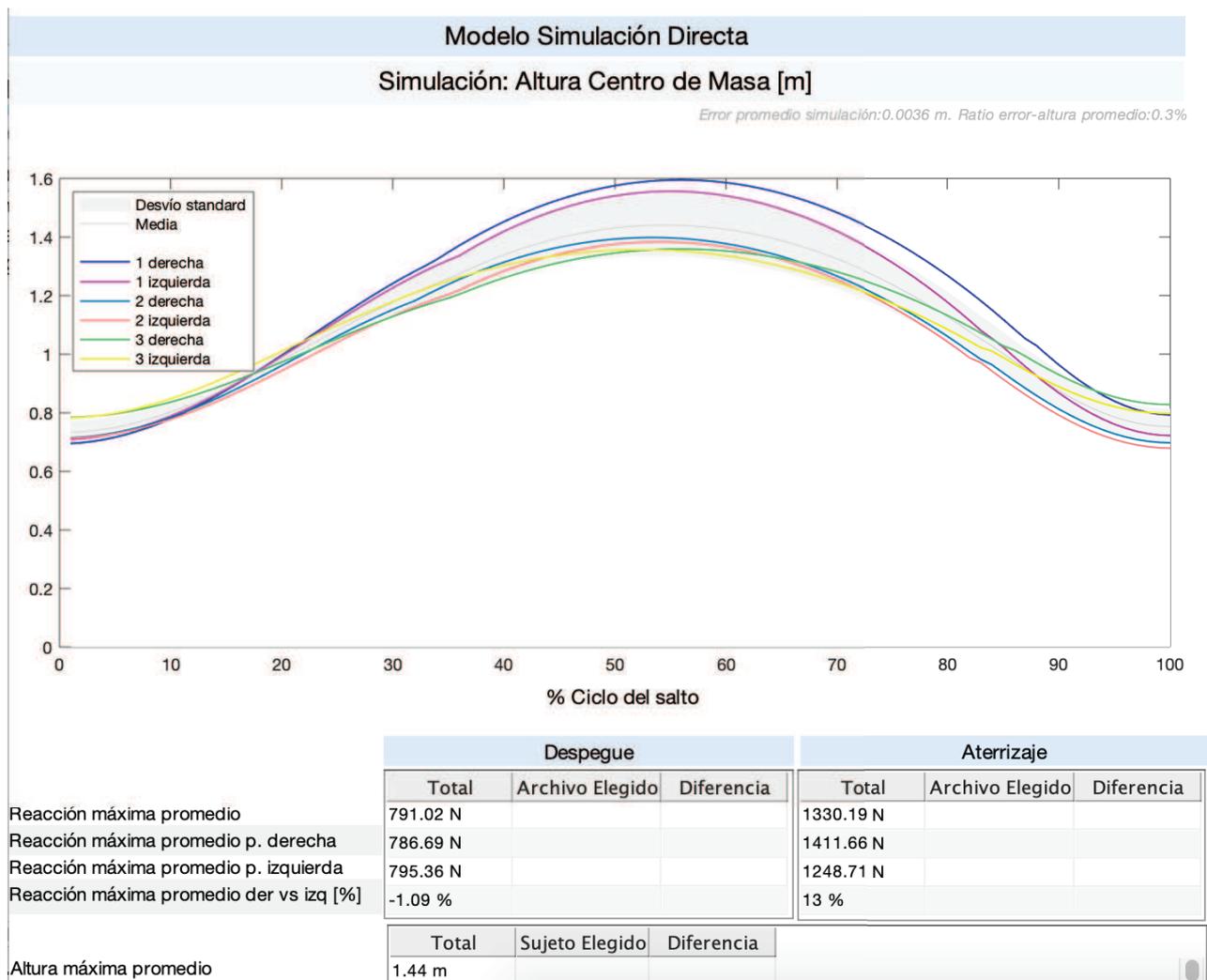


Figura 25 Sección Modelo Simulación Directa



Para cada sujeto se muestra el resultado de la simulación realizado con datos de pierna derecha y de pierna izquierda. Con una línea sólida gris se representa el promedio general de las alturas y el área que la acompaña representa una desviación estándar de las mediciones respecto al promedio de todas ellas. Esta es la gráfica inicial que se presenta inmediatamente luego de terminado el análisis. Se podrá elegir visualizar los datos de esta manera siempre y cuando en el recuadro “Resultados” en el desplegable “Archivo” esté seleccionado “Todos” (Figura 24). Si en dicho recuadro se selecciona un archivo en particular, como muestra la Figura 26, las líneas azules muestran la altura simulada y las barras de error corresponden a la diferencia respecto a la altura medida en cada instante.

El texto que se encuentra sobre el gráfico informa el error promedio general entre las simulaciones individuales y la posición real del marcador HAT_y, en metros. Este error es calculado como el promedio de las diferencias instante a instante entre la medición real y la altura simulada para el conjunto de mediciones que se esté analizando. El porcentaje representa la proporción de este error respecto a la altura promedio de las mediciones. Estos valores se pueden tomar como indicador de validez del modelo dado que un valor bajo indica que las simulaciones se ajustan correctamente a las mediciones realizadas.

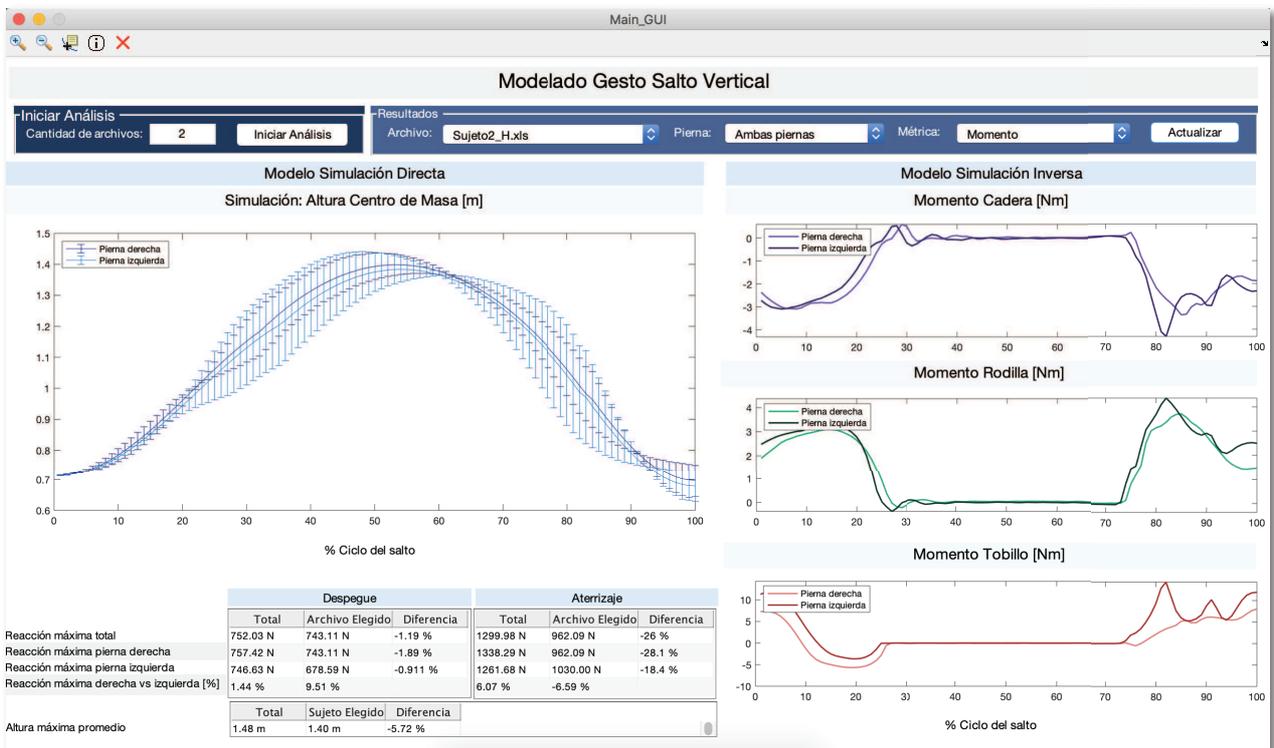


Figura 26 Ejemplo de selección de una medición en particular

A continuación se detalla un análisis de los resultados obtenidos al aplicar el modelo de simulación directa en las 11 mediciones que se tomaron. En primer lugar, en la siguiente figura se muestra el promedio



de las diferencias entre la altura simulada y la posición real del marcador HAT_y para pierna derecha e izquierda (Gráfico 3).

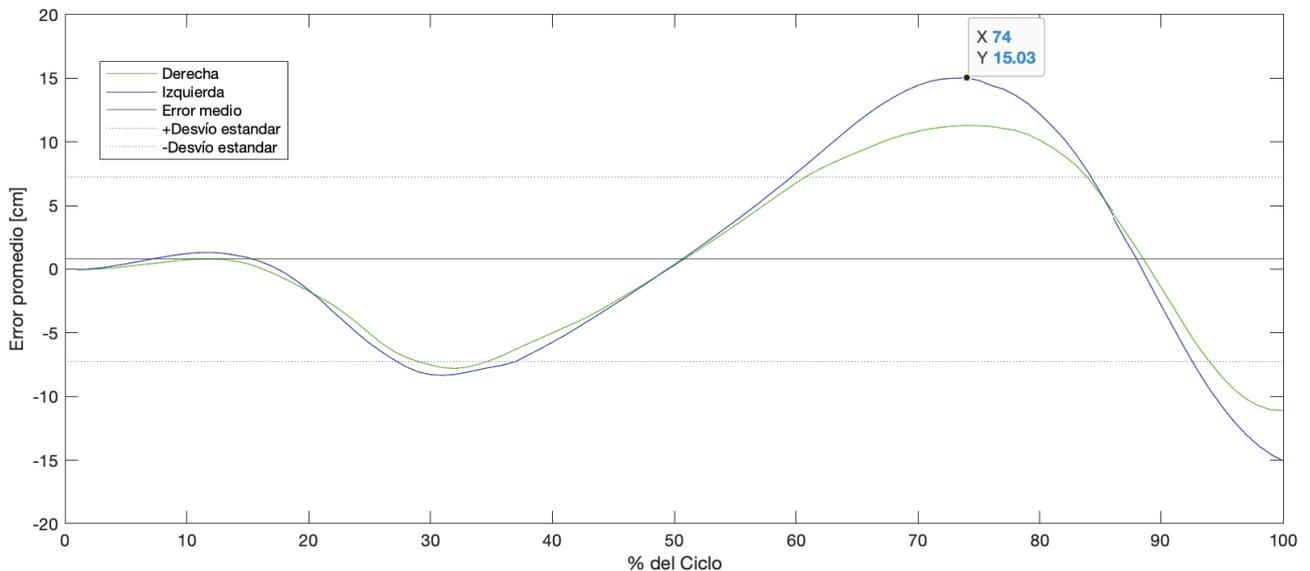


Gráfico 3 Promedio de las diferencias entre la simulación y la medición real del marcador HAT_y. Notar que la mayor diferencia se presenta pasado el 70% del ciclo del salto, que corresponde a la fase de aterrizaje.

Mientras que el error medio es de 0.8 cm, se puede observar que posee una gran variabilidad dado que el desvío estándar es de 7.2 cm. La máxima diferencia es de 15.03 cm, en el instante correspondiente al 74% del ciclo, que forma parte de la fase de aterrizaje, siendo similar tanto para pierna derecha como izquierda. Si se excluyen las dos mediciones con mayor variación en la última fase, la diferencia promedio baja a 11 cm. Dado que la transición entre la fase de vuelo y la de aterrizaje es altamente heterogénea entre las mediciones, los tiempos de vuelo varían entre ellas, lo que resulta en distinta duración de la fase de apoyo. Esto implica que el aumento en el error hacia el final del gesto esté dado por el desfasaje para cada medición del inicio y duración de la última fase.

Otra validación realizada corresponde al error promedio entre la altura simulada y la altura real de cada medición diferenciando la pierna dominante de cada sujeto (Gráfico 4). En este caso se observa que en 7 de las 11 mediciones la pierna dominante tiene menor error que la no dominante. Además, se puede identificar claramente las dos mediciones *outliers* que tienen un error superior a ± 5 cm (límite marcado en línea punteada).

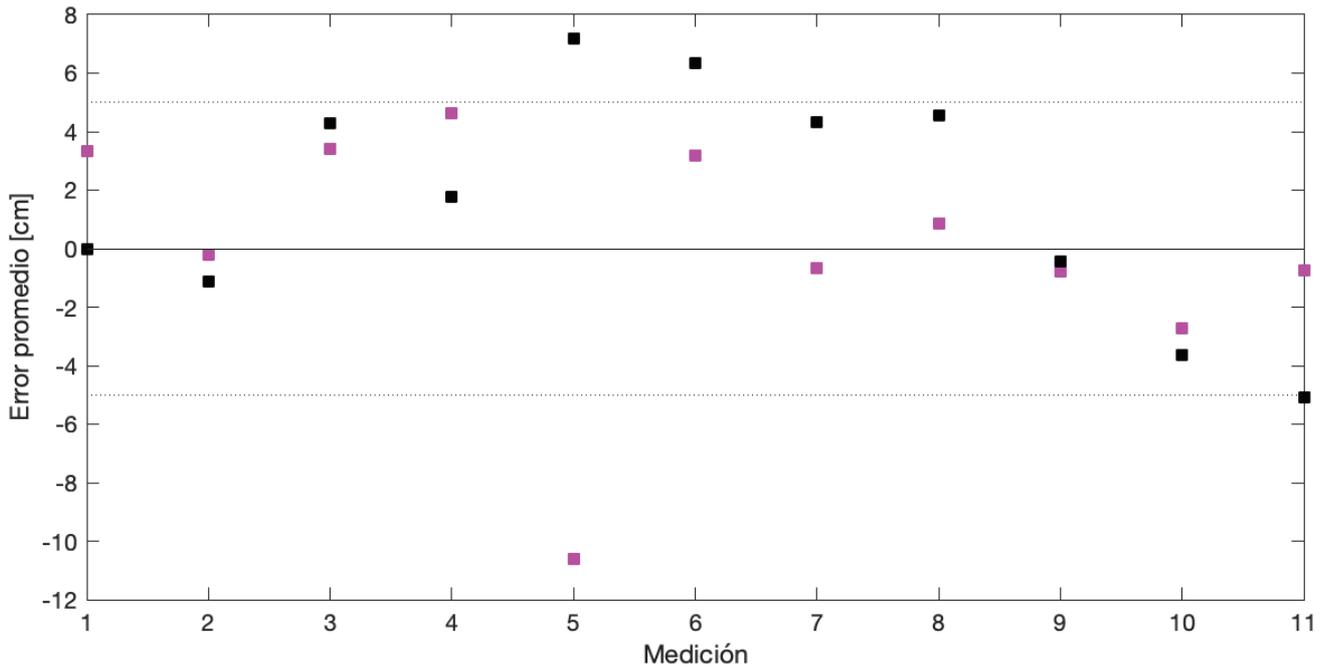


Gráfico 4 Error promedio en la altura simulada respecto a la altura real medida, con distinción entre pierna dominante (rosa) y no dominante (negro). El eje de abscisas es discreto indicando cada una de las mediciones, mientras que el eje de ordenadas corresponde al error promedio mencionado.

Con el objetivo de buscar correlación entre el error promedio de cada medición y características físicas de los sujetos, se realizaron los gráficos de dispersión de la altura (Gráfico 5), el peso (Gráfico 6) y la edad (Gráfico 7). Sin embargo, no se encontró relación entre las variables mencionadas en la muestra limitada de mediciones con las que se cuenta en este análisis.

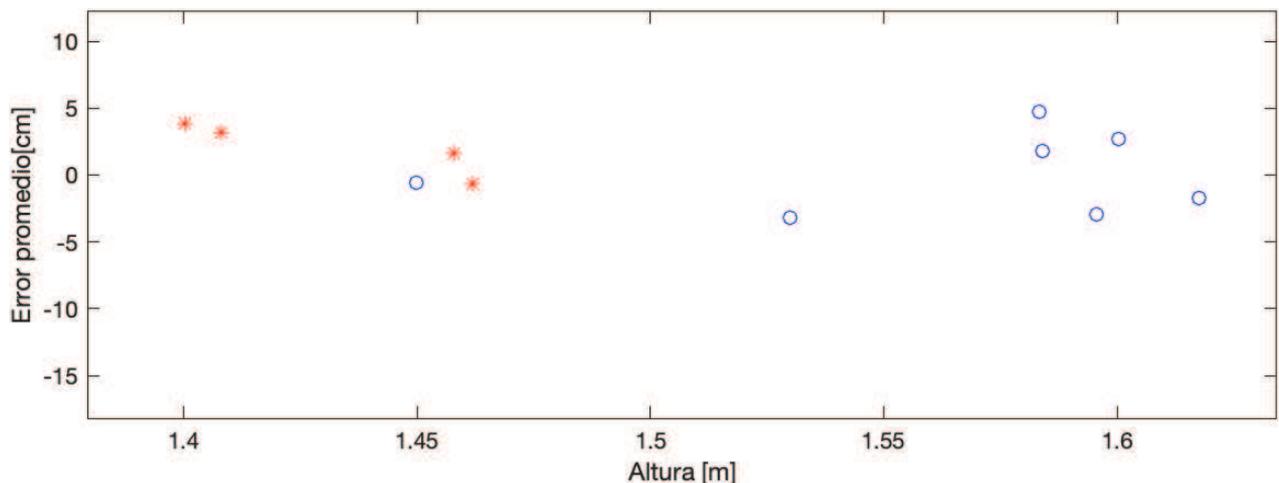


Gráfico 5 Gráfico de dispersión de las variables Error promedio (eje y) y Altura (eje x). Los círculos azules (o) corresponden a mediciones de hombres, mientras que los asteriscos rojos (*) a mujeres. Notar que no se manifiesta a simple vista una correlación marcada entre las variables mencionadas.

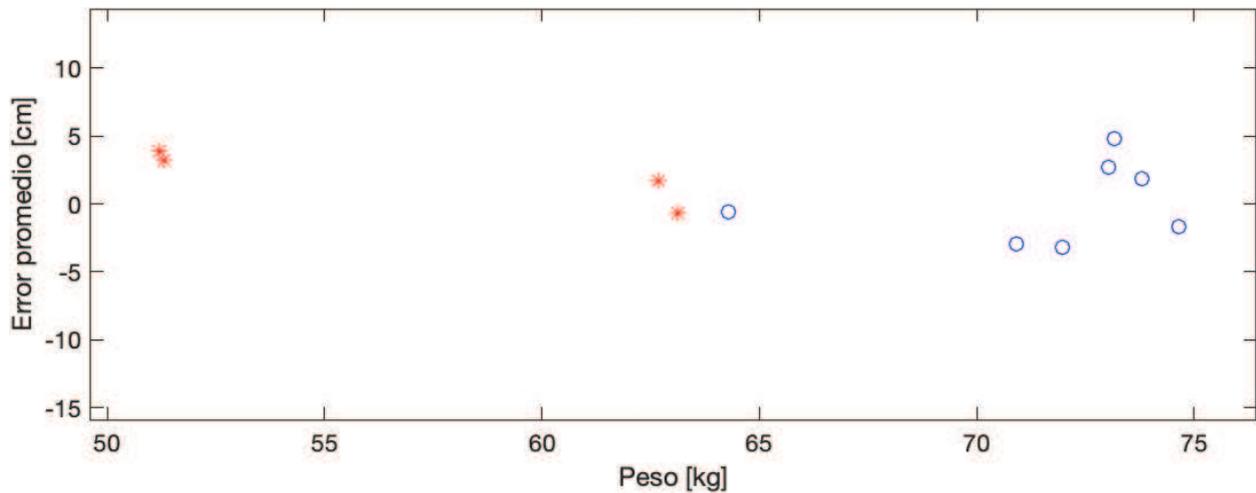


Gráfico 6 Gráfico de dispersión de las variables Error promedio (eje y) y Peso (eje x). Los círculos azules (o) son mediciones de hombres, mientras que los asteriscos rojos (*) de mujeres. Notar que no se manifiesta a simple vista una correlación marcada entre las variables mencionadas.

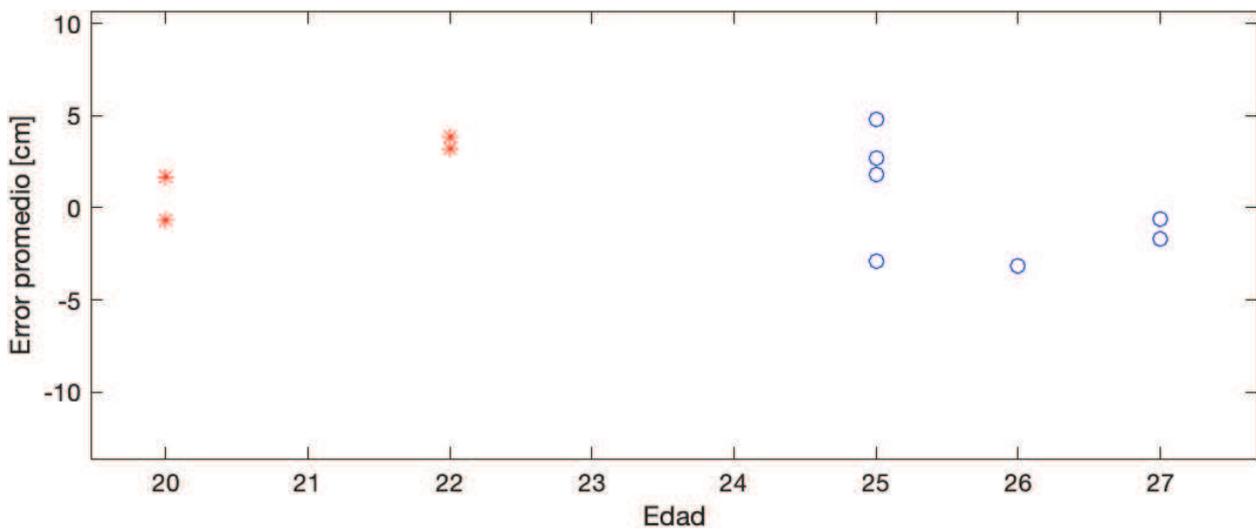


Gráfico 7 Gráfico de dispersión de las variables Error promedio (eje y) y Edad (eje x). Los círculos azules (o) son mediciones de hombres, mientras que los asteriscos rojos (*) de mujeres. Notar que no se manifiesta a simple vista una correlación marcada entre las variables mencionadas.

La constante de resorte k de despegue se obtiene por medio de la división entre la variación en la reacción del suelo y el desplazamiento del marcador HAT_y donde se estima la posición del centro de masa. Tanto el modelo de la fase de despegue como el de aterrizaje poseen componentes elásticas por lo que se realiza el cálculo para ambas contantes. Durante la fase de despegue, el numerador se calcula como la diferencia entre la reacción máxima y mínima de la fase de despegue, mientras que el denominador como la diferencia de longitud entre el resorte en el instante Inicio y el resorte sin carga. Este último se toma en el instante Despegue ya que el sujeto se encuentra con las extremidades inferiores extendidas y representa la



longitud real del segmento virtual entre el centro de masa y el suelo. La constante de resorte k en el aterrizaje se calcula también como la diferencia entre la reacción máxima y mínima de la fase, pero en este caso dividido por la diferencia de longitud entre el resorte sin carga y la longitud del resorte en el instante de mínima reacción del suelo. La Tabla V muestra una comparación entre la constante de resorte k de despegue y de aterrizaje para cada una de las mediciones para pierna derecha e izquierda. Realizar la comparación de constante de resorte entre ambas fases da pauta de cómo se está desarrollando el gesto. Por ejemplo, que la constante elástica k de aterrizaje sea mucho mayor a la de despegue puede ser indicio de que durante la última fase no se está realizando una flexión de rodillas que amortigüe el impacto de manera correcta, resultando en un sujeto propenso a sufrir lesiones. En cambio, una constante de resorte k de aterrizaje más baja indica que el sujeto está realizando dicha fase con una flexión de rodillas adecuada.

	DERECHA			IZQUIERDA		
	k despegue	k aterrizaje	Δ	k despegue	k aterrizaje	Δ
Medición 1	1.455	4.040	178%	1.389	1.404	1%
Medición 2	2.090	5.018	140%	2.189	2.595	19%
Medición 3	1.407	1.184	-16%	1.106	995	-10%
Medición 4	1.316	1.492	13%	1.313	896	-32%
Medición 5	1.510	665	-56%	1.582	1.317	-17%
Medición 6	1.282	2.982	133%	1.289	2.649	105%
Medición 7	1.264	1.620	28%	1.429	1.121	-22%
Medición 8	1.349	2.584	92%	1.369	2.046	49%
Medición 9	1.701	2.252	32%	1.384	1.813	31%
Medición 10	2.099	3.711	77%	2.577	3.467	35%
Medición 11	2.073	9.858	376%	1.933	9.862	410%
Promedio	1.595	3.219	102%	1.596	2.560	60%
Desvío STD	339	2.566		448	2.552	

Tabla V Comparación de k despegue y k aterrizaje para pierna derecha e izquierda.

Haciendo el análisis desde la perspectiva de la diferencia de comportamiento entre pierna derecha e izquierda para cada una de las fases, se muestra en el Gráfico 8 el caso de la constante de resorte k de despegue y en el Gráfico 9 la constante elástica k de aterrizaje. Las constantes del resorte en la fase de despegue en general son similares para ambas piernas, pero hay casos particulares como las mediciones 3, 9 y 10 en los que se observa una leve compensación con pierna derecha para los primeros dos e izquierda para la última. Se puede observar que para el primer caso mencionado la pierna derecha es dominante con mayor constante de resorte k de despegue, mientras que en los otros dos casos la pierna no dominante es la que



tiene una constante de resorte k mayor. En el gráfico de constantes del resorte en fase de aterrizaje también son similares en líneas generales, notando compensaciones de fuerza con pierna derecha en las mediciones 1 y 2. En ambos casos la pierna dominante es la que tiene una constante elástica k de aterrizaje mayor, por lo tanto es la que realiza una fuerza mayor. Si se hiciera seguimiento de mediciones de un mismo sujeto, un análisis que podría resultar de utilidad es la evolución de la diferencia entre las constantes de resorte k de ambas piernas para determinar si hay cambios o si se mantiene esta compensación de fuerzas. A su vez, si se realizara el mismo análisis en un sujeto que posea una lesión en uno de sus miembros inferiores, una constante elástica k mayor en una pierna que en otra puede ser indicador de desbalance y podría sugerir la posibilidad de lesión en la pierna sobre exigida.

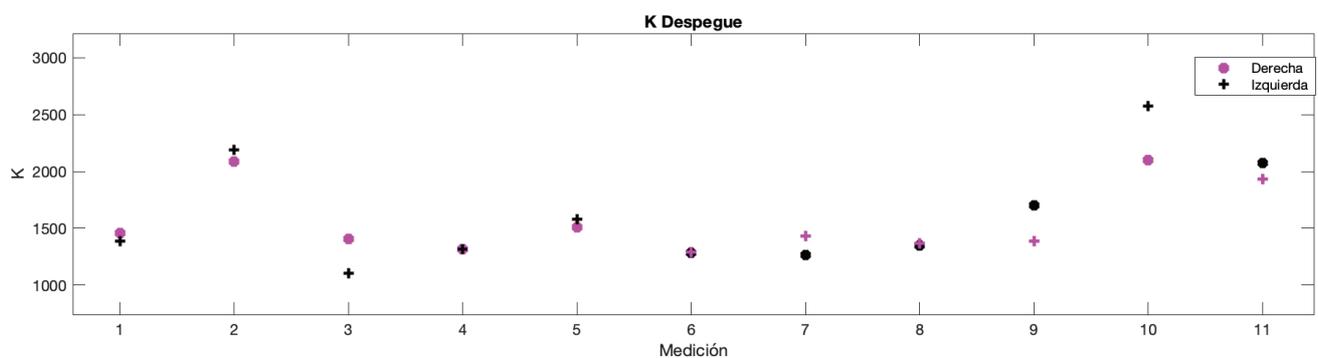


Gráfico 8 Constante del resorte k (eje y) de despegue para pierna derecha e izquierda. En color rosa se señala la pierna dominante en cada medición.

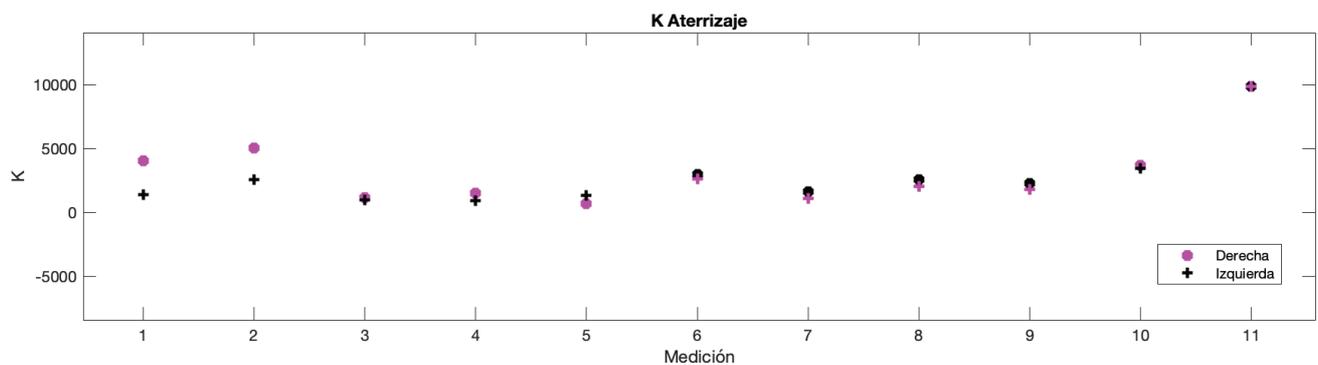


Gráfico 9 Constante del resorte k (eje y) de aterrizaje para pierna derecha e izquierda. En color rosa se señala la pierna dominante en cada medición.

III.II. SOLUCIÓN INVERSA

En el caso del modelo de simulación inversa, los resultados se muestran en la interfaz visual en la mitad derecha de la pantalla. Existen tres gráficos dispuestos uno sobre otro de manera vertical que permiten mostrar en simultáneo mediciones de los tres segmentos (muslo-pierna-pie) o tres articulaciones



(cadera-rodilla-tobillo) según la métrica seleccionada (Figura 26). En cada uno de los gráficos se puede observar con distinta tonalidad de color las curvas correspondientes a pierna derecha y pierna izquierda.

A continuación, se detalla un análisis de los resultados obtenidos al aplicar el modelo de simulación inversa en las 11 mediciones que se tomaron.

ÁNGULOS

Los ángulos analizados son los de cadera, rodilla y tobillo, todos medidos respecto a la articulación correspondiente, como muestra la Figura 27:

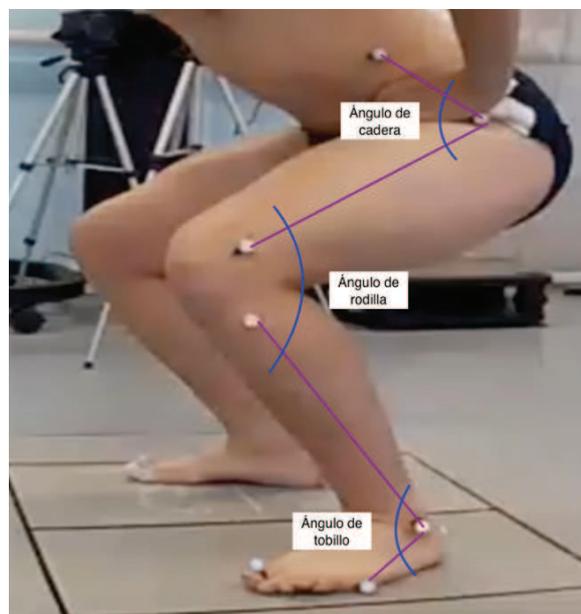


Figura 27 Ángulos utilizados para el análisis de dinámica inversa

Se puede observar en el Gráfico 10 que las tres articulaciones inician en un ángulo mínimo respecto a la morfología de la curva evolutiva del ciclo completo. Esto corresponde a la flexión inicial de rodillas o posición *squat* de la que parte el movimiento en la que tanto la cadera como las rodillas y los tobillos se encuentran en flexión. En particular, el ángulo inicial de rodilla se observa que es cercano a 90° tal como fue solicitado en el protocolo de salto. A medida que se avanza en el porcentaje del ciclo, los ángulos aumentan hasta llegar a la amplitud máxima cerca del 30% del ciclo dado que, una vez iniciado el gesto, el sujeto se incorpora hasta llegar a una posición de extensión completa de las tres articulaciones. Dicha extensión se mantiene durante una porción del ciclo que corresponde a la fase de vuelo, hasta que comienza a flexionar las articulaciones una vez que hace contacto con el suelo durante la fase de aterrizaje hasta llegar a la flexión máxima en el amortiguamiento donde se toma el final del salto. Si el ángulo al finalizar la fase de aterrizaje



es mayor que el ángulo en el que inicia el gesto, podría ser indicador de que el amortiguamiento no se realizó de manera correcta, justificando una k de aterrizaje mayor, como fue mencionado en la sección anterior (iii.i. Simulación directa).

Las barras de error corresponden a la desviación estándar tomando en cuenta las 11 mediciones realizadas, tanto para pierna derecha como izquierda. El desvío estándar del total del ciclo para el promedio de mediciones es de 16.6° . Para pierna derecha es de 16.9° mientras que para pierna izquierda es de 16.3° , siendo muy similares entre sí.

Dados los movimientos anatómicos que debe realizar el sujeto durante el gesto analizado, se puede afirmar que la morfología de las curvas de ángulos calculados para las tres articulaciones se corresponde con el comportamiento esperado.

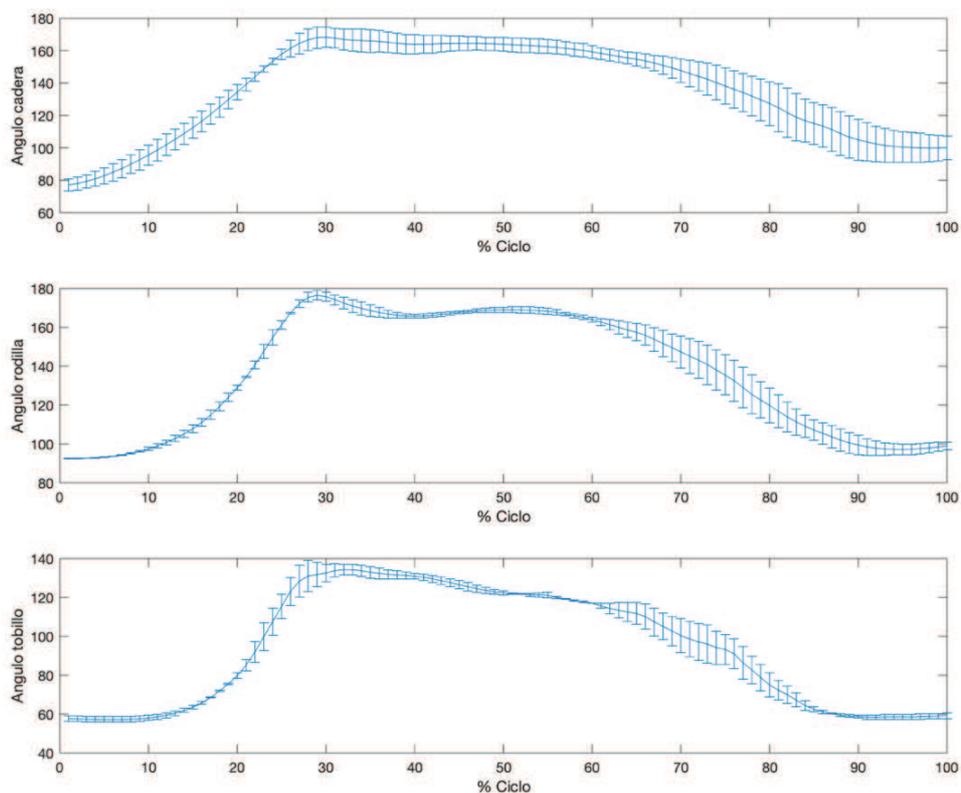


Gráfico 10 Curva promedio de Ángulo de cadera, rodilla y tobillo. El eje x corresponde al porcentaje de avance del gesto siendo 0% el instante Inicio y 100% el fin de la etapa de aterrizaje. El eje y representa los ángulos de cada articulación medidos en grados.

REACCIÓN DEL SUELO

A continuación se muestra el promedio de las curvas de reacción para todas las mediciones para pierna derecha e izquierda (Gráfico 11). Como primera apreciación, la morfología de la curva coincide con la



presentada en el artículo *Dynamic force response of human legs due to vertical jump* (Prajapati, Dr. Kao, Dr. Barez, & Dr. Wagner, 2011).

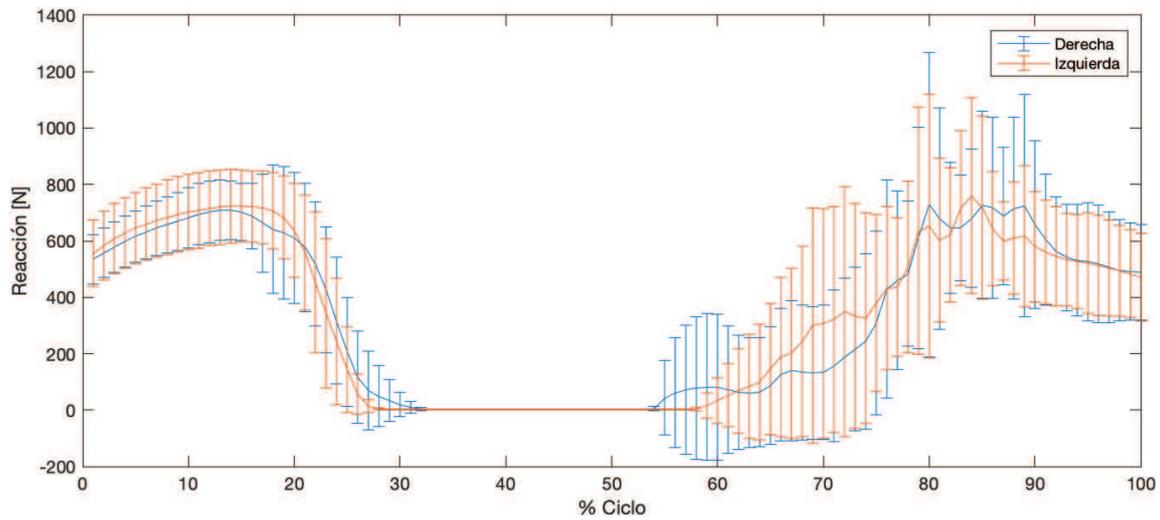


Gráfico 11 Reacción del suelo promedio para pierna derecha e izquierda. El eje x representa el porcentaje de avance del salto mientras que el eje vertical representa la reacción del suelo medida desde las plataformas de fuerza.

Se realizaron también comparaciones con el artículo *The relative importance of strength and power qualities to vertical jump height of elite beach volleyball players during the counter-movement and squat jump* (Riggs & Sheppard, 2009) que detalla para hombres y mujeres los valores relativos a la fuerza de reacción del suelo durante la etapa de despegue para hombres y mujeres que realizaron *squat jumps*. Las métricas informadas fueron fuerza máxima, fuerza media y fuerza máxima relativa en sus valores promedio, desvío standard, máximo y mínimo. En promedio para hombres y para mujeres, la fuerza máxima y la fuerza promedio del presente análisis son 17% y 25% menores respectivamente que sus correspondientes en el informe mencionado (Tabla VI). Sin embargo, al comparar la fuerza máxima relativa que toma la fuerza máxima y la normaliza según el peso de los sujetos, la diferencia entre los resultados del software y el artículo es del 3%. Estos resultados indican que, si bien las características físicas de los sujetos en ambos estudios pueden diferir principalmente dado que en el artículo consultado se trata de jugadores profesionales de volleyball, al normalizar los valores de fuerza de reacción del suelo se obtienen valores similares que contribuyen a la validación del software desarrollado.

		Hombres				
		Mediciones CAU		Riggs & Sheppard 2009		
		Promedio	Desvío standard	Promedio	Desvío standard	Variación
Fuerza promedio	[N]	1094,2	102,9	1515,9	85,4	-28%
Fuerza máxima	[N]	1605,3	105,5	1961,1	103,9	-18%
Fuerza máxima relativa	[N/kg]	22,4	0,9	21,5	0,6	4%



		Mujeres				
		Mediciones CAU		Riggs & Sheppard 2009		
		Promedio	Desvío standard	Promedio	Desvío standard	Variación
Fuerza promedio	[N]	853,7	178,4	1104,5	84,3	-23%
Fuerza máxima	[N]	1191,6	154,5	1422,4	100,5	-16%
Fuerza máxima relativa	[N/kg]	20,9	0,7	20,4	1,3	2%

Tabla VI Comparación métricas de fuerza respecto al estudio realizado por Riggs & Sheppard, 2009. Notar que al comparar la métrica relativa que se encuentra normalizada en peso, la diferencia entre el artículo y las mediciones tomadas es menor al 4%.

Haciendo la distinción por pierna dominante como muestra el Gráfico 12, se puede observar que en el caso de pierna dominante derecha, los sujetos en promedio despegan en primer lugar con la pierna izquierda, y aterrizan primero con pierna derecha. Para los sujetos con pierna dominante izquierda, no se observan diferencias en el despegue, pero las hay en el aterrizaje dado que el apoyo se realiza primero con la pierna dominante.

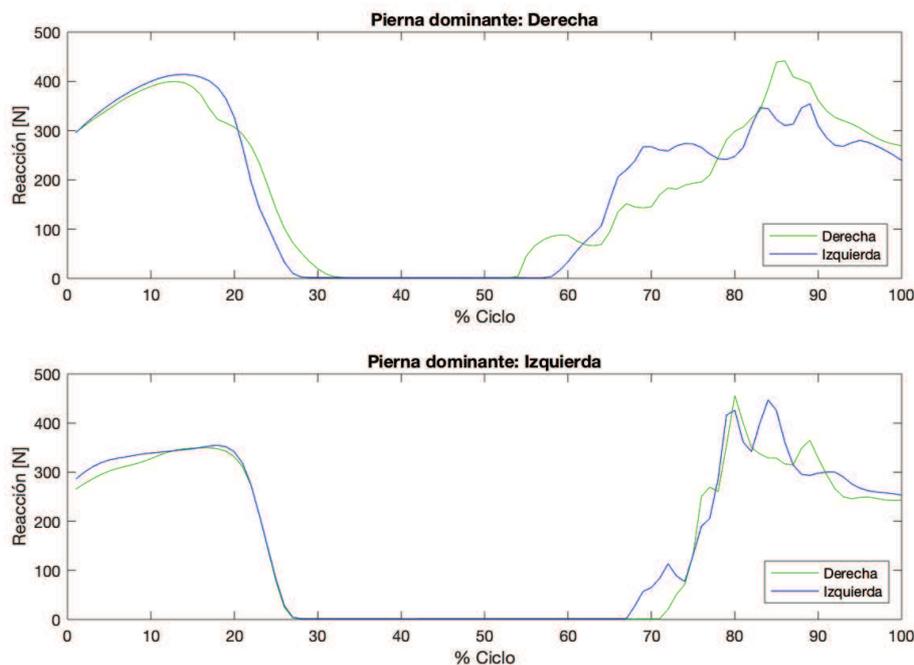


Gráfico 12 Curva promedio de reacción del suelo según la pierna dominante de los sujetos. El eje de abscisas representa el porcentaje de avance del ciclo mientras que en el eje vertical se representa la reacción del suelo.

Si las curvas de reacción del suelo se separan según hombres y mujeres (Gráfico 13), se puede notar que en la primera fase, tanto para pierna izquierda como para pierna derecha es mayor la fuerza de reacción en hombres. Sin embargo, si estas curvas se normalizan según el peso de los sujetos (Gráfico 14) para que esta variable no influya en la caracterización de la curva, se puede notar que no hay grandes diferencias en cuanto



a las fuerzas de reacción en la primera etapa. En cuanto a la duración de la fase de vuelo entre ambos grupos no se puede hacer una distinción certera dado que es distinta según la pierna que se esté observando. Como última observación de las curvas normalizadas, en la fase de aterrizaje se puede destacar que tanto para pierna derecha como izquierda los sujetos hombres tienen en promedio una mayor fuerza de reacción del suelo.

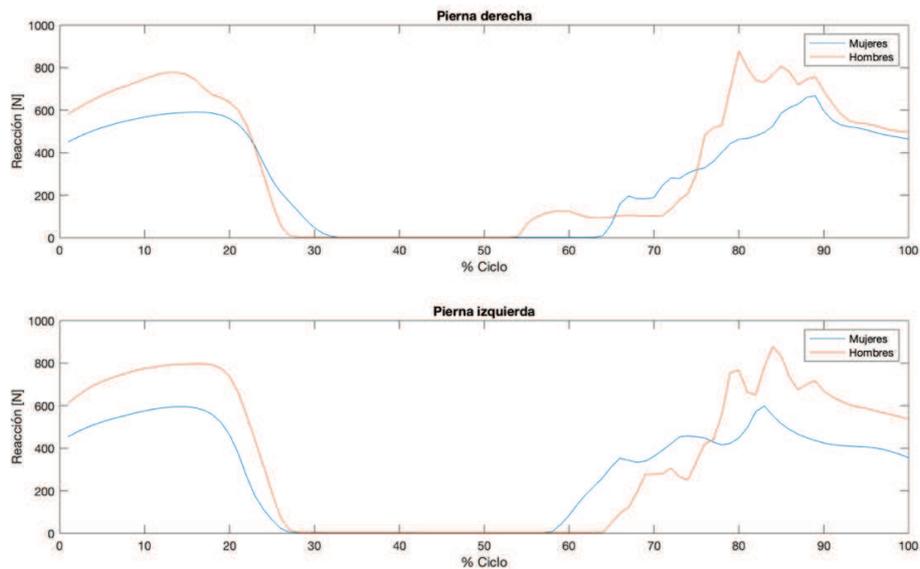


Gráfico 13 Curvas promedio de fuerzas de reacción del suelo según el género de los sujetos . El eje de abscisas representa el porcentaje de avance del ciclo mientras que en el eje vertical se representa la reacción del suelo.

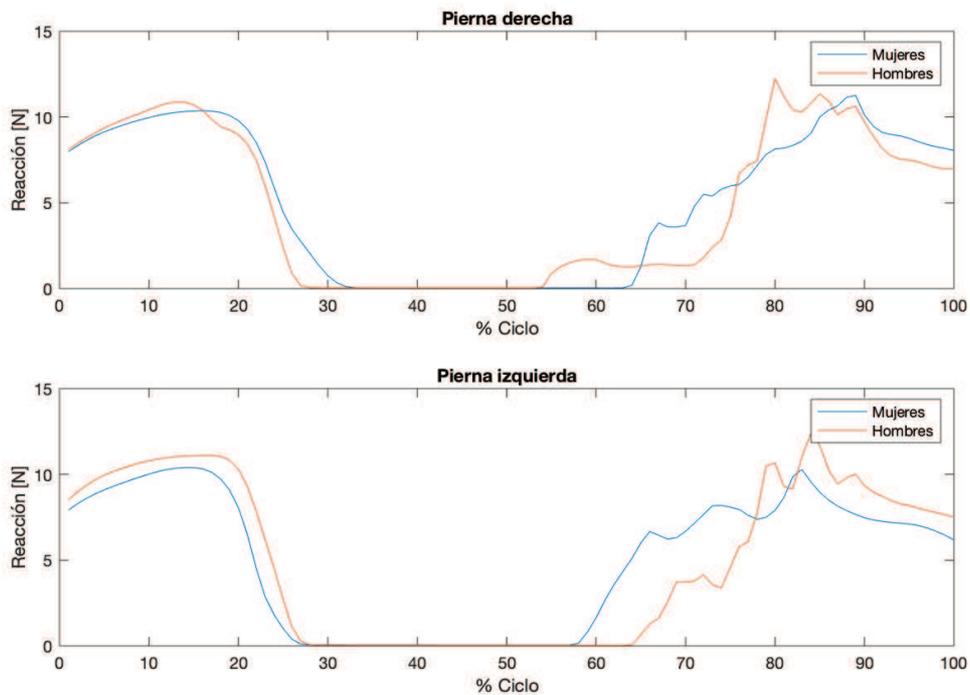


Gráfico 14 Curvas promedio de reacción del suelo normalizadas según el peso de cada sujeto El eje de abscisas representa el porcentaje de avance del ciclo mientras que en el eje vertical se representa la reacción del suelo.



MOMENTOS

En el Gráfico 15 se pueden observar las curvas de momento normalizadas en peso y altura para cada una de las articulaciones. En los tres casos se observa una variación en los momentos hasta el 30% del ciclo, próximo al instante Despegue. Luego se mantienen en 0 hasta aproximadamente el 60% del ciclo donde comienza la fase de aterrizaje. En la última porción de la curva, se observa un comportamiento inverso al del primer segmento mencionado. Esto se debe a que el movimiento de extensión de todas las articulaciones en la fase de despegue es el contrario al de la flexión de las mismas para amortiguar la caída en la fase de aterrizaje. La morfología de las tres gráficas coincide con las curvas de control del artículo *Comparación de los patrones biomecánicos del salto en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior intervenidos con distintas técnicas quirúrgicas* (Frau, y otros) como muestra la Figura 2, así como también el orden de magnitud de los momentos calculados en ambos casos.

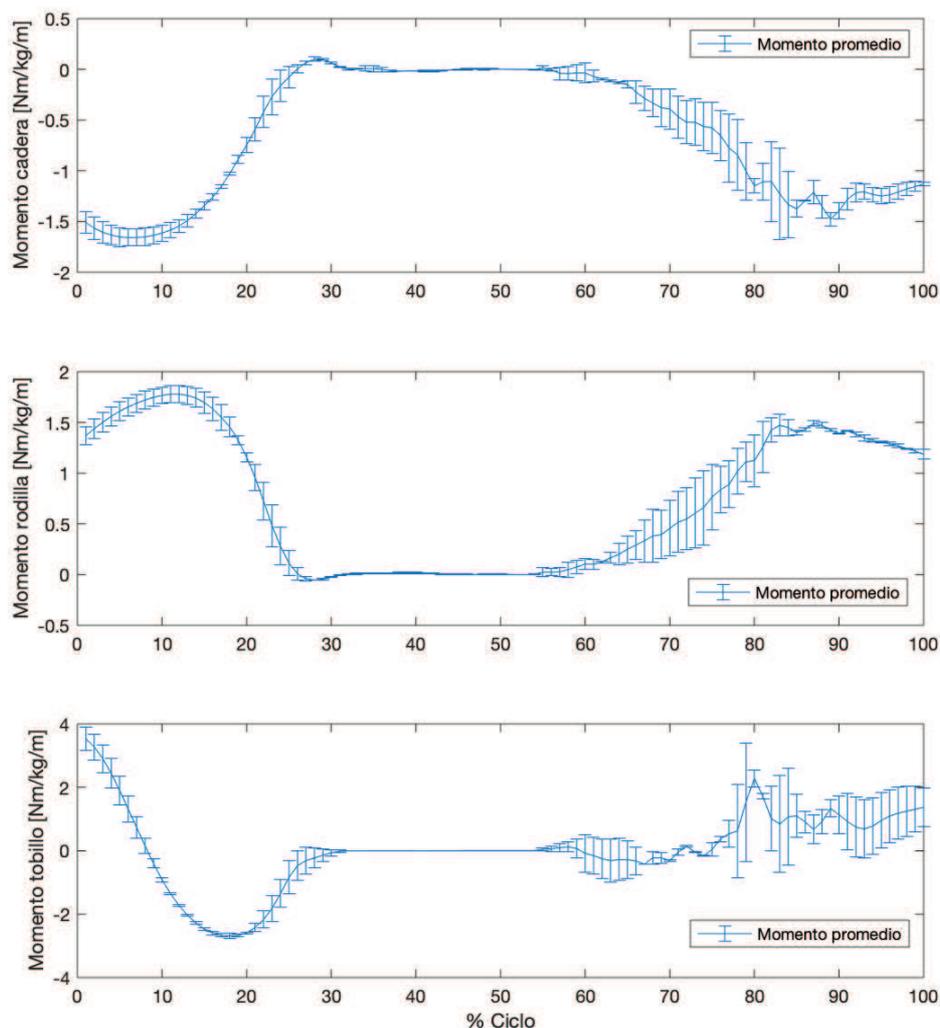


Gráfico 15 Curvas de momento. El eje x corresponde al porcentaje de avance del salto, mientras que el eje y representa el momento promedio de cada una de las articulaciones



En el Gráfico 16 se representa el momento en cada articulación con una distinción entre pierna dominante y no dominante. Se puede observar que si bien las diferencias en el aterrizaje son mayores a las del despegue, las curvas no sugieren un comportamiento que indique un mayor momento en la última fase del gesto.

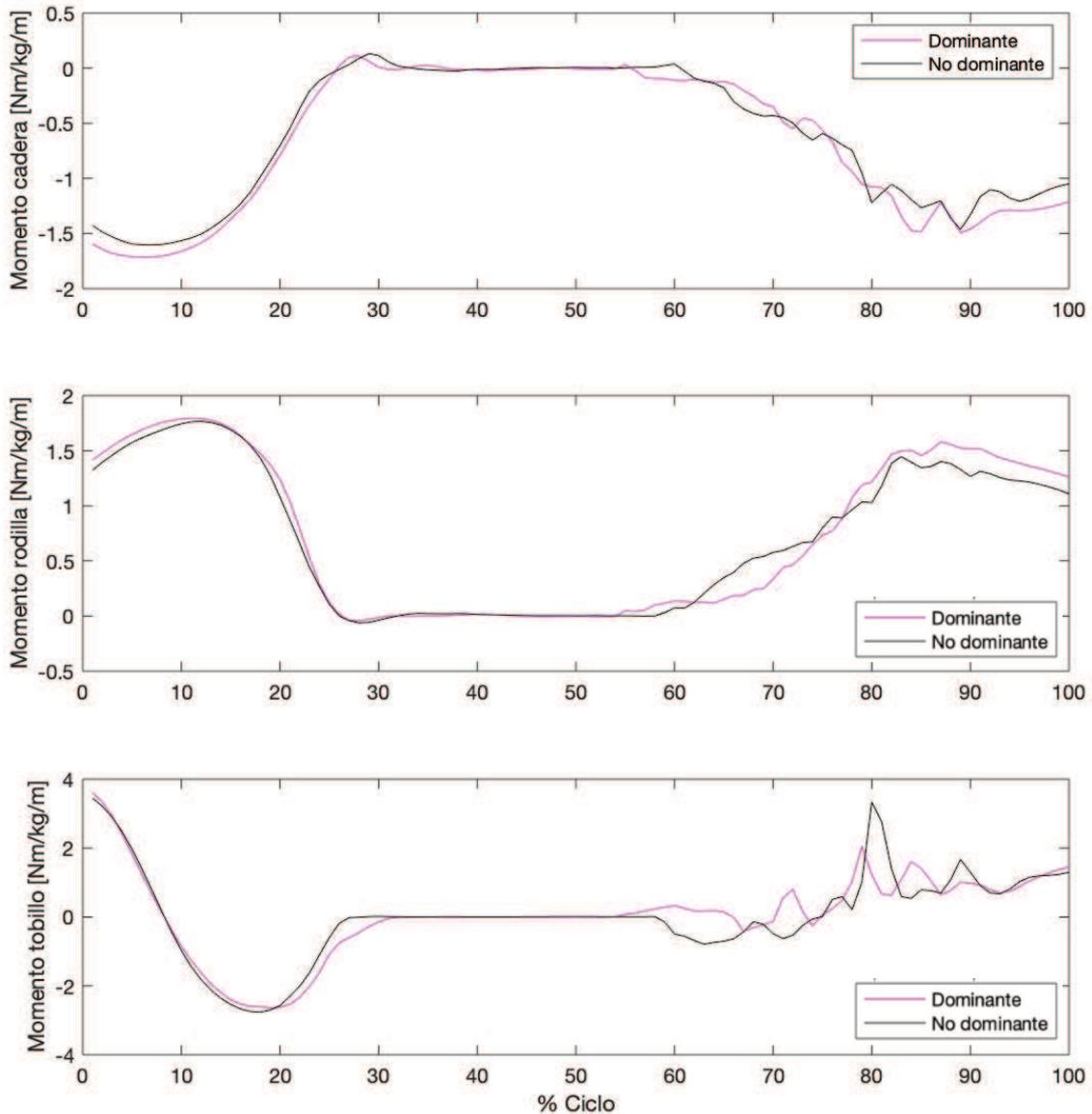


Gráfico 16 Momento de cada articulación para pierna dominante (rosa) y no dominante (negro) El eje x corresponde al porcentaje de avance del salto, mientras que el eje y representa el momento promedio de cada una de las articulaciones

Profundizando el análisis sobre el momento en las articulaciones, en el Gráfico 17 se puede observar el comportamiento de las curvas de momento normalizadas en peso y altura para pierna derecha e izquierda, separado según la pierna dominante del sujeto. En primer lugar, analizando la morfología de las curvas, se



puede destacar que al igual que fue mencionado en el análisis de reacción del suelo, para los sujetos con pierna dominante derecha, la pierna derecha es la última en despegar y la primera en aterrizar. En el caso de los sujetos con pierna dominante izquierda, no se observa esta característica en el despegue, mientras que en el aterrizaje sucede algo similar siendo la dominante la primera en hacer contacto con el suelo.

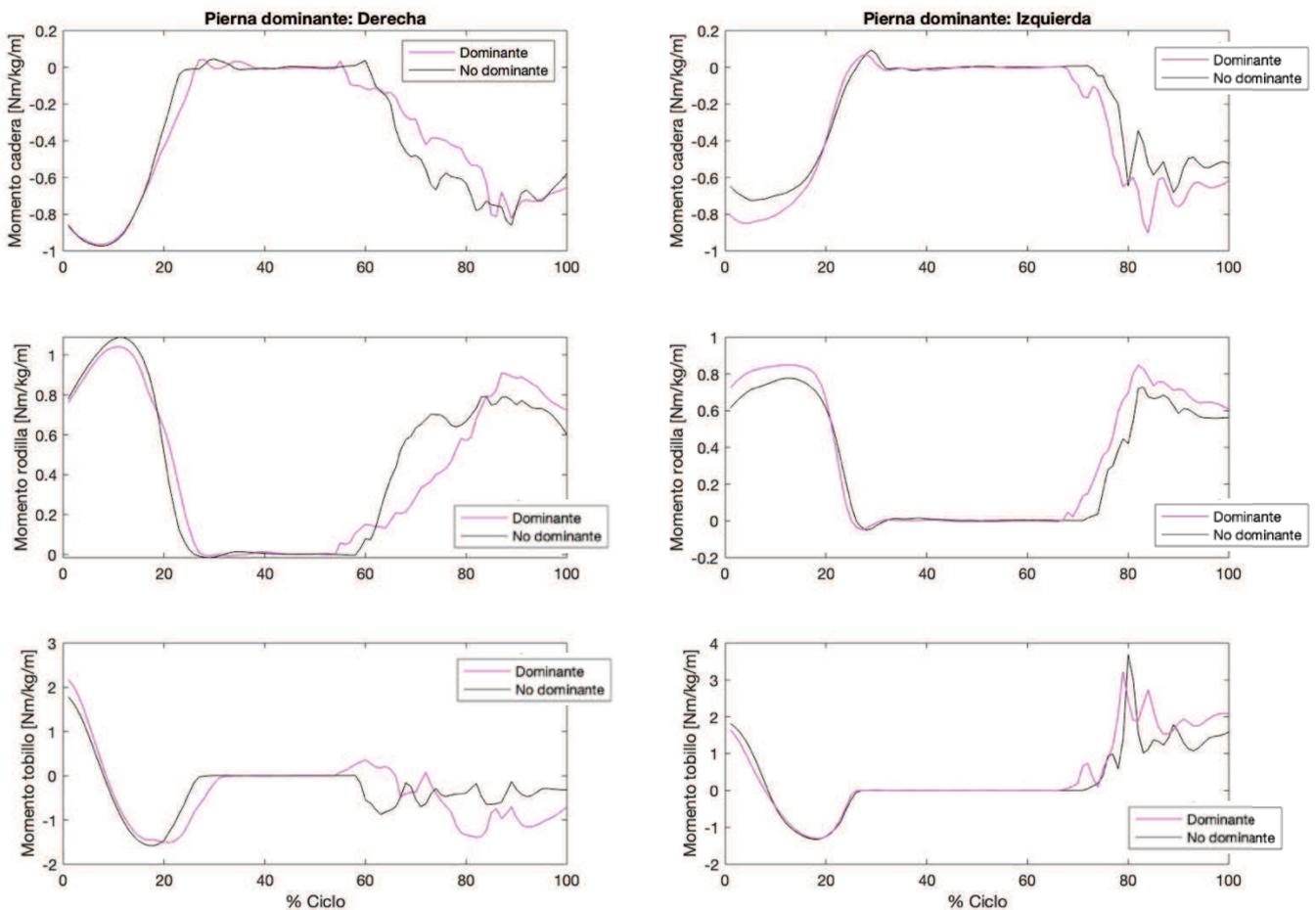


Gráfico 17 Curvas promedio de momento de cadera, rodilla y tobillo según la pierna dominante del sujeto. En rosa se representa la pierna dominante, mientras que en negro la pierna no-dominante. La columna izquierda correspondiente a pierna dominante derecha incluye seis mediciones, mientras que el resto se encuentran en la columna derecha con pierna dominante izquierda.

En el caso de los sujetos con pierna dominante derecha, durante la fase de despegue (0% a 30% del ciclo) es muy similar el comportamiento tanto para pierna derecha como izquierda con una diferencia absoluta promedio entre ambas de 0.027 Nm/kg/m. Esta diferencia representa un 5% del momento promedio en esta etapa siendo mayor en pierna no dominante. Los sujetos con pierna dominante izquierda presentan una diferencia promedio total de 0.051 Nm/kg/m que representa el 12% del momento promedio del despegue siendo mayor en pierna dominante.



Durante la fase de aterrizaje, la diferencia entre ambas piernas para los sujetos de pierna dominante derecha es más de tres veces mayor al despegue, alcanzando 0.114 Nm/kg/m. En este caso tiene un mayor momento la pierna no dominante y la diferencia mencionada representa un 20% del momento promedio de la etapa. Para los sujetos con pierna izquierda dominante, la diferencia entre ambas piernas en promedio es de 0.186 Nm/kg/m también siendo mayor para la pierna dominante y representando en este caso el 30% del momento promedio del aterrizaje. Por lo tanto, durante el aterrizaje se presenta una diferencia en el esfuerzo entre piernas dominante y no dominante que no se da durante la primer fase del gesto. Haciendo un detalle sobre este último punto, se calculó el promedio de la diferencia entre el momento de cada pierna obteniendo que:

- En Cadera el momento en la pierna dominante es un 13.8 % mayor respecto a la no dominante.
- En Rodilla el momento en la pierna dominante es 1.3 % menor respecto a la no dominante.
- En Tobillo el momento en la pierna dominante es 22.8 % mayor que en la dominante.

Esto permitiría concluir que durante el aterrizaje existe una diferencia entre el esfuerzo que realizan ambas piernas que no se presenta durante el despegue. En cadera y tobillo la pierna dominante es la que realiza un mayor esfuerzo mientras que en rodilla aparentemente es similar el momento en ambas piernas (diferencia menor al 2%).

Cabe aclarar que las observaciones realizadas corresponden a comportamientos que se muestran al analizar el conjunto completo de mediciones. El análisis de cada sujeto o medición en particular puede derivar en nuevas conclusiones por otros factores como por ejemplo si existe o no una lesión o si hay músculos que estén más desarrollados en una pierna que en otra.

Para ejemplificar la potencialidad de los datos que se pueden analizar con los modelos desarrollados se eligió la medición de uno de los sujetos que informó tener una lesión de tobillo derecho curada por más de 3 años. En el Gráfico 18 se muestra la comparación de momentos en las tres articulaciones para la medición mencionada respecto al promedio total de las mediciones. Más allá de que la fase de vuelo de la medición seleccionada tiene una mayor duración a la promedio, se pueden realizar comparaciones en cuanto a momentos máximos y mínimos respecto al promedio de mediciones. Mientras que durante el despegue se observa que el comportamiento de las curvas es similar entre sí, durante el aterrizaje se dan las diferencias más significativas. En particular, el tobillo de la pierna dominante -que coincide con el tobillo previamente lesionado- alcanza un mínimo cuatro veces mayor al del promedio de mediciones. Este aumento en el momento absoluto de tobillo podría ser el causante del aumento en el momento de rodilla que también se da en comparación al momento promedio.

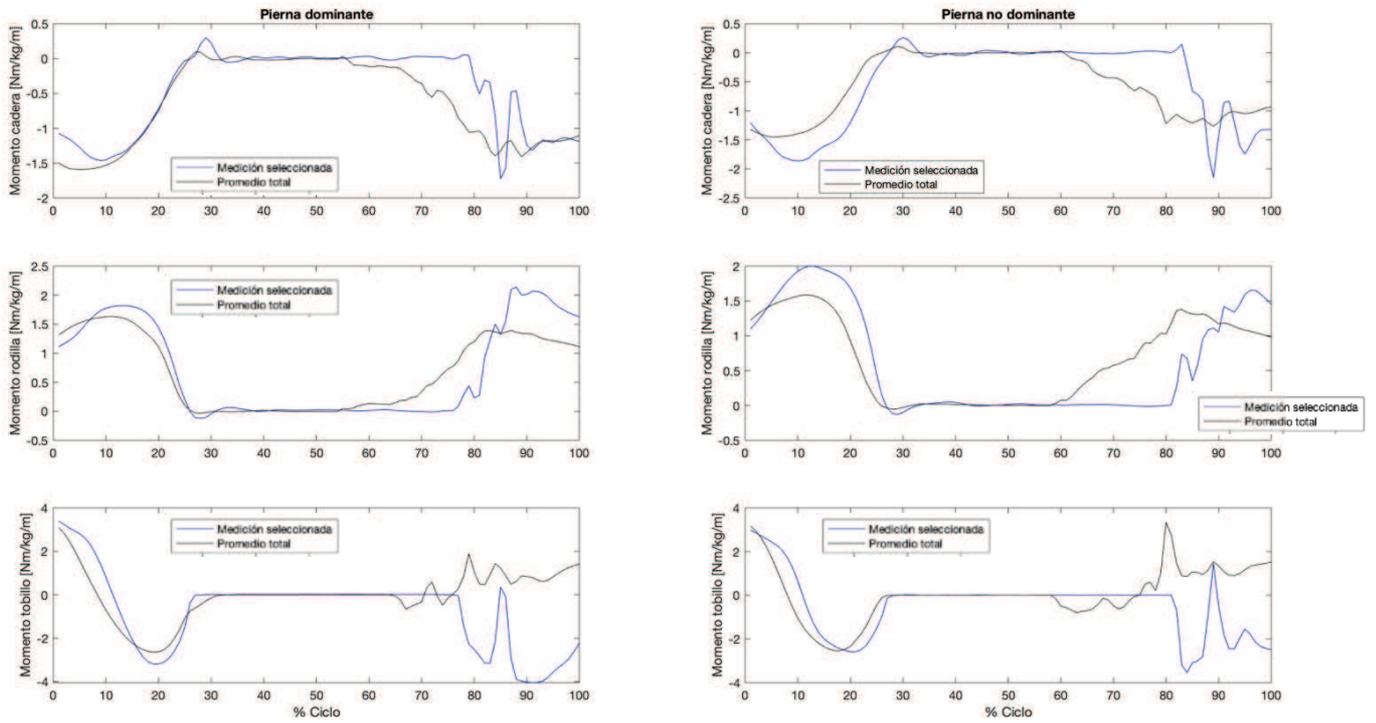


Gráfico 18 Curvas de momento para las tres articulaciones principales: promedio de todas las mediciones en negro y curva medición seleccionada en azul.



IV. CONCLUSIONES

En pos de desarrollar los modelos planteados en los objetivos del proyecto era necesario contar con mediciones de sujetos realizando el gesto de salto vertical que fueron utilizadas por un lado para realizar cálculos que permitan extraer métricas que no se obtienen de manera directa como son el Momento y la Potencia, y por otro para validar en el análisis de dinámica directa que la posición de los segmentos simulada esté dentro de un margen de error considerado aceptable en comparación con las posiciones medidas. El Laboratorio de Rehabilitación del CAU cumplió un papel de suma importancia dado que facilitó las instalaciones para poder utilizar el software de toma de mediciones existente y exportar los resultados para que puedan ser explotados en este proyecto. El protocolo de salto desarrollado proveyó lineamientos para que todas las muestras sean realizadas de manera uniforme por lo tanto resulten comparables y sean capaces de ser procesadas por un mismo software. A su vez, el análisis y la caracterización previa del gesto y sus fases permitió identificar requisitos que se debían cumplir como por ejemplo la posición de los marcadores, no tener contramovimiento, iniciar en una posición con máxima flexión de rodillas y amortiguar el salto en el aterrizaje hasta volver a una posición erguida de bipedestación, entre otros.

Dentro de la definición de la interfaz visual del entregable y dado el análisis previo realizado del gesto, se identificaron como principales métricas la reacción máxima en la etapa de despegue y de aterrizaje, la altura máxima del salto y momento y potencia en las articulaciones. De manera complementaria el software desarrollado permite visualizar instante a instante la posición y ángulo de las articulaciones y las velocidades y aceleraciones tanto lineales como angulares. Todas estas métricas se disponen en simultáneo para ambas piernas, o bien por separado derecha e izquierda. También permite que el usuario decida si desea mostrar resultados de una medición individual o de todas al mismo tiempo. Esta parametrización realizada a la hora de diseñar la interfaz hace que la herramienta resulte versátil para sus distintas aplicaciones y le dé al usuario la libertad de analizar los datos de distintas maneras.

A lo largo del análisis de resultados se buscó validar las simulaciones obtenidas al aplicar los modelos desarrollados a mediciones de sujetos. Para el caso de simulación directa, se observó el error promedio en ambas piernas, dónde se obtuvo un error medio de 0,8 cm siendo menor en la etapa de despegue y mayor luego del aterrizaje dada la variabilidad de la longitud de la fase de vuelo en cada una de las mediciones. Luego se buscó más detalle en la medición de error considerando la variable de pierna dominante de los sujetos. En este caso se concluyó que en la mayoría de los casos se da que la pierna dominante tiene menor error respecto a la medición real. En cuanto a validación de simulación inversa se realizó un análisis de la



morfología de las curvas de ángulos, reacción del suelo y momento concluyendo que coinciden con el comportamiento esperado.

Se realizaron además para ambas simulaciones análisis complementarios que permitieron sacar conclusiones derivadas de la comparación de variables entre todas las mediciones. Para simulación directa se realizó un análisis de la constante del resorte (k) calculadas tanto para el despegue como para el aterrizaje comparando pierna derecha e izquierda. Realizar esta comparación entre las constantes del resorte puede dar pauta de posibles lesiones. Analizando una misma pierna, si la constante del aterrizaje es mayor a la del despegue es un indicio de que el sujeto no está amortiguando el impacto de la última fase de manera correcta, lo que se podría comprobar observando la realización del gesto. Un amortiguamiento incorrecto por aterrizaje con piernas extendidas podría derivar en lesiones por un alto impacto en las articulaciones. Por otro lado, si se compara una constante de resorte ya sea despegue o aterrizaje para ambas piernas, si una de las piernas posee una constante de resorte k mayor podría sugerir una sobre exigencia de dicho miembro, incrementando también las posibilidades de lesiones. Además, a través de la comparación de ambas constantes elásticas k entre piernas dominante y no dominante se buscó identificar mediciones en las que el sujeto esté compensando fuerzas con una de las piernas.

En el caso de la solución inversa se realizaron comparaciones de la fuerza de reacción del suelo contra el artículo publicado por (Riggs & Sheppard, 2009) resultando en variaciones del 3% para las mediciones de fuerza normalizadas por peso. Además, se analizó la relación entre pierna dominante y no dominante sin obtener diferencias significativas entre ellas. También se realizó la misma comparación entre mediciones de sujetos de género femenino y masculino pudiendo observarse que los segundos mostraron fuerzas de reacción superiores. Por último se realizó una descripción de las curvas de momento junto con su interpretación del correspondiente comportamiento anatómico y la distinción entre pierna derecha e izquierda sin observar grandes diferencias entre ellas. Las curvas obtenidas coinciden en morfología y orden de magnitud con la publicación *Comparación de los patrones biomecánicos del salto en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior intervenidos con distintas técnicas quirúrgicas* (Frau, y otros).

FUTURAS MEJORAS

Teniendo en cuenta los alcances y limitaciones de la herramienta desarrollada, se puede considerar como oportunidad de mejora para trabajo futuro añadir un análisis en el plano frontal que podría ampliar los hallazgos que se pueden realizar al analizar los datos.



Además, el software desarrollado en Matlab fue exportado en un archivo instalable compatible sólo con sistema operativo macOS dada la disponibilidad del programa a la hora de desarrollar el presente proyecto. Dada la limitación de Matlab de compatibilidad entre sistemas operativos, cabe aclarar que sería necesario generar un nuevo ejecutable desde Windows si se deseara utilizar en computadoras con dicho software. Por lo tanto, otra proyección de mejora podría ser migrar a herramientas con código *open source* (código libre) para que su uso y distribución cumpla con compatibilidad sin ser necesario instalar programas ni librerías adicionales.

Durante la definición de los objetivos y el alcance del presente proyecto se había planteado como desafío para el análisis de dinámica inversa realizar una modelización multicuerpo en SimMechanics. A medida que el proyecto fue avanzando se presentaron dificultades en cuanto a la complejidad del desarrollo de este último modelo que hizo que no sea posible cumplir con las horas de desarrollo requeridas para el proyecto final. Es por este motivo que se tomó la decisión de generar el modelo de dinámica inversa a partir de un diagrama de cuerpo libre recurriendo a las ecuaciones de mecánica clásica que permiten obtener por otros medios métricas correspondientes a este tipo de análisis. Por lo tanto podría considerarse como continuación del proyecto la creación del modelo multicuerpo en SimMechanics mencionado anteriormente a modo de análisis complementario del gesto.



V. BIBLIOGRAFÍA

- Andrada, E. (Septiembre de 2015). Biomecánica, Modelado y Control de la Locomoción.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 1217-1227.
- Brusa, M., & Alcar, R. (2016). Material presentado en clase de Biomecánica.
- Cruz, C. G., Bregains, F., & Braidot, A. (2008). Análisis cinemático del salto en pacientes sin patologías en extremidades inferiores. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(3).
- Domire, Z., & Challis, J. (2015). Maximum height and minimum time vertical jumping. *Journal of Biomechanics*.
- Frau, L., Beresvil, P., Argothy, R., Rezett, C., Vega, E., & Braidot, A. (s.f.). *Comparación de los patrones biomecánicos del salto en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior intervenidos con distintas técnicas quirúrgicas*. Entre Ríos.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society*(273), 2861–2867.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2004). Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability. *Journal of Theoretical Biology*(232), 315–328.
- Hong, H., Kim, S., Kim, C., Lee, S., & Park, S. (2013). *Spring-like gait mechanics observed during walking in both young and older adults*. *Journal of Biomechanics*.
- Iida, F., Rummel, J., & Seyfarth, A. (2008). *Bipedal walking and running with spring-like biarticular muscles*. *Journal of Biomechanics*.
- Instituto Biomecánico de Valencia. (2012). *Dinascan/IBV Información Técnica*.
- Instituto de Biomecánica de Valencia. (s.f.). *Instituto de Biomecánica de Valencia*. Recuperado el 27 de 05 de 2017, de <http://www.ibv.org/ibv/que-es-el-ibv>
- Jung, C. K., & Park, S. (2014). *Compliant bipedal model with the center of pressure excursion associated with oscillatory behavior of the center of mass reproduces the human gait dynamics*. *Journal of Biomechanics*.
- Kobal, R., & al., e. (2017). Vertical and depth jumping performance in elite athletes from different sports specialties. *Science & Sports*.
- Norley, B. (17 de Octubre de 2016). *Counter-movement Jump vs. Squat Jump*. Obtenido de https://www.youtube.com/watch?v=DZV_RlzfSIY



- Prajapati, K., Dr. Kao, J., Dr. Barez, F., & Dr. Wagner, D. (2011). *Dynamic force response of human legs due to vertical jump*. Denver, CO, USA: IMECE2011.
- Riggs, M., & Sheppard, J. (2009). The relative importance of strength and power qualities to vertical jump height of elite beach volleyball players during the counter-movement and squat jump. *Journal of Human Sport & Exercise*, IV(III), 221-236.
- Samozino, P., Morin, J., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*(41), 2940–2945.
- Sanchez Garcia, E. (s.f.). *Modelo biomecánico humano 3D para la determinación de pares articulares mediante dinámica inversa*. Cartagena: Universidad Politécnica de Cartagena.
- Toscano, P. A. (2017). *La marcha convencional: Un nuevo modelo de marcadores*.
- Van Horen, B., & Zolotarjova, J. (2017). *The difference between countermovement and squat jump performances: a review of underlying mechanisms with practical applications*. The Netherlands: Journal of strength and conditioning research.
- Vimieiro, C., Andrada, E., Witte, H., & Pinotti, M. (2015). *A computational model for dynamic analysis of the human gait*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.
- Whittington, B., & Thelen, D. (2009). *A Simple Mass-Spring Model With Roller Feet Can Induce the Ground Reactions Observed in Human Walking*. Journal of Biomechanical Engineering.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. Waterloo, Ontario, Canada: Wiley.



ANEXO I: PROTOCOLO DE SALTO

A continuación, se describe el protocolo desarrollado y utilizado para las mediciones tomadas en el laboratorio del CAU para el presente proyecto.

Al ingresar al laboratorio, se le realizó a cada uno de los sujetos a modo informativo un breve resumen del objetivo y del método de toma de mediciones, con el fin de obtener el consentimiento de cada uno de ellos a formar parte del proyecto. Una vez obtenida la autorización para participar, se registró la edad de cada paciente, la altura, el peso, la pierna dominante, el deporte que realiza de manera predominante y si tenía una lesión en curso o preexistente. En caso de afirmativo este último caso se registró el tipo de lesión, en qué pierna y el periodo de tiempo desde que la lesión ocurrió.

A continuación, se debió cambiar de ropa a pantalones cortos y torso descubierto en el caso de los hombres, y pantalón corto con top deportivo las mujeres. Luego se procedió a colocar los marcadores reflectantes en las posiciones detalladas en la Figura 13 sujetando los mismos con cinta de papel a la piel del sujeto.

Una vez finalizada la preparación del sujeto, se realizó la carga del modelo descrito en la sección *ii.i. Sistema de medición: CAU* en el sistema Kinescan/IBV. A modo de prueba se le solicitó posicionarse sobre la plataforma de fuerza para verificar desde el software que todos los marcadores se estén identificando desde las cámaras y que la plataforma de fuerza esté registrando datos. El software estaba conectado a una cámara de video convencional utilizada a modo de control, la cual se puede observar en la pantalla derecha en la Figura Anexo I 1, por lo que además se debió acomodar el plano de la misma a la posición y altura de cada sujeto.

En cuanto a lineamientos generales respecto la posición del cuerpo durante la realización del gesto, se solicitó evitar el desplazamiento tanto lateral como horizontal, procurando que el gesto se realice en la medida de lo posible únicamente sobre el eje vertical. La posición de las extremidades superiores en todo momento se requirió que sea con las manos en la cintura, evitando la participación en el movimiento de cualquier otro grupo muscular que no sea la extensora de las extremidades inferiores.

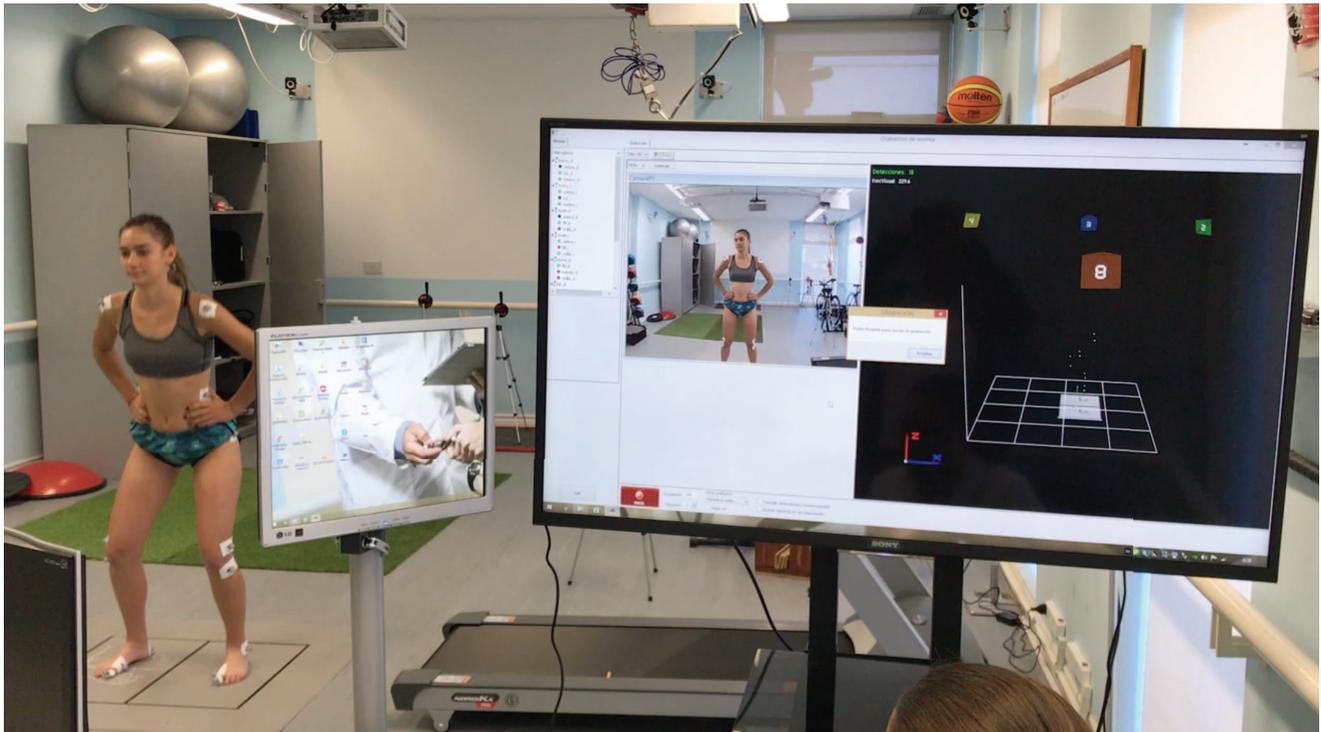


Figura Anexo I 1 Imagen de uno de los sujetos en preparación para realizar el salto, junto con la visualización de los marcadores desde el software Kinescan/IBV

A modo de preparación para la realización del gesto, el sujeto debió colocarse con un pie sobre cada una de las plataformas de fuerza en bipedestación erguida con extensión de rodillas y manos en la cintura. Cuando el operador del software diera la indicación de que la medición iniciaba, debió permanecer durante 2 segundos en dicha posición mientras en el sistema se registraba la medición de la reacción en las plataformas de fuerza para que luego pueda ser calculado el peso del sujeto. Una vez que se le indicaba que finalizó la medición de peso, el sujeto debía flexionar las rodillas a 90 grados manteniendo el torso erguido. Esta posición debió mantenerse durante 3 segundos para asegurar que al iniciar el gesto no se realice contramovimiento dado que un *squat jump* requiere fuerza explosiva sin reutilización de energía elástica.

Desde la posición en flexión de rodillas a 90° (Figura Anexo I 2 A), para iniciar el gesto el sujeto se debe impulsar con las extremidades inferiores en dirección vertical con el objetivo de realizar un salto vertical máximo. La fase inicial termina cuando el sujeto despega ambos pies del piso, idealmente en simultáneo (Figura Anexo I 2 B). Este instante será luego referenciado como **Despegue**. Luego continúa con la fase de vuelo la cual comienza en el instante inmediatamente posterior al Despegue y se extiende en el tiempo hasta que el sujeto vuelve a entrar en contacto con la plataforma de fuerza, que será posteriormente referenciado como **Aterrizaje**. Durante esta fase el sujeto no está en contacto con el suelo y alcanza la altura máxima de vuelo (Figura Anexo I 2 C). Por último, la fase de aterrizaje comienza en el instante inmediatamente posterior



en el que el sujeto entra en contacto con la plataforma de fuerza con ambos pies, idealmente en simultáneo. Realiza una flexión de rodillas para amortiguar la caída, y el momento de máxima flexión de rodillas se tomará como fin del gesto (Figura Anexo I 2 D). El sujeto retorna a la posición de bipedestación con rodillas extendidas y torso erguido pero este movimiento no es parte del gesto analizado.

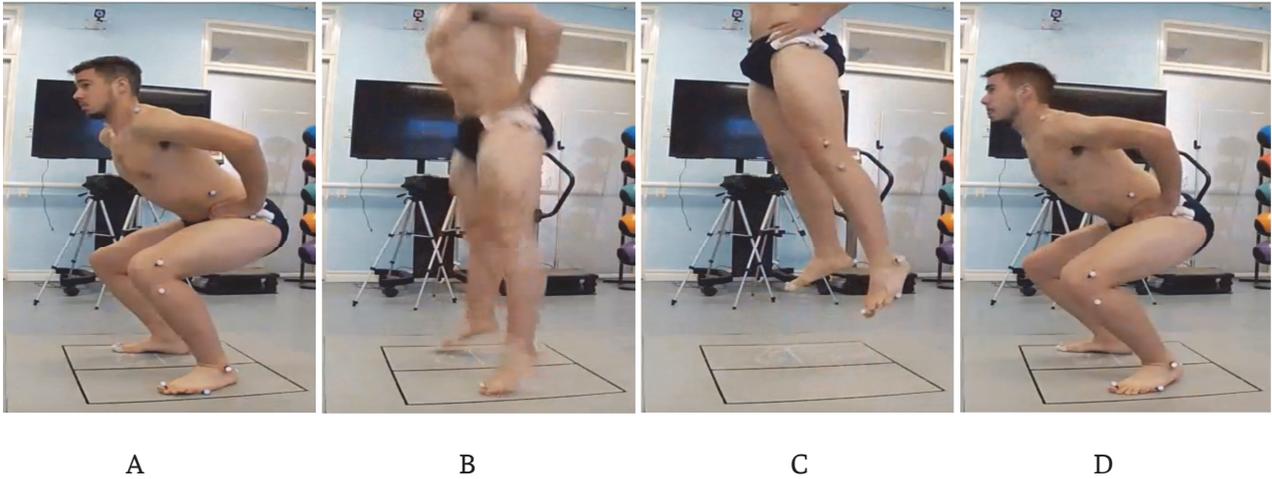


Figura Anexo I 2 Fases del gesto squat jump. A) Posición inicial, B) Instante despegue. C) Instante en altura máxima. D) Fin del gesto

Una vez finalizadas las repeticiones, se retiraron los marcadores del sujeto, dando por concluida de esta manera la medición por parte del sujeto. Por último, se realizó la exportación de las mediciones cinemáticas y de fuerza en un archivo de texto plano (.txt) según lo habilita el software.

En el diagrama de flujo que se observa en la Figura Anexo I 3 se describe el proceso de medición del gesto para un sujeto.

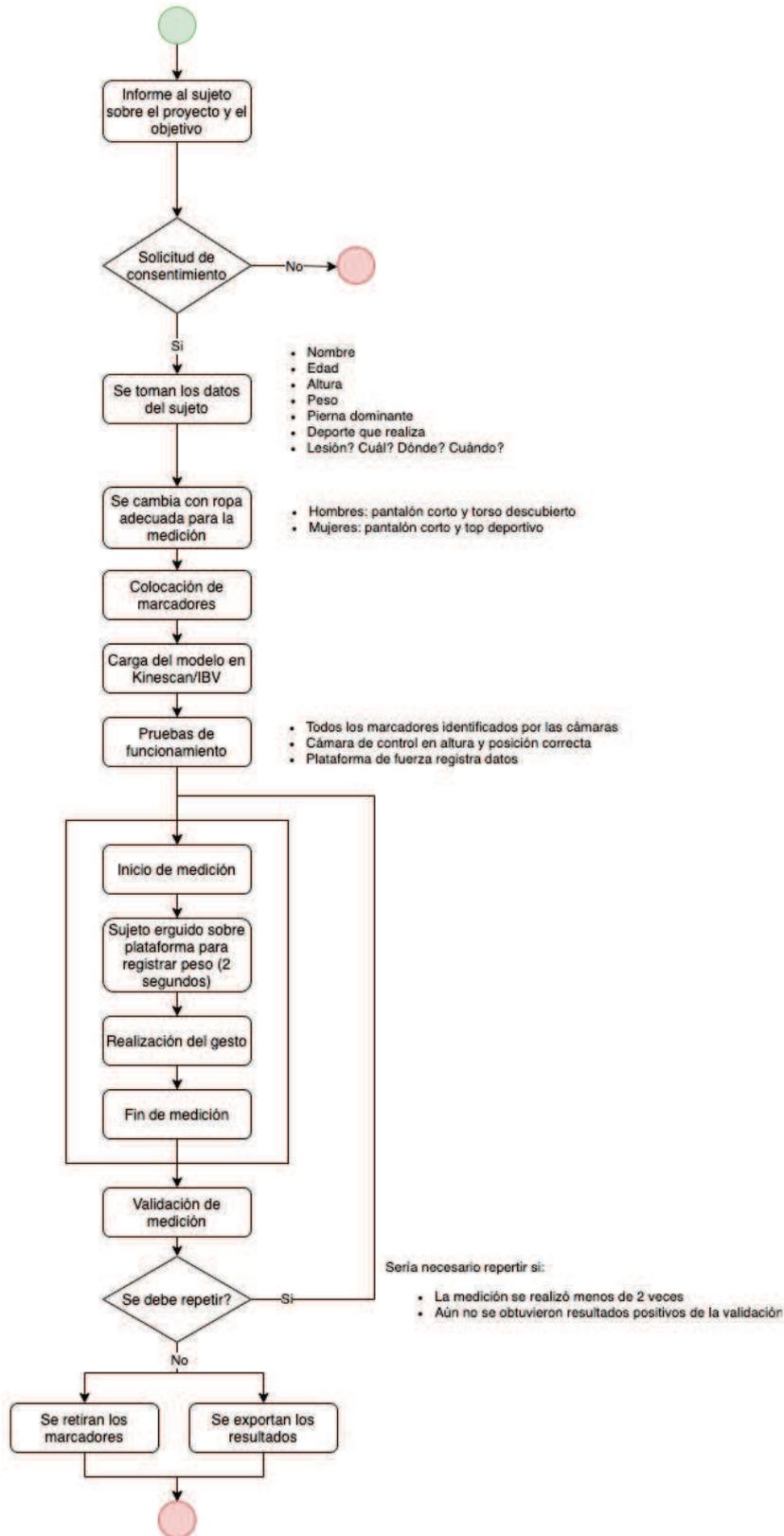


Figura Anexo I 3 Flujograma del procedimiento detallado en el Protocolo de Salto



ANEXO II: INTERFAZ VISUAL: GUÍA DE USO

Para poder realizar un análisis del salto vertical desde el software desarrollado en el presente proyecto es necesario que el usuario cuente con los resultados de las mediciones en un formato de archivo estandarizado. El mismo debe contener los datos cinemáticos y dinámicos de forma tabular basado en el formato de exportación de datos del software Kinescan/IBV, y será utilizado como entrada para utilizar la herramienta. El archivo debe constar de dos hojas de trabajo:

- Hoja 1: llamada **Plataformas de fuerza** (Figura Anexo II 1), contiene la información extraída de las mismas, según el formato en el que se exportan del software Kinescan/IBV:

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Tiempo	X	Y	Z	m	cdpx	cdpy	X	Y	z	m	cdpx	cdpy
2	0,00	8,39	18,78	333,98	3273,78	-31,51	6,30	3,85	-14,55	377,07	-1509,91	-20,89	-11,20
3	0,00	8,59	18,75	333,30	3279,36	-31,65	6,36	4,07	-14,65	376,80	-1497,66	-21,03	-11,12
4	0,01	8,64	18,63	332,90	3253,68	-31,45	6,50	4,27	-14,72	377,07	-1467,25	-21,15	-11,30
5	0,01	8,59	18,58	332,23	3278,67	-31,59	6,36	4,10	-14,77	376,94	-1489,20	-20,95	-11,26
6	0,02	8,45	18,72	331,97	3279,99	-31,47	6,28	4,36	-14,74	376,79	-1466,84	-20,73	-11,04
7	0,02	8,25	18,94	332,25	3299,93	-31,29	6,40	4,15	-14,84	377,33	-1474,61	-20,57	-11,21
8	0,03	8,00	19,13	333,59	3292,17	-31,02	6,29	4,07	-14,96	377,20	-1462,71	-20,65	-11,09

Figura Anexo II 1 Formato de la hoja "Plataformas de fuerza". La primera columna corresponde al tiempo, las columnas en verde corresponden a la plataforma de fuerza A (pie derecho) y las restantes a la plataforma B (pie izquierdo). Para cada plataforma, las columnas utilizadas fueron X, Y y Z que corresponden a la fuerza medida en cada uno de los ejes, según el sistema de referencia configurado (Figura 3)

- Hoja 2: llamada **Cinemática** (Figura Anexo II 2), contiene la información instante a instante de la posición de cada marcador, según el formato en que se exportan del mismo software. A continuación se enumera el listado de columnas que debe poseer esta hoja:

Columna	Campo	Columna	Campo	Columna	Campo	Columna	Campo
1	Tiempo (s,)	11	posicion_cadera_ix	21	posicion_punta_ix	31	posicion_hat_iy
2	angulo_cadera_d	12	posicion_fib_dx	22	posicion_rodilla_dx	32	posicion_maleolo_dy
3	angulo_cadera_i	13	posicion_fib_ix	23	posicion_rodilla_ix	33	posicion_maleolo_iy
4	angulo_rodilla_d	14	posicion_hat_dx	24	posicion_talon_dx	34	posicion_meta_dy
5	angulo_rodilla_i	15	posicion_hat_ix	25	posicion_talon_ix	35	posicion_meta_iy
6	angulo_tobillo_d	16	posicion_maleolo_dx	26	posicion_cadera_dz	36	posicion_punta_dy
7	angulo_tobillo_i	17	posicion_maleolo_ix	27	posicion_cadera_iy	37	posicion_punta_iy
8	distancia_hat_talon_d	18	posicion_meta_dx	28	posicion_fib_dy	38	posicion_rodilla_dy
9	distancia_hat_talon_i	19	posicion_meta_ix	29	posicion_fib_iy	39	posicion_rodilla_iy
10	posicion_cadera_dx	20	posicion_punta_dx	30	posicion_hat_dy	40	posicion_talon_dy
						41	posicion_talon_iy
						42	velocidadz_cadera_i
						43	velocidadz_femur_d

Figura Anexo II 2 Columnas que forman la hoja "Cinemática" en el archivo de entrada de datos



Las terminaciones *_d* corresponden a datos de la pierna derecha, y las terminaciones *_i* a la pierna izquierda. Los campos que al final poseen una *x* o una *y* se refieren a medidas con respecto al eje *x* e *y* respectivamente.

En primer lugar, al abrir el ejecutable el programa solicita ingresar la cantidad de gestos que se van a analizar, esto hace referencia a la cantidad de archivos que se van a seleccionar para realizar las simulaciones (Figura Anexo II 3). Al seleccionar más de un gesto el software permitirá realizar un análisis comparativo entre ellos. Esta funcionalidad puede resultar beneficiosa por ejemplo en el caso de cargar mediciones sobre un mismo paciente y que de la comparación se extraiga un análisis sobre la evolución de las métricas del gesto.

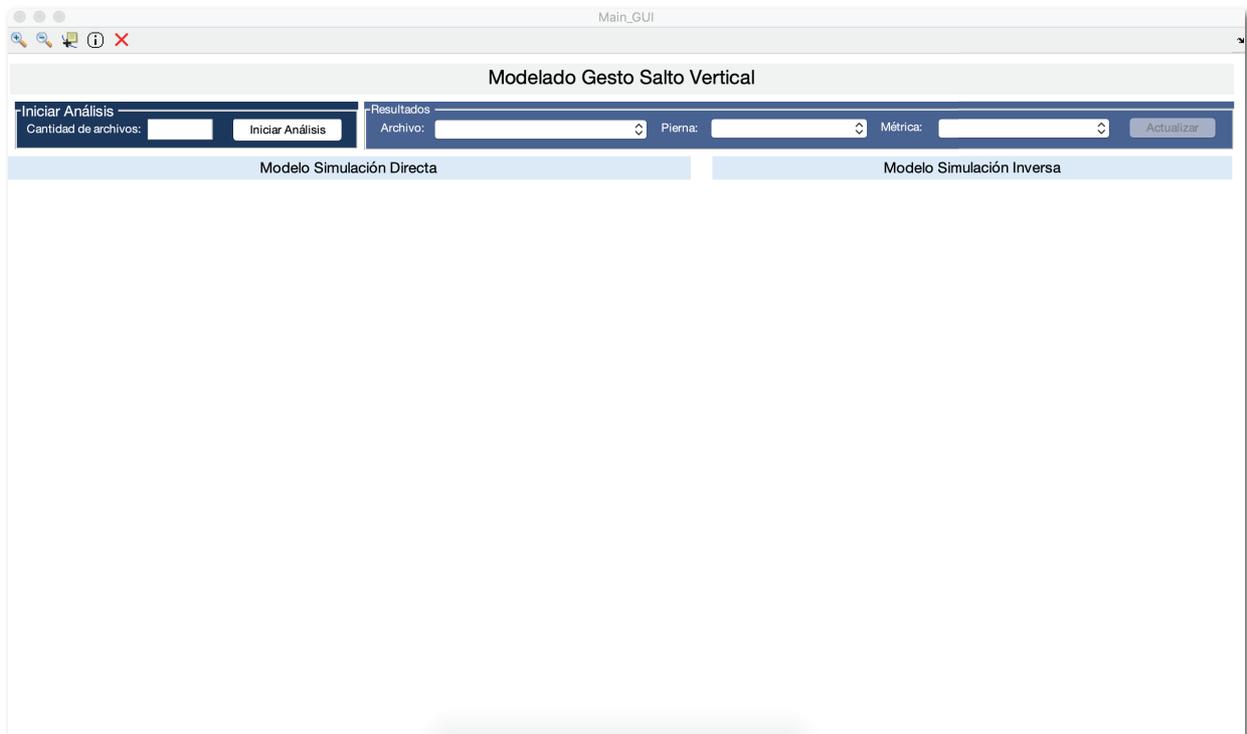


Figura Anexo II 3 Imagen completa de la interfaz visual previo a iniciar el análisis.

Una vez ingresado el valor -debe ser un número entero positivo- haciendo click en el botón “Iniciar Análisis” se comienza a ejecutar el código correspondiente (Figura Anexo II 4).

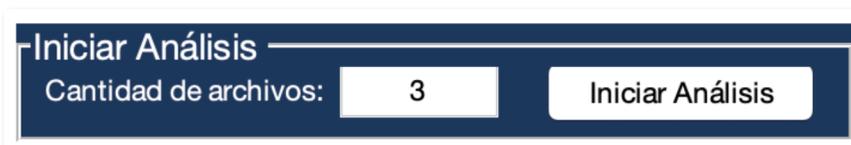


Figura Anexo II 4 Sección Iniciar Análisis



Luego de haber iniciado, el software abre una ventana emergente para que el usuario seleccione el primer archivo a analizar (Figura Anexo II 5). Esta operación se va a repetir tantas veces como cantidad de gestos se haya ingresado en el paso anterior.

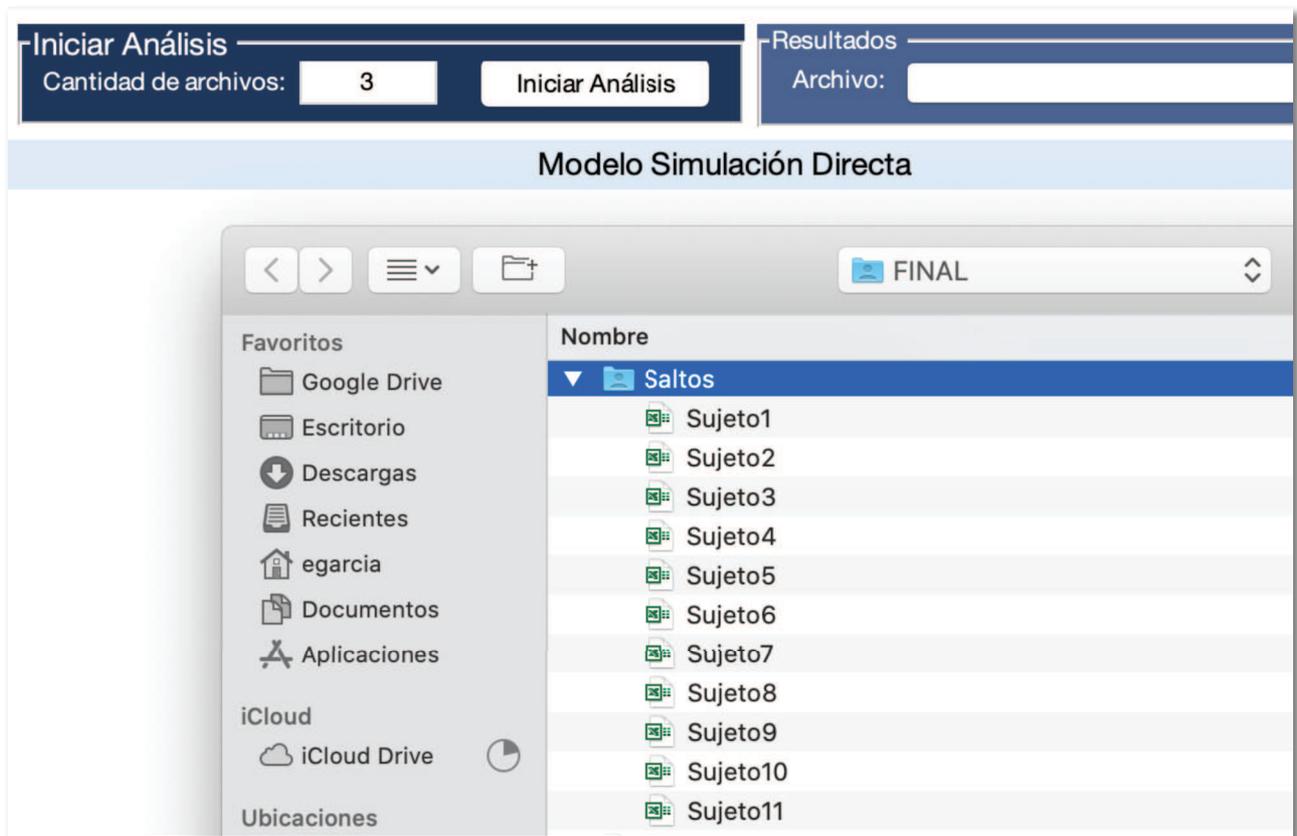


Figura Anexo II 5 Ventana emergente para seleccionar archivos

Para cada uno de los archivos seleccionados, se le solicita al usuario confirmar el instante de inicio del gesto que será utilizado para las simulaciones. Para ello se abre una ventana emergente con el gráfico de la altura del marcador HAT_y para cada instante (Figura Anexo II 6), con una línea vertical que indica el instante Inicio sugerido, en base al método mencionado en la sección *ii.iii. Software desarrollado*. Luego un cuadro de diálogo realiza la pregunta al usuario de si desea modificar el instante calculado automáticamente. En caso afirmativo, el usuario luego debe hacer click sobre el punto en la curva que considera como comienzo del gesto. Se le brinda al usuario la posibilidad de edición y confirmación del instante inicio por posibles artefactos durante la realización del gesto.

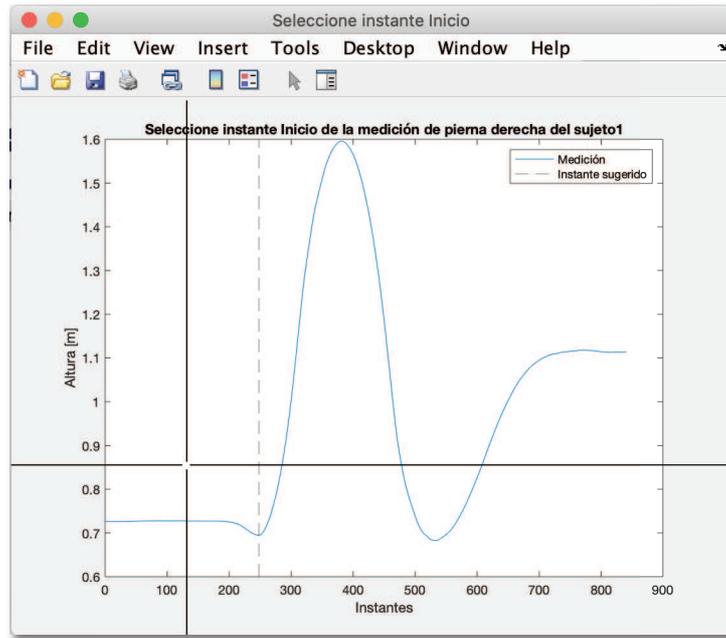


Figura Anexo II 6 Ejemplo de la ventana emergente en la que se selecciona el instante Inicio para cada medición. El doble eje de línea continua negra permite mover el cursor por toda el área del gráfico para posicionarse en las coordenadas x e y deseadas.

Una vez seleccionado el último archivo, el programa dará indicación cuando el procesamiento de los datos haya finalizado (Figura Anexo II 7).

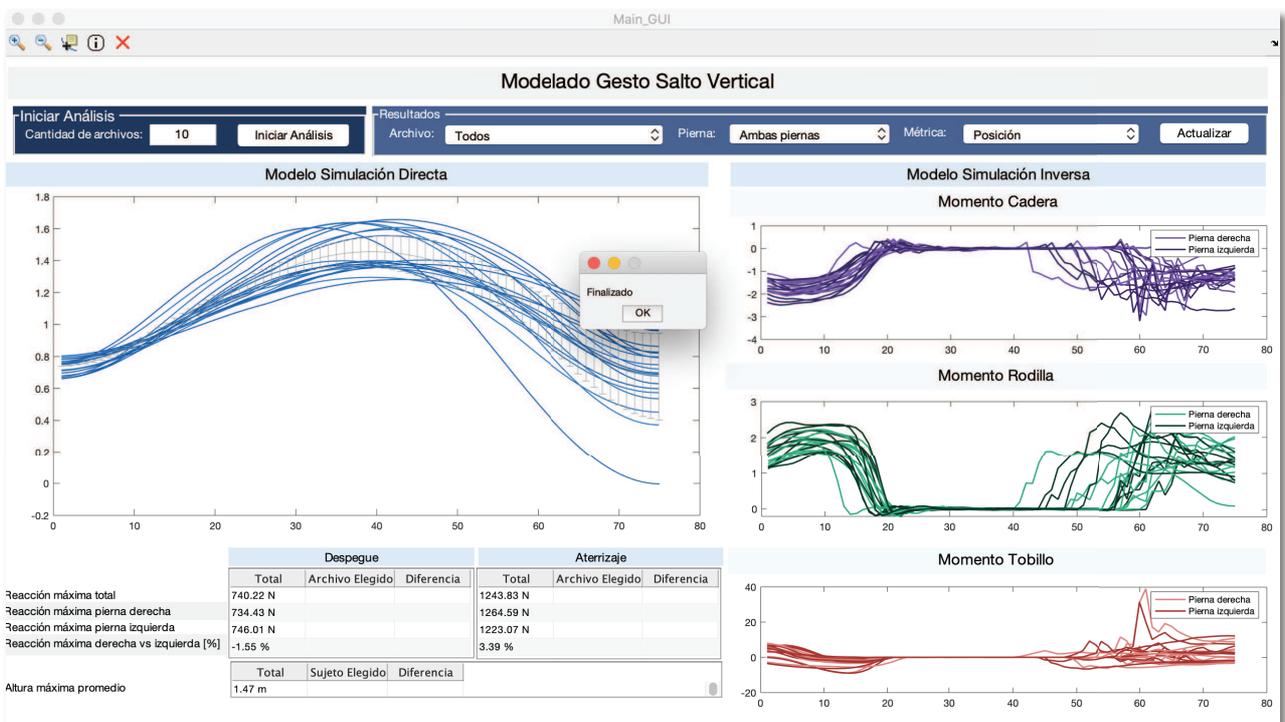


Figura Anexo II 7 Ventana emergente indicando que finalizó el análisis



El siguiente diagrama de flujo representa la navegabilidad de la herramienta:

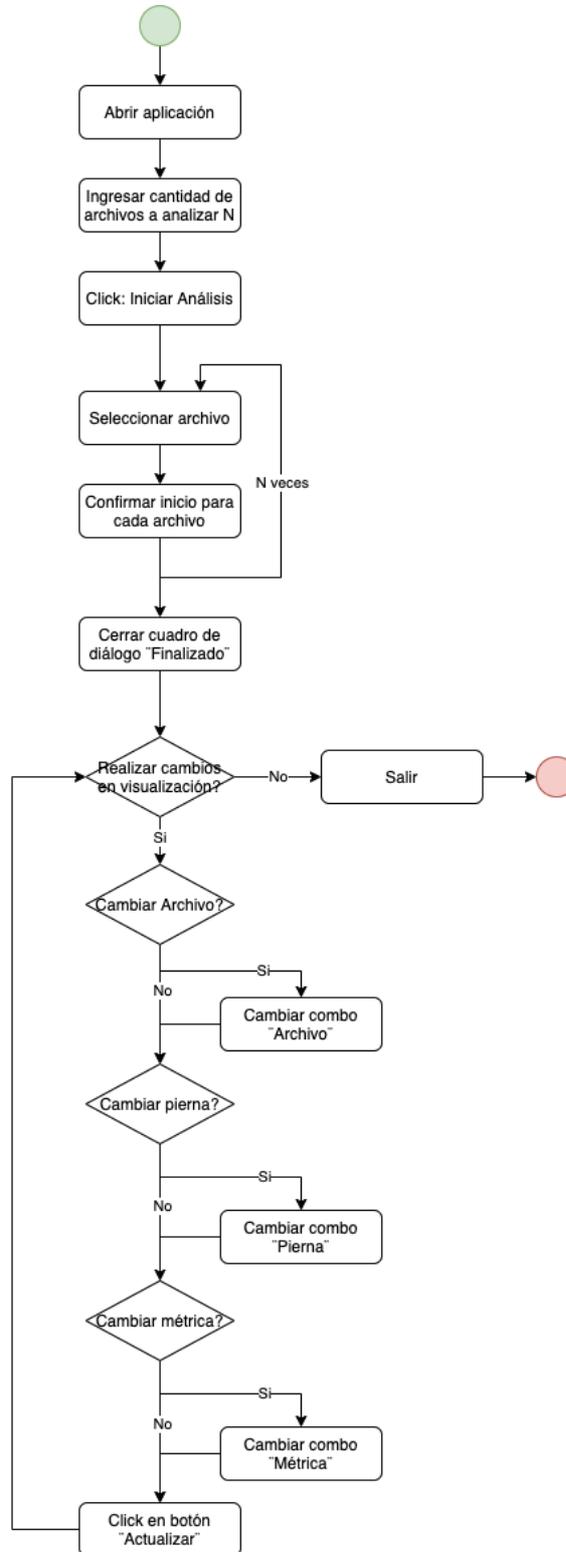


Figura Anexo I 4 Diagrama de flujo de la navegabilidad de la herramienta



Al modificar los combos desplegables en la sección Resultados, se puede personalizar la visualización según lo desee el usuario pudiendo modificar los siguientes campos:

- Archivo: permite mostrar resultados de todos los archivos en simultáneo (si se selecciona “Todos”) o algún archivo en particular al seleccionar su nombre en el listado.
- Pierna: permite seleccionar si se visualiza sólo la pierna derecha, la izquierda o ambas en simultáneo.
- Métrica: este selector sólo aplica para los gráficos de modelo inverso, permite seleccionar entre distintas métricas:
 - Posición de articulaciones tobillo, rodilla y cadera
 - Longitud de segmentos pie, pierna y muslo
 - Ángulo de articulaciones tobillo, rodilla y cadera
 - Velocidad de segmentos pie, pierna y muslo
 - Velocidad angular de segmentos pie, pierna y muslo
 - Aceleración de segmentos pie, pierna y muslo
 - Aceleración angular de segmentos pie, pierna y muslo
 - Momento de articulaciones tobillo, rodilla y cadera
 - Potencia de articulaciones tobillo, rodilla y cadera
 - Reacción del suelo

En la parte superior de la interfaz se encuentra una serie de botones para facilitar la navegabilidad y el uso (Figura Anexo II 8).

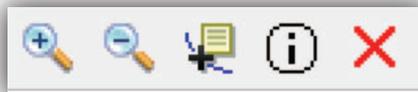


Figura Anexo II 8 Botonera ubicada en la esquina superior izquierda de la pantalla

Referencias:



Acercar: Presionando este botón se podrá hacer acercamientos en cualquiera de los gráficos sobre la zona deseada.



Alejar: si se utilizó la opción de acercamiento, al presionar este botón se podrá hacer alejar la visualización del gráfico seleccionado.



Cursor: al seleccionar este botón, luego se podrá en cualquier gráfico seleccionar un punto de una curva y observar sus coordenadas en los ejes X e Y.



Información: al hacer click sobre este botón, se despliega una imagen con referencias para facilitar al usuario la comprensión.



Cerrar: al hacer click cierra la aplicación.