



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y TECNOLOGÍA
AVANZADA**

**DESARROLLO Y VISUALIZACIÓN DE
ENTORNOS INMERSIVOS PARA EL ANÁLISIS
BIOMECÁNICO DE MOVIMIENTO EN
ATLETAS DE DEPORTES DE COMBATE**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADO EN TECNOLOGÍA

P R E S E N T A :

Carlos Madrigal Flores

DIRECTOR DE TESIS:

M en C. ALEJANDRO DE LEÓN CUEVAS

Juriquilla, Querétaro, 2019





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 Objetivo general	7
1.2 Objetivos específicos	7
1.3 Hipótesis	7
1.4 Meta	8
1.5 Justificación.....	8
1.6 Definición del problema.....	10
Capítulo 2. Marco teórico.....	13
2.1 Biomecánica.....	13
2.1.1 Análisis de movimiento en el deporte	14
2.1.2 Protocolos de análisis de movimiento.....	15
2.2 Realidad virtual	16
2.2.1 Sistema CAVE	17
2.2.2 VR en deportes.....	19
2.3 Sistemas de localización óptica	20
2.3.1 Localizadores ópticos infrarrojos pasivos	21
Capítulo 3. Antecedentes	23
Capítulo 4. Metodología.....	27
4.1 Generación de protocolos biomecánicos	28
4.2 Interpretación de datos de posición adquiridos	54

4.2.1	Unity©.....	54
4.3	Diseño de avatares	67
4.4	Visualización inmersiva utilizando la tecnología CAVE	70
Capítulo 5.	Resultados y discusión.....	71
Capítulo 6.	Conclusión.....	91
6.1	Trabajo Futuro.....	92
Capítulo 7.	Bibliografía	94
Capítulo 8.	Anexo: Respuestas de preguntas cualitativas.....	102

Resumen

Un gran número de atletas de deportes de combate alrededor de mundo son afectados cada año por contusiones a causa del trauma sufrido por los combates cuerpo a cuerpo, causando lesiones peligrosas que ponen en riesgo su calidad de vida. Por lo tanto, aquí esta una oportunidad para desarrollar un modelo virtual que permita estudiar los movimientos del cuerpo a fondo. El objetivo de la investigación es desarrollar un entorno virtual para visualizar un modelo que reproduzca los movimientos de los atletas en un sistema de realidad virtual inmersivo que permita visualizar y estudiar los movimientos de los atletas que participan en combates para prevenir lesiones.

La literatura académica en los sistemas de realidad virtual como el Cave Automatic Virtual Environment (CAVE) del Laboratorio Nacional de Visualización Científica Avanzada (LAVIS) y la experiencia ganada en los avances de la biomecánica fortalecen en argumento que aquí esta una oportunidad para contribuir a resolver el problema de cientos de atletas afectados por los riesgos presentes por los combates. El estudio apunta que la combinación de estos sistemas y la simulación de los movimientos en 3D realizados por los atletas vía realidad virtual inmersiva presentan una opción para ofrecer un análisis biomecánico más íntegro.

Se uso un enfoque multidisciplinario para integrar tecnologías de realidad virtual inmersiva al análisis de movimiento aprovechando los sistemas de localización óptica que son utilizados en la biomecánica con la finalidad de reproducir los movimientos de un atleta. La estrategia de la investigación para direccionar el problema fue basada en la hipótesis de que la visualización inmersiva de los datos de biomecánica puede añadir un valor adicional a la evaluación de la ejecución de los movimientos del cuerpo humano, útil para la mejor apreciación de la trayectoria de maniobras complejas tales como las realizadas a alta velocidad por los deportistas que practican técnicas de contacto.

Los principales resultados del proyecto son la aplicación de protocolos de análisis de movimientos de atletas y la visualización de dichas capturas en un entorno virtual inmersivo realizado a través de un estudio íntegro e interactivo, que brinda al usuario una mejor experiencia visual y retroalimentación para el desempeño seguro de su actividad deportiva. El estudio provee conocimiento novedoso y profundo de cómo los modelos virtuales y localizadores ópticos pueden ser implementados por la ciencia de la salud y el deporte, además de cómo nuevos sistemas pueden ser implementados, contribuyendo al cuerpo del conocimiento.

Palabras claves: Biomecánica, combates cuerpo a cuerpo, localizadores ópticos, CAVE y realidad virtual inmersiva.

Abstract

A large number of combat sports athletes around the world are affected each year by contusions due to the trauma suffered by body-to-body combat, causing dangerous injuries that put their quality of life at risk. Therefore, here it is an opportunity to develop a virtual model that allows studying the movements of the body thoroughly. The objective of the research is to develop a virtual environment to visualize a model that reproduces the movements of the athletes in an immersive virtual reality system that allows to visualize and study the movements of athletes who participate in combats to prevent injuries.

The new virtual reality systems such as the Cave Automatic Virtual Environment (CAVE) of the National Laboratory of Advanced Scientific Visualization (LAVIS) and the experience gained in the advances of biomechanics strengthen the argument that here it is an opportunity to contribute to solve the problem of hundreds of athletes affected by the risks involved in fighting. The study suggests that the combination of these systems and the simulation of the 3D movements made by the athletes via immersive virtual reality present an option to offer a more integral biomechanical analysis.

A multidisciplinary approach was used for the integration of immersive virtual reality in motion analysis taking advantage of the optical localization systems used in biomechanics for the reproduction of the athlete movements. The research strategy to address the problem was based on the hypothesis that the immersive visualization of the biomechanics data can add an additional value to the evaluation of the execution of the movements of the human body, useful for the best appreciation of the trajectory of complex maneuvers such as those performed at high speed by athletes who practice contact techniques.

The main results of the project are the application of athletes' movement analysis protocols and the visualization of these captures in an immersive virtual environment developed through an integrated and interactive study, which offers the user a better visual experience and feedback for the performance of their sport activity. The study provides new and in-depth knowledge of how virtual models and optical locators can be implemented by the science of health and sports, in addition to how new systems can be implemented, contributing to the body of knowledge.

Keywords: Biomechanics, hand-to-hand combat, optical locators, CAVE and immersive virtual reality.

Dedicatoria

Caught hell from my boss
Don't care about my job
Caught a cold from the rain
Don't care if I'm cold
Played every record that I own today
But the only thing I care about got away
The only thing I care about got away

Eels – The Only Thing I Care About

Le dedico este trabajo a Justin Peter Löwenbrau McFinnigan Griffin y a Homero Jay Simpson, de quien aprendí a no dejar de trabajar pese a las circunstancias. También se lo dedico a Griffith, líder de la banda de los halcones quien con su persistencia sobrehumana me inspira a perseguir mis sueños sin importar que impliquen estos. A Tomie (富江), el horror más hermoso que trae obsesión, y me dio la fuerza para continuar. Finalmente, se lo dedico a Samira, aquella semidiosa dueña de las cenizas rojas de mi alma.

Satan, who is the god of this world, has blinded the minds of those who don't believe. They are unable to see the glorious light of the Good News. They don't understand this message about the glory of Christ, who is the exact likeness of God.

2 Corinthians 4:4 New Living Translation (NLT)

Agradecimientos

"In this world, is the destiny of mankind controlled by some transcendental entity or law...?"

*Is it like the hand of God hovering above? At least it is true that man has no control, even
over his own will."*

Berserk

Para la realización de este trabajo se contó con el apoyo de Luis Aguilar, Alejandro de León, Carlos S. Flores y Jair García del Laboratorio Nacional de Visualización Científica Avanzada y Felipe de Jesús Martínez Matehuala, Adrián Jefté Elías Jiménez, Edgar Reséndiz Flores y Carlos Fernando Aranda González, a su vez el resto de los colaboradores del laboratorio universitario de biomecánica.

Se le agradece a Daniel Parra y Ariel Cerón sin quienes no me hubiera sido posible acabar la carrera.

Le doy un especial agradecimiento a Samira por abrir mis ojos al cruel e indiferente mundo en que vivimos. De igual manera a Freya, Letty, Caro, Geraldine y Alejandra por recordarme una y otra vez mi insignificante lugar en el universo. Verdades duras que definen la clase de persona que uno es.

Por último, agradezco a Junji Ito, Gō Nagai, Kentarō Miura y Lord Darkness (en particular por su trabajo El códex de los inmortales) por sus historias que me permitieron continuar en todo momento. Nuevamente hago mención y ahora agradecimiento a Homero J. Simpson y a Justin Peter Löwenbrau McFinnigan Griffin quienes aportaron con las lecciones que necesitaba para seguir trabajando.

Capítulo 1. Introducción

En la película Matrix, escrita y dirigida por las hermanas Wachowski, se tratan varias ideas filosóficas y también se nos presentan tecnologías, como es el caso de la realidad virtual (VR por sus siglas en inglés) que cambia como se vive y percibe la realidad, tal como es el entrenamiento de actividades sin riesgo verdadero al realizarlas, como se muestra durante el entrenamiento del protagonista (Wachowski & Wachowski, 1999).

Cientos de atletas alrededor del mundo que practican deportes de contacto cada año son afectados por traumas físicos que llevan a enfermedades neurodegenerativas e incluso a pérdida de capacidades cognitivas (B. D. Jordan, 2000; Zazryn, McCrory, & Cameron, 2009). De acuerdo a un estudio llevado por el Dr. Pieter Willy (Willy Pieter, 2005) durante 1983 a 1998 en Gales, Reino Unido se presentó un incremento del 45% de lesiones sufridas entre atletas que practican Tae Kwon Do, Karate y Judo. Los trabajos de Barry Jordan y un estudio por parte de la universidad de Utrecht (B. Jordan, 1992; Van Bottenburg & Heilbron, 2006) señalan que durante los combates de boxeo la cabeza es la segunda zona más afectada durante esta práctica deportiva dando como resultado un daño neurológico. El equipo de Tsharni en Australia (Zazryn et al., 2009) ha identificado que el 20% de boxeadores profesionales presentan daño neurológico crónico teniendo como factores causantes la exposición al combate, mal desempeño y factores genéticos (B. D. Jordan, 2000).



En este trabajo se buscó realizar una investigación multidisciplinaria, a fin de integrar tecnologías de VR en conjunto con el análisis de movimiento biomecánico, que permitirá enmarcar parámetros de evaluación al buscar emular la realidad (Barre & Armand, 2014; Boon & Tobias, 2012; DeFanti et al., 2011; Kontaxis, Cutti, Johnson, & Veeger, 2009).

Un deporte de alto impacto como las artes marciales es aquel que bajo sus respectivas reglas se realiza un combate cuerpo a cuerpo. Por sus características, estos deportes representan riesgos, por lo que es necesario estudiarlos a fondo (Hudson Jr, 2009; Zazryn et al., 2009). La biomecánica estudia la cinemática y cinética de un organismo, lo que nos permite estudiar el desempeño de un atleta mediante el análisis de su movimiento. Para esto existen protocolos descritos en la literatura, que permiten estudiar tanto tren superior (brazos) como tren inferior (piernas) (Davis III, Ounpuu, Tyburski, & Gage, 1991; Kontaxis et al., 2009). Es posible adquirir datos de movimiento del tren superior e inferior con sistemas de localización óptica a partir de marcadores montados sobre un objeto o usuario y algoritmos de triangulación de imágenes utilizando cámaras; un ejemplo es el sistema de localización óptica de BTS (BTS Bioengineering, Milan, Italia) (figura 1) que opera con marcadores pasivos y cámaras infrarrojas utilizado en aplicaciones médicas y biomecánicas (Barre & Armand, 2014), (Mezger, Jendrewski, & Bartels, 2013).



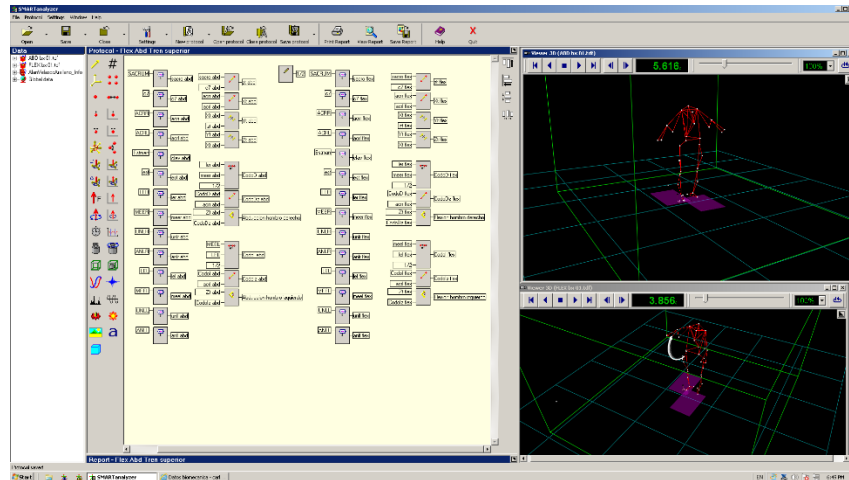


Figura 1. Software de BTS (BTS Bioengineering, Milan, Italy) para análisis de movimiento.

Chris M. Bleakley y sus colaboradores (Bleakley et al., 2015) apoyan que un área emergente de la neurociencia que aprovecha las tecnologías digitales usadas en los videojuegos puede ayudar a mejorar la calidad de vida de las personas que presenta una disminución en sus capacidades motoras y cognitivas (figura 2). Se ha demostrado incluso que factores como son la percepción del espacio y tiempos de reacción se pueden mejorar con el apoyo de videojuegos; aumentando el rendimiento en dichas áreas (Orosy-Fildes & Allan, 1989). Con la aparición de la VR, este tipo de terapias que aprovechan la tecnología digital es incluso posible trabajar en una mayor cantidad de áreas relacionadas a la percepción de los sujetos respecto a su entorno para ayudar a la recuperación de los traumas físicos causados por actividades deportivas. (Bisson, Contant, Sveistrup, & Lajoie, 2007; Fitzgerald et al., 2007).



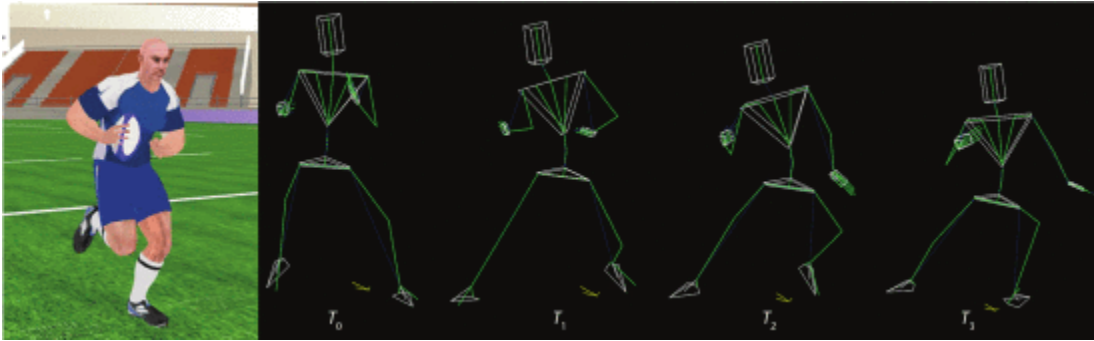


Figura 2. Implantación de la VR en el análisis del desempeño de atletas (en rugby) para mejorar este por (Bideau et al., 2010) demostrado por un modelo virtual de un jugador y una reconstrucción de varias posiciones durante el juego.

La VR es una herramienta en la que podemos desarrollar entornos simulados mediante estímulos visuales y auditivos, entre otros, lo que nos permite generar entornos de entrenamiento que pueden ser empleados para la práctica o estudio de actividades físicas (Burdea & Coiffet, 2003; Chatham, 2007; Witte, Emmermacher, Bandow, & Masik, 2012) de tal modo que sea una herramienta útil en el ámbito del entrenamiento (figura 3) o para fines de visualización científica y el aprendizaje de técnicas dentro del ámbito ingenieril o médico (Burdea & Coiffet, 2003). La VR puede ser empleada al “transportar” a un usuario en un ambiente controlado que le sirva como sistema de entrenamiento, permitiéndole aprender y experimentar en un escenario que podría ponerlo en riesgo a él y a terceros (Burdea & Coiffet, 2003) (Gallagher et al., 2005). También es posible permitirle al usuario situarse en escenarios imaginarios o reales, como pueden ser museos virtuales, monumentos o escenarios históricos, etc.; como ya lo aplican algunas empresas dedicadas a visualización de escenarios virtuales utilizando tecnologías como los cascos de VR (Maach, Azough, & Mekkassi, 2018). Por otro lado, en áreas como la ingeniería se

pueden emplear simulaciones de procesos complejos antes de llevarlos a la realidad (Wolfartsberger, Zenisek, Sievi, & Silmbroth, 2017) e incluso en el campo de la psicología hay casos en los que se han aplicado entornos controlados para tratar enfermedades como la ansiedad (Gradl, Wirth, Zillig, & Eskofier, 2018).



Figura 3. Imagen de (Witte et al., 2012) correspondiente a un estudio utilizando VR para determinar reacción en practicantes de Karate.

Con el actual crecimiento de la VR se han desarrollado plataformas para visualización inmersiva (tabla 1) como es el sistema Cave Automatic Virtual Environment (CAVE por sus siglas en inglés) (DeFanti et al., 2011), como el que se encuentra en el Laboratorio Nacional de Visualización Científica Avanzada (LAVIS). Con relación a la programación de los entornos virtuales, se han usado plataformas tales como Unity© que aunque está orientada a videojuegos, también ha sido ampliamente usada en generar entornos simulados (Pires, Santos, Andrade, Caurin, & Siqueira, 2014; Yang, Lee, Huang, & Hsu, 2016).



Clasificación de sistemas de VR	
Tipo	Descripción
<i>Window system</i>	La pantalla de una computadora provee una ventana o un portal a un mundo 3D interactivo. Usualmente se usan computadoras de escritorio y los usuarios a veces usan lentes 3D para efectos estereoscópicos.
<i>Mirror system</i>	El usuario ve una pantalla de proyección y ve una imagen de sí mismo moviéndose en un mundo virtual. Equipo de video es usado para grabar el cuerpo del usuario. Una computadora sobrepone una imagen cortada en un escenario generado por gráficos de computadora. La imagen cortada de sí mismos en la pantalla refleja (mirrors en inglés) su movimiento, de ahí el nombre del sistema <i>mirror system</i> .
<i>Vehicle-based system</i>	El usuario entra lo que parece ser un vehículo (ej. Un tanque, un avión, un carro, una nave espacial, etc.) y opera controles que simulan movimiento en un mundo virtual. El mundo casi siempre es proyectado en una pantalla. El vehículo puede incluir plataformas móviles para simular movimiento.
<i>Cave system</i>	Los usuarios entran a un cuarto o recinto donde son rodeados por grandes pantallas que proyectan una escena virtual casi continua. Lentes 3D son usados algunas veces para aumentar el sentido de espacio.
Sistemas de VR inmersiva	Los usuarios usan un monitor que sumerge una cantidad de sentidos dentro de estímulos generados por computadora. El head-mounted display (HMD) es una distintiva característica de este tipo de sistemas, aunque no siempre está presente.
Sistemas de realidad aumentada	Los usuarios usan un monitor visual (ej. HMD transmisor) que sobrepone objetos virtuales 3D en escenarios de la vida real.

Tabla 1. Clasificación de sistemas de VR sacada de (Biocca & Levy, 2013), cabe mencionar que los últimos dos términos corresponden únicamente a la definición de VR y realidad aumentada contrario a clasificar algún tipo de sistema de VR.

Otra de las herramientas en la cual se puede apoyar la VR son los sistemas de localización óptica, que permiten detectar posición y rotación de puntos de interés a partir de marcadores montados sobre el objeto o usuario de interés a rastrear (Atanassov, Goma, & Ramachandra, 2016; DeFanti et al., 2011). Los sistemas de navegación por ejemplo son usados en áreas como la biomecánica en pro de obtener información útil de análisis (Barre & Armand, 2014; Riddiford, 2007). La biomecánica, siendo entendida como el área que estudia la cinemática y cinética de un organismo, nos permite estudiar la flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna y externa de articulaciones de interés mediante los ángulos de Euler



obtenidos de marcos de referencia que representan dichas articulaciones. Existen protocolos descritos en la literatura para estudiar tanto tren superior (brazos) como tren inferior (piernas) (Davis III et al., 1991; Kontaxis et al., 2009).

1.1 Objetivo general

Desarrollar un software para la visualización tridimensional inmersiva dentro de un entorno virtual, en el que se pueda interactuar con un avatar que reconstruya el movimiento de un atleta, aportando material complementario para la evaluación integral de su rendimiento.

1.2 Objetivos específicos

1. Aplicar protocolos biomecánicos para la captura de movimiento en atletas con un sistema de localización.
2. Desarrollar un entorno virtual para la interpretación y visualización de los datos adquiridos con el sistema de localización.
3. Integrar el entorno virtual en el sistema de VR inmersiva CAVE del LAVIS UNAM Juriquilla.
4. Evaluación de la herramienta desarrollada, por parte de los expertos para determinar la utilidad del sistema y puntos a mejorar en futuras versiones.

1.3 Hipótesis

La visualización inmersiva de los datos de biomecánica puede añadir un valor adicional a la evaluación de la ejecución de los movimientos del cuerpo humano, útil



para la mejor apreciación de la trayectoria de maniobras complejas tales como las realizadas a alta velocidad por los deportistas de contacto.

1.4 Meta

Tener un entorno virtual inmersivo en que se pueda visualizar un modelo anatómico replicando los movimientos de un atleta capturado en combate con un sistema de localización óptico para dar un análisis de movimiento biomecánico más integro.

1.5 Justificación

Esta investigación fue enfocada en identificar soluciones para los atletas que son afectados cada año por traumas físicos causados por la práctica de combates cuerpo a cuerpo. Actualmente, los deportes de contacto se encuentran inmersos en la cultura e incluso forman parte de la industria del entretenimiento (Hudson Jr, 2009) siendo cada vez más populares entre los jóvenes; sin embargo, estos conllevan riesgos (Willy Pieter, 2005). El trauma físico inmediato al que se somete el cuerpo del practicante durante un combate, se ha visto que afecta negativamente en prácticas a largo plazo influyendo en el desarrollo de enfermedades neurodegenerativas y pérdida de capacidades cognitivas (B. D. Jordan, 2000; Zazryn et al., 2009). Es por esto por lo que se busca el desarrollo de nuevas herramientas tecnológicas para mejorar la calidad del entrenamiento de un atleta en deportes de contacto (B. Jordan, 1992; Zazryn et al., 2009).

En consecuencia, motivado por la necesidad de proporcionar información a los expertos que permita evaluar asertivamente la actividad de los atletas durante un



combate y considerando que el número de atletas afectados aumenta cada año; este proyecto desarrollo nuevas herramientas tecnológicas para mejorar la calidad del entrenamiento de un atleta en deportes de contacto. Se diseñó un software para visualizar los movimientos que realizan los atletas de deporte de mediante el empleo de la VR inmersiva y localizadores ópticos. El software puede ser una herramienta de apoyo al estudiar los movimientos efectuados por cada atleta y ayudar a mejorar las técnicas de combate.

Ya existen ejemplos de cómo la VR puede ser usada para terapia donde (Gradl et al., 2018) trató la ansiedad con esta. O incluso la biomecánica (Jenkins, 2005) tiene dentro de su campo de trabajo el rehabilitar y funcionar como una herramienta de evaluación en la terapia. De manera similar la herramienta en desarrollo cumpliría con el apoyar en el área de la terapia física.

Un punto clave en deportes es la velocidad de reacción (Jenkins, 2005), sin embargo durante la práctica el deportista puede recibir daño físico que puede tener repercusiones a corto y largo plazo, como lo pueden ser el desarrollo de enfermedades neurodegenerativas o pérdida de habilidades cognitivas (B. D. Jordan, 2000; Zazryn et al., 2009) o incluso al efectuar erróneamente las técnicas (Willy Pieter, 2005). Debido a esto, es deseable poder disminuir dicho riesgo mediante el estudio de sus técnicas, aprovechando la tecnología de realidad inmersiva que ya se utilizan para entrenamiento aunque en otras áreas como lo es la medicina o la ingeniería (Gallagher et al., 2005; Wiederhold, 2005; Wolfartsberger et al., 2017). Es necesario desarrollar herramientas que complementen una buena práctica deportiva (B. Jordan, 1992; Kontaxis et al., 2009; Willy Pieter, 2005). Y



aunque en el pasado ya se ha trabajado en desarrollo de software para entrenamiento aplicable a actividades de la vida real, es aún necesario mejorar estos y expandirlo a otras áreas de interés como lo es el combate (Chatham, 2007), en particular para el deporte en este caso.

Acorde al equipo de Benoit Bideau y el equipo de Ji Qingge (Bideau et al., 2010; Ji, Pan, & Li, 2003) mientras que una visualización en dos dimensiones de un deportista (ej. Captura de video con una cámara óptica) puede ofrecer puntos claves para analizar la técnica del atleta, es cierto que se pierde información al limitarse a una perspectiva. En consecuencia, una herramienta de visualización en 3D es superior al no presentar estas limitantes antes mencionadas.

1.6 Definición del problema

La Revista Mexicana de Neurociencia (Navarrete, 2001), señala que “el boxeo y el karate son deportes de contacto que pueden causar contusiones cerebrales por colisiones, caídas o sacudidas bruscas de la cabeza sin golpe directo” las cuales pueden ocasionar daños cerebrales acumulativos por constante práctica deportiva. De acuerdo al estudio realizado por la Asociación de Neurología Cognitiva y comportamiento de San Paulo Brasil (lanof et al., 2014) el síndrome TBI (Traumatic Brain Injure) Lesión cerebral traumática (en español) es un importante problema de salud pública en nuestras sociedades que debe ser atendido y reconocido oportunamente; se estima que hasta un 10% de los casos reportados de TBI tiene un origen en la práctica de algún deporte.



Los problemas asociados con los traumas físicos sufridos por los atletas que realizan combates cuerpo a cuerpo han identificado otros factores involucrados en el apropiado desempeño de los atletas; estos factores son:

A. Riesgos latentes

Existe un riesgo latente de daño físico no solo instantáneo sino a largo plazo en la práctica de deportes de alto impacto como lo son los deportes de combate por lo que es deseable desarrollar nuevas herramientas tecnológicas para poder ayudar a mejorar el desempeño de los atletas (B. D. Jordan, 2000; Willy Pieter, 2005; Zazryn et al., 2009).

B. Limitación de herramientas tecnológicas

Aunque actualmente ya se usan herramientas como las que ofrece la biomecánica, para el análisis del rendimiento del atleta, estas todavía están limitadas en cuanto a la capacidad de expresar los resultados de una manera íntegra y practica para los atletas (Bideau et al., 2010; Kajastila & Hämäläinen, 2015; Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).



C. Análisis de actividad deportiva

Cuando un atleta pretende analizar su actividad deportiva mediante una captura de video, está limitado por la perspectiva de la cámara causando pérdida de datos relevantes, que les permita evaluar su actividad y corregir sus movimientos para minimizar lesiones o traumas en un futuro (Bideau et al., 2010; Witte et al., 2012).

En conclusión, el hecho es que un factor importante en el análisis de movimiento y su corrección para perfeccionar una técnica de combate junto con minimizar los posibles traumas y lesiones es la visualización 3D de la captura por lo que se requiere generar tecnologías de visualización que permitan esto.



Capítulo 2. Marco teórico

2.1 Biomecánica

La biomecánica es la ciencia que se encarga de estudiar el movimiento de un organismo vivo refiriéndose a las fuerzas que actúan sobre este (Jenkins, 2005). Esta ciencia estudia la cinemática y cinética de un organismo, por lo que nos permite estudiar la flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna y externa de dos articulaciones de interés mediante los ángulos de Euler (siendo este un ejemplo de los modelos matemáticos que se pueden aplicar dentro de esta área) obtenidos de marcos de referencia que representan dichas articulaciones. Existen protocolos descritos en la literatura para estudiar tanto tren superior (brazos) como tren inferior (piernas) (Davis III et al., 1991; Kontaxis et al., 2009). La biomecánica puede ser aplicada a diversas áreas como lo son la ciencia de la salud tal como de la fisioterapia o incluso dentro de la ciencia del deporte (figura 4) donde puede ir desde su estudio hasta la mejora en el rendimiento de los practicantes de un dado deporte.





Figura 4. Foto de la unidad de biomecánica de la UNAM Juriquilla donde se realizan las capturas de movimiento con un sistema de localización óptica. En la foto se está realizando un análisis de carrera.

2.1.1 Análisis de movimiento en el deporte

Hoy en día los deportes forman una parte fundamental de la cultura (Hudson Jr, 2009). El ejercicio físico en que, basado en normas definidas para cada actividad, se hace prácticas de habilidades físicas las cuales pueden ser evaluadas dentro de una competencia (Jenkins, 2005). Estas prácticas permiten a los deportistas mejorar varias habilidades motrices entre otras que pueden ser escaladas a otros aspectos de la vida. Además, al presentar técnicas específicas permite su evaluación mediante técnicas de biomecánica ofreciendo una forma de mejorar el rendimiento del atleta.

Los deportes se pueden dividir en una variedad de estos dependiendo de ciertas características que presenten, dentro de estos en particular se encuentran los deportes de alto impacto como lo son los deportes de combate. Un deporte de combate o alto impacto es aquel deporte de contacto en que bajo sus respectivas reglas se simula un combate cuerpo a cuerpo tratando de emular las técnicas que se utilizarían en cada deporte (Hudson Jr, 2009). Por la naturaleza de este tipo de deportes se presentan riesgos que en otros deportes no son tan latentes y por lo que es necesario desarrollar nuevas técnicas y tecnología para atenuar dichos riesgos (Zazryn et al., 2009).

2.1.2 Protocolos de análisis de movimiento

Un protocolo biomecánico o de análisis de movimiento permite estudiar los parámetros relacionados al movimiento involucrado en la ergonomía, el área clínica o el deporte; y engloba desde la identificación de factores relevantes hasta su medición y análisis (Kontaxis et al., 2009). Dicho tipo de protocolo permite el análisis de movimientos característicos en un dado deporte como mencionado anteriormente y es una herramienta vital dentro de la biomecánica (Kontaxis et al., 2009) además ofreciendo la oportunidad de buscar soluciones innovadoras para los riesgos que se encuentran en los deportes de combate.



2.2 Realidad virtual

La VR se refiere a la generación de entornos inmersivos generados utilizando tecnología informática para que dichos entornos emulen el introducir al usuario a una determinada simulación (Tougaw & Will, 2003).

Es sabido que una simulación puede ser no solo aprovechada para el entretenimiento sino también para adquirir habilidades y entrenar de un modo eficiente y rápido sin riesgos cuando se lleva a cabo correctamente (Chatham, 2007; Wiederhold, 2005; Witte et al., 2012). Es posible apreciar lo anterior en la presencia de VR y realidad aumentada en smartphones o tablets, cascos, proyectores o pantallas. Ejemplos de estos dispositivos incluyen Oculus Rift, HTC Vive y el sistema CAVE; cada uno con sus respectivas características (Bonetti, Warnaby, & Quinn, 2018; Borrego, Latorre, Alcaniz, & Llorens, 2018; Cruz-Neira, Sandin, & DeFanti, 1993; DeFanti et al., 2011). El sistema de VR CAVE utiliza un sistemas de navegación óptica junto con imágenes estéreo proyectadas en pantallas para ofrecer VR inmersiva no invasiva que además es capaz de dar una experiencia íntegra dentro de un entorno virtual, eliminando el problema de disociación con el cuerpo o la necesidad de equipo montado sobre el usuario (Cruz-Neira et al., 1993; DeFanti et al., 2011; Witte et al., 2012), como el que se encuentra en el Laboratorio Nacional de Visualización Científica Avanzada - LAVIS UNAM Campus Juriquilla (figura 5).

Para el desarrollo de entornos virtuales se pueden utilizar motores de desarrollo de videojuegos como lo es Unity©, que no solo tiene herramientas de acceso fácil, además de que es ampliamente compatible con una amplia variedad de



dispositivos, incluyendo el sistema CAVE o el Oculus Rift, sino además ya tiene antecedentes en ámbitos de investigación (Pires et al., 2014; Yang et al., 2016). Cabe mencionar que se han utilizado ya entornos de VR tanto para visualización de datos como para entrenamiento, desde su aplicación en el área médica y en ingeniería, hasta en ámbitos relacionados con entrenamiento en actividades físicas y de combate (Chatham, 2007; Gallagher et al., 2005; Witte et al., 2012; Wolfartsberger et al., 2017).



Figura 5. Sistema CAVE del LAVIS siendo utilizado por un usuario para realizar una visualización inmersiva.

2.2.1 Sistema CAVE

El sistema CAVE es una sala para la visualización de entornos de VR inmersiva que consiste en una serie de paredes en las que se proyectan imágenes estéreo las cuales con la ayuda de gafas especiales el usuario es capaz de visualizar el entorno en 3D. Este fue desarrollado inicialmente en 1992 en el Laboratorio de Visualización

(EVL por sus siglas en ingles) en la Universidad de Illinois. En particular aquí se hablará del modelo VisCube™ C4 (figura 6) que es el modelo que se puede encontrar en le LAVIS. Este modelo se presenta como accesible y de alto desempeño además de que nos ofrece una resolución de 1920×1200 o de 2560×1600 en los proyectores, VR multi uso: mono, 3D estéreo o seguimiento estéreo 3D. El sistema mide 7.29mX4.93m de superficie con una altura de 2.7m, lo cual permite tener el sistema en un espacio compacto además de que este sea utilizado por múltiples usuarios simultanéate con un sistema mínimamente invasivo (las gafas únicamente) (Cruz-Neira et al., 1993; DeFanti et al., 2011).

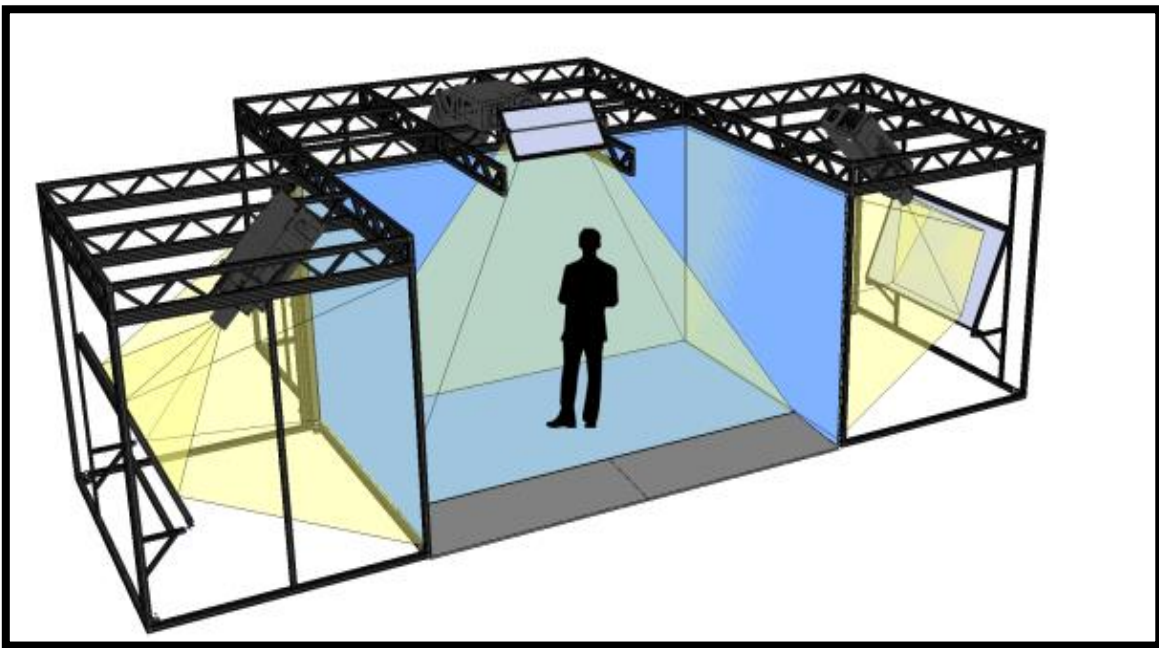


Figura 6. Diagrama de sistema CAVE con usuario al centro mientras que hay una proyección en las tres paredes y el suelo del cuarto. Imagen sacada de (“Visbox, Inc.,” n.d.).

2.2.2 VR en deportes

Los sistemas de VR como ya se ha mencionado, son utilizados en varias áreas de la ciencia y la ingeniería (Gallagher et al., 2005; Tougaw & Will, 2003; Wolfartsberger et al., 2017) sin embargo, esta herramienta también tiene sus usos dentro de otras áreas como lo es la actividad física y el deporte (Fitzgerald et al., 2007; Ji et al., 2003). Aunque originalmente la VR se puede utilizar para el análisis de los atletas, esta es mayormente aprovechada para mejorar el rendimiento de estos. Se ha visto en programas militares como la VR se pudo utilizar para mejorar las habilidades de los reclutas en habilidades físicas clave durante sus prácticas al emular estas actividades con sistemas de VR (Chatham, 2007). Este tipo de herramientas también ha sido usado desde poder emular el entrenamiento de cierto deporte como lo puede ser el rugby hasta el karate por mencionar algunos casos, en donde se ha aprovechado la interface tridimensional para replicar la experiencia que implica cada respectivo deporte de tal modo que el análisis de estos pueda ser llevado a cabo en entornos más accesibles para el experimentador (Bideau et al., 2010; Witte et al., 2012). De igual manera el uso de herramientas de VR permite mejorar la práctica al no solo permitir visualizar sino además interactuar con entornos que promueven la practica correcta de entrenamientos de modo que estos sean terapéuticos al corregir errores en el entrenamiento (Fitzgerald et al., 2007). Lo cierto es que actualmente se busca integrar estas tecnologías principalmente utilizando métodos de captura de movimiento para generar modelos que sean útiles dentro de la mejora en cuanto al rendimiento de un atleta ya sea en cuanto a mejora de táctica, técnica o corrección de alguna actividad mal desarrollada (Ji et al., 2003).



2.3 Sistemas de localización óptica

Se ha trabajado con información en tres dimensiones (refiriéndonos a coordenadas cartesianas) desde hace décadas, sin embargo, ha sido hasta la actualidad que con la aparición de mejores métodos de visualización estos han tomado mayor relevancia en ámbitos como gráficos computacionales, imágenes médicas, VR entre otras. Por esto mismo se han desarrollado técnicas para recuperar la información en tres dimensiones de objetos en el espacio (Malik, 2011).

Se puede definir la tecnología de localización 3D como la medición de un objeto en el espacio definido bajo 6 grados de libertad: tres coordenadas de posición y tres coordenadas angulares de orientación relativos a un punto conocido en un espacio definido (“3D Localization and Imaging Technology | PS-Tech,” n.d.; Malik, 2011). Los sistemas de localización óptica en este caso permiten detectar posición y rotación de puntos de interés a partir de marcadores montados sobre el objeto o usuario de interés a rastrear (Atanassov et al., 2016; DeFanti et al., 2011; “Optical Tracking Explained | PS-Tech,” n.d.). En términos generales se presenta el concepto de un sistema de navegación que similarmente al GPS nos permite posicionar un objeto en el espacio, lo cual ha sido adoptado en áreas como la biomecánica y permite obtener información útil a partir de un sistema de navegación óptico de marcadores (Barre & Armand, 2014; Riddiford, 2007). En este caso se utilizó el sistema de localización óptica de BTS para la captura de movimiento de los atletas.



2.3.1 Localizadores ópticos infrarrojos pasivos

Existen dos tipos de sistemas de localización óptica respecto a la forma en que el sistema opera, en ambos casos se requiere de un mínimo de dos cámaras capaces de detectar en el rango del infra rojo (IR) el cual no es dañino para el humano y al aumentar el número de estas se obtienen mejores resultados ya que las cámaras son capaces de recuperar la posición del objeto. La diferencia radica en el tipo de marcaje que presente el objeto, siendo este mediante un método activo, los cuales emite IR o pasivo que reflejan IR (figura 7). El caso de marcadores pasivos, como los que son utilizados en los sistemas CAVE y BTS (figuras 8 y 9), consisten en marcadores reflejantes de IR a los cuales se les índice esta frecuencia por parte de las cámaras que individualmente recuperan la posición en 2D y en conjunto devuelven la posición 3D (Barre & Armand, 2014; Cruz-Neira et al., 1993; “Optical Tracking Explained | PS-Tech,” n.d.).

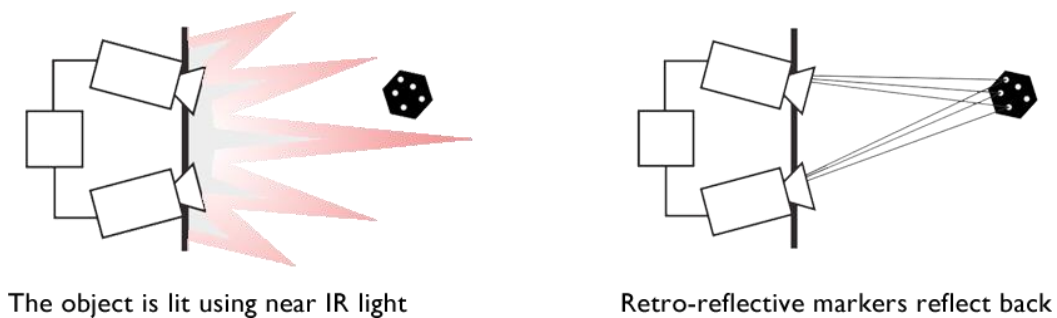


Figura 7. Diagrama mostrando diferencia entre marcadores activos en la izquierda y pasivos a la derecha (“Optical Tracking Explained | PS-Tech,” n.d.).

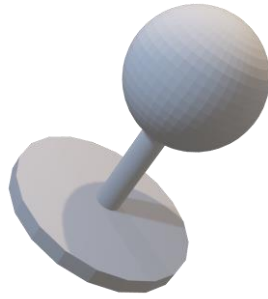


Figura 8. Modelo CAD diseñado en Tinkercad (“Tinkercad | Create 3D digital designs with online CAD,” n.d.) a partir de marcadores reflejantes de IR usados en sistema BTS.



Figura 9. Colocación de marcadores pasivos en practicante de taekwondo por parte de fisioterapeuta para realizar la captura de movimiento.

Capítulo 3. Antecedentes

Desde la época de los griegos y los romanos en el 688 A.C. se tiene registro del interés de la humanidad por la violencia y en particular deportes relacionados a esta tales como los deportes de contacto lo cual se mantiene cierto en la actualidad con múltiples deportes; un ejemplo es el boxeo también conocido como pelea de puños en el que los resultados negativos son más visibles que en otros deportes de índole similar, este se originó en dichas civilizaciones antes mencionadas y aunque perdió su auge durante la edad media para ser retomado por Gran Bretaña durante el siglo 18. Durante esta transición se establecieron las reglas de Queesberry que marcan el boxeo moderno además de que se buscó atenuar los posibles riesgos relacionados por parte de la comunidad médica mediante la implementación de reglas de seguridad (B. Jordan, 1992; Van Bottenburg & Heilbron, 2006). Ante la consideración del desgaste físico y los riesgos asociados a deportes de contacto se ha determinado la cabeza como la segunda zona más afectada durante esta práctica deportiva además dando como resultado daño neurológico (Zazryn et al., 2009) se ha identificado que el 20% de boxeadores profesionales presentan daño neurológico crónico teniendo como factores causantes la exposición al combate, mal desempeño y factores genéticos (B. D. Jordan, 2000).

Por otro lado, también se debe hablar de las artes marciales, tales como karate, taekwondo y judo, que tienen gran popularidad entre los jóvenes e incluso van en aumento. Sin embargo, este aumento no solo se ve reflejado en practicantes (por ejemplo 1 millón de practicantes jóvenes en Estados Unidos), también se puede ver



en el incremento de lesiones relacionadas (tabla 2); un incremento en un 45% entre 1983 a 1998 en Gales (Willy Pieter, 2005). Dicho esto, es evidente que con la creciente popularidad de deportes de alto impacto como lo son las artes marciales también hay la necesidad de desarrollar herramientas que ayuden en la prevención y buena práctica de este tipo de deportes.

Estudios de lesiones en jóvenes practicantes de Judo, Karate y Taekwondo						
Deporte	Estudio	Duración de supervivencia de lesiones	Lesiones		Muestra	Porcentaje de lesiones [%]
			Sexo	Número		
Judo	(Willy Pieter & De Créé, 1997)	1 torneo	M	25	111	22.52
			F	17	62	24.42
	(James & Pieter, 1999)	1 torneo	M	54	417	13.00
			F	45	270	16.70
Karate	(Tuominen, 1995)	No especificado	M	33	-	-
			F	1	-	-
	(W Pieter, 1998)	1 torneo	M	76	218	34.86
			F	32	84	38.10
Taekwondo	(W Pieter, Bercades, & Heijmans, 1998)	1 torneo	M	20	139	14.39
			F	7	43	16.28
	(Willy Pieter & Zemper, 1997)	3 torneos	M	354	3341	10.60
			F	87	917	9.49
	(Beis, Tsaklis, Pieter, & Abatzides, 2001)	1 temporada	M	76	1223	6.21
			F	52	767	6.78
	(Willy Pieter, 2002)	1 torneo	M	31	170	18.20
			F	18	89	20.20

Tabla 2. Estudios hechos respecto a lesiones en jóvenes practicantes de diferentes disciplinas en varios lugares del globo: Judo, karate y taekwondo; para demostrar la relevancia de implementar nuevas medidas preventivas o que apoyen al atleta (Willy Pieter, 2005).



Cabe mencionar que algunos de los síntomas derivados del daño neurológico crónico incluyen disminución en las capacidades motoras y cognitivas asemejándose al Alzheimer (B. D. Jordan, 2000). Por otro lado, existe un área emergente de la neurociencia que aprovecha las tecnologías digitales como son los videojuegos para mejorar la calidad de vida de gente de edad avanzada, los cuales presentan normalmente una disminución en sus capacidades motoras y cognitivas (Bleakley et al., 2015) se ha demostrado incluso que factores como son la percepción del espacio y tiempos de reacción se pueden mejorar con el apoyo de videojuegos; aumentando el rendimiento en dichas áreas (Orosy-Fildes & Allan, 1989). Con la aparición de la VR, este tipo de terapias que aprovechan la tecnología digital es incluso posible trabajar en una mayor cantidad de áreas relacionadas a la percepción de los sujetos respecto a su entorno (Bisson et al., 2007; Fitzgerald et al., 2007).

La VR tiene su origen en la ciencia ficción, sin embargo, tras más de 20 años de desarrollo, hoy en día esta ha tomado una relevancia social tal que tiene aplicaciones en visualización científica o de ingeniería, desarrollo de videojuegos y como ya mencionado en el sector de la neurobiología o incluso en la ciencia del deporte buscando mejorar el rendimiento de los atletas (Bisson et al., 2007; Ji et al., 2003; Tougaw & Will, 2003). Los sistema de VR orientada a entornos inmersivos ofrecen gran calidad y resolución de la simulación, por dichas características es de gran utilidad en el desarrollo tecnológico de herramientas que aprovechen la VR (Cruz-Neira et al., 1993; DeFanti et al., 2011). Otra área de interés es la biomecánica, la cual es el área de la ciencia que estudia la cinética y cinemática de



organismos vivos y nos permite identificar características de interés en cuanto al movimiento humano lo cual nos puede ser útil no solo en la mejora del rendimiento de un atleta si no también en el tratamiento de lesiones relacionadas al cuerpo humano (Kontaxis et al., 2009). Ya se implementan tecnologías tales como la VR en aplicaciones relevantes al deporte como lo muestra el diagrama de la (figura 10) basado en múltiples trabajos involucrando estudios de deporte con sistemas de realidad virtual sin embargo, aún es necesario desarrollar herramientas que permitan prevenir o disminuir los riesgos en prácticas deportivas además de dar un tratamiento más integro al atleta (B. Jordan, 1992; Kontaxis et al., 2009).

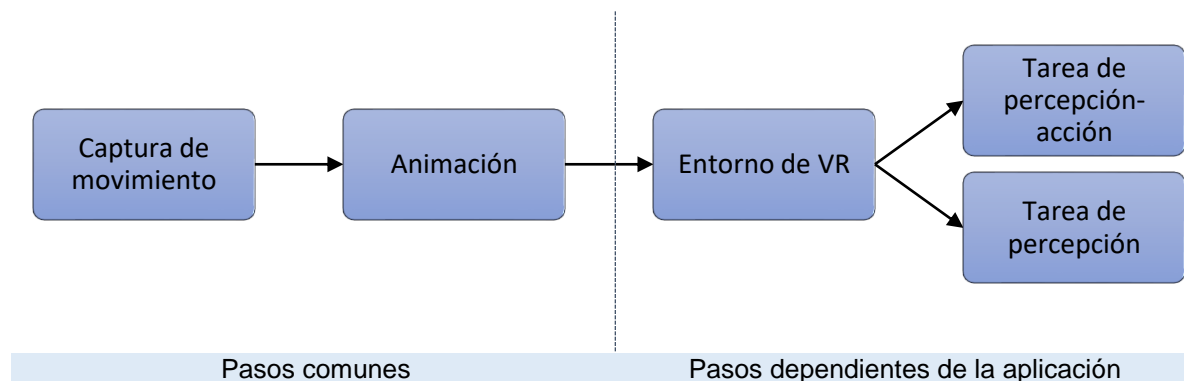


Figura 10. Diagrama general para estudios de análisis de deporte involucrando VR acorde a (Bideau et al., 2010) basado en trabajos de esta índole. En el caso de esta investigación se agregaría un paso entre la animación y el entorno de VR que corresponde a desarrollo del entorno de VR.



Capítulo 4. Metodología

La metodología se divide en tres etapas (figura 11): la primera etapa corresponde al trabajo que se desarrolla en la unidad de biomecánica, para esto se aplicaran protocolos de tren superior e inferior acorde a la literatura, enfocados en analizar una actividad estandarizada: sentadillas y salto para tren inferior y abducción y flexión para tren superior. Aquí es donde se llevarán a cabo las capturas de movimiento mediante el seguimiento de marcadores pasivos y sus respectivos análisis para la evaluación del atleta.

La segunda fase tiene que ver con la generación del entorno virtual. Ya que el sistema de captura de movimiento regresa datos de posición de los marcadores, se opta por utilizar la plataforma Unity© para su interpretación tridimensional inicialmente asignando los valores a una serie de componentes esféricos representando los marcadores. Cabe mencionar que dado que la captura de movimiento puede presentar perdida de datos se requiere de una interpolación de la señal previo a su uso. Finalmente se ligarán los datos de posición con un avatar utilizando los marcadores para generar las rotaciones y translaciones adecuadas.

La tercera etapa es la visualización en un sistema CAVE. Dado que Unity© es compatible con este mediante la biblioteca MiddleVR únicamente se requerirá de las adecuaciones para que el entorno virtual pueda ser visualizado. También se agregarán las interacciones de interés con el sistema tales como el moverse dentro del entorno. Tras esta implementación el sistema será presentado a los expertos de deporte, como lo son los biomecánicos, para su evaluación cualitativa que pueda



dar indicaciones de las modificaciones necesarias para la mejora del sistema. Para esto se propone aplicar un cuestionario enfocado a recuperar las observaciones de los expertos de donde se planteen las pautas para mejorar el sistema en versiones posteriores.

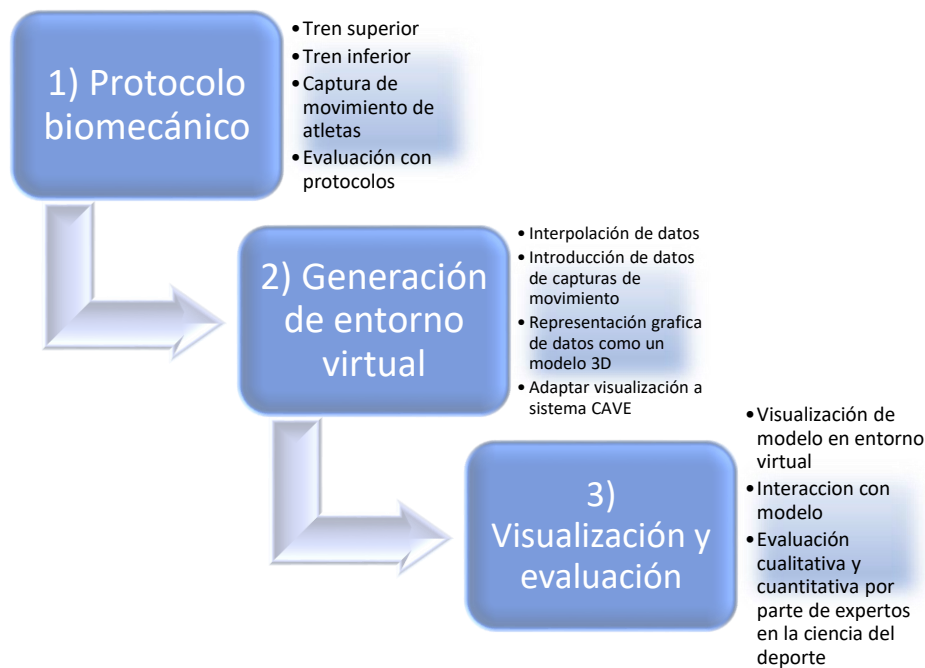


Figura 11. Diagrama mostrando la metodología general seguida en este trabajo.

4.1 Generación de protocolos biomecánicos

Por parte del tratamiento de datos adquiridos en el sistema de captura BTS, se plantea la siguiente serie de 5 pasos (figura 12), para poder analizar los resultados biomecánicos que permitirán evaluar a los voluntarios de quienes se tomaran sus datos para el modelado necesario para el análisis biomecánico.

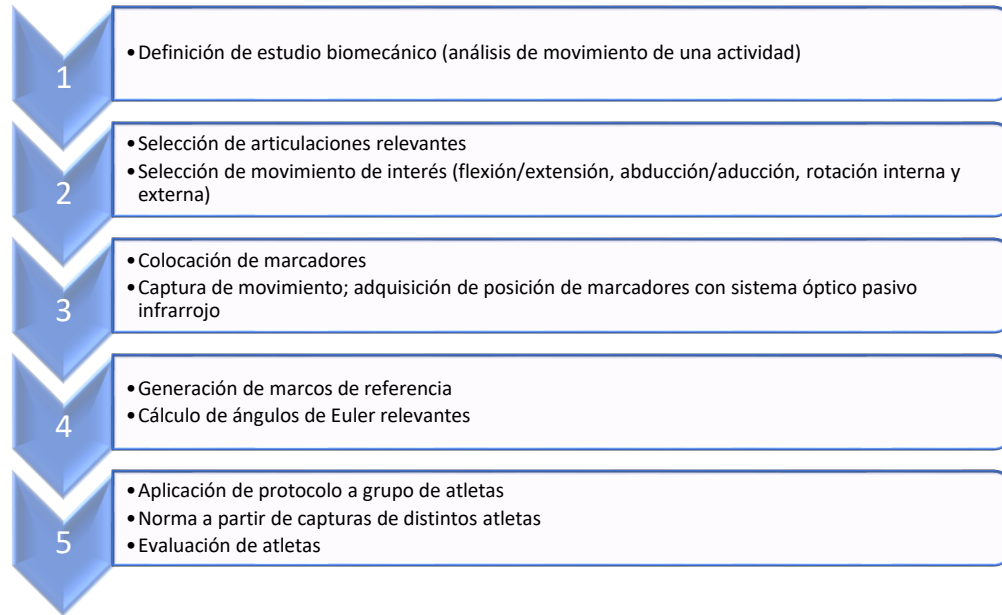


Figura 12. Serie de 5 pasos los cuales son requeridos para generar los protocolos biomecánicos desde el tratamiento de los datos obtenidos hasta su aplicación para realizar operaciones con dichos datos.

Los protocolos biomecánicos son detallados más a fondo en la siguiente sección donde se desglosan los cálculos realizados para tren superior e inferior; el modelo de brazos y el modelo de piernas respectivamente.

Se utilizaron protocolos biomecánicos para evaluar el rendimiento de los atletas mediante los ángulos de Euler relevantes acorde a la literatura para articulaciones esenciales como lo son húmero y antebrazo para tren superior y rodilla junto con tobillo para tren inferior. Para esto se planteó utilizar los ciclos de sentadilla en el caso de tren inferior y ciclo de abducción bilateral para tren superior. Para esto se requiere una medición indirecta de estas variables ya que se puede hacer un seguimiento (posición en x, y, z a través del tiempo) de las articulaciones sin embargo se requieren realizar operaciones sobre estos para poder determinar los

ángulos de Euler de donde se puedan estudiar los ciclos al comparar como los ángulos cambia conforme se realiza una actividad.

Cabe mencionar que para la aplicación de cada protocolo se siguieron tres pasos como se muestran en la (figura 13), donde se selecciona una actividad a evaluar y en base a esta se colocan los marcadores correspondientes al protocolo para su análisis, además. Las actividades por evaluar se seleccionaron para que sean aplicables a los atletas de distintas disciplinas sin requerir previo entrenamiento: flexión alternada y abducción bilateral de hombro, saltos y sentadillas.

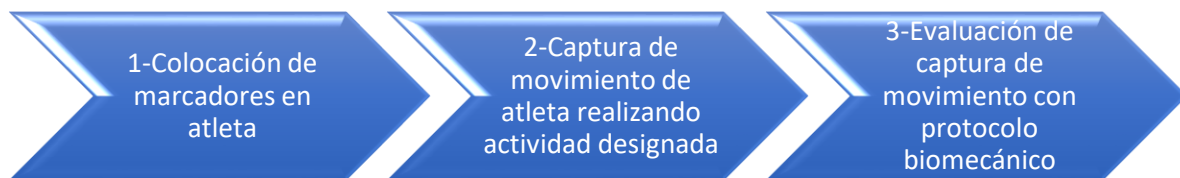


Figura 13. Etapas para la captura de movimiento de los atletas. Las indicaciones específicas para cada captura son acordes a las variables a evaluar.

Protocolo de tren superior

Para el protocolo de tren superior se requirieron 5 marcos de referencia (tabla 3), correspondientes al tronco, húmero y antebrazo de cada brazo para poder a partir de estos calcular los ángulos de Euler ZYX (figuras 14 y 15), de los hombros y antebrazos (Kontaxis et al., 2009).

Nomenclatura tren superior	
Nomenclatura:	Marco de referencia:
R_T	Tronco
R_{CD}	Húmero derecho
R_{CI}	Húmero izquierdo
R_{MD}	Antebrazo derecho
R_{MI}	Antebrazo izquierdo

Tabla 3. Nomenclatura de marcos de referencia usados para obtener los ángulos de Euler para tren superior.

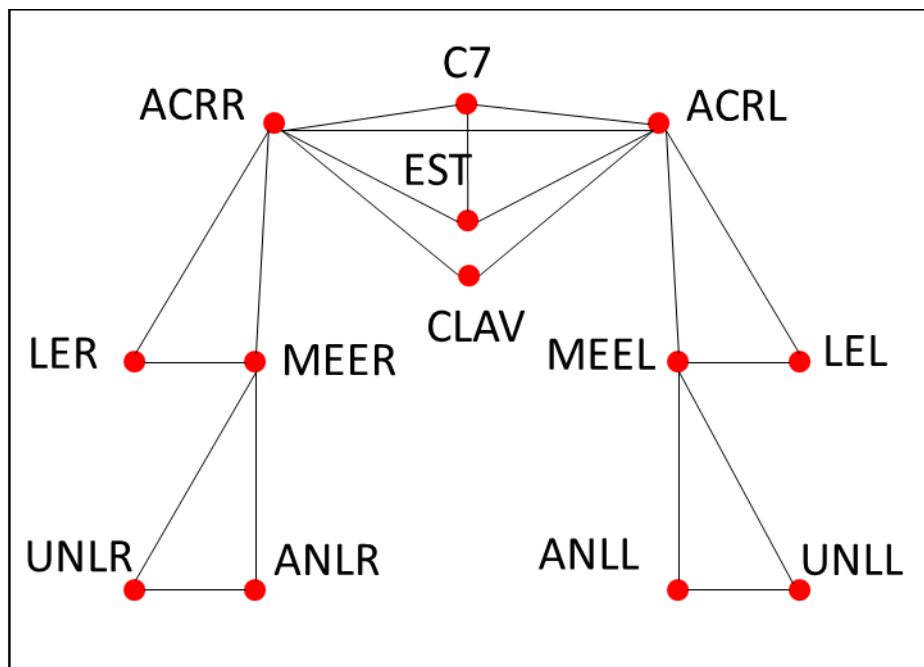


Figura 14. Esquema de marcadores para protocolo de tren superior con nombres de puntos abreviando las articulaciones en que se colocan acorde a literatura (Kontaxis et al., 2009).

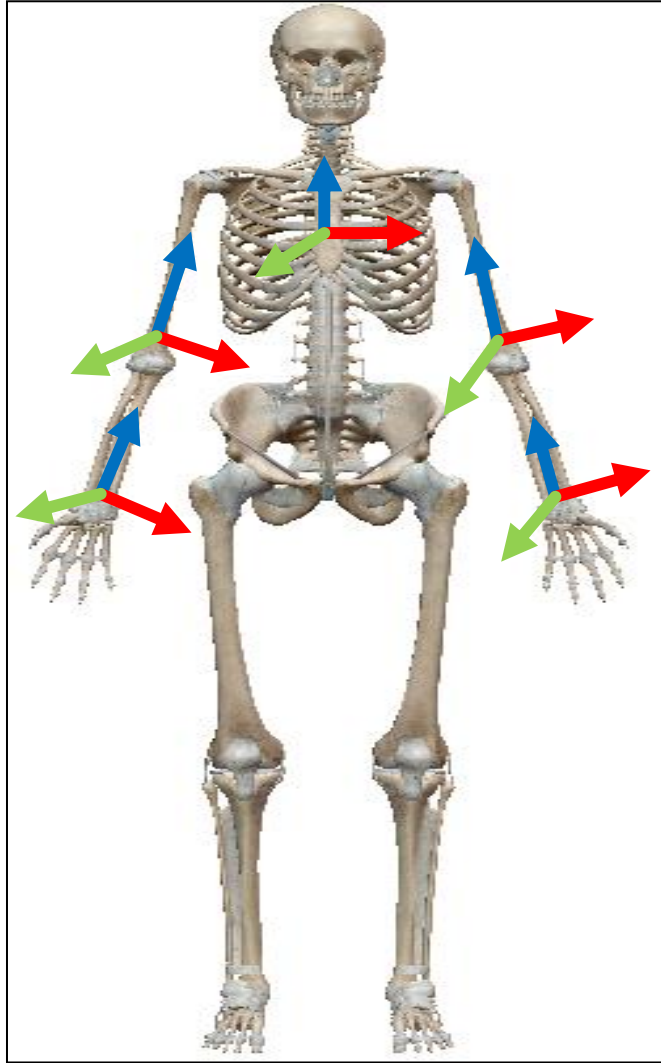


Figura 15. Representación de marcos de referencia para tren superior en articulaciones sobre modelo anatómico de Human Anatomy Atlas de VisibleBody®.

El protocolo de tren superior se utilizó para medir tanto flexión como abducción de los miembros superiores. Para esto se les pidió a los voluntarios que realizaran dos actividades a ser capturadas por el sistema de cámaras que permitirían hacer el análisis posteriormente.

En cada caso se le solicitó al voluntario realizar una serie de tres abducciones bilaterales de hombro posicionando ambos brazos a 90° con respecto a su tronco

formando una forma de “T”, en intervalos manteniendo la posición por 5 segundos y relajar por 5 segundos. Iniciando con las palmas de la mano mirando a sus piernas, esto para eliminar cualquier rotación (figura 16). El fin de esta primera actividad es poder evaluar estabilidad en tren superior eliminando compensación por parte del cuerpo del sujeto.

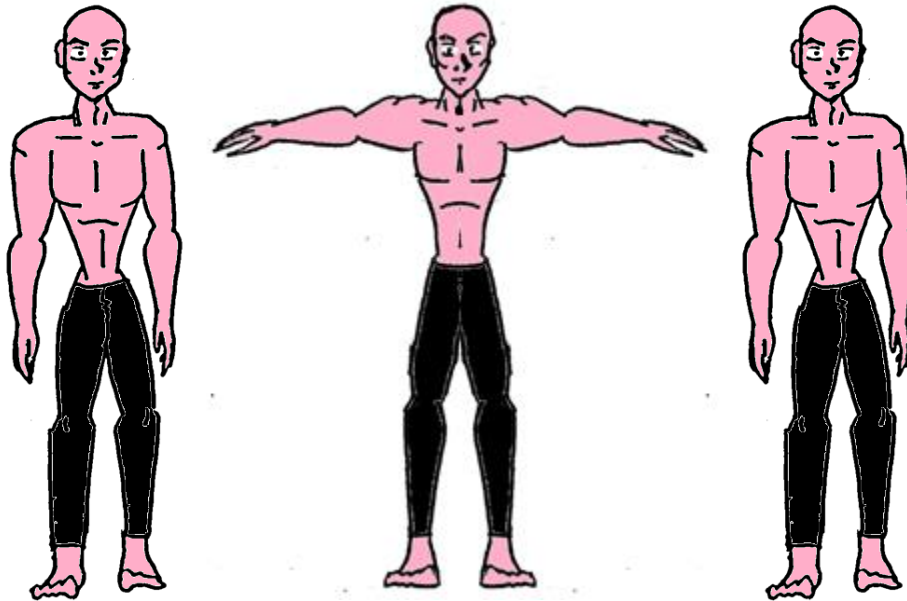


Figura 16. Esquematación de abducción bilateral presentando pose inicial a la izquierda seguida de pose en T centro y nuevamente a posición inicial a la derecha, ejemplificando un ciclo completo. Dibujos no a escala, únicamente representativos.

La segunda actividad con respecto a tren superior consistió en una serie de tres flexiones de hombro alternando el brazo, el cual se posiciono, como en la actividad anterior, a 90° por 5 segundos seguido por un descanso de 5 segundos antes de continuar con el otro brazo (figura 17). Se solicitó al voluntario iniciar con las palmas de la mano mirando en dirección de su espalda, nuevamente para eliminar

rotaciones no deseadas. Esta actividad permite evaluar la estabilidad de tren superior para cada miembro de modo independiente.

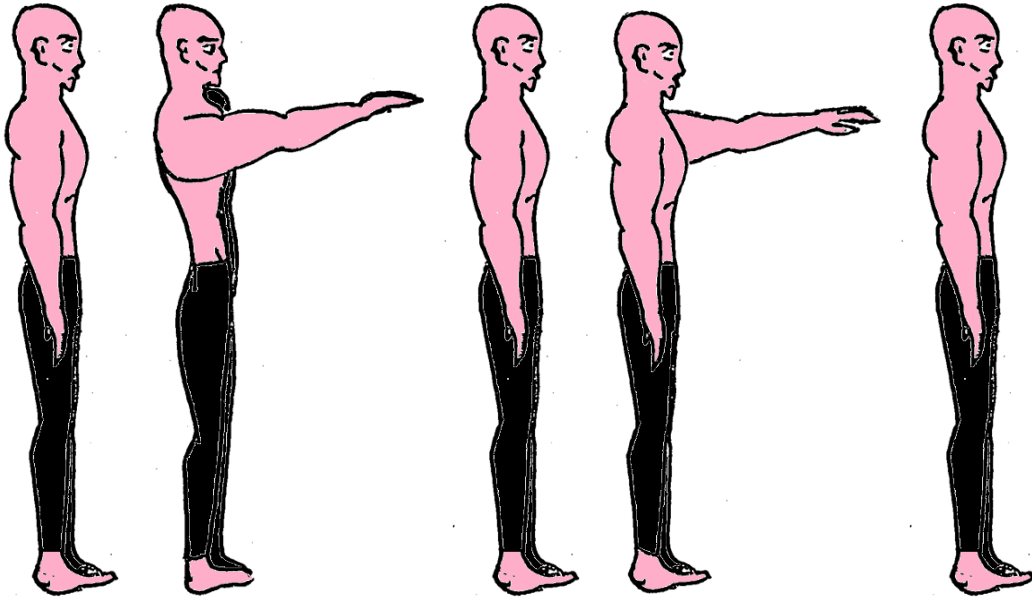


Figura 17. Esquematación de flexión alternada de hombro donde se muestra posición inicial a la izquierda seguida de flexión derecha, posteriormente se regresa a la posición inicial para continuar con flexión izquierda y nuevamente regresar a posición inicial completando un ciclo. Dibujos no a escala, únicamente representativos.

Para generar los sistemas de referencia se tratan los marcadores como vectores de los cuales se calculan vectores unitarios con las ecuaciones (1) a (4) al sustraer el punto final de la inicial del segmento tratado como vector y dividir por la norma de este mismo en cada caso. Las ecuaciones (1) a (4) describen el marco de referencia del tronco, basándose en el sistema presentado en la (figura 14).

$$Y_T = \frac{ACRL - ACRR}{\|ACRL - ACRR\|} \quad (1)$$

$$Z_T = \frac{C7 - EST}{\|C7 - EST\|} \quad (2)$$

$$X_T = Y_T \times Z_T \quad (3)$$

$$R_T = (X_T, Y_T, Z_T) \quad (4)$$

Para calcular el marco de referencia del húmero derecho e izquierdo se consideran las siguientes ecuaciones (5) a (14) donde el eje Y se consigue como un vector unitario con la ecuación (5) y (10), para poder hacer el cálculo del eje Z se requiere primero obtener el punto medio de las articulaciones acorde a la ecuación (6) y (11) para posteriormente obtener el vector unitario como descrito por la ecuación (7) y (12). Por último, el eje X es dado por el producto cruz entre los ejes Y y Z en dicho orden acorde a la convención de la mano derecha como lo demuestra la ecuación (8) y (13) acorde al diagrama de la (figura 13). De tal modo que estos ejes (9) y (14) representen el sistema de referencia del primer segmento de cada brazo respectivamente.

$$Y_{cD} = \frac{MEER - LER}{\|MEER - LER\|} \quad (5)$$

$$midY_{cD} = LER + \frac{1}{2} \|MEER - LER\| \cdot Y_{cD} \quad (6)$$

$$Z_{cD} = \frac{ACRR - midY_{cD}}{\|ACRR - midY_{cD}\|} \quad (7)$$

$$X_{cD} = Y_{cD} \times Z_{cD} \quad (8)$$

$$R_{cD} = (X_{cD}, Y_{cD}, Z_{cD}) \quad (9)$$

$$Y_{cI} = \frac{LEL - MEEL}{\|LEL - MEEL\|} \quad (10)$$

$$midY_{cI} = MEEL + \frac{1}{2} \|LEL - MEEL\| \cdot Y_{cI} \quad (11)$$



$$Z_{CI} = \frac{ACRL - midY_{CI}}{\|ACRL - midY_{CI}\|} \quad (12)$$

$$X_{CI} = Y_{CI} \times Z_{CI} \quad (13)$$

$$R_{CI} = (X_{CI}, Y_{CI}, Z_{CI}) \quad (14)$$

Para el caso de los sistemas de referencia del antebrazo derecho e izquierdo se consideran las siguientes ecuaciones (15) a (24) de modo similar al segmento anterior, pero con los respectivos marcadores acorde al diagrama de la (figura 14).

$$Y_{MD} = \frac{ANLR - UNLR}{\|ANLR - UNLR\|} \quad (15)$$

$$midY_{MD} = UNLR + \frac{1}{2} \|ANLR - UNLR\| \cdot Y_{MD} \quad (16)$$

$$Z_{MD} = \frac{midY_{CD} - midY_{MD}}{\|midY_{CD} - midY_{MD}\|} \quad (17)$$

$$X_{MD} = Y_{MD} \times Z_{MD} \quad (18)$$

$$R_{MD} = (X_{MD}, Y_{MD}, Z_{MD}) \quad (19)$$

$$Y_{MI} = \frac{UNLL - ANLL}{\|UNLL - ANLL\|} \quad (20)$$

$$midY_{MI} = ANLL + \frac{1}{2} \|UNLL - ANLL\| \cdot Y_{MI} \quad (21)$$

$$Z_{MI} = \frac{midY_{CI} - midY_{MI}}{\|midY_{CI} - midY_{MI}\|} \quad (22)$$

$$X_{MI} = Y_{MI} \times Z_{MI} \quad (23)$$

$$R_{MI} = (X_{MI}, Y_{MI}, Z_{MI}) \quad (24)$$

Posteriormente se calcularon los ángulos de Euler ZYX entre el sistema de referencia móvil del tronco con el del húmero derecho y con el del húmero izquierda junto con los ángulos de Euler entre el húmero derecho y el antebrazo derecho y



entre el húmero izquierdo y el antebrazo izquierdo para obtener los ángulos de Euler correspondientes a los dos hombros y a los dos antebrazos respectivamente; donde Φ representa abducción / aducción, θ representa flexión / extensión y Ψ representa la rotación interna y externa de un marco de referencia respecto al otro al relacionarlo con los movimientos de los segmentos del cuerpo que representan. Para esto se relacionan las siguientes matrices de rotación (25) entre dos marcos de referencia y la matriz correspondiente a Euler ZYX (26) (Craig, 2006).

$$R_1^0 = \begin{bmatrix} x_1 \cdot x_0 & y_1 \cdot x_0 & z_1 \cdot x_0 \\ x_1 \cdot y_0 & y_1 \cdot y_0 & z_1 \cdot y_0 \\ x_1 \cdot z_0 & y_1 \cdot z_0 & z_1 \cdot z_0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

$$E_{ZYX} = \begin{bmatrix} C_\phi C_\theta & C_\phi S_\theta S_\psi - C_\psi S_\phi & S_\phi S_\psi + C_\phi C_\psi S_\theta \\ C_\theta S_\phi & C_\phi C_\psi + S_\phi S_\theta S_\psi & C_\psi S_\phi S_\theta - C_\phi S_\psi \\ -S_\theta & C_\theta S_\psi & C_\theta C_\psi \end{bmatrix} \quad (26)$$

Donde las coordenadas $(x_0 y_0 z_0)$ representan el marco de referencia móvil 0 y las coordenadas $(x_1 y_1 z_1)$ representan el marco de referencia móvil 1 dando mayor jerarquía al marco más próximo al tronco. Por otro lado, la nomenclatura S y C con subíndices Φ , θ o Ψ da referencia al seno o coseno del ángulo indicado por el subíndice a tratar respectivamente en las matrices. Igualando las matrices anteriores se obtiene la ecuación (27):

$$\begin{bmatrix} x_1 \cdot x_0 & y_1 \cdot x_0 & z_1 \cdot x_0 \\ x_1 \cdot y_0 & y_1 \cdot y_0 & z_1 \cdot y_0 \\ x_1 \cdot z_0 & y_1 \cdot z_0 & z_1 \cdot z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_\phi C_\theta & C_\phi S_\theta S_\psi - C_\psi S_\phi & S_\phi S_\psi + C_\phi C_\psi S_\theta \\ C_\theta S_\phi & C_\phi C_\psi + S_\phi S_\theta S_\psi & C_\psi S_\phi S_\theta - C_\phi S_\psi \\ -S_\theta & C_\theta S_\psi & C_\theta C_\psi \end{bmatrix} \quad (27)$$



El termino más sencillo para dar solución a los ángulos corresponde a $S_\theta = -x_1 \cdot z_0$ de donde se puede deducir que $\theta = \arcsin(-x_1 \cdot z_0)$ de donde se deducen 3 posibles casos como solución (Eberly, 2008):

Caso1

Nuestro ángulo θ se encuentra acotado tal que $\theta \in (-\pi/2, \pi/2)$ por lo que $C_\theta \neq 0$ lo cual nos lleva a tener las siguientes deducciones; $C_\theta(S_\phi, C_\phi) = (y_1 \cdot z_0, z_1 \cdot z_0)$ de donde se obtiene que $\psi = \arctan2(y_1 \cdot z_0, z_1 \cdot z_0)$, además se considero $C_\theta(S_\psi, C_\psi) = (x_1 \cdot y_0, x_1 \cdot x_0)$ de donde se obtiene que $\phi = \arctan2(x_1 \cdot y_0, x_1 \cdot x_0)$, así entonces se obtienen las siguientes soluciones expresadas como las ecuaciones (28) a (30):

$$\phi = \arctan2(x_1 \cdot y_0, x_1 \cdot x_0) \quad (28)$$

$$\theta = \arcsin(-x_1 \cdot z_0) \quad (29)$$

$$\psi = \arctan2(y_1 \cdot z_0, z_1 \cdot z_0) \quad (30)$$

Caso 2

Se toma el ángulo $\theta = \pi/2$ lo cual implica que $S_\theta = 1$ y $C_\theta = 0$ lo cual reduje la matriz de Euler y permite utilizar expresiones trigonométricas para obtener la ecuación (31):

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} y_1 \cdot x_0 & z_1 \cdot x_0 \\ y_1 \cdot y_0 & z_1 \cdot y_0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_\phi S_\psi - C_\psi S_\phi & S_\phi S_\psi + C_\phi C_\psi \\ C_\phi C_\psi + S_\phi S_\psi & C_\psi S_\phi - C_\phi S_\psi \end{bmatrix} & (31) \\ &= \begin{bmatrix} \sin(\psi - \phi) & \cos(\psi - \phi) \\ \cos(\psi - \phi) & -\sin(\psi - \phi) \end{bmatrix} \end{aligned}$$



De la igualdad anterior se puede deducir que solo existe un grado de libertad lo cual da $(\psi - \phi) = \arctan2(-z_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0)$; la factorización no es única así que se obtienen las siguientes soluciones expresadas en (32) y (33):

$$\theta = \pi/2 \quad (32)$$

$$(\psi - \phi) = \arctan2(-z_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0) \quad (33)$$

Caso 3

Se toma el ángulo $\theta = -\pi/2$ lo cual implica que $S_\theta = -1$ y $C_\theta = 0$ lo cual reduje la matriz de Euler y permite utilizar expresiones trigonométricas para obtener la ecuación (34):

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} y_1 \cdot x_0 & z_1 \cdot x_0 \\ y_1 \cdot y_0 & z_1 \cdot y_0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} -C_\phi S_\psi - C_\psi S_\phi & -S_\phi S_\psi + C_\phi C_\psi \\ C_\phi C_\psi - S_\phi S_\psi & -C_\psi S_\phi - C_\phi S_\psi \end{bmatrix} \quad (34) \\ &= \begin{bmatrix} -\sin(\psi + \phi) & -\cos(\psi + \phi) \\ \cos(\psi + \phi) & -\sin(\psi + \phi) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Similar al caso 2 de la igualdad anterior se puede deducir que solo existe un grado de libertad lo cual da $(\psi + \phi) = \arctan2(-z_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0)$; la factorización no es única así que se obtienen las siguientes soluciones en (35) y (36):

$$\theta = -\pi/2 \quad (35)$$

$$(\psi + \phi) = \arctan2(-z_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0) \quad (36)$$

Para los casos 2 y 3 se asume que $\psi = 0$ de modo que se puedan obtener resultados para los otros ángulos (Eberly, 2008).

Sin embargo, al considerar la complejidad del hombro se planteó reducir el análisis de tren superior a únicamente hombro por planos (planos anatómicos: planos frontales o coronales, planos sagitales o laterales, plano horizontal, planos



transversos, horizontales o axiales y planos oblicuos (figura 18) (Moore et al., 2001). Al usar ángulos de Euler los marcos de referencia utilizados en los codos se rotan perdiendo la comparación entre los ejes correctamente. Ante esto se trabajó con vectores (figura 19) construidos a partir de los sistemas de los marcadores en el plano medio para analizar el movimiento de flexión alternada de hombro y el plano frontal para la abducción bilateral del hombro.

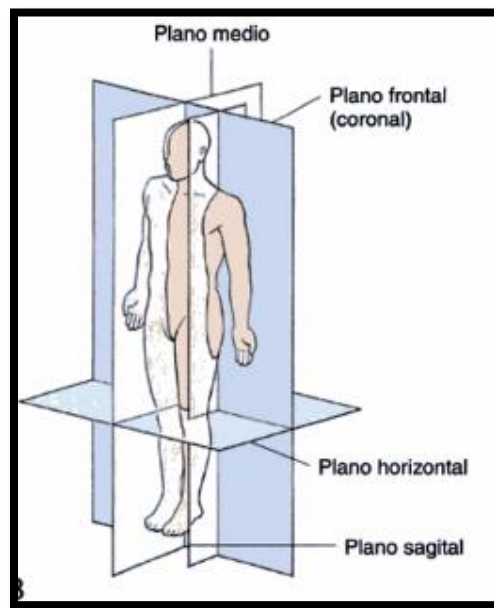


Figura 18. Diagrama de planos anatómicos en cuerpo humano (Moore et al., 2001).

Para la comparación de planos todavía se utilizan componentes que se obtienen durante la generación de los marcos de referencia utilizados para los ángulos de Euler.

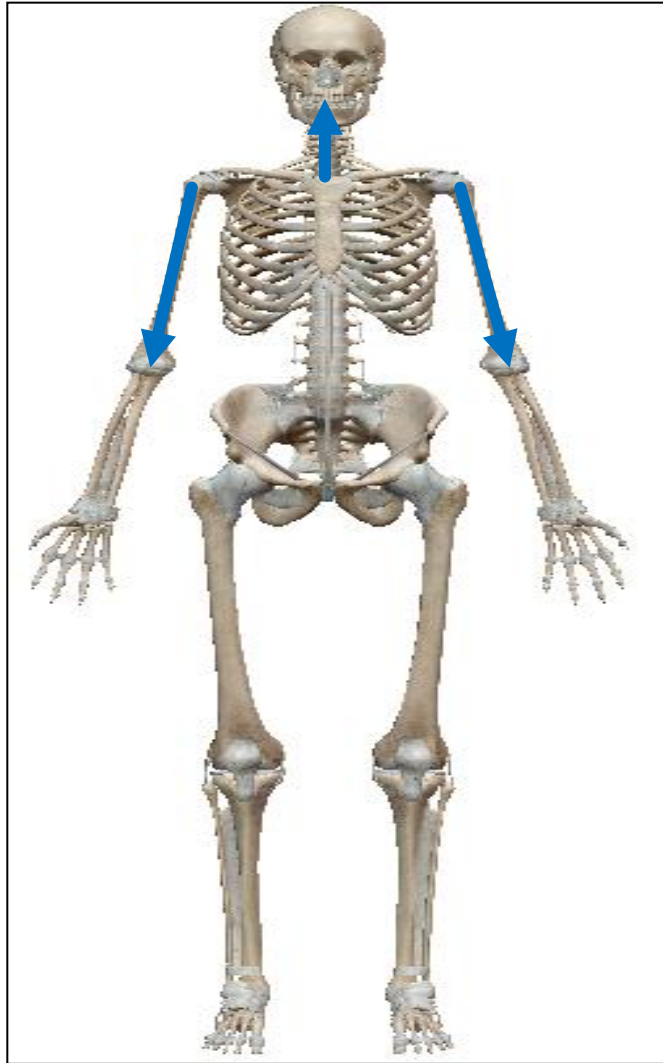


Figura 19. Representación de vectores para análisis de hombro sobre modelo anatómico de Human Anatomy Atlas de VisibleBody®.

La determinación del eje Z del tronco expresado en la ecuación (39) se consigue al calcular el producto cruz entre un vector unitario calculado entre los marcadores de los hombros (los acromios) mostrado en la ecuación (37) y un vector unitario entre el hombro derecho y el marcador de la vértebra C7 expresado en la ecuación (38).

$$X1_T = \frac{ACRL - ACRR}{\|ACRL - ACRR\|} \quad (37)$$

$$X2_T = \frac{C7 - ACRR}{\|C7 - ACRR\|} \quad (38)$$

$$Z_T = X1_T \times X2_T \quad (39)$$

Posteriormente es necesario determinar un vector para el codo (tanto derecho como izquierdo) acorde a las ecuaciones (40) a (45):

$$Y_{cD} = \frac{MEER - LER}{\|MEER - LER\|} \quad (40)$$

$$midY_{cD} = LER + \frac{1}{2} \|MEER - LER\| \cdot Y_{cD} \quad (41)$$

$$Z_{cD} = \frac{ACRR - midY_{cD}}{\|ACRR - midY_{cD}\|} \quad (42)$$

$$Y_{cI} = \frac{LEL - MEEL}{\|LEL - MEEL\|} \quad (43)$$

$$midY_{cI} = MEEL + \frac{1}{2} \|LEL - MEEL\| \cdot Y_{cI} \quad (44)$$

$$Z_{cI} = \frac{ACRL - midY_{cI}}{\|ACRL - midY_{cI}\|} \quad (45)$$

Con los anteriores vectores únicamente falta sacar el ángulo entre los ejes que es posible mediante la proporción trigonométrica del coseno como se muestra en las ecuaciones (46) y (47).

$$\theta_d = \cos^{-1} \left(\frac{Z_T}{Z_{cD}} \right) \quad (46)$$

$$\theta_i = \cos^{-1} \left(\frac{Z_T}{Z_{cI}} \right) \quad (47)$$



Donde θ_d corresponde al ángulo formado con la abducción derecha mientras que θ_i corresponde al ángulo formado con la abducción izquierda.

Protocolo de tren inferior (protocolo Davis)

Para el protocolo de tren inferior o protocolo Davis se requirieron 6 sistemas de referencia correspondientes (tabla 4), pelvis, rodilla y tobillo para poder a partir de estos calcular los ángulos de Euler YXZ (figuras 20 y 21), de la cadera (izquierda y derecha) y rodillas (Davis III et al., 1991).

Nomenclatura tren inferior	
Nomenclatura:	Marco de referencia:
R_pD	Pelvis orientada a la derecha
R_pI	Pelvis orientada a la izquierda
R_KD	Rodilla derecha
R_KI	Rodilla izquierda
R_FD	Tobillo derecho
R_FI	Tobillo izquierdo

Tabla 4. Nomenclatura de marcos de referencia usados para obtener los ángulos de Euler para tren inferior.



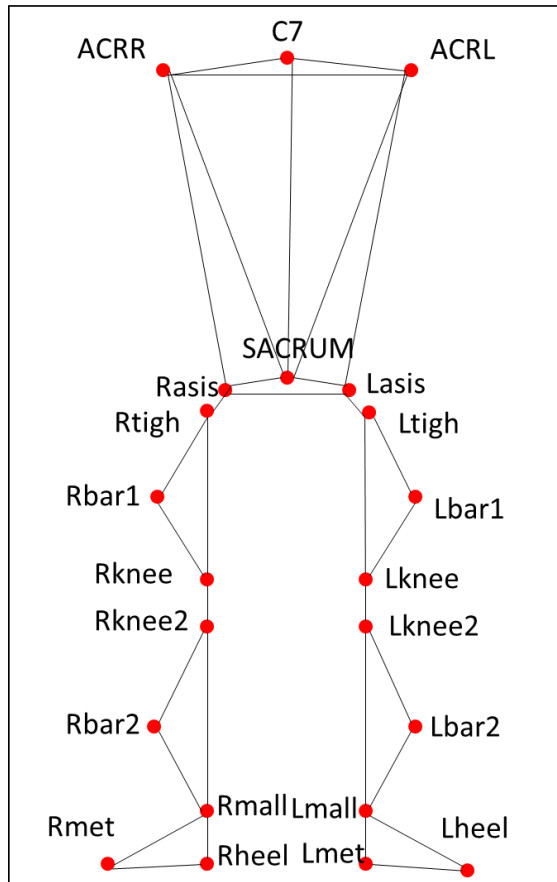


Figura 20. Esquema de marcadores para protocolo de tren inferior con nombres de puntos abreviando las articulaciones en que se colocan acorde a literatura (Davis III et al., 1991).

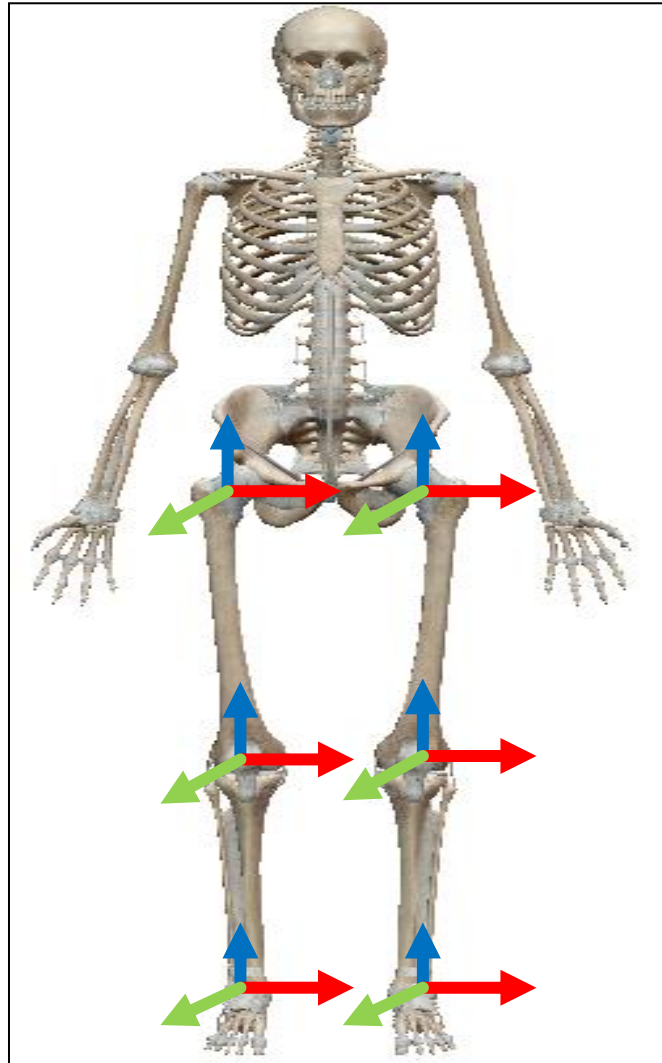


Figura 21. Representación de marcos de referencia para tren inferior en articulaciones sobre modelo anatómico de Human Anatomy Atlas de VisibleBody©.

En este caso se evaluaron nuevamente dos actividades a ser capturadas por el sistema de cámaras del laboratorio. Estas fueron sentadilla y salto. Se solicitó al voluntario realizar dos sentadillas con la pierna derecha y posteriormente con la pierna izquierda manteniendo la otra pierna sin entrar en contacto con el suelo y tratando de realizar estas seguidas en la medida de lo posible. Se les indicó a los

voluntarios que realizaran la sentadilla llegando a la posición más baja donde aún mantuvieran estabilidad (figura 22).

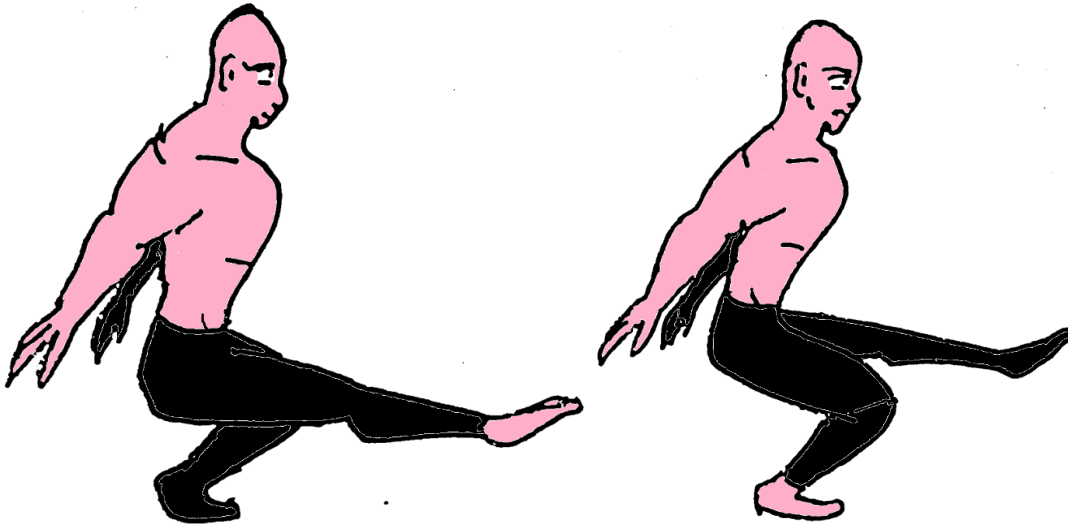


Figura 22. Ejemplificación de sentadilla con pierna izquierda en la izquierda y sentadilla con pierna derecha a la derecha. Dibujos no a escala, únicamente representativos.

En el caso de los saltos se les solicito a los participantes realizaran una serie de dos saltos bilaterales, dos saltos con la pierna derecha y con la pierna izquierda manteniendo la otra pierna sin entrar en contacto con el suelo para cada caso (figura 23). El objetivo fue saltar lo más alto posible en cada caso.

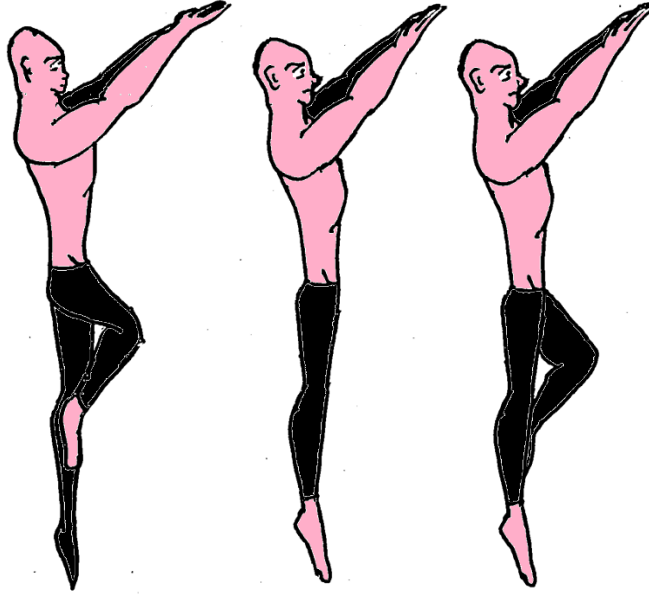


Figura 23. Esquematzación de salto con pierna izquierda a la izquierda, ambas piernas al centro y pierna derecha a la derecha. Dibujos no a escala, únicamente representativos.

Estas actividades se seleccionaron para poder evaluar el control que se posee en cada pierna y poder compararlas no solo entre individuos sino además para cada individuo.

En este caso ya se ha caracterizado una corrección a los marcos de referencia basándose en relaciones antropométricas donde se toman los valores $r_m=1\text{cm}$ para el radio de los marcadores, y los ángulos $\alpha=28^\circ$ y $\beta=18^\circ$ lo cual permite obtener los siguientes parámetros de corrección acorde a los protocolos de Davis III (Davis III et al., 1991) para reorientar los sistemas de referencia con las ecuaciones (48) a (51):

$$C = 0.115L_{leg} - 0.0153 \quad (48)$$

$$X_H = [-X_{dis} - r_m] \cos(\beta) + C \cos(\alpha)\sin(\beta) \quad (49)$$

$$Y_H = S \left[C \sin(\alpha) - \frac{d_{asis}}{2} \right] \quad (50)$$

$$Z_H = [-X_{dis} - r_m] \sin(\beta) + C \cos(\alpha) \cos(\beta) \quad (51)$$

Dentro de estos parámetros los valores de L_{leg} , X_{dis} y d_{asis} son dados por la antropometría mientras que S corresponde a $S = +1$ en caso de que la orientación corresponda a la derecha mientras que $S = -1$ en caso de que la orientación sea a la izquierda.

Primero se hace un marco de referencia general de la pelvis de manera similar a como se calcularon los marcos de referencia para tren superior como se muestra en las ecuaciones (52) a (55) en base al diagrama de la (figura 20), el cual al introducir los parámetros de corrección se puede orientar a la derecha y a la izquierda (Davis III et al., 1991).

$$Y_P = \frac{Lasis - Rasis}{\|Lasis - Rasis\|} \quad (52)$$

$$midY_P = Rasis + \frac{1}{2} \|Lasis - Rasis\| \cdot Y_P \quad (53)$$

$$X_P = \frac{midY_P - SACRUM}{\|midY_P - SACRUM\|} \quad (54)$$

$$Z_P = X_P \times Y_P \quad (55)$$

Basándose en el marco de referencia obtenido, se utilizan los parámetros de corrección para generar los marcos de referencia derecho e izquierdo de la pelvis realizando las transformaciones necesarias a los resultados obtenidos en (52), (54) y (55), que consisten en sumar los parámetros (48) a (51) a cada eje respectivamente como se muestra en las ecuaciones (56) a (63).



$$X_P D = X_P + X_H \quad (56)$$

$$Y_P D = Y_P + Y_H (S = +1) \quad (57)$$

$$Z_P D = Z_P + Z_H \quad (58)$$

$$R_P D = (X_P D, Y_P D, Z_P D) \quad (59)$$

$$X_P I = X_P + X_H \quad (60)$$

$$Y_P I = Y_P + Y_H (S = -1) \quad (61)$$

$$Z_P I = Z_P + Z_H \quad (62)$$

$$R_P I = (X_P I, Y_P I, Z_P I) \quad (63)$$

Partiendo de algo similar se generan los sistemas de referencia de rodilla (72) y (81) donde inicialmente se obtienen los ejes de manera similar a como se hizo con tren superior como se muestra en las ecuaciones (64) a (68) para pierna derecha y (73) a (77) para pierna izquierda pero adicionalmente se hace la transformación de estos como con los marcos de referencia de la pelvis como se muestra en las ecuaciones (69) a (71) para pierna derecha y (78) a (80) para izquierda:

$$Z_K D = \frac{R_{thigh} - R_{knee1}}{\|R_{thigh} - R_{knee1}\|} \quad (64)$$

$$FZ_K D = \frac{R_{bar1} - R_{knee1}}{\|R_{bar1} - R_{knee1}\|} \quad (65)$$

$$midZ_K D = R_{knee1} + \frac{2}{3} \|R_{thigh} - R_{knee1}\| \cdot Z_K D \quad (66)$$

$$Y_K D = \frac{midZ_K D - R_{bar1}}{\|midZ_K D - R_{bar1}\|} \quad (67)$$

$$X_K D = Y_K D \times FZ_K D \quad (68)$$

$$X_K D_C = X_K D + X_H \quad (69)$$



$$Y_K D_C = Y_K D + Y_H (S = +1) \quad (70)$$

$$Z_K D_C = Z_K D + Z_H \quad (71)$$

$$R_K D = (X_K D_C, Y_K D_C, Z_K D_C) \quad (72)$$

$$Z_K I = \frac{L_{thigh} - L_{knee1}}{\|L_{thigh} - L_{knee1}\|} \quad (73)$$

$$FZ_K I = \frac{L_{bar1} - L_{knee1}}{\|L_{bar1} - L_{knee1}\|} \quad (74)$$

$$midZ_K I = L_{knee1} + \frac{2}{3} \|L_{thigh} - L_{knee1}\| \cdot Z_K I \quad (75)$$

$$Y_K I = \frac{L_{bar1} - midZ_K I}{\|L_{bar1} - midZ_K I\|} \quad (76)$$

$$X_K I = Y_K I \times FZ_K I \quad (77)$$

$$X_K I_C = X_K I + X_H \quad (78)$$

$$Y_K I_C = Y_K I + Y_H (S = -1) \quad (79)$$

$$Z_K I_C = Z_K I + Z_H \quad (80)$$

$$R_K I = (X_K I_C, Y_K I_C, Z_K I_C) \quad (81)$$

Para los sistemas de referencia de los tobillos (89) y (97) se hace un tratamiento similar al anterior, tanto en la obtención de los ejes acorde a las ecuaciones (82) a (85) para pierna derecha y de (90) a (93) para pierna izquierda como vectores unitarios como la transformación de estos en las ecuaciones (86) a (88) para derecha y (94) a (96) para izquierda.

$$X_{FD} = \frac{R_{met} - R_{heel}}{\|R_{met} - R_{heel}\|} \quad (82)$$

$$FX_{FD} = \frac{R_{mall} - R_{heel}}{\|R_{mall} - R_{heel}\|} \quad (83)$$



$$Y_FD = FX_FD \times X_FD \quad (84)$$

$$Z_FD = X_FD \times Y_FD \quad (85)$$

$$X_FD_C = X_FD + X_F \quad (86)$$

$$Y_FD_C = Y_FD + Y_F(S = +1) \quad (87)$$

$$Z_FD_C = Z_FD + Z_F \quad (88)$$

$$R_FD = (X_FD_C, Y_FD_C, Z_FD_C) \quad (89)$$

$$X_FI = \frac{Lmet - Lheel}{\|Lmet - Lheel\|} \quad (90)$$

$$FX_FI = \frac{Lmall - Lheel}{\|Lmall - Lheel\|} \quad (91)$$

$$Y_FI = FX_FI \times X_FI \quad (92)$$

$$Z_FI = X_FI \times Y_FI \quad (93)$$

$$X_FI_C = X_FI + X_F \quad (94)$$

$$Y_FI_C = Y_FI + Y_F(S = -1) \quad (95)$$

$$Z_FI_C = Z_FI + Z_F \quad (96)$$

$$R_FI = (X_FI_C, Y_FI_C, Z_FI_C) \quad (97)$$

Posteriormente se determinan los ángulos de Euler YXZ entre el sistema de referencias de pelvis orientado a la derecha con rodilla derecha, rodilla derecha con tobillo derecho y sus equivalentes izquierdos. Para esto se utiliza la ecuación (98) que es la siguiente expresión de Euler (Craig, 2006).

$$E_{YXZ} = \begin{bmatrix} C_\phi C_\psi + S_\phi S_\theta S_\psi & C_\psi S_\phi S_\theta - C_\phi S_\psi & C_\theta S_\phi \\ C_\theta S_\psi & C_\theta C_\psi & -S_\theta \\ -C_\psi S_\phi + C_\phi S_\theta S_\psi & C_\phi C_\psi S_\theta + S_\phi S_\psi & C_\phi C_\theta \end{bmatrix} \quad (98)$$



De donde utilizando la matriz de rotación se puede obtener la siguiente igualdad (99) que permitirá obtener soluciones a los ángulos.

$$\begin{bmatrix} x_1 \cdot x_0 & y_1 \cdot x_0 & z_1 \cdot x_0 \\ x_1 \cdot y_0 & y_1 \cdot y_0 & z_1 \cdot y_0 \\ x_1 \cdot z_0 & y_1 \cdot z_0 & z_1 \cdot z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_\phi C_\psi + S_\phi S_\theta S_\psi & C_\psi S_\phi S_\theta - C_\phi S_\psi & C_\theta S_\phi \\ C_\theta S_\psi & C_\theta C_\psi & -S_\theta \\ -C_\psi S_\phi + C_\phi S_\theta S_\psi & C_\phi C_\psi S_\theta + S_\phi S_\psi & C_\phi C_\theta \end{bmatrix} \quad (99)$$

En este caso el termino más simple para resolver el sistema es $-S_\theta = z_1 \cdot y_0$ de donde se obtiene que $\theta = \arcsin(-z_1 \cdot y_0)$ de donde similar a la solución de Euler ZYX se presentan 3 casos (Eberly, 2008).

Caso 1

Nuestro ángulo θ se encuentra acotado tal que $\theta \in (-\pi/2, \pi/2)$ por lo que $C_\theta \neq 0$ lo cual nos lleva a tener las siguientes deducciones; $C_\theta(S_\phi, C_\phi) = (z_1 \cdot x_0, z_1 \cdot z_0)$ de donde se obtiene que $\phi = \arctan2(z_1 \cdot x_0, z_1 \cdot z_0)$, además se considero $C_\theta(S_\psi, C_\psi) = (x_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0)$ de donde se obtiene que $\psi = \arctan2(x_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0)$, así entonces se obtienen las siguientes soluciones expresadas en las fórmulas de (100) a (102).

$$\phi = \arctan2(z_1 \cdot x_0, z_1 \cdot z_0) \quad (100)$$

$$\theta = \arcsin(-z_1 \cdot y_0) \quad (101)$$

$$\psi = \arctan2(x_1 \cdot y_0, y_1 \cdot y_0) \quad (102)$$

Caso 2

Se toma el ángulo $\theta = \pi/2$ lo cual implica que $S_\theta = 1$ y $C_\theta = 0$ lo cual reduce la matriz de Euler y permite utilizar expresiones trigonométricas para obtener la ecuación (103).



$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x_1 \cdot x_0 & y_1 \cdot x_0 \\ x_1 \cdot z_0 & y_1 \cdot z_0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_\phi C_\psi + S_\phi S_\psi & C_\psi S_\phi - C_\phi S_\psi \\ -C_\psi S_\phi + C_\phi S_\psi & C_\phi C_\psi + S_\phi S_\psi \end{bmatrix} & (103) \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\psi - \phi) & -\sin(\psi - \phi) \\ \sin(\psi - \phi) & \cos(\psi - \phi) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

De la igualdad anterior se puede deducir que solo existe un grado de libertad lo cual da $(\psi - \phi) = \arctan2(-y_1 \cdot x_0, x_1 \cdot x_0)$; la factorización no es única así que se obtienen las siguientes soluciones (104) y (105).

$$\theta = \pi/2 \quad (104)$$

$$(\psi - \phi) = \arctan2(-y_1 \cdot x_0, x_1 \cdot x_0) \quad (105)$$

Caso 3

Se toma el ángulo $\theta = -\pi/2$ lo cual implica que $S_\theta = -1$ y $C_\theta = 0$ lo cual reduce la matriz de Euler y permite utilizar expresiones trigonométricas para obtener la ecuación (106).

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x_1 \cdot x_0 & y_1 \cdot x_0 \\ x_1 \cdot z_0 & y_1 \cdot z_0 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_\phi C_\psi - S_\phi S_\psi & -C_\psi S_\phi - C_\phi S_\psi \\ -C_\psi S_\phi - C_\phi S_\psi & -C_\phi C_\psi + S_\phi S_\psi \end{bmatrix} & (106) \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\psi + \phi) & -\sin(\psi + \phi) \\ -\sin(\psi + \phi) & -\cos(\psi + \phi) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Similar al caso 2 de la igualdad anterior se puede deducir que solo existe un grado de libertad lo cual da $(\psi + \phi) = \arctan2(-y_1 \cdot x_0, x_1 \cdot x_0)$; la factorización no es única así que se obtienen las siguientes soluciones (107) y (108).

$$\theta = -\pi/2 \quad (107)$$

$$(\psi + \phi) = \arctan2(-y_1 \cdot x_0, x_1 \cdot x_0) \quad (108)$$



Para los casos 2 y 3 se asume que $\psi = 0$ de modo que se puedan obtener resultados para los otros ángulos (Eberly, 2008).

4.2 Interpretación de datos de posición adquiridos

4.2.1 Unity©

Se opto por utilizar la plataforma de Unity© la cual, aunque está orientada al desarrollo de videojuegos, también ha sido ampliamente utilizada en ámbitos científicos e ingenieriles. Adicionalmente al trabajar en entornos tridimensionales es útil para generar un entorno virtual escalable a diferentes plataformas incluyendo su integración al sistema CAVE de lo cual se hablará más adelante.

Mientras que la primera y la segunda versión de la visualización solo fueron representaciones abstractas; una representación de esferas correspondientes a los marcadores y una representación de prismas respectivamente, la versión final trata de aumentar el realismo de la visualización para que el usuario pueda identificar con mayor facilidad la anatomía humana (figura 24).



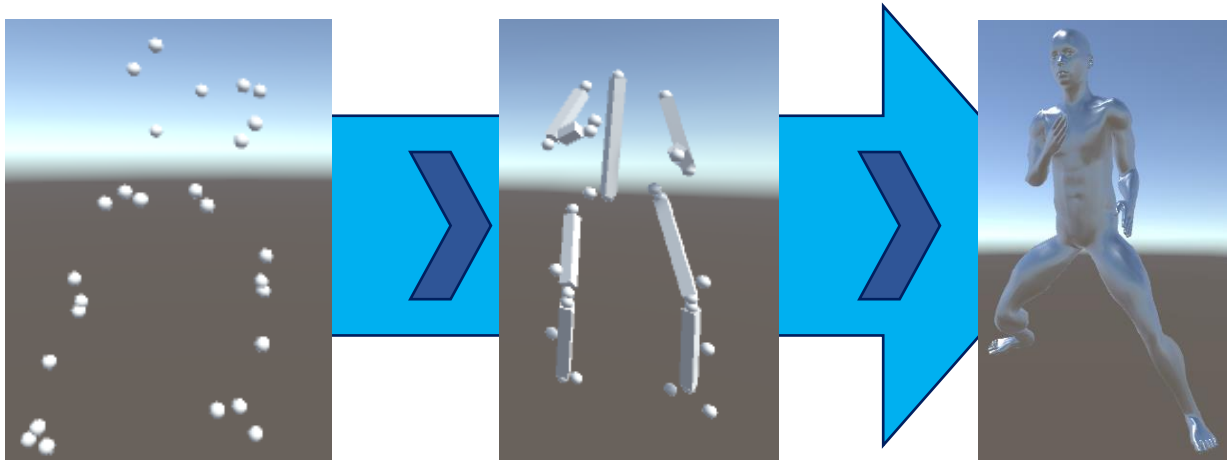


Figura 24. Generación de modelo para representar atleta en un entorno virtual. Inicialmente se realizó una representación de los marcadores y su posición como esferas. Posteriormente se optó por generar un esqueleto básico con prismas representado partes del cuerpo. Finalmente se aplicaron las rotaciones y translaciones a un modelo humano; un avatar.

La primera etapa (figura 25) únicamente trato de visualizar los datos de un fichero (figura 26) de datos que contiene las posiciones cartesianas en x, y, z de los marcadores. Por lo que el script se constituye de tomar como dato de entrada el fichero y separar los datos de posición para ligar estos con un GameObject; es decir, una representación dentro del entorno. Para esto primero se generan 31 esferas de radio 0.05m respecto a la medida unitaria del entorno posicionadas en el origen.

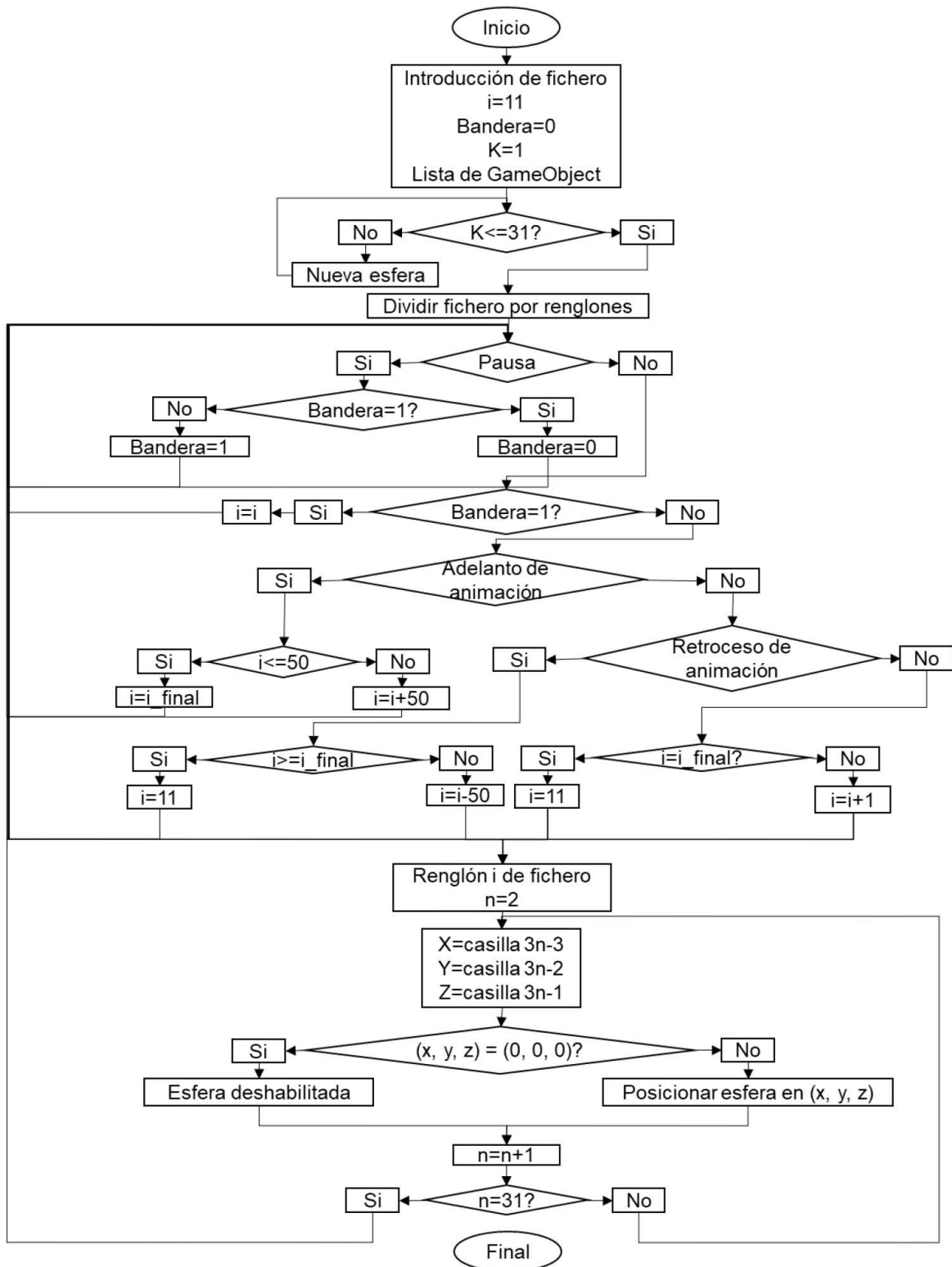


Figura 25. Algoritmo de visualización básica de datos obtenidos en capturas de biomecánica.



1	BTS ASCII format								
2									
3	Type:	Point 3D tracks							
4	Measure	cm							
5									
6	Tracks:	32							
7	Frequenc	250 Hz							
8	Frames:	6356							
9	Start time	0							
10									
11	Frame	Time	sacrum.X	sacrum.Y	sacrum.Z	rais.X	rais.Y	rais.Z	rthigh.X
12	0	0	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
13	1	0.004	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
14	2	0.008	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
15	3	0.012	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
16	4	0.016	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
17	5	0.02	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
18	6	0.024	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
19	7	0.028	0.09	0.97	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03
20	8	0.032	0.09	0.96	-0.13	0.12	0.97	0.09	0.03

Figura 26. Fichero de datos de posición de marcadores tras captura de movimiento para análisis biomecánico tras interpolación con software de BTS.

Se recuperaron las posiciones del fichero el cual está separado por comas tomando a consideración saltar los datos relacionados a la información de la captura y la columna del tiempo (la captura fue hecha a 250Hz), esto último ya que es la información que contiene el archivo dado por el software de BTS con el que se interpolan los datos (figura 27). Además, se agrega la condición de que si la tirada se encuentra en el origen (0, 0, 0) no se muestra la esfera.



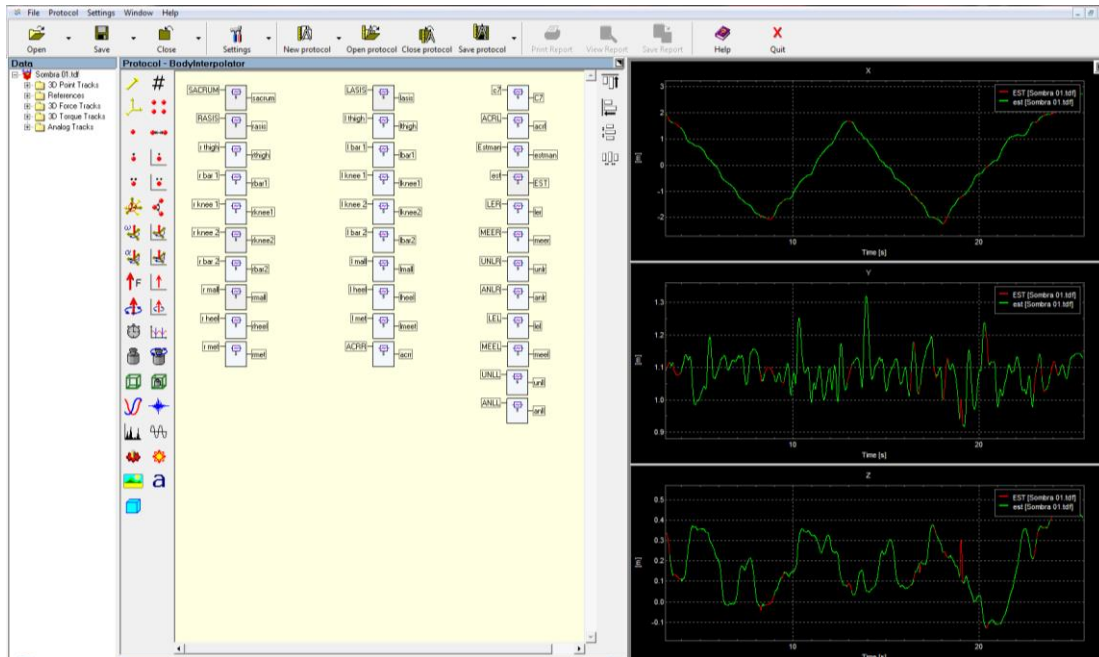


Figura 27. Protocolo de interpolación de datos con software de BTS SMART analyzer. En la imagen se puede ver una ejemplificado el protocolo en función en una gráfica de un punto capturado; en color verde esta la gráfica original mientras que en rojo se ve la interpolación dado los datos faltantes.

Se incluyeron funciones para dar adelantos o retrocesos de 50 pasos que al acercarse al definido como último dato o primero respectivamente se salta inmediatamente al principio o final de los valores del fichero para evitar errores. También se tiene una función de pausa la cual al oprimir la tecla para la pausa una vez se detiene la simulación, ante presionar nuevamente esta tecla se continua con la simulación.

Para la segunda etapa del programa se mantiene todo lo anterior, sin embargo, se crea una serie de 11 prismas que representaran el torso, las extremidades y los pies. Para generar las translaciones, posiciones y rotaciones de los prismas se requiere cierta manipulación de los datos de posición tratándolos como vectores. Se



tomará la misma nomenclatura ya usada anteriormente durante el análisis biomecánico. Para esto se requirieron algunas posiciones intermedias entre puntos tratando de acercarse a las posiciones que se presentan en como articulaciones de los avatares (figura 28), su nombramiento es dado acorde a la articulación seguido de D para indicar derecho e I para izquierdo.

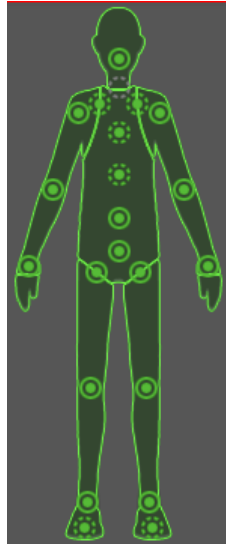


Figura 28. Esquema de avatar recabado de manuales en línea de Unity©, (“Unity - Manual: Unity User Manual (2018.3),” n.d.), mostrando círculos completos como puntos obligatorios en un modelo.

Los puntos medios de cada articulación se obtienen a partir de sumar los vectores unitarios en cada articulación y dividir estos entre 2 como se muestra a continuación en las ecuaciones (109) a (116) para las articulaciones relevantes.

$$CodoD = \frac{LER + MEER}{2} \quad (109)$$

$$MuñecaD = \frac{UNLR + ANLR}{2} \quad (110)$$

$$CodoI = \frac{LEL + MEEL}{2} \quad (111)$$

$$MuñecaI = \frac{UNLL + ANLL}{2} \quad (112)$$

$$CaderaD = \frac{Rasis + Rtigh}{2} \quad (113)$$

$$RodillaD = \frac{Rknee + Rknee2}{2} \quad (114)$$

$$CaderaI = \frac{Lasis + Ltigh}{2} \quad (115)$$

$$RodillaI = \frac{Lknee + Lknee2}{2} \quad (116)$$

La posición de los segmentos es dada por los siguientes puntos medios expresados en las fórmulas (117) a (127) indicando el segmento seguido de la letra P para indicar que se refiere a la posición, también se incluye una D para indicar derecho e I para izquierdo de ser el caso.

$$TorsoP = SACRUM + \frac{C7 - SACRUM}{2} \quad (117)$$

$$BrazoSuperiorDP = ACRR + \frac{CodoD - ACRR}{2} \quad (118)$$

$$BrazoInferiorDP = CodoD + \frac{MuñecaD - CodoD}{2} \quad (119)$$

$$BrazoSuperiorIP = ACRL + \frac{CodoI - ACRL}{2} \quad (120)$$

$$BrazoInferiorIP = CodoI + \frac{MuñecaI - CodoI}{2} \quad (121)$$

$$PiernaSuperiorDP = CaderaD + \frac{RodillaD - CaderaD}{2} \quad (122)$$



$$\text{PiernaInferiorDP} = \text{RodillaD} + \frac{R_{\text{mall}} - \text{RodillaD}}{2} \quad (123)$$

$$\text{PieDP} = \text{Rheel} + \frac{R_{\text{met}} - \text{Rhell}}{2} \quad (124)$$

$$\text{PiernaSuperiorIP} = \text{CaderaI} + \frac{\text{RodillaI} - \text{CaderaI}}{2} \quad (125)$$

$$\text{PiernaInferiorIP} = \text{RodillaI} + \frac{L_{\text{mall}} - \text{RodillaI}}{2} \quad (126)$$

$$\text{PieIP} = \text{Lheel} + \frac{L_{\text{met}} - \text{Lhell}}{2} \quad (127)$$

En cada uno de los casos anteriores se calculan puntos medios ya que el centro de los prismas es el que define la posición de estos. Además, se toma el componente z de cada vector como la magnitud de la extensión del prisma mientras que x, y se mantienen como constantes de 0.05m.

Para la rotación de los prismas se optó por utilizar cuaterniones que presentan las ventajas de ser más compacto que una matriz ortogonal, es más fácil recuperar los ángulos de estos comparado con las matrices obtenidas de los ángulos de Euler y no presenta el efecto del bloqueo del cardán como en los ángulos de Euler, sin embargo, tiene limitaciones ya que se requieren al menos dos cuaterniones para poder representar todas las rotaciones en los tres ejes de un objeto. Para obtener los cuaterniones respectivos a cada segmento del cuerpo se requiere de los siguientes vectores unitarios descritos por las fórmulas (128) a (138) que corresponden a los prismas ya generados que ahora se representarían con una *V* indicando que son vectores.



$$TorsoV = \frac{C7 - SACRUM}{\|C7 - SACRUM\|} \quad (128)$$

$$BrazoSuperiorDV = \frac{CodoD - ACRR}{\|CodoD - ACRR\|} \quad (129)$$

$$BrazoInferiorDV = \frac{MuñecaD - CodoD}{\|MuñecaD - CodoD\|} \quad (130)$$

$$BrazoSuperiorIV = \frac{CodoI - ACRL}{\|CodoI - ACRL\|} \quad (131)$$

$$BrazoInferiorIV = \frac{MuñecaI - CodoI}{\|MuñecaI - CodoI\|} \quad (132)$$

$$PiernaSuperiorDV = \frac{RodillaD - CaderaD}{\|RodillaD - CaderaD\|} \quad (133)$$

$$PiernaInferiorDV = \frac{Rmall - RodillaD}{\|Rmall - RodillaD\|} \quad (134)$$

$$PieDV = \frac{Rmet - Rhell}{\|Rmet - Rhell\|} \quad (135)$$

$$PiernaSuperiorIV = \frac{RodillaI - CaderaI}{\|RodillaI - CaderaI\|} \quad (136)$$

$$PiernaInferiorIV = \frac{Lmall - RodillaI}{\|Lmall - RodillaI\|} \quad (137)$$

$$PieIV = \frac{Lmet - Lhell}{\|Lmet - Lhell\|} \quad (138)$$

Para la obtención de los cuaterniones con que se rotan los prismas se utilizan dos vectores, el primero siendo el vector unitario con dirección hacia arriba que denominare $V_{up}=(0, 1, 0)$, mientras que el segundo que da la dirección de la rotación corresponde a los vectores anteriormente escritos, que para la derivación de los cuaterniones se identificaran como V .



Un cuaternión $q(q_w, q_x, q_y, q_z)$ como establecido en la fórmula (143) está compuesto de 4 factores, un ángulo acorde a la ecuación (142) y 3 coordenadas cartesianas de un vector unitario U (139) a (141), estos se pueden obtener de la siguiente forma.

$$u_x = \frac{V_x - Vup_x}{\|V_x - Vup_x\|} \quad (139)$$

$$u_y = \frac{V_y - Vup_y}{\|V_y - Vup_y\|} \quad (140)$$

$$u_z = \frac{V_z - Vup_z}{\|V_z - Vup_z\|} \quad (141)$$

$$\theta = \arccos\left(\frac{V_z \cdot Vup_z}{|V_z||Vup_z|}\right) \quad (142)$$

$$q = e^{\frac{\theta}{2}(u_x i + u_y j + u_z k)} = \cos \frac{\theta}{2} + (u_x i + u_y j + u_z k) \sin \frac{\theta}{2} \quad (143)$$

A partir de esto se puede obtener una matriz de rotación (144).

$$R = \begin{bmatrix} 1 - 2s(q_j^2 + q_k^2) & 2s(q_i q_j - q_k q_w) & 2s(q_i q_k + q_j q_w) \\ 2s(q_i q_j + q_k q_w) & 1 - 2s(q_i^2 + q_k^2) & 2s(q_j q_k - q_i q_w) \\ 2s(q_i q_k - q_j q_w) & 2s(q_j q_k + q_i q_w) & 1 - 2s(q_i^2 + q_j^2) \end{bmatrix} \quad (144)$$

Donde $s = \|q\|^{-2}$ que se convierte en $s=1$ cuando q es unitario. Una modificación al código anterior fue el tratamiento de datos perdidos y su visualización. En caso de que cualquiera se encuentre en el origen, el prisma se oculta para no visualizar posiciones falsas.

El último código difiere de los códigos anteriores, sin embargo, mantiene aspectos como los cálculos de posición, translación y rotación además de las funciones de pausa, adelanto y retroceso. También se mantiene la lectura del fichero. La diferencia se encuentra en que uno de los parámetros de entrada ahora es el avatar,



por lo que no se necesita generar GameObjects. En vez de estos se crea una clase que nos permite manipular el esqueleto del avatar mediante objetos al seleccionar el segmento y manipular e introducir los datos necesarios para calcular la rotación y translación.

En caso de que se pierdan datos y las posiciones usadas se vallan al origen, contrario a desaparecer el segmento esté únicamente se rota manteniendo la posición relativa al marco de referencia de la sección padre a esta. Considerando que el avatar, siendo la representación de una figura humanoide, se maneja como una serie de GameObjects ligados entre estos por jerarquías de objetos padre y objetos hijo donde los movimientos se heredan.

Dentro del ámbito de la programación una clase se puede considerar como una estructura que permite almacenar e incluso manipular información que se introduzca en objetos. Estos se pueden denominar objetos padre y objetos hijo, los cuales heredan de los objetos padre funciones creadas en estos otros ya que los objetos hijo fueron creados y por ende dependen de sus respectivos objetos padre.

Dado que un solo cuaternión es incapaz de representar una rotación que supere los 180° fue necesario aplicar una segunda rotación por lo que se utilizaron los siguientes vectores unitarios (145) a (149) para generar productos cruz acorde a la regla de la mano derecha que permitieran hacer una segunda rotación en el eje z el cual prenota movimientos que superan el valor anterior, se mantendrá la nomenclatura establecida indicando estos vectores con la denominación Cp al ser pivotes.



$$TorsoCp = \frac{Lasis - Rasis}{\|Lasis - Rasis\|} \quad (145)$$

$$BrazoInferiorDCp = \frac{UNLR - ANLR}{\|UNLR - ANLR\|} \quad (146)$$

$$BrazoInferiorICp = \frac{ANLL - UNLL}{\|ANLL - UNLL\|} \quad (147)$$

$$PiernaInferiorDCp = \frac{Rbar2 - Rmall}{\|Rbar2 - Rmall\|} \quad (148)$$

$$PiernaInferiorICp = \frac{Lbar2 - Lmall}{\|Lbar2 - Lmall\|} \quad (149)$$

Con esto es posible calcular los productos cruz (150) a (154) que serán útiles más adelante en la determinación de la segunda rotación para los segmentos que lo pueden llegar a requerir al ser ortogonales al eje de giro z, el vector del producto cruz se indicará con una C.

$$TorsoC = TorsoCp \times TorsoV \quad (150)$$

$$BrazoInferiorDC = -BrazoInferiorDV \times BrazoInferiorDCp \quad (151)$$

$$BrazoInferiorIC = BrazoInferiorICp \times BrazoInferiorIV \quad (152)$$

$$PiernaInferiorDC = -PiernaInferiorDV \times PiernaInferiorDCp \quad (153)$$

$$PiernaInferiorIC = PiernaInferiorICp \times PiernaInferiorIV \quad (154)$$

La rotación se obtiene entre el componente que mira al frente del marco de referencia de cada segmento y el producto cruz que se calculó a partir de este, tal que estos se seleccionan los siguientes vectores:

TorsoCp

-*BrazoInferiorDV*

BrazoInferiorIV



–PiernaInferiorDV

PiernaInferiorIV

Los cuales se manejarán como V con V_c como su respectivo producto cruz para demostrar el cálculo del segundo ángulo en la ecuación (156), para esto, sin embargo, es necesario rotar el vector V en el eje x por 90° obteniendo así el vector V_f como se muestra en la ecuación (155) de donde es posible obtener el ángulo de corrección mediante el producto punto entre V_c y V_f .

$$V_f = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(90) & -\sin(90) \\ 0 & \sin(90) & \cos(90) \end{bmatrix} V \quad (155)$$

$$\theta = \arccos\left(\frac{V_c \cdot V_f}{|V_c||V_f|}\right) \quad (156)$$

Consideraciones que se tomaron para la manipulación de los modelos para su visualización en el sistema CAVE incluyeron el poder trasladar y rotar (únicamente sobre el eje Z) los avatares. Para esto se manipulan los sistemas de coordenadas directamente. La rotación dada por la ecuación (159) se obtiene a partir de una transformación de las coordenadas con la matriz de rotación en el eje Z (158) permitiendo visualizar el modelo desde diferentes perspectivas sin necesidad de que el usuario se mueva en el ambiente virtual. El cambio de posición es dado por una translación sumando en los ejes (x, y) permitiendo posicionar varios avatares en un mismo ambiente virtual como se muestra por la ecuación (157). En las ecuaciones se representan las coordenadas originales como (x_1, y_1, z_1) y estas ya sea rotadas o trasladadas como (x_2, y_2, z_2) .

$$(x_2, y_2, z_2) = (x_1 + a, y_1 + b, z_1) \quad (157)$$



$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (158)$$

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = R_z(\theta) \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (159)$$

$$= \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \cos(\theta) - z_1 \sin(\theta) \\ y_1 \sin(\theta) + z_1 \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

Otras funcionalidades que se incluyeron fueron el poder ir a un punto de interés en el modelo que ocurre al directamente modificar el índice i igualándolo al momento en que se identificó un evento de interés con los análisis biomecánicos. Por otro lado, para alterar la velocidad se modifica la suma de $i_nuevo = i_viejo + sum$ donde el valor de sum va de 1 hasta 10 siendo modificado para adecuar la velocidad de la visualización sin perder definición de los datos.

4.3 Diseño de avatares

Se diseñaron tres avatares (una mujer y dos hombres, figura 32) en el software Makehuman© que ofrece personajes realistas en cuanto anatomía humana (figura 29). Se les asignó un mismo esqueleto a cada avatar con el software de Blender© (figura 30) para normalizar el movimiento de estos utilizando el mismo código fuente al configurar en Unity© (figura 31).



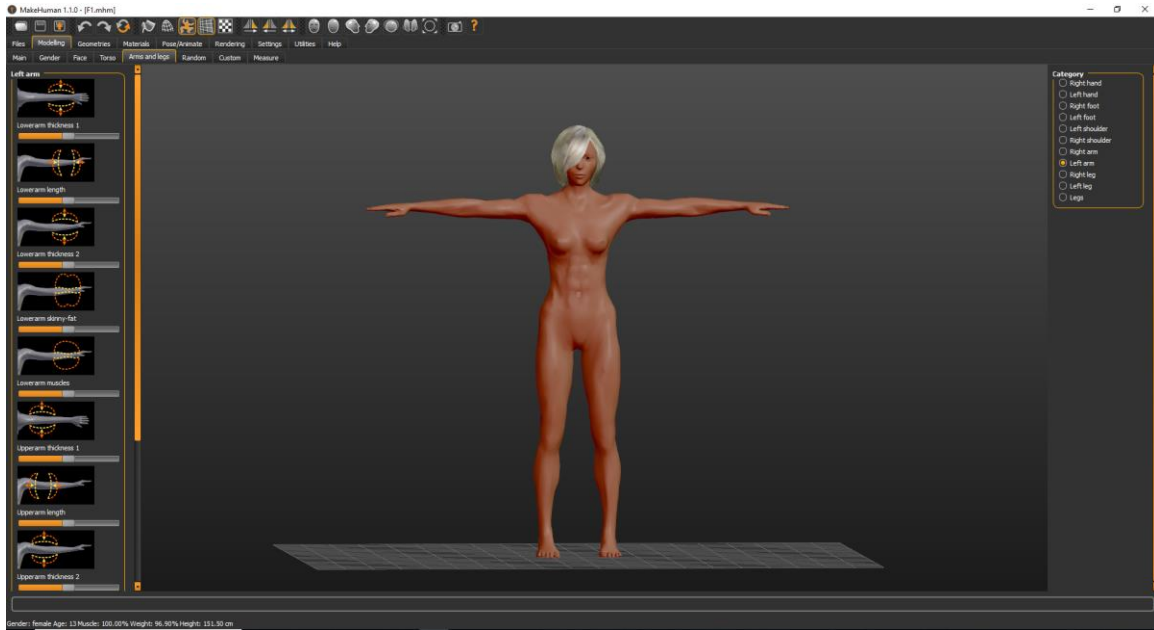


Figura 29. Diseño de avatar en Makehuman© basado en los sujetos de los que se tomó la captura de movimiento; ejemplificando proceso con avatar femenino.

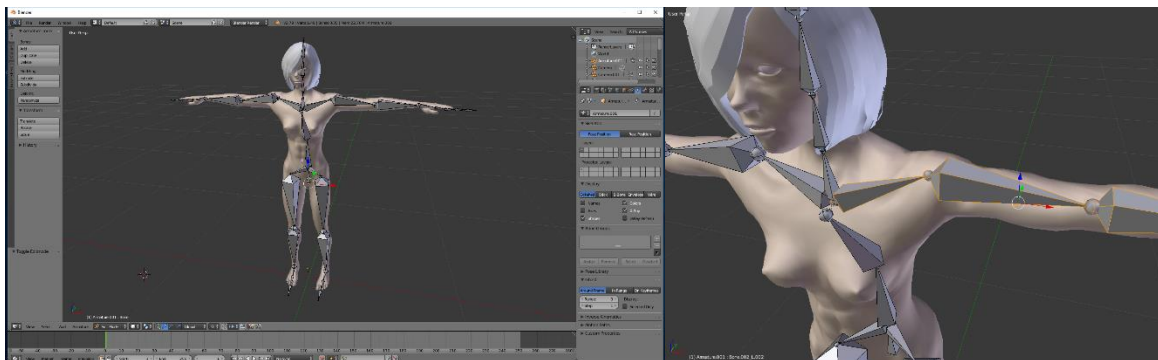


Figura 30. Emparentado de avatar con armadura para articularlo con ayuda de Blender© basando el esqueleto en los requisitos de Unity© en cuanto a la cantidad de articulaciones mínimas necesarias.



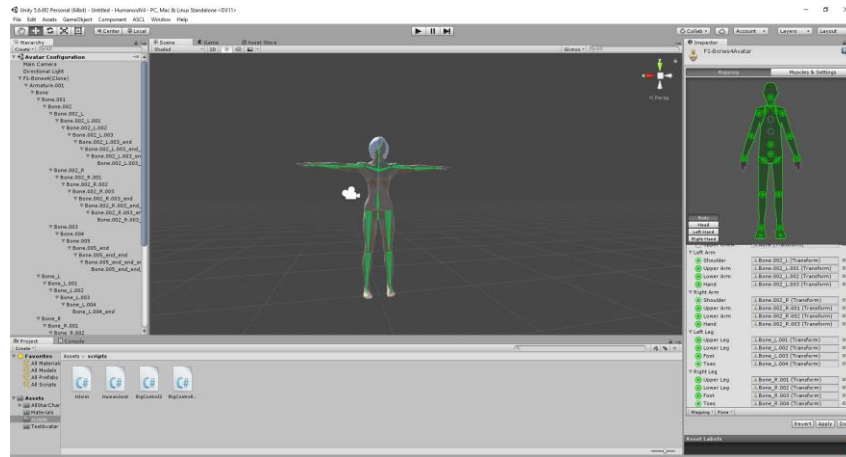


Figura 31. Configuración de armadura o esqueleto de avatar en Unity© como avatar humanoide.

Los avatares en este caso únicamente se diseñaron con fines demostrativos y para demostrar la versatilidad en cuanto a representar diferentes movimientos en diferentes sujetos, sin embargo, Makehuman© da la versatilidad de realizar los diseños acordes a proporciones que se tengan por lo que sería posible diseñar estos a base de los sujetos a los que se les realicen las pruebas biomecánicas (como lo fue en este caso, figura 32) en futuras ocasiones manteniendo el mismo esqueleto de Blender©.



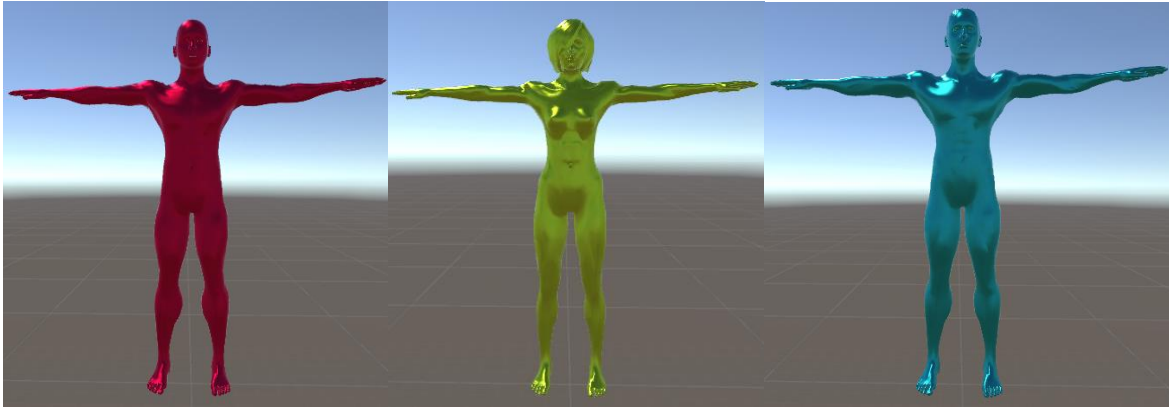


Figura 32. Avatars humanoides diseñados en Makehuman©, a la izquierda hombre en colores rojo, al centro mujer en verde y a la derecha hombre en azul.

4.4 Visualización inmersiva utilizando la tecnología CAVE

Para realizar la visualización del entorno generado en Unity© se exporta el proyecto utilizando la herramienta MiddleVR la cual da las funcionalidades que permiten convertir el entorno de la plataforma de Unity© a un entorno de VR. Así mismo el aditamento permite acceso a los dispositivos que interactúan con el CAVE como lo es un control, facilitando así el uso de las funcionalidades antes mencionadas.

El modelo se presentó en el CAVE del LAVIS a expertos de la ciencia de la salud y el deporte realizando un cuestionario de 5 preguntas y una casilla opcional de comentarios adicionales, basadas en las recomendaciones de (Krosnick, 2018) con el fin de evaluar la herramienta e identificar puntos a mejorar para su aplicabilidad como complemento del análisis de movimiento.

Capítulo 5. Resultados y discusión

Se generaron los protocolos de biomecánica para tren superior e inferior con el sistema de BTS Smart analyzer, se aplicaron los protocolos a un grupo de 11 atletas de taekwondo voluntarios de entre 13 y 21 años, de estos 8 corresponden a hombres mientras que 3 fueron mujeres (figura 33). Por esto únicamente se presentarán los datos de los hombres de donde se realizó un análisis estadístico ya que el grupo de las mujeres es muy pequeño en comparación con el de los hombres por el momento y sería deseable aumentar ambas muestras. No es indicado juntar ambos grupos, hombres y mujeres ya que como se ha determinado en distintos estudios (Laubach, 1976) la actividad física a nivel neuromuscular es distinta entre hombre y mujeres e incluso como indica Robert A. Malinzak y su equipo (Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001) las lesiones y sus orígenes pueden variar para los atletas dependiendo de su género por el tipo de patrones de movimiento que realizan. Aunque también es importante considerar factores como edad y años de entrenamiento, para este piloto no se consideraron ya que se puso mayor énfasis en demostrar el tipo de estudio estadístico que se puede realizar. Este tipo de parámetros se deben considerar en el futuro para ofrecer resultados más exactos.



Datos de voluntarios				
Voluntario	Edad	Tiempo entrenando (años)	Cinta	Practica algún otro deporte
H1	13	4	Roja Avanzada	Basquetbol, natación
H2	14	4	Negra 1	No
H3	14	7	Negra 1	No
H4	15	4	Negra 2	Gimnasio
H5	15	6	Negra 1	No
H6	15	6	Negra 1	No
H7	19	8	Negra 1	Futbol Americano
H8	21	14	Negra 3	No
M1	13	5	Negra 1	No
M2	14	9	Negra 1	No
M3	15	9	Negra 1	Futbol, voleibol, natación

Tabla 5. Datos de voluntarios con la denominación H para los hombres y M para las mujeres. La tabla muestra sus edades de menor a mayor para cada género, el tiempo que llevan entrenando taekwondo, la cinta que poseen y si practican algún otro deporte.

Los protocolos se basan en el aprovechamiento de las posiciones capturadas de los marcadores presentados en las (figuras 14 y 20) en los atletas para generar sistemas de referencia vectoriales los cuales al comparar articulaciones nos permiten estudiar rangos de movimiento.

Respecto al análisis biomecánico, aunque este se realizó para todos los voluntarios, se mostrará únicamente los resultados de un voluntario que visualmente se



identificó como siguiendo los patrones obtenidos al realizar las evaluaciones de tren inferior (sentadillas) donde se obtuvo un promedio del ciclo de sentadilla a partir de generar una norma de los ciclos de sentadilla tanto para hombres (n=8) como para mujeres (n=3). Esta medida es dado que solo se busca ejemplificar el tipo de patrones más que presentar el análisis individual de los voluntarios.

Los resultados de los ángulos de Euler para los análisis de tren superior se pueden apreciar en las (figuras 34 y 35), mientras que los análisis de tren inferior para sentadilla se pueden apreciar en las (figuras 36 y 37). Estos pueden ser utilizados por un experto de la salud acorde a los protocolos como reportados en la literatura para evaluar el estado de un atleta.



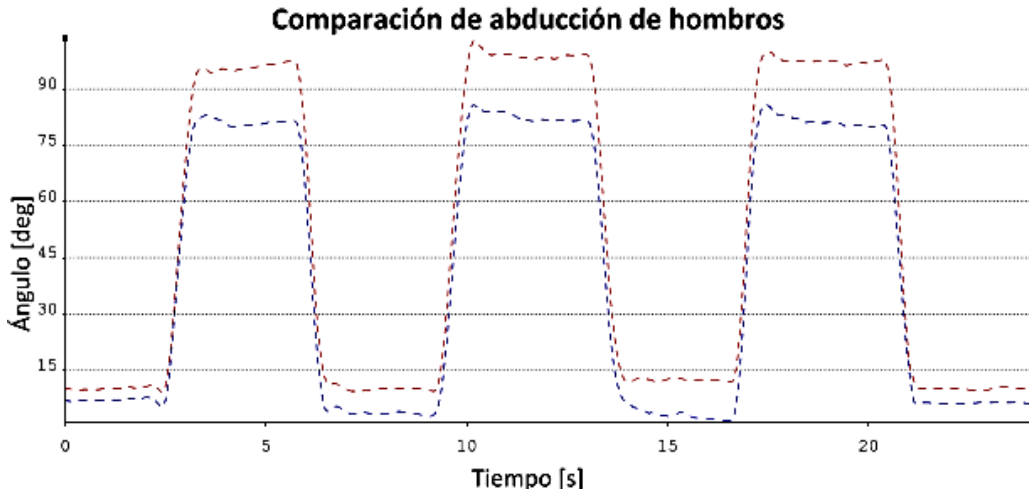


Figura 33. Serie de abducciones bilaterales de tren superior comparando el ángulo en grados contra el tiempo en segundos. La línea punteada roja corresponde al brazo derecho mientras que la línea punteada azul corresponde al brazo izquierdo.

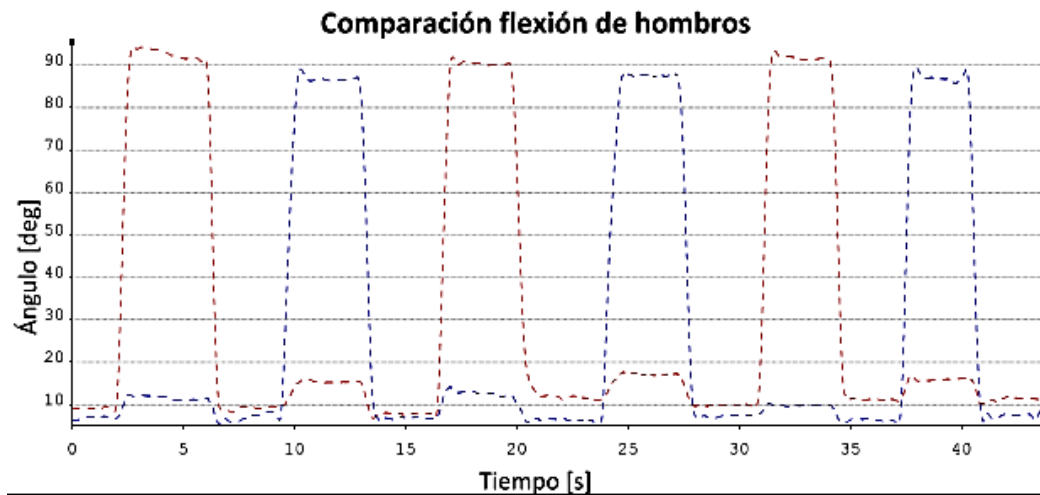


Figura 34. Serie de flexiones alternadas de tren superior comparando el ángulo en grados contra el tiempo en segundos. La línea punteada roja corresponde al brazo derecho mientras que la línea punteada azul corresponde al brazo izquierdo.



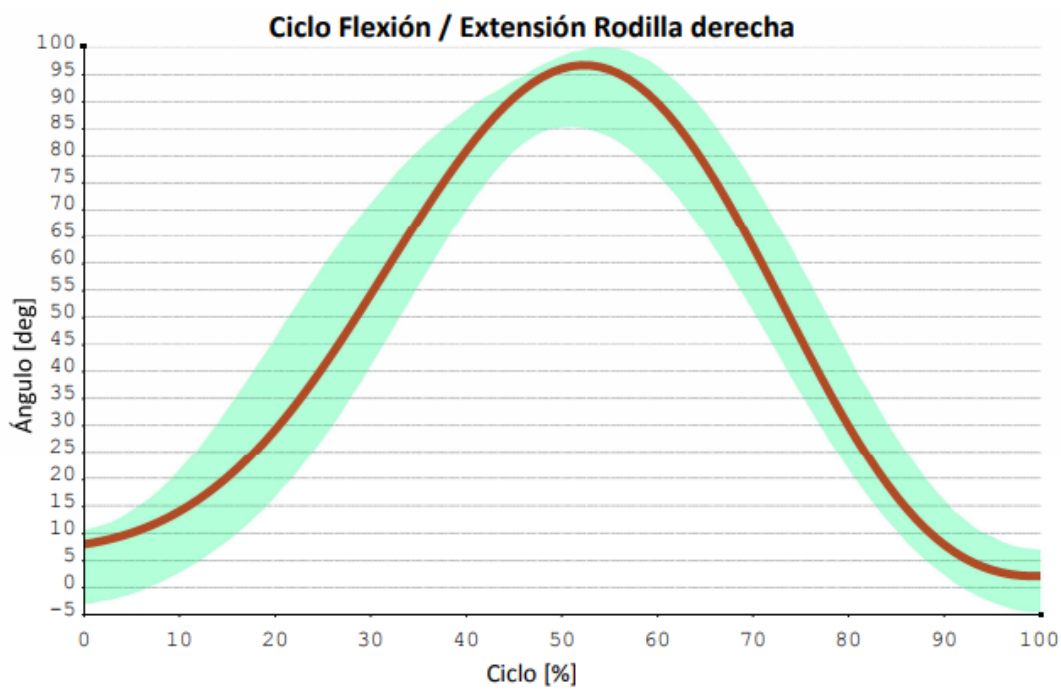
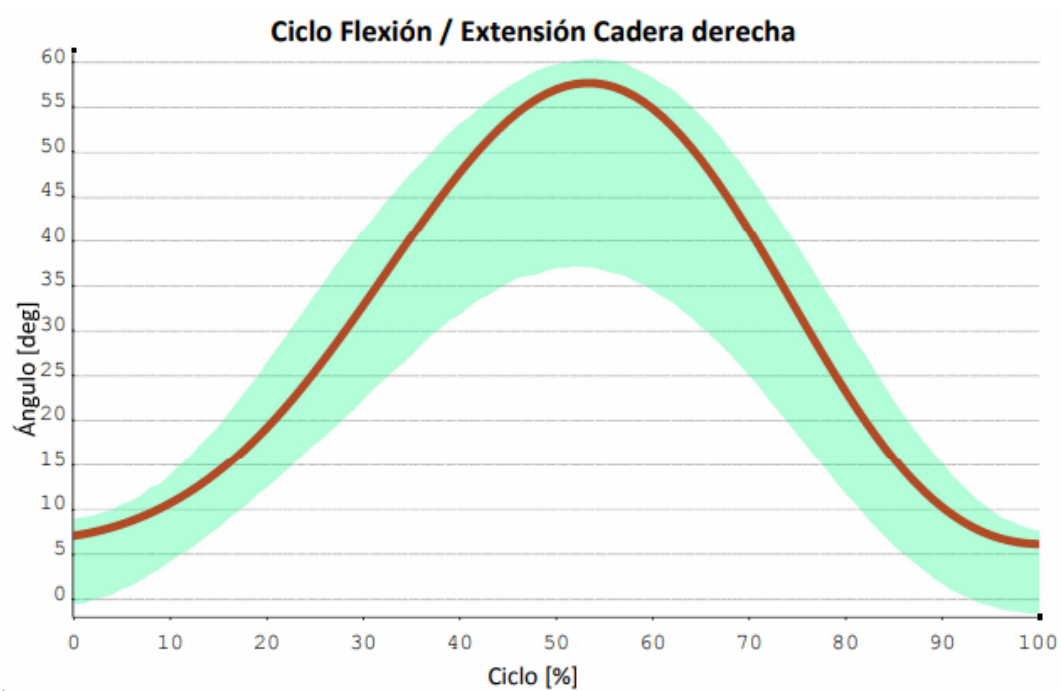


Figura 35. Ciclos de ángulos de Euler en flexión/extensión para sentadilla en atleta de taekwondo seleccionado para pierna derecha comparando el ángulo en grados contra el porcentaje del ciclo. En verde se muestra una norma hecha con los otros atletas.



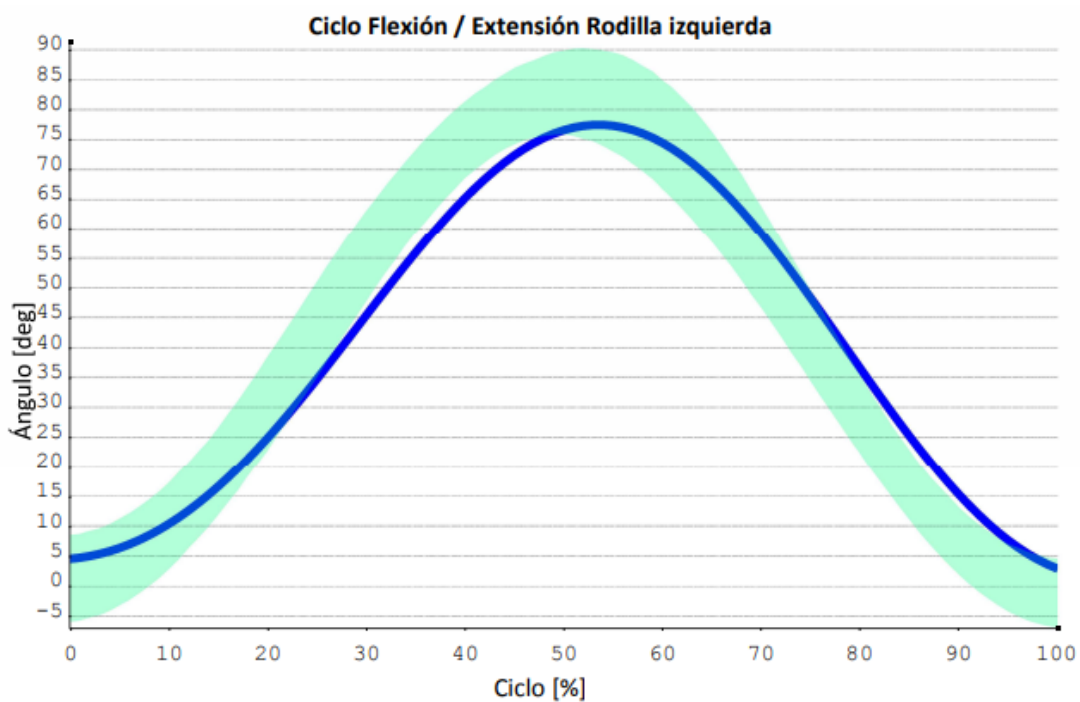
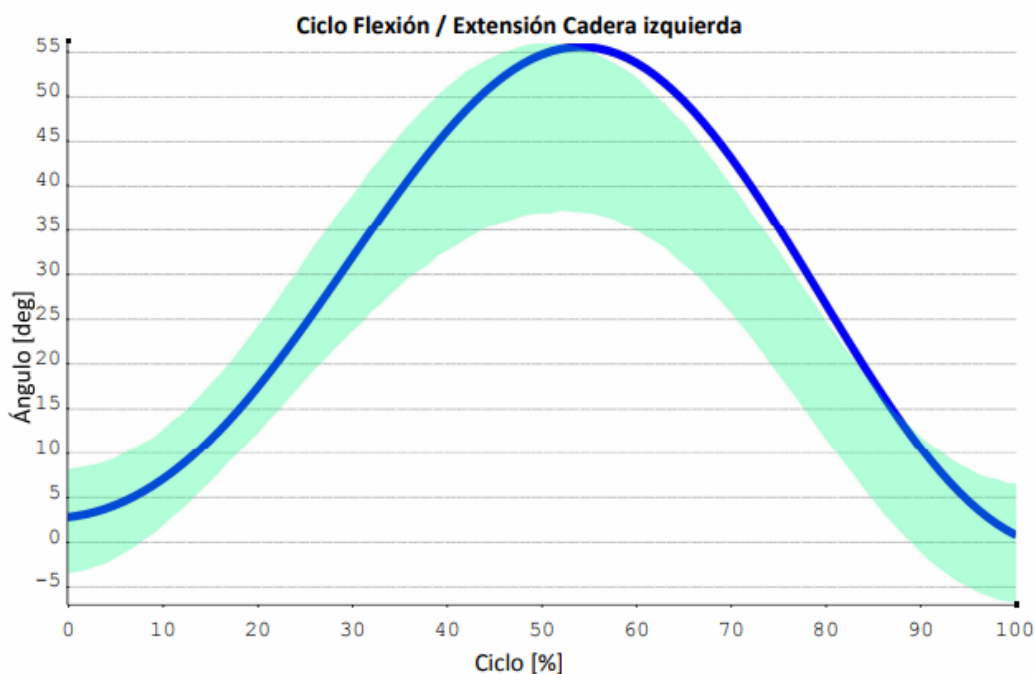


Figura 36. Ciclos de ángulos de Euler en flexión/extensión para sentadilla en atleta de taekwondo seleccionado para pierna izquierda comparando el ángulo en grados contra el porcentaje del ciclo. En verde se muestra una norma hecha con los otros atletas.



Respecto al salto se siguió únicamente un marcador ubicado en el sacro por lo que se diseñó el siguiente experimento de 2 factores, voluntarios y pierna(s) a usar para el salto, con 8 y 3 niveles respectivamente; tomando como nuestra variable independiente la altura que se desplazó el sacro (tabla 6).

Altura de salto sacro [m]								
	Voluntarios							
	sujeto 1	sujeto 2	sujeto 3	sujeto 4	sujeto 5	sujeto 6	sujeto 7	sujeto 8
Derecha [m]	0.23	0.3	0.35	0.28	0.33	0.33	0.22	0.32
Izquierda [m]	0.24	0.3	0.32	0.24	0.32	0.33	0.25	0.25
Ambas [m]	0.3	0.49	0.51	0.44	0.35	0.45	0.41	0.33

Tabla 6. Alturas en metros obtenidas para salto de pierna derecha, izquierda y ambas piernas para los 8 voluntarios masculinos.

Se reviso normalidad (tabla 7) de las muestras mediante un método estadístico el cual corresponde a la prueba chi cuadrada donde se tomaron las siguientes Hipótesis nula H0 e Hipótesis alterna H1:

H0: La muestra no es significativamente distinta de una distribución normal

H1: La muestra es significativamente distinta de una distribución normal.

Para la selección de divisiones o rangos se utiliza la fórmula (160) donde Nc son nuestras divisiones y N nuestro número de datos.

$$N_c = 1 + 3.222 \times \log_{10} N \quad (160)$$

Mientras que para determinar el ancho de las cajas se divide el rango entre el número de cajas anteriormente calculado, el cual se debe redondear. Cabe



mencionar que esto es únicamente para obtener una representación visual de nuestra distribución.

Con la prueba se determinan los siguientes valores que se pueden apreciar en la tabla, sin embargo, dado que estos muestran que mientras que nuestra población 1 (salto con pierna derecha) cumple con la hipótesis nula, es decir presenta una distribución normal; lo mismo no se cumple con la población 2 y 3 ya que se asume una α con significancia de 0.05 que supera las probabilidades P obtenidas. Para este caso se determinó que los grados de libertad son iguales a 2 al calcular previamente un valor de $N_c=4$ dando 5 divisiones menos uno menos lo dos parámetros utilizados para la prueba (promedio y desviación estándar).

Prueba de normalidad X^2			
	Población de salto normalizado		
	1 (pierna derecha)	2 (pierna izquierda)	3 (ambas piernas)
X^2	4.059979	7.161779	6.4228
Probabilidad	0.065668	0.013925	0.02015

Tabla 7. Prueba de normalidad por prueba X^2 (Chi-cuadrada) en datos de salto.

Por lo anterior se opta por normalizar nuestras distribuciones para poder hacer un análisis ANOVA; para esto se realiza una transformación de los datos al aplicar un logaritmo a base 10 a las series de datos y repetir la prueba de normalidad que en este caso regresa que se cumple la hipótesis nula a todos los casos. El valor de los grados de libertad se mantiene junto con nuestra N_c . Algunos otros datos también se pueden observar en la tabla a continuación (tabla 8).



Prueba de normalidad X^2			
	Población de salto normalizado en logaritmo base 10		
	1 (pierna derecha)	2 (pierna izquierda)	3 (ambas piernas)
X^2	4.063685	2.756601	1.721101
Probabilidad	0.065547	0.126003	0.211465

Tabla 8. Prueba de normalidad por prueba X^2 (Chi-cuadrada) en datos de salto tras normalizar con transformación logarítmica.

Teniendo nuestros datos en una distribución normal se aplica el análisis ANOVA de un solo factor al estar trabajando con 3 grupos (tabla 9). En este caso las hipótesis se estipulan como se presenta a continuación:

H0: $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$

H1: Al menos una varianza es diferente

Prueba ANOVA		
Varianza salto normalizado en logaritmo base 10	Pierna derecha	0.00523
	Pierna izquierda	0.003254
	Ambas piernas	0.007348
F		11.66779
Valor P		0.000391
F_{crítica}		3.4668

Tabla 9. Datos de prueba ANOVA.

Como se puede observar, el valor de nuestra $F_{crítica}$ es menor que F por lo que se rechaza la hipótesis nula indicando que existe diferencia entre nuestras medias y para determinarlo se requiere de una prueba post hoc.



Se selecciono una prueba Tukey HSD (J, 1949) la cual se debe aplicar a cada uno de los grupos para determinar cuáles son los que presentan diferencias significativas estadísticamente entre ellos, para esto se utilizó la calculadora en línea de (Navendu, 2016). Dado que en la prueba ANOVA se determinó el valor del grado de libertad como $v=21$, con 3 tratamientos independientes ($k=3$) se consideran valores de significancia como $\alpha=0.01$ y 0.05 acorde a los valores p para un rango de distribución t; de aquí se obtienen los valores de $Q_{critical}^{\alpha=0.01,k=3,v=21} = 4.6109$ y $Q_{critical}^{\alpha=0.05,k=3,v=21} = 3.5636$ respectivamente. La prueba se realiza con la fórmula (161) donde el denominador es dado por la fórmula (162) en la cual $H_{i,j}$ representa la media armónica.

$$Q_{i,j} = \frac{|\bar{x}_i - \bar{x}_j|}{S_{i,j}} \quad (161)$$

$$s_{i,j} = \frac{\hat{\sigma}_\epsilon}{\sqrt{H_{i,j}}} \quad i, j = 1, \dots, k; i \neq j \quad (162)$$

De esta prueba al realizar las comparaciones relevantes de $Q_{i,j} > Q_{critica}$ se concluye que no hay diferencia estadísticamente significativa entre los datos de pierna derecha contra pierna izquierda mientras que si los hay tanto para pierna derecha contra ambas piernas y pierna izquierda contra ambas piernas como se muestra en la tabla (tabla 10). Mientras que el primer dato indica balance en ambas piernas de los atletas, el segundo dato es de esperar pues la aplicación de ambas piernas en una actividad como es el salto debe aumentar la potencia de este comparado con el uso de una sola pierna, además indicando una alta coordinación.



Prueba post hoc Tukey HSD			
Pareja de tratamiento	Estadística Tukey HSD Q	Tukey HSD Valor-p	Inferencia
Pierna derecha – Pierna izquierda	0.7419	0.8526703	No significativo
Pierna derecha – Ambas piernas	5.5104	0.0022962	p<0.01
Pierna izquierda – Ambas piernas	6.2523	0.0010053	p<0.01

Tabla 10. Resultados de prueba post hoc Tukey HSD para comparaciones de grupos normalizados de saltos con pierna derecha, izquierda y ambas piernas.

Por otro lado, los datos de posición fueron interpretados sobre la plataforma Unity© para poder visualizar los datos en un entorno virtual (figura 37). Para esto se realizó un código en lenguaje C# el cual puede reconstruir la trayectoria de los marcadores utilizados para los protocolos biomecánicos como esferas que los representaran dentro del entorno virtual. Posteriormente se trabajó en utilizar dichos puntos para generar un esqueleto básico que permita identificar con mayor facilidad la anatomía humana para finalmente ligar estos con el movimiento de un avatar el cual replique los movimientos del atleta.

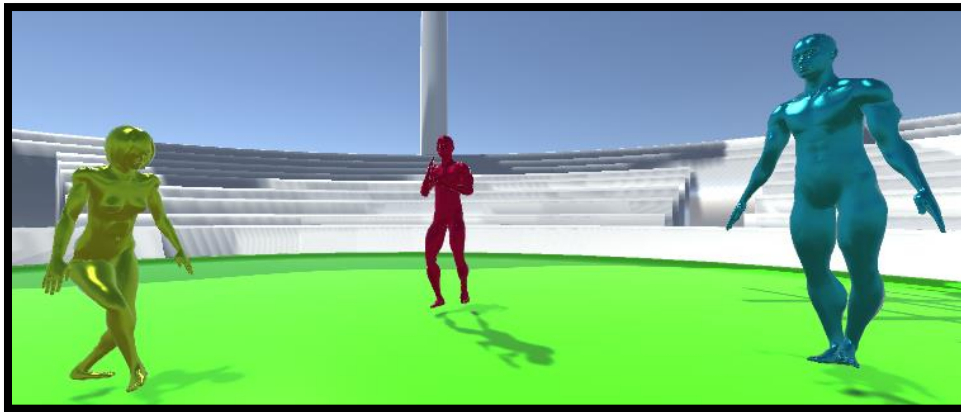


Figura 37. Visualización de múltiples avatares en entorno de Unity©. Avatar amarillo femenino realizando sentadilla de pierna izquierda, avatar masculino rojo realizando combate sombra y avatar azul realizando abducción bilateral de hombro para demostrar capacidad de herramienta.

Dicho modelo fue convertido en un entorno virtual para la plataforma del CAVE ejemplificando las capacidades del sistema al usar como ejemplos capturas de los sujetos H2 en rojo, H7 en azul y M1 en amarillo realizando distintas actividades (figura 38), con ayuda del aditamento de MiddleVR (“MiddleVR | Use virtuality to improve reality!” n.d.) que permite la compatibilidad entre ambas plataformas.

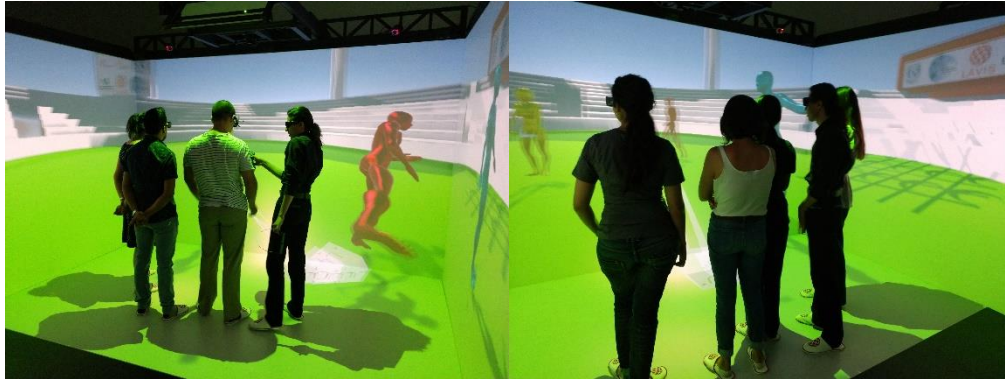


Figura 38. Entorno virtual en sistema CAVE. Presentación interactiva de modelo como el que se muestra en la (figura 37) a expertos de la ciencia de la salud y/o el deporte.

En el cuestionario realizado a 14 expertos de la ciencia de la salud y/o deporte para evaluar la herramienta se hicieron cinco preguntas obligatorias y se adiciono una casilla para comentarios adicionales opcional; este cuestionario se hizo con los formularios de Google. Las primeras tres preguntas fueron cuantitativas mientras que las últimas dos fueron cualitativas. Es importante mencionar que los evaluadores 10, 11, 12 y 14 se les presento la versión de computadora debido a la imposibilidad de mostrar el modelo de modo presencial en el laboratorio.

La primera pregunta busco identificar los años de experiencia de los expertos en el área de la ciencia de la salud y el deporte de donde se determinó un rango de 3 a 34 años de experiencia (tabla 11).

Experiencia de expertos	
Evaluador	Años de experiencia en ciencia del deporte y/o salud
1	5
2	4
3	16
4	5
5	6
6	20
7	10
8	3
9	6
10	8
11	34
12	9
13	6
14	6

Tabla 11. Respuestas a primera pregunta; años de experiencia de los expertos en la ciencia del deporte y/o la salud.

La segunda pregunta se enfocó en que tan útil es la herramienta como material complementario al análisis de movimiento acorde a los expertos para lo cual se colocó una escala del 1 como nada útil hasta 5 como muy útil, el resultado fue positivo ya que 3 evaluadores marcaron la casilla en 4 correspondiente al 21.4% y 11 evaluadores en 5 correspondiente al 78.6% como se muestra en la gráfica de la (figura 39). La tercera pregunta determino si es que los expertos utilizarían la herramienta si se les diera la oportunidad de usar esta, nuevamente siendo evaluada con una escala donde 1 representa que no la utilizarían mientras que 5



representa que, si la utilizarían, nuevamente presento un resultado favorable ya que 3 evaluadores marcaron la casilla en 4 correspondiente al 21.4% y 11 evaluadores en 5 correspondiente al 78.6% como se muestra en la (figura 40).

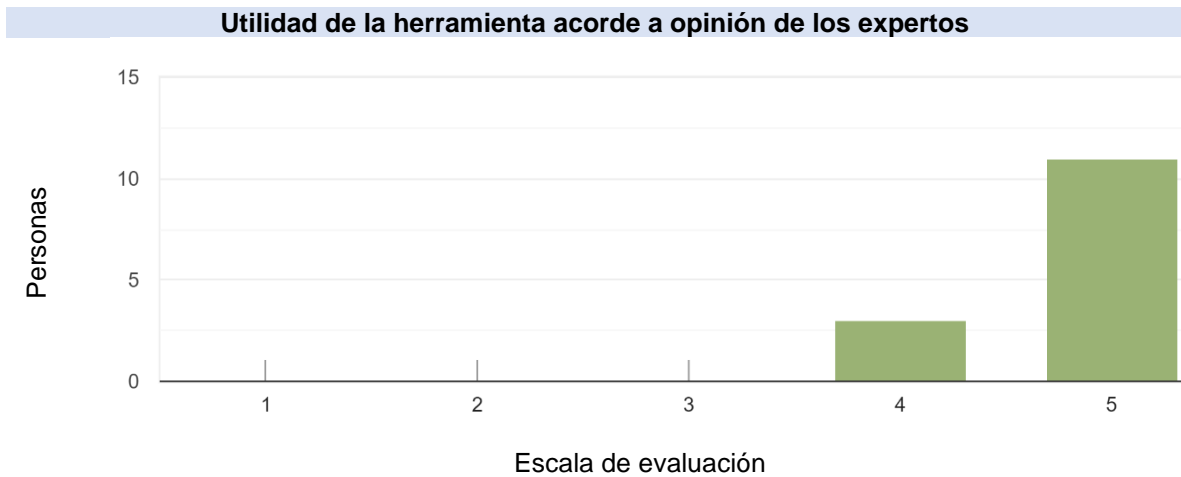


Figura 39. Gráfica indicando que tan útil los expertos consideran la herramienta para complementar las evaluaciones biomecánicas donde 1 correspondía a nada útil y 5 como muy útil.

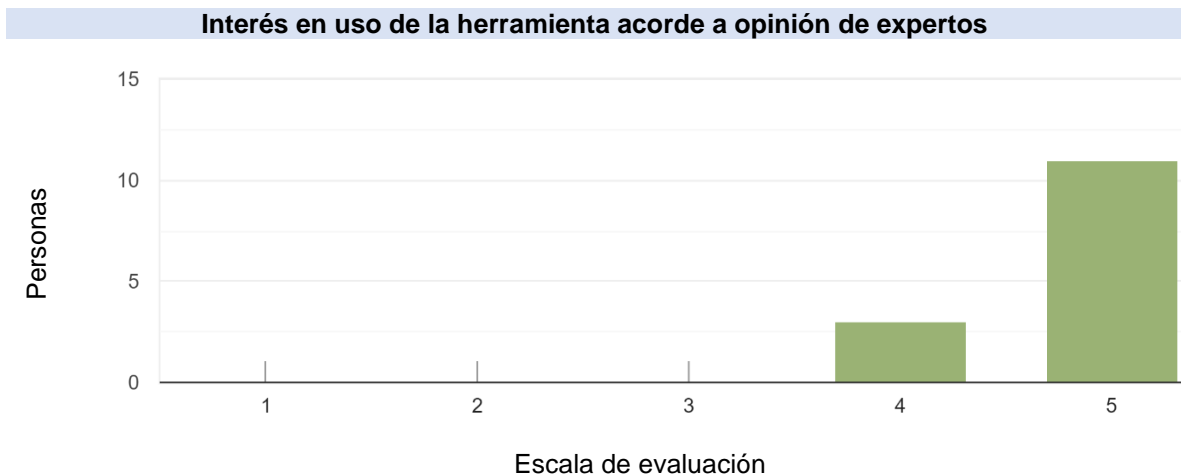


Figura 40. Gráfica correspondiente a si los expertos utilizarían la herramienta si se les diera la opción de utilizar esta, donde 1 correspondía a que no la utilizarían y 5 a que si la utilizarían.



Pasando a las preguntas cualitativas (ver anexo), en la primera se buscó saber si habría algo que los expertos modificarían o agregarían para mejorar la herramienta. De aquí se obtuvieron los resultados que se muestran en la (figura 41) donde se encontraron dos categorías a trabajar; mejoras inmediatas para la implementación de la herramienta y mejoras a largo plazo las cuales dan un valor agregado a la herramienta. Dentro de la categoría de mejoras inmediatas se identificó que se requiere rebajar de manera más puntual en el filtrado de datos, una interfaz que incluya un menú para el usuario y modificar el sistema de marcadores en busca de ofrecer una visualización más fidedigna del avatar. Respecto a las mejoras a largo plazo se identificó que sería de utilidad el poder tener una representación gráfica de magnitudes físicas, incluir los análisis biomecánicos en la visualización, agregar más herramientas respecto a cambios de perspectiva en la visualización e incluso poder visualizar segmentos en específico a mayor detalle.



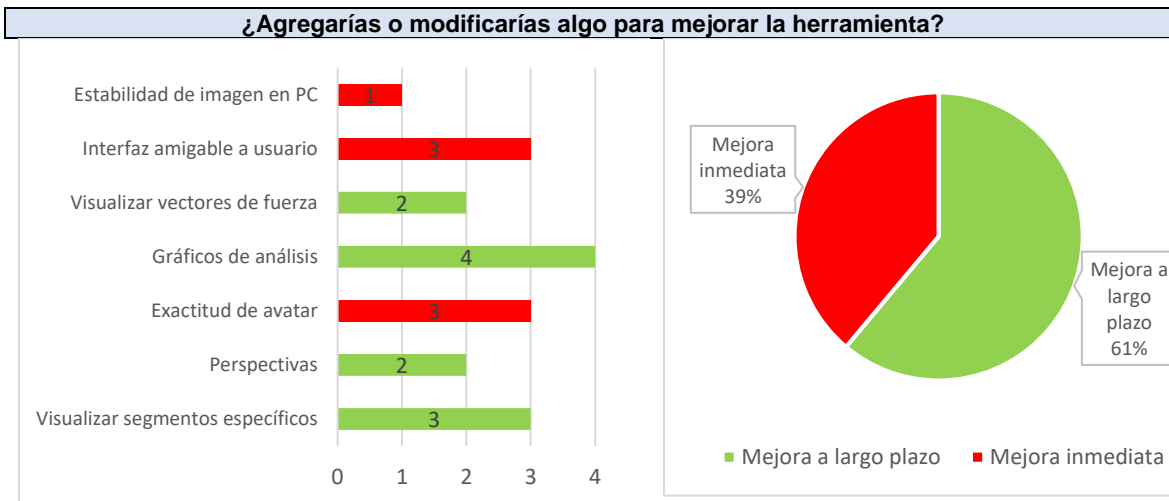


Figura 41. A la izquierda grafica de barras indicando categorías encontradas como mejoras a largo plazo, es decir para agregar valor, en verde y como mejoras requeridas de manera más inmediata en rojo a primera pregunta cualitativa; la escala corresponde al número de veces que se repitió la categoría en las respuestas. A la derecha grafico circular comparando mejoras inmediatas (39%) contra mejoras a largo plazo (61%).

Por último, se preguntó si es que la herramienta les pareció útil a los expertos y que describieran el por qué dieron su respuesta (ver anexo), de aquí se encontró como se muestra en los resultados de la (figura 42) que la herramienta les parece efectivamente útil ya que esa permite mostrar los resultados de evaluaciones clínicas al paciente o deportista de una manera más visual dando lugar a la retroalimentación de este último, así mismo el experto también puede aprovechar la herramienta en cuanto a la interpretación y correlación de los datos de análisis de movimiento. También, se mencionó que la herramienta podría tener otros usos diversos como lo es su aplicación dentro de la docencia o incluso a nivel clínico.

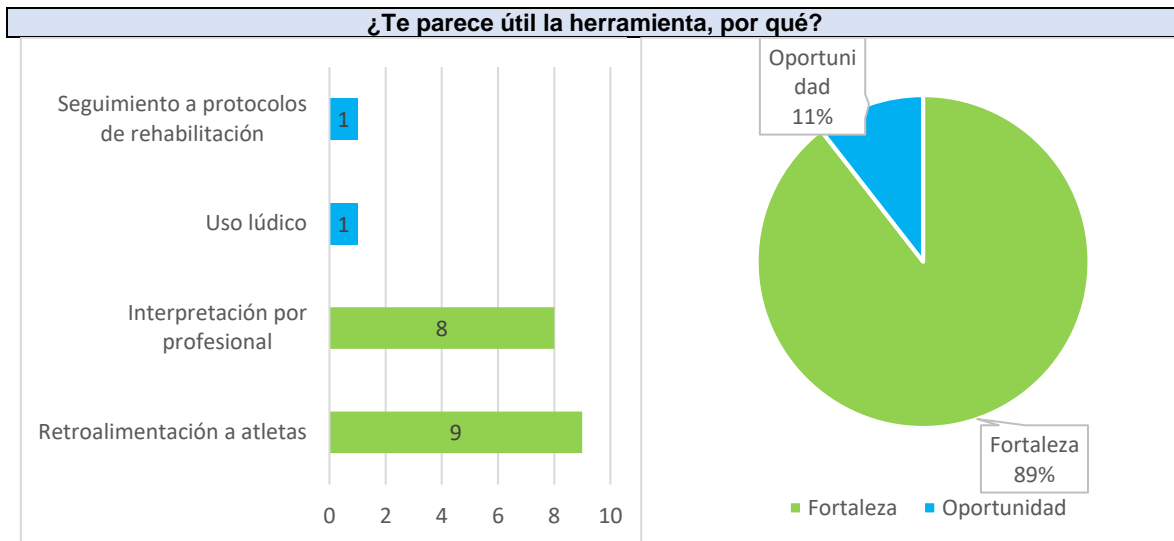


Figura 42. A la izquierda grafica de barras indicando categorías encontradas como oportunidades de aplicación en azul y como fortalezas en verde a segunda pregunta cualitativa; la escala corresponde al número de veces que se repitió la categoría en las respuestas. A la derecha grafico circular indicando en verde las fortalezas comparadas con las oportunidades en azul.

Dentro de los comentarios adicionales estos principalmente fueron menciones de que la herramienta tiene gran potencial siendo del agrado de los expertos, aunque se reiteró que el agregar el material de análisis le daría un valor agregado mayor como se puede ver en las gráficas de la (figura 42). En este caso se realizó un análisis FODA del cual como fortaleza se le encontró su alto potencial actual para su implementación como herramienta completaría a los análisis biomecánicos. Respecto a oportunidades como ya se mencionó, se indicaron las mejoras vistas en la (figura 50) además de que la herramienta a pesar de haber sido pensada para actividades deportivas de alto impacto también tiene uso en otras áreas como la terapia o de manera lúdica. En cuanto a debilidades, se mencionó nuevamente los

ajustes que requiere actualmente el avatar. Finalmente, como amenazas se encuentra la presencia de otros softwares similares, aunque se debe mencionar que esto también puede ser visto de modo positivo ya que las herramientas tienen distintos enfoques además de que pueden ser incluso complementarias en un futuro.



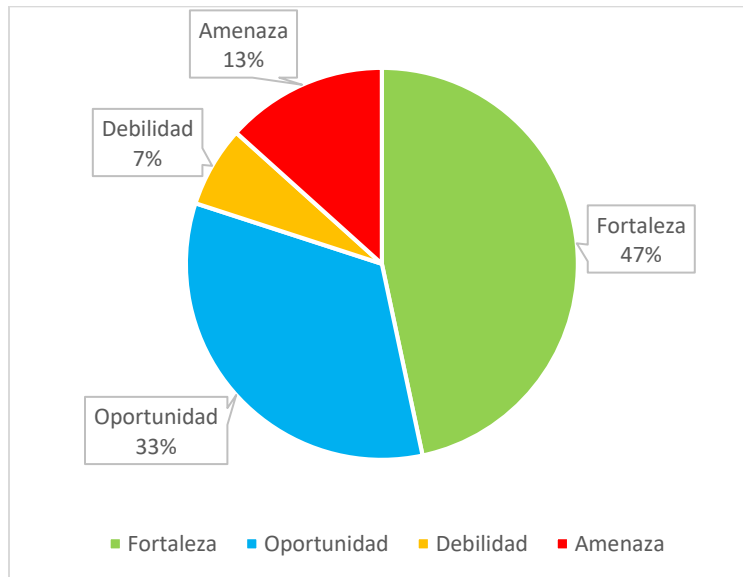
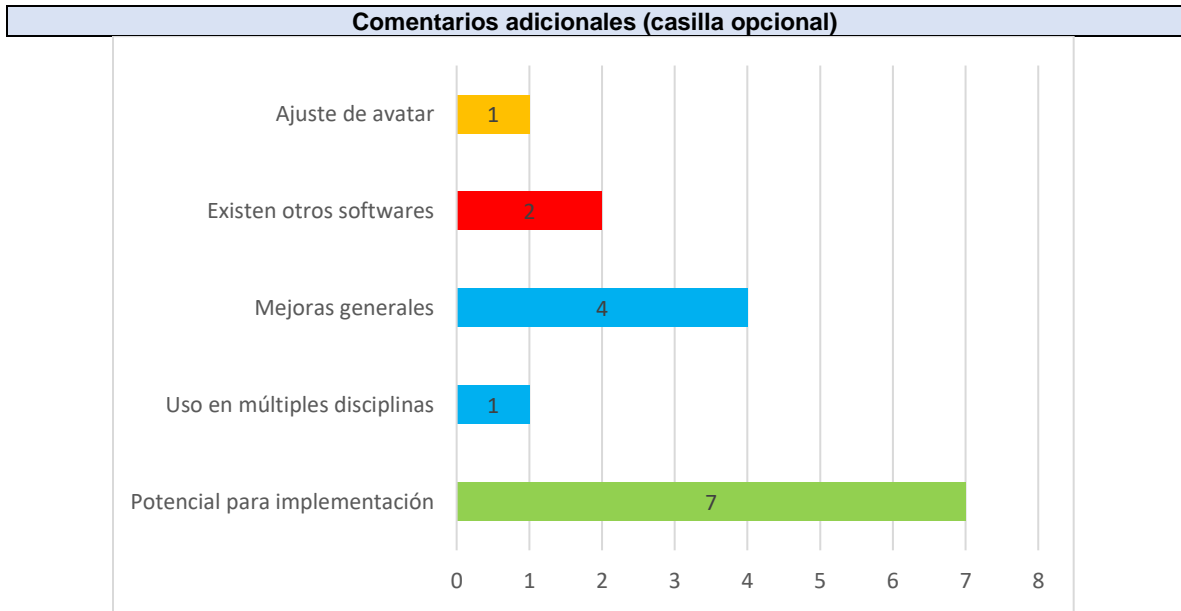


Figura 43. Análisis FODA de comentarios adicionales opcionales. Arriba una gráfica de barras con las categorías de los comentarios en verde fortalezas, azul oportunidades, amarillo debilidades y rojo amenazas donde la escala corresponde a la repetición de cada categoría dentro de las respuestas. Abajo una gráfica de barras con el mismo código de colores comparando las cuatro categorías del FODA.

En relación con otros comentarios hechos respecto al modelo de los cuales se discutió durante la presentación de este se hizo hincapié en que se debe aprovechar

la escalabilidad que ofrece Unity© para robustecer la versión de computadora con una interfaz más amigable e intuitiva donde se presente un menú al usuario como con la que se ejemplifica en la (figura 44). Retomando el punto anterior, la versión para computadora también es importante debido a los costos tanto de un sistema de captura de movimiento como lo fue el BTS y el sistema de visualización que en este caso fue el CAVE. Se mencionó que, aunque la herramienta se realizó con fines de mejorar la práctica deportiva, esta no se limita únicamente a dicho ámbito puesto que es capaz de ser usada en ámbitos que involucren captura de movimiento.

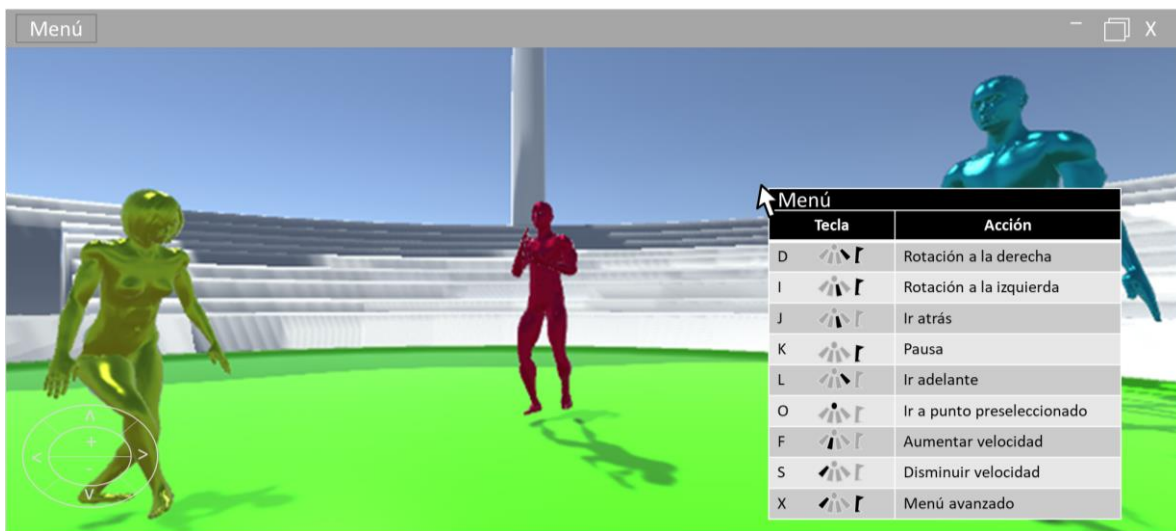


Figura 44. Ejemplificación de menú e interface más amigable para versión de computadora

Capítulo 6. Conclusión

En conclusión, se desarrolló un software para la visualización tridimensional inmersiva dentro de un entorno virtual. El entorno permite interactuar con avatares los cuales reconstruyen el movimiento de atletas de combate y aporta material complementario para la evaluación de su rendimiento.

Tanto los protocolos biomecánicos como el entorno virtual de Unity© son herramientas efectivas para un análisis de movimiento enfocado en atletas. Por parte de los protocolos se puede apreciar que cumplen con las características que se presentan en la literatura (Kontaxis et al., 2009) en cuanto tener protocolos para el análisis de movimiento consiguiendo proveer datos tanto de uso para un atleta como para un grupo de atletas. Por otro lado, aunque se consiguió un software que reconstruye las capturas de movimiento, este aún puede ser mejorado para dar una mejor experiencia en cuanto a VR al comparar con otros proyectos (Witte et al., 2012).

Por parte de la evaluación de los expertos de la herramienta esta les pareció útil, así como material complementario a los análisis biomecánicos, siendo un paso a favor para presentar estos tanto a pacientes como atletas, aprobando la hipótesis de la cual partió este trabajo. También se descubrió que la siguiente fase del trabajo correspondería a integrar los resultados de los análisis a la visualización y robustecer la interfaz de usuario para mejorar la herramienta sin dejar de lado la versión de computadora de esta.



6.1 Trabajo Futuro

Se espera poder ampliar el estudio biomecánico a un mayor número de sujetos en más disciplina de combate permitiendo realizar una mejor comparación entre diferentes capturas de movimiento tanto dentro de un mismo deporte como entre distintos, además de ampliar el número de voluntarios de ambos géneros (femenino y masculino) considerando también factores como la edad, para realizar mejores análisis estadísticos. Además, se buscará robustecer el entorno virtual generado con Unity© en base a las recomendaciones de los expertos, de donde se desglosan los siguientes puntos clave:

1. Ajustar el avatar en cuanto a medidas antropométricas y el sistema de marcadores utilizado.
2. Agregar los análisis biomecánicos dentro de la visualización.
3. Tener la posibilidad de enfocar a segmentos específicos (análisis musculoesquelético) que se encuentren bajo un código de color.
4. Considerar y adaptar el uso de la herramienta en ámbitos lúdicos, terapéuticos y clínicos además de su enfoque en el deporte como fue el caso.
5. Robustecer la interfaz de la versión para computadora como otro nicho de oportunidad.

Cabe mencionar que la muestra de expertos se podría ampliar en ocasiones futuras para poder obtener mejores resultados en cuanto a su evaluación de la herramienta. Por otro lado, también se espera poder hacer un entorno virtual interactivo que permita una aplicación práctica relacionada con la práctica de velocidad de reacción por parte del usuario ante visualizaciones del modelo presentado, para esto se



requeriría de la implantación de un sensor de movimiento de cuerpo completo (Kinect). También se identificó durante el desarrollo de la herramienta que el sistema de marcadores seleccionados para reconstruir el movimiento del avatar podría ser mejorado de tal modo que no solo cumplan con permitir el análisis biomecánico sino además permitan una mejor articulación del avatar; por ejemplo, se observó que no se tenía una representación de la espalda que además abriría la posibilidad de realizar análisis de esta de ser considerada. Por último, una consideración adicional sería el tomar medidas más exactas en cuanto a proporciones anatómicas y de índice de masa corporal para el diseño de los avatares en busca de aprovechar las herramientas en todo lo posible.



Capítulo 7. Bibliografía

1. 3D Localization and Imaging Technology | PS-Tech. (n.d.). Retrieved December 20, 2018, from www.ps-tech.com/3d-technology
2. Atanassov, K. M., Goma, S. R., & Ramachandra, V. (2016, November 1). Autofocus for stereo images. Google Patents.
3. Barre, A., & Armand, S. (2014). Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 114(1), 80–87.
4. Beis, K., Tsaklis, P., Pieter, W., & Abatzides, G. (2001). Taekwondo competition injuries in Greek young and adult athletes. *European Journal of Sports Traumatology and Related Research: Official Journal of the EFOST, European Federation of National Associations of Orthopedic Sports Traumatology*, 23(3), 130–136.
5. Bideau, B., Kulpa, R., Vignais, N., Brault, S., Multon, F., & Craig, C. (2010). Using virtual reality to analyze sports performance. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 30(2), 14–21.
6. Biocca, F., & Levy, M. R. (2013). *Communication in the age of virtual reality*. Routledge.
7. Bisson, E., Contant, B., Sveistrup, H., & Lajoie, Y. (2007). Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training. *Cyberpsychology & Behavior*, 10(1), 16–23.
8. Bleakley, C. M., Charles, D., Porter-Armstrong, A., McNeill, M. D. J.,



- McDonough, S. M., & McCormack, B. (2015). Gaming for health: A systematic review of the physical and cognitive effects of interactive computer games in older adults. *Journal of Applied Gerontology*, 34(3), NP166-NP189.
9. Bonetti, F., Warnaby, G., & Quinn, L. (2018). Augmented reality and virtual reality in physical and online retailing: a review, synthesis and research agenda. In *Augmented Reality and Virtual Reality* (pp. 119–132). Springer.
10. Boon, E., & Tobias, J. (2012). Mortal Kombat. *Encyclopedia of Video Games: MZ*, 2, 420.
11. Borrego, A., Latorre, J., Alcaniz, M., & Llorens, R. (2018). Comparison of Oculus Rift and HTC Vive: Feasibility for Virtual Reality-Based Exploration, Navigation, Exergaming, and Rehabilitation. *Games for Health Journal*.
12. Burdea, G. C., & Coiffet, P. (2003). *Virtual reality technology* (Vol. 1). John Wiley & Sons.
13. Chatham, R. E. (2007). Games for training. *Communications of the ACM*, 50(7), 36–43.
14. Craig, J. J. (2006). *Robótica* (3a edición). México. Pearson educación.
15. Cruz-Neira, C., Sandin, D. J., & DeFanti, T. A. (1993). Surround-screen projection-based virtual reality: the design and implementation of the CAVE. In *Proceedings of the 20th annual conference on Computer graphics and interactive techniques* (pp. 135–142). ACM.
16. Davis III, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.



17. DeFanti, T., Acevedo, D., Ainsworth, R., Brown, M., Cutchin, S., Dawe, G., ... Kooima, R. (2011). The future of the CAVE. *Open Engineering*, 1(1), 16–37.
18. Eberly, D. (2008). Euler angle formulas. *Geometric Tools, LLC, Technical Report*, 1–18.
19. Fitzgerald, D., Foody, J., Kelly, D., Ward, T., Markham, C., McDonald, J., & Caulfield, B. (2007). Development of a wearable motion capture suit and virtual reality biofeedback system for the instruction and analysis of sports rehabilitation exercises. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4870–4874). IEEE.
20. Gallagher, A. G., Ritter, E. M., Champion, H., Higgins, G., Fried, M. P., Moses, G., ... Satava, R. M. (2005). Virtual reality simulation for the operating room: proficiency-based training as a paradigm shift in surgical skills training. *Annals of Surgery*, 241(2), 364.
21. Gradl, S., Wirth, M., Zillig, T., & Eskofier, B. M. (2018). Visualization of heart activity in virtual reality: A biofeedback application using wearable sensors. In *Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2018 IEEE 15th International Conference on* (pp. 152–155). IEEE.
22. Hudson Jr, D. L. (2009). *Combat sports: An encyclopedia of wrestling, fighting, and mixed martial arts*. ABC-CLIO.
23. Ianof, J. N., Freire, F. R., Calado, V. T. G., Lacerda, J. R., Coelho, F., Veitzman, S., ... Ribeiro, P. (2014). Sport-related concussions. *Dementia & Neuropsychologia*, 8(1), 14–19.



24. J. T. (1949). Comparing Individual Means in the Analysis of Variance. *Biometrics*, 5(2), 99. <http://doi.org/10.2307/3001913>
25. James, G., & Pieter, W. (1999). Competition injuries in young judo athletes. In *The First International Judo Federation Judo Conference* (pp. 4–5).
26. Jenkins, S. P. R. (2005). *Sports Science Handbook: AH* (Vol. 1). multi-science publishing.
27. Ji, Q., Pan, Z., & Li, X. (2003). Overview of the application of virtual reality in sports simulation. *J Comput Aided Des Comput Graph*, 24, 11–14.
28. Jordan, B. (1992). *Medical aspects of boxing*. CRC Press.
29. Jordan, B. D. (2000). Chronic traumatic brain injury associated with boxing. In *Seminars in neurology* (Vol. 20, pp. 179–186). Copyright© 2000 by Thieme Medical Publishers, Inc., 333 Seventh Avenue, New York, NY 10001, USA. Tel.: + 1 (212) 584-4662.
30. Kajastila, R. A., & Hämäläinen, P. (2015). Motion games in real sports environments. *Interactions*, 22(2), 44–47.
31. Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R., & Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 246–253.
32. Krosnick, J. A. (2018). Questionnaire design. In *The Palgrave Handbook of Survey Research* (pp. 439–455). Springer.
33. Laubach, L. L. (1976). Comparative muscular strength of men and women: a review of the literature. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 47(5), 534–542.



34. Maach, I., Azough, A., & Meknassi, M. (2018). Development of a use case for virtual reality to visit a historical monument. In *Intelligent Systems and Computer Vision (ISCV), 2018 International Conference on* (pp. 1–4). IEEE.
35. Malik, A. S. (2011). *Depth map and 3D imaging applications: algorithms and technologies: algorithms and technologies*. IGI Global.
36. Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 438–445.
37. Mezger, U., Jendrewski, C., & Bartels, M. (2013). Navigation in surgery. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 398(4), 501–514.
38. MiddleVR | Use virtuality to improve reality! (n.d.). Retrieved from <https://www.middlevr.com/home/>
39. Moore, K. L., Agur, A. M. R., Moore, M. E., Yu, K., García, V. G., & Bach, À. T. (2001). *Compendio de anatomía con orientación clínica*. Masson.
40. Navarrete, H. (2001). Neurología del deporte. Algunos aspectos del traumatismo craneoencefálico. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 2(5), 299–302.
41. Navendu, V. (2016). One-way ANOVA (ANalysis Of VAriance) with post-hoc Tukey HSD (Honestly Significant Difference) Test Calculator for comparing multiple treatments. Retrieved from http://astatsa.com/OneWay_Anova_with_TukeyHSD/
42. Optical Tracking Explained | PS-Tech. (n.d.). Retrieved December 20, 2018, from <http://www.ps-tech.com/3d-technology/optical-tracking>



43. Orosy-Fildes, C., & Allan, R. W. (1989). Psychology of computer use: XII. Videogame play: Human reaction time to visual stimuli. *Perceptual and Motor Skills*, 69(1), 243–247.
44. Pieter, W. (1998). Competition injuries in young karate athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 32, 88.
45. Pieter, W. (2002). Injuries in young taekwondo athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), 66.
46. Pieter, W. (2005). Martial arts injuries. In *Epidemiology of pediatric sports injuries* (Vol. 48, pp. 59–73). Karger Publishers.
47. Pieter, W., Bercades, L. T., & Heijmans, J. (1998). Injuries in young and adult taekwondo athletes. *Kinesiology*, 30(1), 22–30.
48. Pieter, W., & De Créé, C. (1997). Competition injuries in adult judo athletes. In *2nd Annual congress of the European College of Sport Science: Sport science in a changing world of sports* (pp. 709–710). University of Copenhagen.
49. Pieter, W., & Zemper, E. D. (1997). Injury rates in children participating in taekwondo competition. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 43(1), 89–95.
50. Pires, F. A., Santos, W. M., Andrade, K. de O., Caurin, G. A. P., & Siqueira, A. A. G. (2014). Robotic platform for telerehabilitation studies based on unity game engine. In *Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2014 IEEE 3rd International Conference on* (pp. 1–6). IEEE.
51. Pueo, B., & Jimenez-Olmedo, J. M. (2017). Application of motion capture



- technology for sport performance analysis.
52. Riddiford, M. (2007, June 28). Gps navigation system. Google Patents.
53. Tinkercad | Create 3D digital designs with online CAD. (n.d.). Retrieved from <https://www.tinkercad.com/>
54. Tougaw, D., & Will, J. (2003). Visualizing the future of virtual reality. *Computing in Science & Engineering*, 5(4), 8–11.
55. Tuominen, R. (1995). Injuries in national karate competitions in Finland. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(1), 44–48.
56. Unity - Manual: Unity User Manual (2018.3). (n.d.). Retrieved from <https://docs.unity3d.com/Manual/index.html>
57. Van Bottenburg, M., & Heilbron, J. (2006). De-sportization of fighting contests: The origins and dynamics of no holds barred events and the theory of sportization. *International Review for the Sociology of Sport*, 41(3–4), 259–282.
58. Visbox, Inc. (n.d.). Retrieved from <http://www.visbox.com/>
59. Wachowski, A., & Wachowski, L. (1999). The matrix [Motion picture]. *United States: Warner Brothers*.
60. Wiederhold, M. D. (2005). *Physiological monitoring during simulation training and testing*. VIRTUAL REALITY MEDICAL CENTER SAN DIEGO CA.
61. Witte, K., Emmermacher, P., Bandow, N., & Masik, S. (2012). Usage of virtual reality technology to study reactions in karate-kumite. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6(1), 17–24.
62. Wolfartsberger, J., Zenisek, J., Sievi, C., & Silmbroth, M. (2017). A virtual



- reality supported 3D environment for engineering design review. In *Virtual System & Multimedia (VSMM), 2017 23rd International Conference on* (pp. 1–8). IEEE.
63. Yang, C.-W., Lee, T.-H., Huang, C.-L., & Hsu, K.-S. (2016). Unity 3D production and environmental perception vehicle simulation platform. In *Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE), International Conference on* (pp. 452–455). IEEE.
64. Zazryn, T. R., McCrory, P. R., & Cameron, P. A. (2009). Neurologic injuries in boxing and other combat sports. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 20(1), 227–239.



Capítulo 8. Anexo: Respuestas de preguntas cualitativas

A continuación, se presenta en las siguientes tablas las respuestas dadas a las preguntas cualitativas realizadas a los expertos en el área de la ciencia de la salud y/o deporte (tablas 12, 13 y 14).

Respuestas a primera pregunta cualitativa	
Experto	¿Agregarías o modificarías algo para mejorar la herramienta?
1	Estaría muy interesante si se le pudiera agregar el sistema musculoesquelético al avatar para que pudiera ser visible la acción muscular.
2	Implementaría la visualización de perspectivas desde arriba, además de agregar un tipo de cuerpo al avatar muy similar al del deportista y/o paciente.
3	Poder visualizar el avatar desde diferentes puntos (arriba, abajo), serviría mucho para los análisis. Igualmente mejoraría quizá la exactitud de los movimientos o de las posiciones de cada parte del cuerpo. Y el poder mostrar los gráficos de análisis, sería perfecto.
4	Poder visualizar los vectores de fuerza complementando con las plataformas que se tienen en el laboratorio de biomecánica para poder hacer una mejor relación de esa información y de manera más visual.
5	Metadatos sobre variables cinemáticas y dinámicas. Incluir un código de color por segmento que refleje la magnitud de las variables.
6	Me acercaría con el especialista para identificar y determinar cuál es el objeto de análisis con el fin de obtener datos representativos de lo que pretendo medir.
7	Poder ver de manera aleatoria diferentes segmentos.
8	Agregaría las variables cinemáticas a la visualización.
9	Mejorar la posición de los pies, agregar movimientos del tronco y cuello
10	Agregar al entorno virtual gráficas de los rangos de movimiento de cada una de las articulaciones del cuerpo. Mostrar solo un avatar por actividad y agregar más herramientas o botones que permitan una mejor facilidad de uso de la interfaz.
11	Interfaz usuario para facilitar la manipulación de datos provenientes de diferentes tipos de sensores
12	Mejoraría la estabilidad de la imagen para PC.
13	Si, al control le agregaría la opción de poder retroceder la grabación.
14	No por ahora, quizás utilizando la herramienta me surgirían ideas.

Tabla 12. Respuestas abiertas relacionadas a que agregarían o modificarían los expertos para mejorar la herramienta.



Respuestas a segunda pregunta cualitativa	
Experto	¿Te parece útil la herramienta, por qué?
1	Sí, porque se le puede hacer más explícito al paciente o deportista las alteraciones biomecánicas o gesto a mejorar.
2	Si, en mi experiencia en el área de biomecánica los reportes finales de un estudio biomecánico casi siempre van dirigidos al médico o especialista que los solicito, el paciente casi nunca puede interpretar las gráficas o la parte escrita, pero con esta herramienta los pacientes podrían interactuar un poco más con su análisis.
3	Si, creo que mejoraría el entendimiento o el análisis, tanto para el que analiza como para el paciente. Y daría una alimentación visual.
4	Si porque ayuda tanto al especialista del deporte o la salud como al paciente a analizar las características de los gestos motores de una manera más gráfica y acelera el proceso de la interpretación de dicho análisis.
5	Sí, permite visualizar los datos obtenidos en biomecánica de una manera más intuitiva e interactiva. Abre un canal de comunicación más adecuado para transmitir la información de la evaluación del atleta, al mismo atleta y a su equipo de trabajo.
6	Preciso de herramientas que me permitan analizar el movimiento en modelos no necesariamente clínicos, sino para cuestiones de enseñanza.
7	sí, muy útil. el atleta puede visualizarse y tener un feedback.
8	Sí, es una herramienta que ayuda al atleta y su entrenador a tener una representación tridimensional de su movimiento para así poder comprender mejor que aspectos puede mejorar en su técnica. Para el personal capacitado es una herramienta de apoyo en el proceso de análisis y entendimiento del movimiento del cuerpo humano.
9	Si, porque da información visual de alguna anomalía en el movimiento de un sujeto y se puede asociar con otros segmentos corporales con un solo video
10	Si, porque será una herramienta complementaria para la interpretación de la cinemática de los movimientos ejecutados. Además, representa una herramienta útil para mostrar de forma virtual los movimientos practicados y evitar malas prácticas o la ejecución de técnicas incorrectas. También se podrá dar seguimiento a protocolos de rehabilitación o actividades deportivas de mejora continua.
11	Es una ayuda visual para la evaluación biomecánica de tareas motoras, que permite mejorar la interpretación tridimensional de las señales biomecánicas recogidas con los sensores de movimiento. Es una herramienta tridimensional e inmersiva que permite al observador apreciar la ejecución de las maniobras desde distintos ángulos y posiciones, con lo cual se pueden apreciar mejor los detalles de la misma. Permite detenerse, aumentar o disminuir la velocidad y retroceder en el tiempo.
12	Porque mejora las capacidades de percepción del espacio tiempo del atleta
13	Si. Es una herramienta bastante interesante ya que podrías visualizar la ejecución del movimiento con los avatares en 3D y poder crear una retroalimentación tanto a tu paciente como a los entrenadores o profesionales del área de salud.
14	Sí, por la subjetividad habitual con la que los fisioterapeutas evaluamos la evolución de nuestros pacientes. Me parece que es una herramienta muy útil para mejorar el rendimiento de nuestros pacientes y llevarlos a lograr metas de una forma mucho más eficiente.

Tabla 13. Respuestas abiertas relacionadas a si es que la herramienta le pareció útil a los expertos y el por qué.



Respuestas opcionales en comentario adicional	
Respuesta	Comentarios adicionales (casilla opcional)
1	Está increíble el proyecto. Felicidades.
2	Me parece muy interesante esta evaluación y creo que será muy útil, además tiene mucho potencial para futuras mejoras o implementaciones.
3	Muy bueno.
4	Ninguno. Muy buen trabajo.
5	Respecto a la difusión de este producto. Lo considero muy conveniente para diferentes disciplinas además del deporte.
6	increíble potencial, pero se debe mejorar mucho.
7	Siento que una versión para uso clínico (análisis de datos) serviría.
8	La mayor parte de las observaciones fue de forma verbal
9	Es una herramienta útil, que utiliza conceptos modernos de tecnología y programación. Es una idea interesante que ofrece un complemento útil para la evaluación biomecánica, especialmente para la evaluación de maniobras deportivas y de atletas de combate, ejecutadas a alta velocidad.
10	Recomiendo que se incluyan variables antropométricas y se explique en el software como se pueden representar las variables de interés para un atleta.
11	Es un proyecto bastante interesante y nuevo que tendrá muchas aplicaciones clínicas para cuantificar el movimiento.
12	Me alegra mucho, y me motiva en diferentes formas, saber que se realizan este tipo de trabajos, en el área de la salud.

Tabla 14. Comentarios adicionales los cuales corresponden a una casilla opcional.

