

INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA SIMULACIÓN Y DIDÁCTICA DE PROCESOS DE MOVIMIENTO EN ARTICULACIONES HUMANAS



Universidad
Tecnológica
de Pereira



Human-Computer Interaction
HCI Group

Mónica Julieth Andica Ballesteros

C.C 1.088.292.959

Sebastián Matheus Londoño Morales

C.C 1.088.289.989

Facultad de Ciencias Básicas e Ingenierías

Universidad Tecnológica de Pereira

2016

**INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA SIMULACIÓN Y DIDÁCTICA DE
PROCESOS DE MOVIMIENTO EN ARTICULACIONES HUMANAS**

TRABAJO DE GRADO

**Memoria presentada para obtener los títulos de
LICENCIADA EN MATEMÁTICA Y FÍSICA
INGENIERO FÍSICO**

Director:

Oscar Alberto Henao Gallo, Ph.D.

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE CIENCIA BÁSICAS E INGENIERÍAS
PEREIRA
2016**

Nota de Aceptación

Firma del Presidente del jurado

Firma del jurado 1-Evaluador

Firma del jurado 2- Evaluador

Firma del jurado 3-Evaluador

Este proyecto está dedicado a cada una de una nuestras familias, por brindarnos el apoyo para llevar a cabo un escalón más en nuestras vidas, y alcanzar el objetivo de ser profesionales.

A la memoria de María Aleida Ballesteros Rivera de quien conservo la tenacidad para salir adelante en la vida, pese a las adversidades de su ausencia, fuente principal de motivación para alcanzar el título profesional como Licenciada en Matemáticas y Física.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primordialmente a Dios y a mi padre José Andica Betancur por brindarme su colaboración incondicional para forjarme un proyecto de vida estable. A Jimmy Toro Franco por apoyarme a enfrentar cada uno de esos obstáculos que se me presentaron en la realización de este proyecto. A mi familia y amigos porque de una u otra manera generaron en mi entusiasmo para seguir adelante con la culminación de este trabajo de grado.

Mónica Julieth Andica Ballesteros

Mis más profundos agradecimientos a mi madre María Eugenia Morales por brindarme su afecto y colaboración incondicional para alcanzar este gran logro, además por ser pilar fundamental siendo ella la persona que me inculco desde niño la meta de ser profesional, a mi abuela Luz María Molina por todo el afecto y cuidados durante todos estos años de esfuerzo, a mis hermanos Guileyi Castaño Morales y Samir Castaño Morales por ser ejemplo en mi vida para llegar a ser un buen profesional, además de su colaboración de igual forma agradecimientos a mi padrino Jhon Freddy Marín y a Camilo Castaño por su colaboración en el transcurso de mi carrera.

Sebastian Matheus Londoño Morales

Agradecemos a nuestro director Ph.D en Bioingeniería Oscar Alberto Henao Gallo, por su paciencia, confianza, apoyo y tiempo en el desarrollo de este trabajo; al Ms.C en Cerebro y Conducta Felipe Parrado Corredor por brindar el punto de partida para llevar a cabo nuestro proyecto; también damos gracias al Ms.C en Sistemas Computacionales Isaac Alberto Aldave Rojas de Puebla, México, por cada una de sus asesorías. Al Ms.C en Ingeniera Eléctrica, Andrés Felipe Calvo Salcedo por ayudarnos a desarrollar un punto clave de nuestra tesis. Al grupo de investigación Clínica y Salud Mental, al comité de Bioética de la Universidad Católica de Pereira, por permitir realizar la toma de capturas de movimiento en las instalaciones de la universidad y trabajar con los estudiantes de primer y segundo semestre del programa de Psicología.

Agradecimientos a la Universidad Tecnológica de Pereira, por brindarnos los pilares curriculares para alcanzar nuestros títulos profesionales como: “Licenciada en Matemáticas y Física” e “Ingeniero Físico” y a todas aquellas personas que nos brindaron su ayuda desinteresadamente para avanzar en nuestra de formación como profesionales de esta institución.

CONTENIDO

	Pág.
I. RESUMEN.....	13
II. INTRODUCCIÓN.....	14
III. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	17
3.1 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	17
3.2 JUSTIFICACIÓN.....	18
3.3 OBJETIVOS.....	19
3.3.1 OBJETIVO GENERAL.....	19
3.3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	19
IV. METODOLOGÍA DE TRABAJO.....	20
4.1 IGT “Iowa Gambling Task”.....	20
4.2. <i>Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit (Kinect Faast)</i>	21
4.2.1 Código implementado en la plataforma <i>FAAST</i> para la detección de gestos	22
4.3 <i>Kinect</i>	23
4.3.1 Componente electrónicos del sensor <i>Kinect</i>	25
4.3.1.1 Identificación del esqueleto.....	26
4.4 Archivos <i>BVH</i>	28
4.4.1 Descripción del archivo <i>BVH</i>	29
4.4.1.1 Jerarquía (<i>Hierarchy</i>).....	29
4.4.1.2 Movimiento (<i>Motion</i>).....	30
4.5 <i>Matlab</i>	31
4.5.1 <i>Toolbox Motion Capture (MoCap)</i>	31
4.5.2 Interfaz Gráfica de Usuario Bio-Marker.....	32
4.6 Análisis de gestos a través de geometría del movimiento.....	33
4.6.1 Geometría del movimiento.....	33
4.6.1.1 Modelo multi-segmental	34
4.6.1.2 Interpretación de los movimientos a través de la geometría	34
4.6.1.3 Diagramas ángulo-ángulo	37
4.7 Implementación de análisis estadístico para la identificación de sujetos impulsivos o autocontrolados.....	39
4.7.1. Máquinas de soporte vectorial (<i>SVM</i>)	39
4.7.1.1 <i>SVM</i> caso linealmente separable	40
4.7.1.2 <i>SVM</i> caso linealmente no separable	41
4.7.1.3 Ventajas y desventajas de las <i>SVM</i>	42
4.7.2 Extracción de características del <i>Kinect</i> para la identificación de etiquetas, y parametrización bajo <i>SVM</i>	43
4.7.3 Clasificación y validación de detección de posturas utilizando <i>SVM</i>	44

V. RESULTADOS Y CONCLUSIONES.....	46
5.1 Evaluación de Patrón de Impulsividad mediante Diagramas ángulo-ángulo.....	46
5.2 Detección del patrón de impulsividad a través de máquinas de soporte vectorial.....	48
5.3 Identificación de sujetos impulsivos y autocontrolados utilizando SVM.....	49
5.4 Conclusiones.....	53
VI. BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS	55
VII. ANEXOS.....	58
ANEXO A: MARCO TEÓRICO	58
ANEXO B: CÓDIGO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE GESTOS	84
ANEXO C: FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO Y AVAL COMITÉ BIOÉTICA UNIVERSIDAD CATOLICA DE PEREIRA... 	85
ANEXO D: PARTICIPACIÓN EN EVENTOS ACADÉMICOS	88
ANEXO E: MANUAL DE INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO: BIO- MARKER (Ver PDF)	

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Especificaciones del <i>Kinect</i>	25
Tabla 2. Matriz de confusión reconocimiento de posturas.....	49
Tabla 3. Tiempos de realización del <i>IGT</i> para los participantes, el primer segmento de datos (color azul) corresponde al tiempo bajo de ejecución de las acciones, el segundo al medio tiempo (color naranja) y el ultimo al tiempo alto (color verde)	50
Tabla 4. Velocidades de los participantes que ejecutaron la acción en el tiempo medio	51
Tabla 5. Resultados obtenidos a partir de la <i>SVM</i> con análisis estadístico de <i>MonteCarlo</i> para la muestra.....	52
Tabla 6. Resultados adquiridos por la prueba <i>IGT</i> para la muestra seleccionada.....	52

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
1. Esquema de las barajas mostradas en el <i>IGT</i> tomado de [11].....	21
2. Plataforma de desarrollo del <i>FAAST</i> tomado de [9].....	21
3. Código implementado en la plataforma <i>FAAST</i> para la identificación de gestos usando <i>Kinect</i>	23
4. Distribución de los dispositivos electrónicos más importantes que conforman el sensor <i>Kinect</i> , tomada y modificada de [13]	24
5. Diagrama del hardware de <i>Kinect</i> tomada de [14]	26
6. Identificación del esqueleto en la plataforma <i>Kinect</i> , tomada y modificada de [16]	27
7. Árboles de decisión aleatorios. Para la identificación de gestos a través del <i>Kinect</i> tomada de [16]	28
8. Estructura de la jerarquía dentro del formato <i>BVH</i> , tomada de [14].....	30
9. Ejemplo de la distribución de un archivo <i>BVH</i> , tomado de [17].....	30
10. Bio-Marker.....	32
11. Representación del Modelo Multi-Segmental del Cuerpo Humano [22].....	34
12. Grafico del desplazamiento (curva continua), velocidad (curva punteada) y aceleración (curva azul) de un cuerpo en movimiento tomada de [21].....	35
13. Convención de las curvas de aceleración. Arriba: Curva positiva (valle), abajo: Curva negativa (colina), tomada de [21].....	35
14. Variación del ángulo de la rodilla (curva continua), velocidad angular (curva punteada), aceleración angular (curva azul) [21].....	36
15. Diferente tipologías de los diagramas ángulo-ángulo: tipos básicos de coordinación. Dentro de la fase de: (a) lineal; (b) la coordinación punto de inflexión. Anti-fase: (c) lineal; (d) la coordinación punto de inflexión. (e) Desfase o desacople de coordinación tomado de [21].....	37
16. Diagrama ángulo-ángulo de rodilla y cadera [21].....	38
17. Clasificación de los datos a partir del modelo de aprendizaje, generando un hiperplano entre las clases. Tomada de [24]	40
18. Caso linealmente separable <i>SVM</i> tomado de [24]	41
19. Caso linealmente No separable <i>SVM</i> tomado de [24].....	42
20. Diagrama de flujo, para la extracción de etiquetas.....	44
21. Esquema de la metodología implementada para el desarrollo de la máquina de soporte vectorial.....	45
22. Diagrama ángulo-ángulo, hombro vs codo en plano sagital del participante identificado con código 1088318590.....	46
23. Diagrama ángulo-ángulo, hombro vs codo en plano Sagital del participante identificado con código 1006321093.	47
24. Diagrama ángulo-ángulo en plano sagital, hombro vs codo de sujeto identificado con 96080419330.....	47
25. Diagrama ángulo-ángulo en plano sagital, hombro vs codo de sujeto identificado con 1088311454.....	48

ACRÓNIMOS

BVH: Biovision Hierarchy

FAAST: Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit

FPS: Frames Per Second

GUI: Graphical User Interface

HCI: Human Computer Interaction

IGT: Iowa Gambling Task

INU: Interface Natural User

SVM: Support Vectorial Machine

VRPN: Virtual Reality Peripheral Network

MOCAP: Motion Capture

I. RESUMEN

Interfaces graficas de usuario han sido diseñadas para facilitar la interacción con los diversos sistemas computacionales. Facilitando la realización de actividades cotidianas, generando al usuario una mayor eficiencia en sus tareas dentro de las diferentes plataformas. La integración de este tipo de sistemas en el estudio de la dinámica del cuerpo humano ha sido de gran utilidad, en la facilitación del análisis biomecánico de los diferentes gestos realizados por el ser humano. Gracias al sensor *Kinect* se da soporte para la inferencia de este análisis, a través de las capturas de movimientos obtenidas por medio de este dispositivo.

El propósito de esta tesis es diseñar y construir una interfaz gráfica de usuario, en la cual se pueda analizar el funcionamiento de las articulaciones en relación con el movimiento del cuerpo humano. Además, elaborar una herramienta didáctica, que permite la interacción del usuario con el sistema, adicionalmente se realiza un manual de usuario acerca del funcionamiento de la *GUI*, conllevando al análisis motor para la detección de gestos en biomarcadores de descripción con su respectiva estadística.

El *software* permitirá la elaboración de gráficos para el análisis de patrones de movimiento en el cual se explicará debidamente como se obtienen sus características y cómo se clasifican. Como señales se utilizarán simulaciones construidas a partir de modelos matemáticos, datos de captura de movimiento tomados del sensor *Kinect* y posteriormente la interfaz gráfica de usuario se implementara en *Matlab*, entregando una aplicación para diversidad de estudios en el área de la biomecánica.

II. INTRODUCCIÓN

La biomecánica es la disciplina que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento de un ser vivo. Para estudiar el movimiento hay que considerar tres aspectos distintivos: el control, relacionado con los ámbitos psicológicos y neurofisiológicos. La estructura, el cuerpo humano es un sistema fisiológico complejo compuesto de músculos, huesos, tendones, etc. Las fuerzas, tanto externas (gravedad, viento, etc.) como internas (producidas por el propio ser vivo) [1]. Sin embargo, esta área aún se encuentra en desarrollo debido a la dificultad para establecer una normalización. Una misma persona puede realizar el mismo movimiento de formas muy distintas, puesto que influyen diversidad de factores como la carga exterior añadida, el peso, la altura, la velocidad en la cual se ejecuta la acción. Además, cada movimiento humano, realizado depende en gran medida de las dimensiones de las mismas y de la distribución de la masa, con lo que el mismo movimiento puede diferir mucho de una persona a otra. La naturaleza del movimiento humano ha sido ampliamente estudiada a lo largo de la historia. Sin embargo, en los últimos años, el interés creciente en áreas como la geometría, la animación gráfica, fisionomía deportiva, ergonomía y robótica, entre otras - han proporcionado grandes avances, gracias a ello el desarrollo y la utilización de sistemas de captura de movimiento humano también viene en aumento [2] .

El movimiento es importante en todas las actividades que realizamos a diario, continuamente nos encontramos ante objetos que se mueven, desplazan y giran en diferentes direcciones, partiendo de esta premisa se propone entender la dinámica y sus aplicaciones utilizando conceptos matemáticos de la biomecánica. Utilizamos herramientas didácticas e interactivas, como lo son las interfaces gráficas de usuario, lo cual hacen que este trabajo sea de interacción y visualización.

Para lograr establecer y clasificar los movimientos que ejecuta el ser humano se recurre al estudio de la geometría del movimiento, logrando un afianzamiento de conocimientos que sean relevantes, para de esta manera obtener patrones de movimiento.

Vivimos en un mundo en el cual la geometría está presente en diversos contextos tales como: La naturaleza, cultura, pintura, escultura, las construcciones, los juegos, las plantas, los animales, nuestro alrededor, además nuestro cuerpo se puede discernir a partir de figuras geométricas.

Nuestro entorno demanda que, las personas pongan en práctica habilidades geométricas tales como obtener información a partir de la observación, interpretación, representación y descripción de las relaciones entre formas, al igual que el desplazarse en el espacio. En ese sentido, aprender geometría proporciona al usuario herramientas y argumentos para comprender el mundo; por ello, la geometría es considerada como la herramienta para el entendimiento de la

matemática de manera intuitiva, concreta y ligada a la realidad. Asociando la geometría del movimiento, área de gran importancia para el análisis motor, conllevando a una descripción de los factores que involucran la dinámica del movimiento, clasificando las magnitudes escalares para describir gráficamente el desplazamiento de un objeto en un sistema, componer y descomponer formas; estimar medidas con el fin de resolver situaciones problemáticas mediante diversas estrategias [3].

El movimiento cuenta con cuatro categorías distintas, las cuales son traslación rectilínea o lineal, es aquella en la que todas las partes del cuerpo se mueven en línea recta; traslación curvilínea, es en la que todas las partes del cuerpo se mueven en curvas, de modo que si superpusiese una curva sobre otra coincidiría con exactitud; rotación de eje fijo, es un movimiento de rotación angular en torno a un eje fijo en el espacio; movimiento de plano general, es la combinación de rotación y traslación [4].

Los movimientos se pueden caracterizar a través de diagramas dinámicos, diagramas de fase, en los cuales se puede visualizar la concatenación de las articulaciones en un patrón de movimiento, estos diagramas pueden ser ángulo-tiempo, ángulo-ángulo y ángulo-velocidad angular (planos de fase); el primero de estos indica cómo va cambiando el movimiento de la articulación segundo a segundo, es decir su variación angular respecto a cómo evoluciona el tiempo; el segundo diagrama indica la representación de cómo es el movimiento de una articulación con relación a otra, y el tercer diagrama indica cómo va cambiando el ángulo de la articulación con respecto de la velocidad de realización del movimiento.

Es así como algunos tipos de *software* se han venido implementado para otorgar de manera convincente datos que permitan realizar un análisis de forma óptima, otorgando de manera satisfactoria una buena evaluación con respecto al sistema que se desea analizar. Dentro del análisis de la biomecánica encontramos *software* especializado que permiten simular el sistema músculo-esquelético y otros que permiten construir esta herramienta, los cuales podemos encontrar de dos tipos, gratuitos y con licencia.

Entre los *software* de libre acceso encontramos a *Opensim*, el cual permite desarrollar dentro de su entorno estructuras del sistema músculo-esquelético y a partir de ella crear una simulación de la dinámica del movimiento [5].

Otro *software* que podemos utilizar para el mismo fin es *BMLrunner* y *BMLwalker* proporcionado por el equipo de trabajo de BioMotionLab, un grupo canadiense que trabaja en el estudio de la biomecánica del cuerpo humano generando demos en línea para dar una idea de cómo es el funcionamiento del cuerpo a partir de una acción en concreto. *BMLwalker* está diseñado para analizar la marcha teniendo presente varios factores fisiológicos y psicológicos, como el peso, el género y estado anímico, generando un cambio en el patrón a partir de la modificación de alguno de estos. *BMLrunner* trabaja de forma similar que *BMLwalker*, centrado en el patrón de movimiento de correr solo permite hacer modificación de cambio de

género observando cómo cambia la dinámica del movimiento respecto si es hombre o mujer [6].

Finalmente, *Brekel Kinect* es otro software de acceso libre, es una aplicación para *Windows*, permite hacer captura del esqueleto articulado usando el sensor *Kinect*, este dispositivo permite la visualización de movimientos a través de una cámara *RGB*, un sensor de profundidad, un micrófono, tiene algunos rasgos característicos como: Adquirir señales en tiempo real, permite rotaciones de manos, pies y cabeza, detectando de manera rápida este tipo de movimiento, además de simultaneidad en trabajo con dos personas.

Pasando al *software* que trabajan con licencia nos encontramos con *Matlab* el cual es un programa que permite realizar cantidad de algoritmos, funciones y dentro de su contenido, cuenta con la plataforma de *GUIDE*, con esta aplicación se puede realizar un esquema visual estructurado mediante botones, controles, barras de deslizamiento, creando así una herramienta que a través de la programación permita de manera funcional, interactiva y dinámica, la obtención de resultados para el análisis de cualquier sistema de manera más cómoda y eficiente.

III. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

3.1 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Actualmente el uso de *software* ha sido de mucha ayuda para interpretar, analizar, optimizar, clasificar y mejorar funciones del cuerpo humano, es el caso del uso de las *GUI* para ayudar a estudiar más a fondo el comportamiento de estas.

El análisis de los diferentes sistemas del cuerpo humano se ha involucrado con este tipo de aplicaciones para así entender y por ende explicar su funcionamiento de una forma didáctica y sencilla.

La biomecánica del cuerpo es una función que se puede estudiar mediante este tipo de métodos, téngase presente que esta actividad es la interacción de diferentes tipos de órganos, como músculos, ligamentos y articulaciones, estas últimas permiten la movilidad de nuestro cuerpo y da lugar a diversidad de patrones de movimiento.

Este proyecto tiene como objetivo analizar mediante un software que sea de fácil manejo y permita capturar gestos establecer patrones de movimiento de las articulaciones humanas, para ello se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo diseñar e implementar una interfaz gráfica de usuario que permita realizar un análisis de la dinámica de las articulaciones para estudiar patrones de movimiento del cuerpo humano?

3.2 JUSTIFICACIÓN

La educación en tecnología no puede darse en el marco de una sola disciplina, sino que debe darse como un campo de naturaleza interdisciplinar que constituye un poderoso factor de integración curricular, ya que todas las áreas de conocimiento de una u otra forma están siendo sistematizadas con el objetivo de hacerlas más dinámicas y eficaces. Cualquier proceso de construcción de conocimiento está mediado por un instrumento, ya sea material o simbólico. Los instrumentos computacionales constituyen un apoyo excelente en el aprendizaje de los conceptos físicos, ya que permiten observar, escuchar, dinamizar, manipular e interactuar con los fenómenos reales, simulados en ambientes virtuales, motivando el interés del estudiante por el estudio de la física como ciencia capaz de explicar y predecir los fenómenos naturales que ocurren o van ocurrir en su entorno [7].

El uso de nuevas tecnologías para el estudio del cuerpo humano ha sido en el siglo XXI una innovación y extensión de la ciencia para entender su funcionamiento, de esta manera acoplar y tener más soporte sobre como es el comportamiento de nuestro organismo.

Con este trabajo se desea estudiar, simular e identificar anomalías en el comportamiento biomecánico del cuerpo humano por medio de las articulaciones, siendo esta su componente fundamental. Para lo anterior se diseña y construye una interfaz gráfica de usuario y el sensor *Kinect* para realizar la tarea de análisis de gestos y patrones, mejora de las posiciones y movimientos ejecutados por las articulaciones que son soporte para la realización de la función biomecánica.

3.3 OBJETIVOS

3.3.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar una interfaz gráfica de usuario en *Matlab*, en la cual se pueda conocer, enseñar y analizar de manera didáctica el funcionamiento de las articulaciones en relación con los movimientos del cuerpo humano.

3.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Permitir datos de entrada de captura de movimiento a la *GUI* para su análisis.
- Programar herramientas de análisis de planos de fase para estudiar dinámica de patrones de movimiento.
- Programar herramientas estadísticas y de aprendizaje de máquina para obtener modelos de patrones de movimiento.
- Implementar una didáctica de enseñanza, utilizando la interfaz gráfica de usuario, para mostrar el funcionamiento de las articulaciones en el análisis de patrones movimiento.

IV. METODOLOGÍA DE TRABAJO

En esta sección se presentan los conceptos, instrumentos, *software* propuesto y test utilizado para el desarrollo de nuestro trabajo desde la toma de captura de movimientos hasta el *toolbox* utilizado para la interfaz gráfica de usuario que permite realizar el análisis del biomarcador de impulsividad.

4.1 IGT: “*Iowa Gambling Task*”

En el marco del proyecto se tomó la prueba de toma de decisiones *Iowa Gambling Task*, para obtener las capturas de movimientos. El sistema señala una carta y el usuario debe decidir si juega (play) sobre esa baraja o pasa (pass), cuando supera los 4 segundos se marca una omisión y se pasa al siguiente ensayo. La prueba fue realizada por 56 participantes, los cuales 41 fueron mujeres y 15 hombres, sus edades se encuentran entre 18,3 años +/- 1,4 años.

A continuación se hace una descripción del test, como es la dinámica y la razón para recurrir a esta herramienta, la cual permite identificar varios factores psicológicos, como: Desorden obsesivo-compulsivo, psicosis, desorden bipolar, juego patológico, ADHD e impulsividad.

El *IGT* fue inicialmente creado para evaluar individuos con daños en la corteza prefrontal ventromedial, tal daño hace referencia en la deficiencia de toma de decisiones. Esta herramienta se ha utilizado como indicador de comportamiento en la toma de decisiones. Fue diseñado por Antonio Bechara, Antonio Damasio, Daniel Tranel y Steven Anderson, los cuales eran investigadores de la universidad de *Iowa*.

El *IGT* es un juego de cartas computarizado comúnmente utilizado para medir la toma de decisiones. Los participantes deben elegir una carta entre cuatro barajas a través de 120 ensayos, con el objetivo de adquirir la mayor cantidad de dinero posible. Las barajas C y D proporcionan constantemente pequeñas victorias de \$50, A y B dan victorias más grandes de \$100. La cubiertas B y C se presentan con mayor frecuencia, pero representan las pérdidas más pequeñas, mientras que las que cubiertas A y D producen pérdidas poco frecuentes pero más grandes. Sin embargo, después de 10 selecciones de las barajas A y B, los individuos tienden a perder \$250, caso contrario ocurre con las barajas C y D, se tiende a ganar \$250. La barajas A y B han sido denominadas como “desventajosas”, y la selección de estas se considera de riesgo, mientras las barajas C y D, son ventajosas. Es importante destacar que, mientras que las recompensas siguen siendo coherentes, las pérdidas varían entre los ensayos, y el tipo de pérdida varía entre las barajas [8].

	Barajas malas		Barajas buenas	
	A	B	C	D
Ganancia:	\$100	\$100	\$50	\$50
Perdida/10 Cartas:	\$1250	\$1250	\$250	\$250
Trampa/10 Cartas:	-\$250	-\$250	\$250	\$250
Recompensa/10 Cartas:	5	1	5	1

Figura 1. Esquema de las barajas mostradas en el *IGT* [9].

4.2 *FAAST*: “*The Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit*”

Actualmente se cuenta con aplicaciones que permiten utilizar el Kinect para controlar aplicaciones de escritorio, manipular objetos virtuales. Los desarrollos de estas partieron de la construcción de un sistema mínimo basado en las bibliotecas de acceso a *Kinect*. Una de estas aplicaciones es el *FAAST*, se enfoca en reemplazar la entrada del teclado y ratón por gestos basado en umbrales angulares y distancia entre las partes del cuerpo, lo cual pudiera resultar complejo al requerir estar consciente de movimientos tan específicos del cuerpo [10].

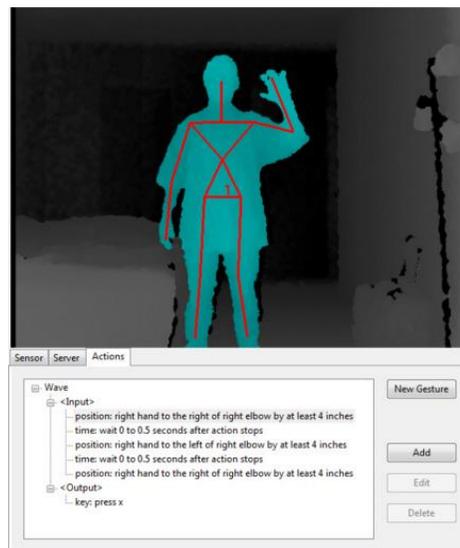


Figura 2. Plataforma de desarrollo del *FAAST* [11].

Esta plataforma presenta un *middleware* construido sobre *Open NI/NITE* para facilitar la integración de los movimientos del usuario con aplicaciones de realidad virtual dentro del sistema operativo de *Windows*. Incorpora un emulador de teclado y ratón, además de un servidor de propagación *VRPN* (Red Periférica de Realidad Virtual) del avatar sobre la red, lo cual permite aplicaciones de control remoto. *FAAST* toma los datos del avatar en dos categorías: esqueletos articulados y acciones. La primera facilita el acceso a los datos del rastreo del esqueleto de *NITE* y los trasmite por la red. Las acciones agregan más gestos de los conocidos por *NITE*, lo cual permite la definición de gestos propios, al indicar umbrales angulares y distancias entre las articulaciones del esqueleto [10].

Para la toma de capturas de movimiento a través del sensor *Kinect* realizamos unas validaciones motoras dentro de la plataforma *FAAST*, correspondientes a los movimientos característicos, lo cuales sintetizan la dinámica del *IGT*.

4.2.1 Código implementado en la plataforma *FAAST* para la detección de gestos

Para lograr la detección de los gestos mediante el sensor *Kinect* se programó en *FAAST* un código que permitiera la identificación de los gestos de jugar, pasar y omisión, estableciendo la dinámica de juego para el *IGT*, reemplazando la entrada por teclado a través de gestos motores. A continuación se describe y muestra el código realizado en esta plataforma para filtrar los movimientos requeridos para el estudio, planteando el punto de partida para llevar a cabo el proyecto.

Para inicializar el test *IGT* a través del *Kinect*, el participante debe hacer una viñeta y así se empezara a mostrar el juego de cartas. Esto es lo que se muestra en la primera parte del código.

En la segunda etapa, se programa un ciclo para delimitar la identificación de los gestos, de esta manera *Kinect* hace la siguiente compilación: La opción de jugar, está dada si el participante llevaba las extremidades superiores 30 cm al frente del torso, y pasar 30 cm al lado del torso, para la cuantificación de la etiqueta N/A, se genera cuando sujeto omite cualquier acción motora después de 4 s.

El *Kinect* reconoce 120 ensayos, los cuales corresponde aproximadamente a 480 segundos, lo cual da por finalizado la prueba.

<p>Inicio</p> <ul style="list-style-type: none"> • <descriptor>head</descriptor> <descriptor>in front of</descriptor> <descriptor>waist</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>20</descriptor> <descriptor>centimeters</desc 	<p>Jugar</p> <ul style="list-style-type: none"> • <descriptor>left hand</descriptor> <descriptor>in front of</descriptor> <descriptor>torso</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>30</descriptor> <descriptor>centimeters</descriptor> • <descriptor>right hand</descriptor> <descriptor>in front of</descriptor> <descriptor>torso</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>30</descriptor> <descriptor>centimeters</descriptor>
<p>Pasar</p> <ul style="list-style-type: none"> • <descriptor>left hand</descriptor> <descriptor>to the left of</descriptor> <descriptor>left shoulder</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>30</descriptor> <descriptor>centimeters</descriptor> • <descriptor>right hand</descriptor> <descriptor>to the right of</descriptor> <descriptor>right shoulder</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>30</descriptor> <descriptor>centimeters</descriptor> 	<p>Fin</p> <ul style="list-style-type: none"> • 480 segundos despues de inicio ó..... • <descriptor>torso2</descriptor> <descriptor>descriptor>to the left of </descriptor> • descriptor>to the right of <descriptor>torso1</descriptor> <descriptor>at least</descriptor> <descriptor>30</descriptor> <descriptor>centimeters</desc

Figura 3. Código implementado en la plataforma *FAAST* para la identificación de gestos usando *Kinect*.

4.3 *Kinect*

Kinect es un sensor de movimiento 3D asociado con la plataforma de videojuegos *Xbox 360* creado por *Microsoft*, el cual permite interactuar con un videojuego sin la necesidad de usar ningún tipo de periférico, utiliza los movimientos y gestos de su cuerpo así como su voz. Inicialmente, el uso del sensor fue restringido para su utilizarlo con la consola *Xbox 360* en el campo de los videojuegos, sin embargo ante la expectativa de muchos desarrolladores, *hackers*, artistas visuales e ingenieros de la arquitectura de este dispositivo, tan solo una hora después de su salida comercial en Estados Unidos, un *hacker* logró establecer la comunicación entre el sensor y su computadora, la cual le permitía previsualizar en tiempo real la imagen otorgada por el sensor y capturar todos los datos que éste arrojaba. De esta manera, el *hacker* liberó los *drivers* y desde ese momento cientos de desarrolladores en todo el mundo empezaron a programar en diferentes plataformas, múltiples aplicaciones que lograban vislumbrar el potencial tan inmenso que tenía el dispositivo en diversas áreas del conocimiento como la

medicina, la publicidad, la robótica, la domótica, el arte visual, la visión por computador, la inteligencia artificial, etc. [12].

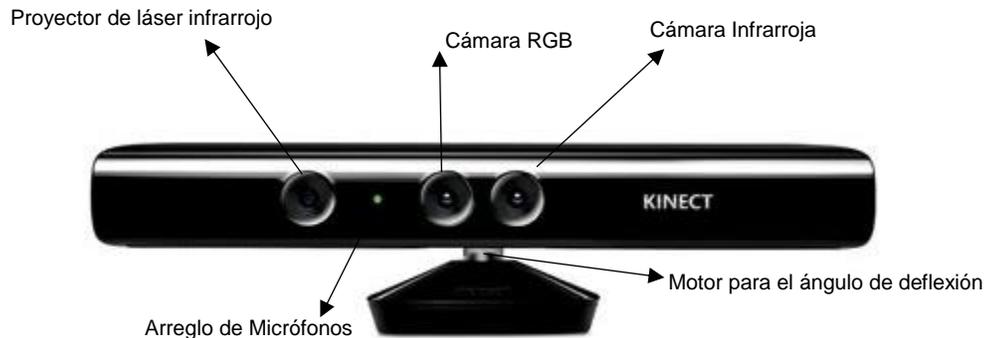


Figura 4. Distribución de los dispositivos electrónicos más importantes que conforman el sensor Kinect, tomada y modificada de [13].

Kinect cuenta con una cámara de profundidad desarrollada por la compañía israelí PrimeSense la cual permite ver la escena (al usuario y su entorno en tres dimensiones) en tiempo real. Las imágenes de profundidad se obtienen con *Kinect* y posteriormente se procesan por *software* en la consola para interpretar la escena, detectar personas y rastrear sus movimientos. *Kinect* provee captura tridimensional del cuerpo en un esqueleto virtual formado por un conjunto de puntos 3D (*joints*) relacionados a las partes del cuerpo. Esta abstracción permite detectar gestos del cuerpo y comparar los valores de las articulaciones virtuales contra los valores propuestos de un gesto específico [14]. La cámara de profundidad como la *RGB* del sistema *Kinect* puede capturar datos a una tasa de 30 *FPS* (cuadros por segundo) en una resolución de 640x480 píxeles. La conexión del *Kinect* con el ordenador se realiza mediante el puerto *USB* (Universal Serial Bus), el cuál junto con un adaptador adicional, brinda la energía eléctrica suficiente para alimentar todos los componentes del sensor. Para conocer la distancia a la que se encuentra cada píxel de la imagen de profundidad, se emite una constelación o un chorro de puntos con el emisor o proyector de láser infrarrojo, entonces la cámara infrarroja (diseñada para capturar la luz con la misma longitud de onda de los rayos del proyector) detecta esta constelación que crea un patrón sobre el objeto y el sensor procesa esta imagen para detectar características como la profundidad con respecto al lente de la cámara. Esta distancia se calcula usando el efecto del astigmatismo óptico, el cual genera un alargamiento del patrón que se proyecta sobre el objeto; encontrando una relación entre la distancia del objeto y la dirección de la elongación. El *Kinect* tiene un rango límite, una distancia desde 1,2 m hasta 3,5 m. El área de interacción es alrededor de 6 m² a pesar de que la distancia en la cual el sensor mantiene el seguimiento del usuario es de hasta 6 m. El campo de visión angular que posee el sensor es de 57°

horizontalmente y 43° verticalmente, mientras que un pivote motorizado es capaz de inclinar el sensor 28° hacia arriba o hacia abajo. El campo horizontal del sensor a su distancia mínima de visión es de 0,87 m, y el campo vertical es de 0,63 m, lo que resulta en una resolución de 1,3 mm por píxel [15].

Elemento del sensor	Rango de Especificación
Captura de imágenes de color y profundidad	1.2 a 3.5 metros
Rastreo del esqueleto	1.2 a 3.5 metros
Campo de vista	43° vertical, 57° horizontal.
Rotación de la base	±28°
Cámara de profundidad	11 bits, VGA (640x480) a 30 FPS
Cámara RGB	8 bits, VGA (640x480) a 30 FPS
Memoria	512 MB
Formato de audio	16 kHz, 16 bits mono PCM
Entrada de audio	Arreglo de 4 micrófonos con ADC de 24 bits, cancelación de eco acústico y supresión de ruido.
Conectividad	Puerto USB 2.0 para proveer alimentación al motor, se adapta a USB 2.0 convencional con el adaptador eléctrico de 12V.

Tabla 1. Especificaciones del *Kinect* [14].

4.3.1 Componentes electrónicos del sensor *Kinect*

Los componentes *hardware* del procesador de imagen de *Kinect* son operados por el sistema en *chip PS1080*, desarrollado por *PrimeSense*, que se encarga de la generación y sincronización de las imágenes de profundidad e imágenes de color. El chip ejecuta todos los algoritmos de adquisición de imágenes de profundidad de la escena a partir del sistema de proyección de un patrón de puntos llamado *LigthCoding*. El chip genera y mantiene en memoria los cuadros de imagen y profundidad y color a una velocidad de 30 *FPS*. El procesamiento del audio y el control de *USB* es realizado por el microprocesador *Marvell Technology* que funciona independientemente al procesamiento de imágenes [14].

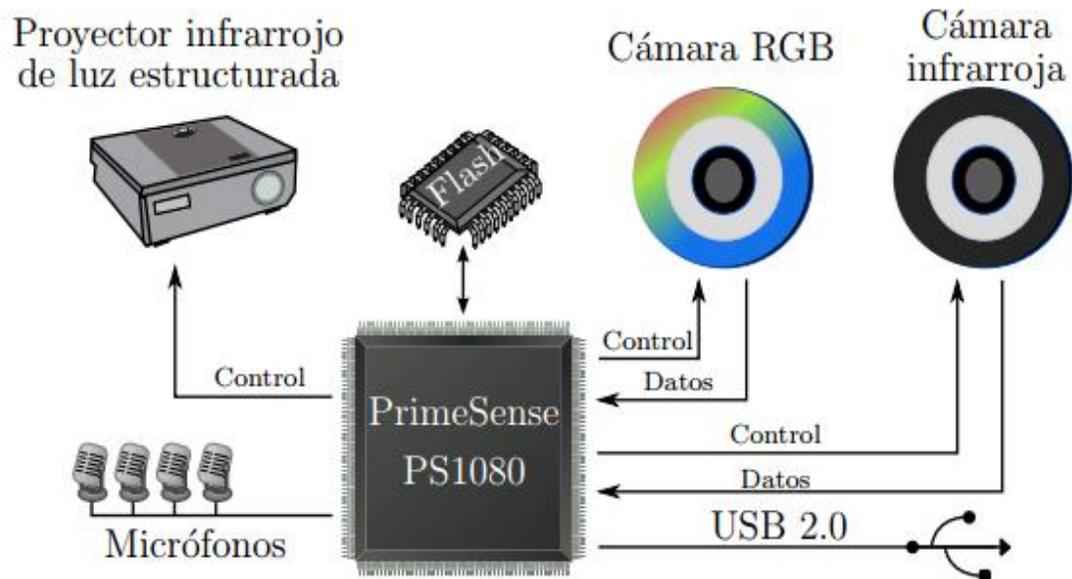


Figura 5. Diagrama del *hardware* de *Kinect* [14].

La cámara de profundidad se compone por la cámara infrarroja y el proyector infrarrojo de luz estructurada. Utiliza una tecnología de codificación *LightCoding* que actúa como un escáner 3D para realizar una reconstrucción tridimensional del espacio. *LightCoding* es similar a los escáneres de luz estructurada, proyectando un patrón de puntos infrarrojos en la escena. El patrón de puntos se localiza en una rejilla frente al proyector. Al emitir la luz, se presenta una dispersión por la escena, reflejándose sobre las personas y objetos presentes, mientras que la imagen de dicha proyección se obtiene mediante la cámara infrarroja [14].

4.3.1.1 Identificación del esqueleto

El rastreo del esqueleto resulta de procesar las imágenes de profundidad obtenidas a través del *Kinect*, cada parte del cuerpo es abstraída como una coordenada 3D o *joint*. Un conjunto de *joints* forman un esqueleto virtual para imagen de profundidad de *Kinect*, es decir, se obtienen 30 esqueletos por segundo. Los *joints* generados varían de acuerdo a las librerías de *Kinect* que se utilice. En *OpenNI* (*Open Natural Interaction*) se identifican 15 puntos articulares, por otro lado *SDK* de *Microsoft* se añaden 5 articulaciones (los tobillos, las muñecas, y el centro de la cadera) [14].

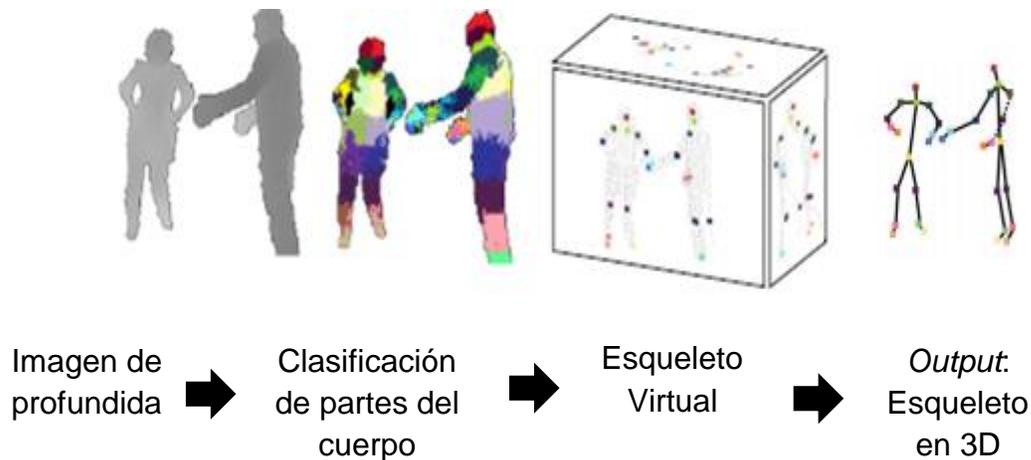


Figura 6. Identificación del esqueleto en la plataforma *Kinect*, tomada y modificada de [16].

Para segmentar cada parte del cuerpo se construyó un clasificador de árboles de decisión aleatorios (Ver figura 7). Cada árbol se compone de nodos de división (azul) y nodos hoja (verde). Las flechas rojas indican los diferentes caminos que podrían adoptar diferentes árboles para una entrada particular. Además de un conjunto de más de 500.000 imágenes de profundidad de secuencias humanas (reales y generadas por computador) de diversas complejidades y estaturas realizando acciones como correr, saltar, nadar, apuntar, entre otras. El clasificador se entrenó con un subconjunto de 100.000 imágenes de profundidad de la base de datos en donde las poses difieren en más de 5 cm. El clasificador no usa información temporal, es decir, busca poses estáticas en cada imagen de entrada y no movimientos entre imágenes de entrada consecutivas. La clasificación se basa en un conjunto T de árboles de decisión, donde cada nodo almacena la distribución c_i aprendida, que etiqueta a la parte c_i del cuerpo y los nodos rama contienen una característica f y un umbral τ [16].

El inicio del rastreo del esqueleto inicia tomando una sola imagen de profundidad de *Kinect* (de 640 x 480 píxeles). Para clasificar un pixel x de la imagen de entrada, se inicia en la raíz de un árbol del clasificador y se evalúa repetitivamente en la Ecuación 1 (permite saber si un pixel x está cerca o lejos del *Kinect* en la imagen I) para seguir la rama izquierda o derecha de acuerdo al umbral. Si la ruta conduce a un nodo hoja, se sabe que el pixel x pertenece a la parte c_i del cuerpo. Finalmente, cada articulación del esqueleto se encuentra a partir del cálculo de la media de cambio de los píxeles que forman la parte del cuerpo c_i que se relaciona a la articulación de interés [14] [16].

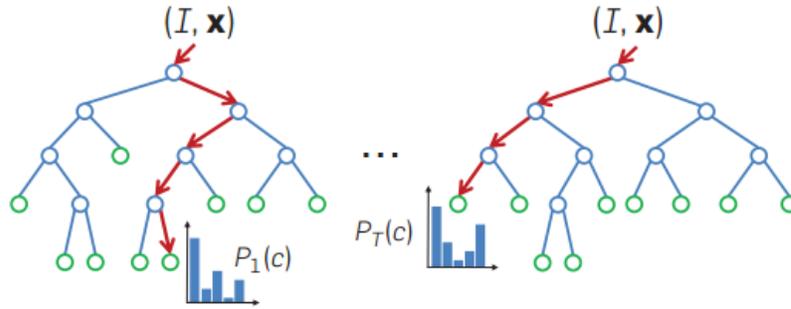


Figura 7. Árboles de decisión aleatorios para la identificación de gestos a través de *Kinect* [16].

La función con la cual se calcula la característica f , para cada pixel de la imagen de entrada es:

$$f(I, x) = d_I\left(x + \frac{u}{d_I(x)}\right) - d_I\left(x + \frac{v}{d_I(x)}\right) \quad (1)$$

El término $d_I(x)$ representa la profundidad del pixel x y los parámetros (u, v) son desplazamientos en coordenadas globales que al normalizarse por $\frac{1}{d_I(x)}$ permiten que la característica sea invariante a la profundidad y a la traslación en el espacio tridimensional [16].

4.4 Archivos *BVH*

El procesamiento y análisis de las capturas de movimiento que se tomaron para encontrar el biomarcador de impulsividad se realizó dentro del formato *bvh*, el cual es otro formato de *BioVision*, más ampliamente soportado que el *bva*. La principal diferencia entre estos dos formatos es que el primero cuenta con una jerarquía lo cual es una ventaja para realizar la identificación del biomarcador, permitiendo identificar dentro de la estructura del mismo, cada articulación con sus respectivos movimientos.

Para la traslación de movimientos a un modelo virtual hay que pasar la información de esos movimientos a un avatar, para ello existen una serie de formatos de archivos que almacenan el movimiento y los gestos, denominados: *Motion and gesture file formats*. El archivo *bvh* hace parte de este grupo. A partir del desarrollo de controladores de gestos, sistemas hápticos, sistemas de captura de movimiento, etc., además de tener la necesidad de permitir que los sistemas de realidad virtual se intercomunicuen a través de datos de control, por tal razón el almacenamiento de información del gesto y el movimiento ha tomado gran

relevancia. Es el caso en áreas como la biomecánica, análisis de gesticulación, interfaces musicales gestuales, etc. Estos formatos son de bajo nivel, es decir, parecidos a los formatos de la señal producida por el sistema de captura.

El formato de captura de movimiento, *BVH (Biovision Hierarchical Data)*, se utiliza principalmente como una representación estándar de los movimientos en la animación de estructuras humanoides. Es actualmente uno de los más populares formatos de datos de movimiento, y ha sido ampliamente adoptado por la comunidad de la animación [17] [18].

4.4.1 Descripción del archivo *BVH*

El archivo *bvh* está segmentado en dos partes, jerárquico y de movimiento, a continuación se da una descripción de cada uno de estos.

4.4.1.1 Jerarquía (Hierarchy)

En esta primera parte del archivo *BVH* se describe como está compuesto el esqueleto en un modelo avatar describiendo los huesos o partes del cuerpo en una jerarquía en forma de árbol, esto significa que describe cuantos huesos tiene, de quien es el padre de cada uno sus longitudes. Su jerarquía está definida como se muestra en la figura 8. Cada uno de estas articulaciones, segmentos o partes del cuerpo vienen caracterizadas por unos parámetros [17].

El archivo comienza con la palabra *HIERARCHY*, indicando el inicio de la definición de la jerarquía, a partir de aquí se añaden las articulaciones, la primera articulación mostrada se le denomina segmento raíz, denominado con la palabra *ROOT*, seguido a esto aparece el *OFFSET*, indica las coordenadas *x*, *z* e *y* absolutas donde comienza cada segmento, luego se muestran los *CHANNELS* el cual indica el número y nombre de las variables que pueden cambiar la posición y la rotación de la articulación. Solo se indica la posición de la raíz, en los demás solo se indicará la rotación. Significa que los movimientos de traslación del modelo se producirán solo al mover el segmento raíz. El movimiento del resto de segmentos siempre será de rotación y relativo al segmento padre. Las variables de rotación (*Xrotation Yrotation Zrotation*) son de tipo angular y su valor se da en grados, estas representan la rotación en torno a los ejes *X*, *Y* e *Z* relativos al segmento padre. Finalmente, las demás articulaciones o segmentos del cuerpo serán indicadas con la palabra *JOINT*, al final se designa *End Site* en un segmento cuando no tiene más derivaciones que lo acoten [17].

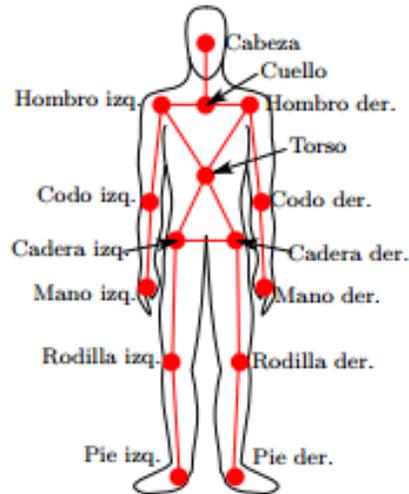


Figura 8. Estructura de la jerarquía dentro del formato BVH [14].

4.4.1.2 Movimiento (Motion)

En este segundo segmento del archivo *BVH* se tiene la información que representa el movimiento del esqueleto. Se diferencia esta segunda parte, puesto que dentro del archivo empieza con la palabra *MOTION*, luego se indica los *FRAMES*, número de movimientos a realizar y por último se muestra *FRAMES TIME*, expresando la velocidad de los movimientos en segundos de la duración de cada frame.

```

HIERARCHY
ROOT hip
{
  OFFSET 0.00 0.00 0.00
  CHANNELS 6 Xposition Yposition Zposition Xrotation Zrotation Yrotation
  JOINT abdomen
  {
    OFFSET 0.000000 3.422050 0.000000
    CHANNELS 3 Xrotation Zrotation Yrotation
    JOINT chest
    {
      OFFSET 0.000000 8.486693 -0.684411
      CHANNELS 3 Xrotation Zrotation Yrotation
      JOINT neck
      {
        OFFSET 0.000000 10.266162 -0.273764
        CHANNELS 3 Xrotation Zrotation Yrotation
        JOINT head
        {
          OFFSET 0.000000 3.148285 0.000000
          CHANNELS 3 Xrotation Zrotation Yrotation
          End Site
          {
            OFFSET 0.000000 3.148289 0.000000
          }
        }
      }
    }
  }
}

MOTION
Frames: 2
Frame Time: 0.033333
0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00
0.00 40.0 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 0.00 60.0 0.00 0.00 0.00 0.00

```

Figura 9. Ejemplo de la distribución de un archivo BVH [17].

4.5 Matlab

Matlab es un lenguaje de alto nivel que ofrece un entorno de desarrollo integrado usado en múltiples campos de la ciencia. Entre sus prestaciones básicas se halla: La manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario (*GUI*) y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos *hardware*. Su entorno *GUIDE* proporciona un entorno amigable para el usuario y permite desarrollar interfaces gráficas de usuario. Para el presente trabajo se implementó este entorno desarrollando la *GUI* para el análisis motor e identificación del biomarcador de impulsividad.

4.5.1 *Toolbox Motion Capture (MoCap)*

Para la adquisición, evaluación e identificación de las capturas dentro de la interfaz gráfica de usuario desarrollada, se utilizó el *toolbox* de *Matlab Motion Capture (MoCap)* desarrollado por el Dr. Neil Lawrence, profesor de la Universidad de Sheffield, Inglaterra [19]. El diseño de la Interfaz gráfica de usuario, Bio-Marker, se basó en el esquema que implementaron Simon Choppin, Ben Lane y Jon Wheat investigadores del *Center for Sports Engineering Research* [20]. A continuación se hace una descripción de cada una de las funciones:

- ✓ ***bvh2xyz***: Asigna a los joints de la captura *bvh* a coordenadas de posición XYZ.
- ✓ ***bvhReadFile***: Permite la lectura del archivo de captura de movimiento en formato *bvh*.
- ✓ ***deg2rad***: Convierte las coordenadas de grados a radianes.
- ✓ ***euler_rot***: Calcula los ángulos de Euler para una matriz de rotación.
- ✓ ***rad2deg***: Convierte las coordenadas de radianes a grados de cada uno de los joints.
- ✓ ***rotationMatrix***: Calcula la matriz de rotación para un ángulo en cada dirección.
- ✓ ***skelConectionMatrix***: Calcula la matriz de conexión para la estructura humanoide.
- ✓ ***skelVisualiseSC***: Dibuja una representación del esqueleto (estructura humanoide) en 3D.
- ✓ ***smoothAngleChannels***: Elimina las discontinuidades asociadas con los movimientos angulares.
- ✓ ***treeFindChildren***: Genera la jerarquía de cada uno de los joints, dando un orden a la estructura del esqueleto.

4.5.2 Interfaz Gráfica de Usuario BIO-MARKER

Bajo el entorno de *Matlab* se desarrolló la interfaz gráfica de usuario (*GUI*) con el fin de llevar a cabo la identificación de gestos motores a través de los ángulos y la posición de las extremidades, permitiendo extraer los datos de los movimientos ejecutados.

Con esta herramienta se logró obtener los diagramas ángulo-ángulo de los gestos realizados por las extremidades superiores de los resultados del test *IGT* de nuestra muestra poblacional, para identificar la sincronización de las articulaciones involucradas en las actividades motoras propuestas en la realización del test. Además se programa una ventana para el análisis estadístico, a través de máquinas de soporte vectorial, logrando la identificación de biomarcadores, en la siguiente figura se muestra la ventana principal de la GUI (Ver figura 10).

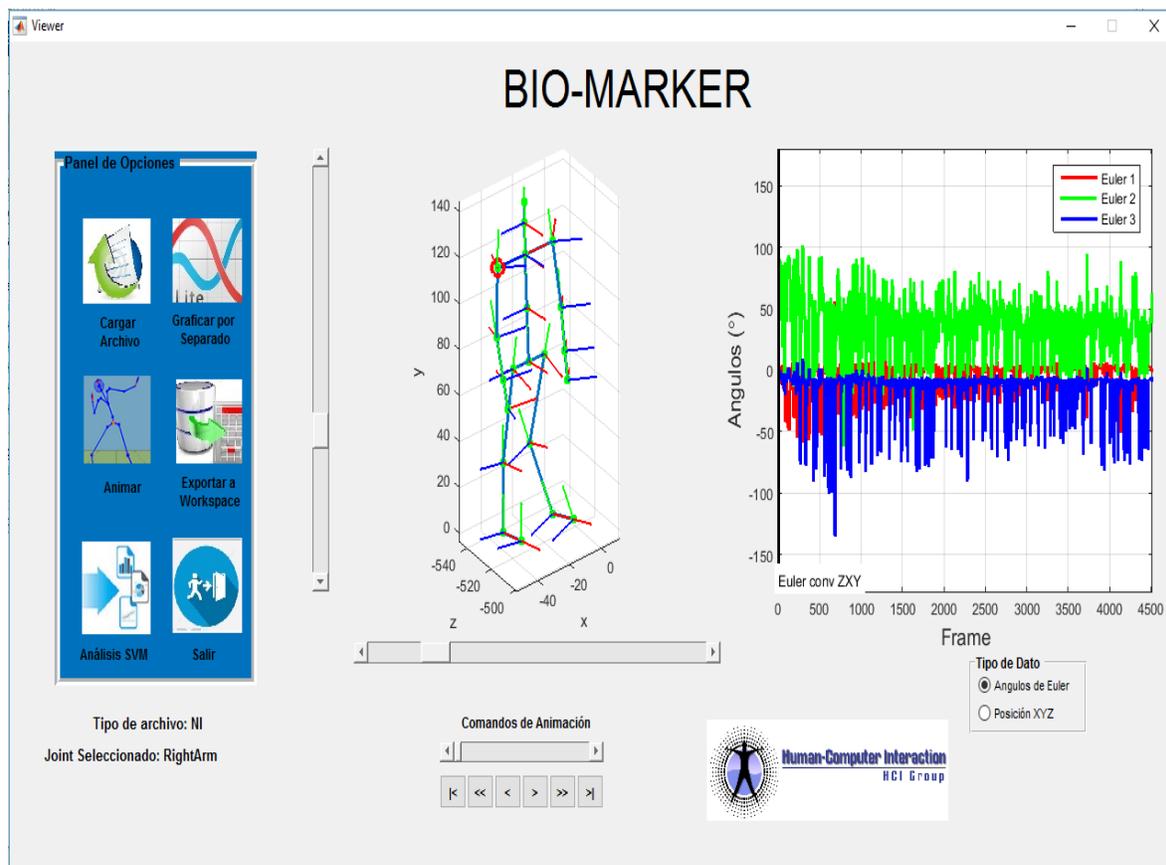


Figura 10. Bio-Marker.

4.6 Análisis de gestos a través de geometría del movimiento

Uno de los objetivos de este trabajo, es la implementación de diagramas ángulo-ángulo para la identificación de patrones motores, siendo una herramienta cualitativa para el reconocimiento motor, dentro de la metodología se recurrió a estudiar cada uno de los conceptos relacionados con la geometría del movimiento, para posteriormente realizar la identificación del patrón de impulsividad.

4.6.1 Geometría del movimiento

Los movimientos del cuerpo humano pueden ser lineal, rotacional o una combinación de ambos. Cada tipo de movimiento está asociado con un modelo físico el cual se puede representar mediante expresiones matemáticas, estableciendo una interpretación a través de la geometría del movimiento [21].

El movimiento lineal es aquel en el que todas las partes del cuerpo se mueven en la misma dirección, distancia y tiempo. Generalmente se divide en rectilíneo y curvilíneo en dos o tres dimensiones. En este movimiento todo el cuerpo puede ser representado por un punto que tiene la misma masa total, se conoce como centro de masa. El movimiento lineal ignora cualquier rotación cerca del centro de masa, lo que quiere decir que ignora una gran parte del patrón a estudiar. El movimiento rotacional se presenta cuando todas las partes de un objeto viajan sobre el mismo ángulo, dirección y tiempo alrededor de un eje. Los segmentos del cuerpo son considerados cuerpos rígidos [21].

Para interpretar matemáticamente los diferentes tipos de desplazamiento se recurre a la geometría del movimiento, la cual se especializa en un análisis cualitativo de como la acción es ejecutada y en las características del mismo. Utilizando herramientas como secuencias de animaciones computacionales, gráficos como diagramas ángulo-ángulo y planos de fase [21].

Los diagramas ángulo-ángulo son gráficos del ángulo de una articulación en función de otra, se centra en el cambio de un ángulo con respecto a la otra en lugar de involucrarlos con el tiempo; se aplican excesivamente en el análisis de la coordinación. Los planos de fase son gráficos de la velocidad angular de una articulación en función del ángulo de la misma articulación, buscando la coordinación dinámica [21].

4.6.1.1 Modelo multi-segmental

Dado que la mayoría de los movimientos ejecutados por el cuerpo humano presentan una combinación lineal y angular, surge la necesidad de estudiar esta particularidad a través del modelo multi-segmental (Ver figura 11), donde cada segmento del cuerpo se considera como un cuerpo rígido. Dicha consideración, permite implementar una organización secuencial a través de puntos articulares (*joints*), pero de esta manera los patrones de movimientos pueden ser muy difíciles de analizar, sin embargo la representación de la estructura del movimiento puede ser de fácil interpretación.

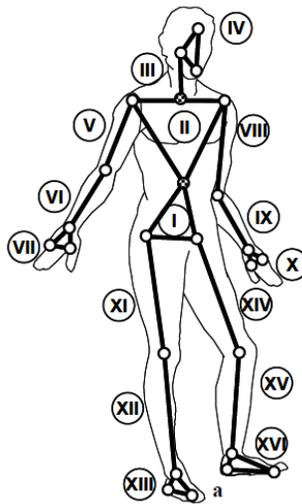


Figura 11. Representación del Modelo Multi-Segmental del Cuerpo Humano [22].

4.6.1.2 Interpretación de los movimientos a través de la geometría

Para la realización del análisis motor se recurre a diversos planteamientos matemáticos, más concretamente a la interpretación geométrica, la cual da una mejor información de reconocimiento de los patrones de movimientos ejecutados a través de una acción particular. Es así como se requiere involucrar los conceptos físicos relacionados con el movimiento, como lo son: el desplazamiento, el tiempo, la velocidad y la aceleración [21].

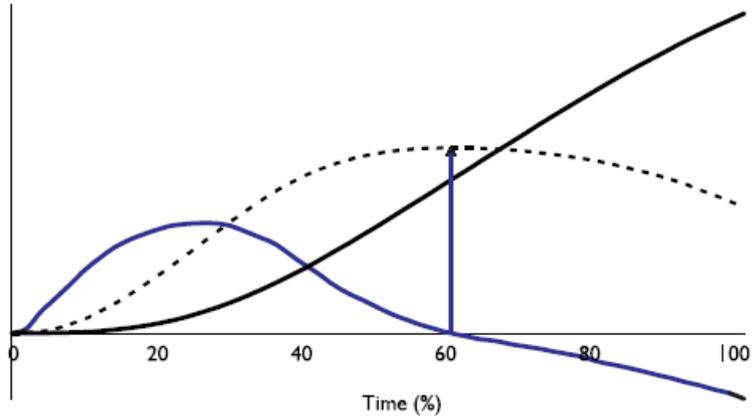


Figura 12. Grafico del desplazamiento (curva continua), velocidad (curva punteada) y aceleración (curva azul) de un cuerpo en movimiento tomada de [21].

Por ejemplo, para un movimiento horizontal tal como correr, se considera el desplazamiento del cuerpo en función del tiempo, la transición del movimiento se considera a partir del centro de masa, el cambio del desplazamiento es un instante de tiempo se le denomina velocidad y la variación de la velocidad con respecto al tiempo se designa como aceleración. La velocidad se obtiene de la pendiente de la curva del desplazamiento, si la curva es ascendente la velocidad es positiva, si la curva es descendente la velocidad es negativo [21].

A partir de la conceptualización descrita arriba recurrimos a introducir los conceptos de valle y colina, para ser referencia al comportamiento de estos graficos, el valle indica una curva positiva y la colina una curva negativa (Ver figura 13). Cuando se presenta un valle la velocidad esta incrementando, cuando se presenta un colina significa que la velocidad esta decreciendo. Por otro lado, si la curva y la aceleración cambian de positivo a negativo, la aceleración es instantaneamente zero; la velocidad deja de aumentar y comienza a disminuir, para el caso de que la aceleración cambia de negativo a positivo, ocurre lo contrario [21].

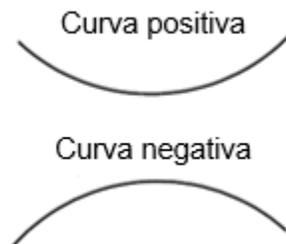


Figura 13. Convención de las curvas de aceleración. Arriba: Curva positiva (valle), abajo: Curva negativa (colina), tomada de [21].

Lo anterior se presenta cuando el movimiento es lineal o rectilíneo, ahora se realiza una breve descripción de cómo se presenta el movimiento angular, para ello se hace necesario tener presente lo anteriormente planteado.

Como se ha mencionado anteriormente, el cuerpo del ejecutor se puede representar por su centro de masa, y el movimiento de este es independiente a otros movimientos fuera del centro de masa. Generalmente el centro de masa es considerado el único punto alrededor del cual ocurre rotación, sin embargo en las articulaciones de los segmentos del cuerpo ocurren estos movimientos rotacionales. Los ángulos en los ejes del cuerpo son los movimientos más importantes en la representación de la biomecánica del movimiento, porque abre una representación diferente para ello [21].

Para representar el movimiento angular se pueden utilizar patrones ángulo-tiempo, por ejemplo como el ángulo de la rodilla cambia a través del tiempo en una zancada de una carrera. En este diagrama la rodilla extendida completamente representara un ángulo mayor que la rodilla flexionada, si la pendiente de la curva en negativa es una flexión, si la pendiente de la curva es positiva es una extensión. La velocidad es positiva cuando la rodilla está extendida y negativa cuando esta flexionada, cuando la rodilla pasa de flexión a extensión la aceleración es positiva (curva tipo valle del desplazamiento angular), cuando la rodilla pasa de extensión a flexión la aceleración es negativa (curva tipo colina del desplazamiento angular). En la figura 14, se muestra un patrón de incremento empezando por aceleración, luego velocidad y por ultimo aumenta el desplazamiento. Mientras hay un cambio en el ángulo de flexión a extensión la aceleración se hace máxima [21].

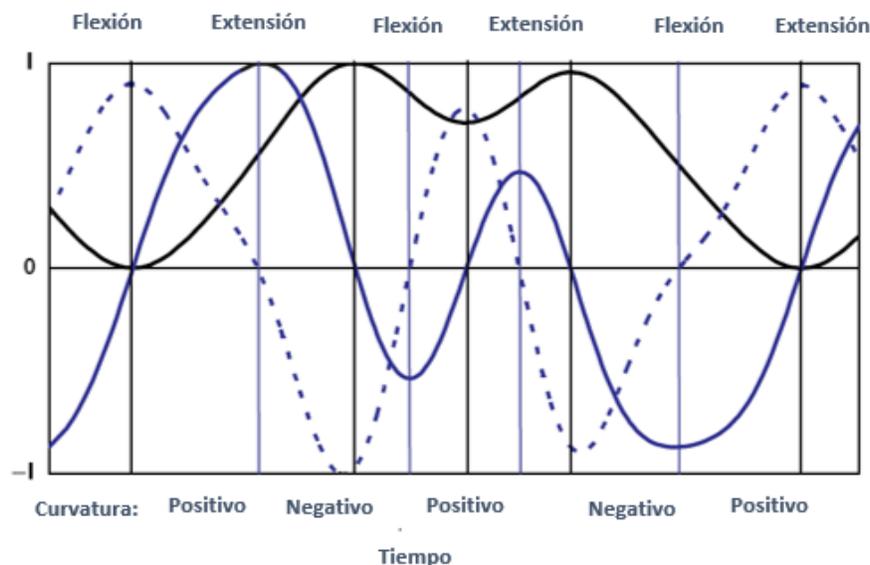


Figura 14. Variación del ángulo de la rodilla (curva continua), velocidad angular (curva punteada), aceleración angular (curva azul) [21].

Ya que las diferentes formas de analizar el movimiento nos muestran patrones de coordinación entre ángulos, se hace necesario definir la coordinación como la restricción de los grados de libertad en estructuras coordinadas, donde son relaciones anatómicas funcionales entre las diferentes partes del cuerpo del ejecutor, al realizar una actividad determinada [21].

4.6.1.3 Diagramas ángulo – ángulo

Entre las representaciones más utilizadas para el análisis de movimiento humano se encuentra los diagramas ángulo- ángulo, la cual permite obtener una gráfica que ayuda a entender cómo se coordinan varias articulaciones en una misma acción [21].

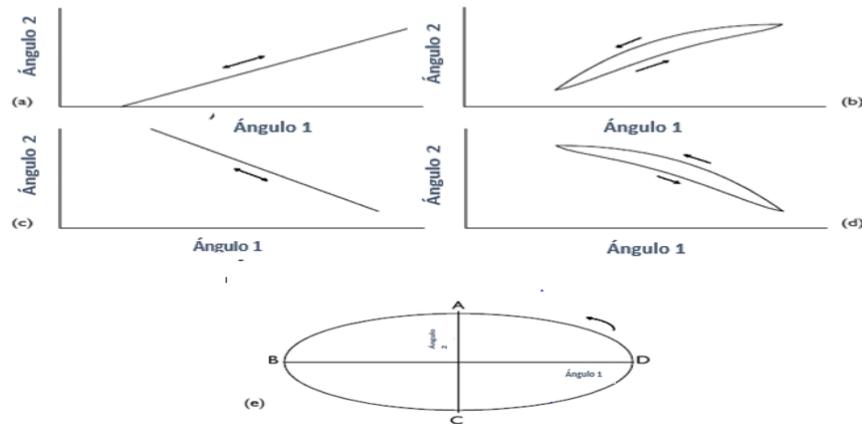


Figura 15. Diferente tipologías de los diagramas ángulo-ángulo: tipos básicos de coordinación. Dentro de la fase de: (a) lineal; (b) la coordinación punto de inflexión. Anti-fase: (c) lineal; (d) la coordinación punto de inflexión. (e) Desfase o desacople de coordinación tomado de [21]

La coordinación entre diferentes ángulos del cuerpo, puede presentarse en dos articulaciones mostrando una trayectoria en dos dimensiones o tres articulaciones exponiendo una trayectoria en tres dimensiones, pero esta última no es común. La fase de coordinación es cuando dos articulaciones se encuentran en extensión, si los dos ángulos de las extremidades cambian en el mismo sentido resulta una relación lineal con pendiente positiva. Se denomina anti-fase cuando un joint está en extensión y el otro en flexión, su grafica es una línea con pendiente negativa. En el momento que la coordinación está totalmente

desacoplada la relación da como resultado la gráfica de una elipse, siendo esto un caso ideal (ver figura 15) [21].

La ventaja de estos diagramas es que no hay una dependencia del tiempo, además permite concatenar los ángulos de interés mostrando fácilmente como co-varian. Por otro lado muestran la coordinación cualitativamente, facilitando comparaciones entre individuos cuando ha ocurrido una lesión o durante rehabilitación. En estos diagramas se presenta un patrón llamado equivalencia topológica, dos movimientos son topológicamente equivalentes si la gráfica de uno puede superponerse sobre la gráfica del otro, o simplemente si tienen igual número de curvas o bucles [21].

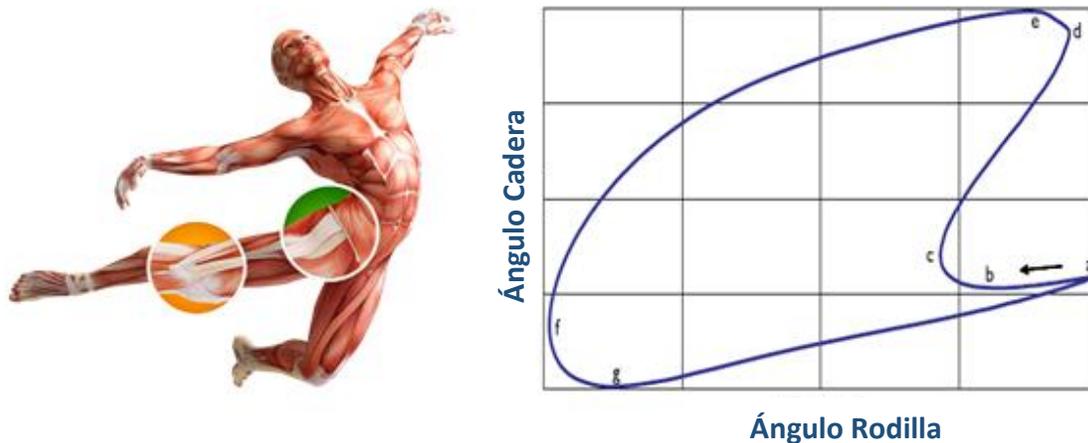


Figura 16. Diagrama ángulo-ángulo de rodilla y cadera [21].

La figura 16, muestra un ejemplo de como el ángulo de la cadera y el ángulo de la rodilla varía, generando un diagrama ángulo-ángulo. De **a** hasta **b** ambos están flexionados, de **b** hasta **c**, la rodilla continua flexionada mientras la cadera se extiende un poco, de **c** hasta **d**, ambos ángulos se extienden, de **d** hasta **e** la rodilla se flexiona mientras la cadera se extiende, de **e** hasta **f** ambos ángulos se flexionan, de **f** hasta **g** la cadera continua flexionada mientras la rodilla se extiende y por ultimo de **g** hasta **a** ambos se extienden. A partir de lo anterior, se aprecia cómo se presenta la coordinación dinámica de dos articulaciones del cuerpo humano, estableciendo características cualitativas [21].

La desventaja de estos gráficos es que su lectura a veces se hace confusa por su diferencia con los gráficos de tiempo, además no queda clara la forma de leer, si en sentido de las manecillas del reloj o al contrario a las manecillas del reloj. Esto

lo establece la persona que realice el análisis motor de las articulaciones involucradas [21].

4.7 Implementación de análisis estadístico para la identificación de sujetos impulsivo o autocontrolados

4.7.1 Máquinas de soporte vectorial (SVM)

La teoría de las Maquinas de Soporte Vectorial es una nueva técnica de clasificación, fue desarrollada por V. Vapnik a principios de los años 80 y se centra en lo que conoce como Teoría de Aprendizaje Estadístico. El objeto de las SVM es dar solución al problema fundamental que surge en distintos campos, donde se estudia, la relación entre sesgo y varianza, el control de la capacidad, sobreajuste en los datos, etc. El problema consiste en buscar, para una tarea de aprendizaje dada, con una cantidad finita de datos, una adecuada función que permita llevar a cabo una buena generalización que sea resultado de una relación entre la precisión alcanzada con un particular conjunto de entrenamiento y la capacidad del modelo [23].

Han mostrado tener gran desempeño, más que las máquinas de aprendizaje tradicionales como las redes neuronales, por ello se consideran actualmente como una herramienta poderosa para resolver problemas de clasificación. Las SVM han sido desarrolladas como una técnica robusta para clasificación y regresión aplicada a grandes conjuntos de datos complejos con ruido; es decir, con variables inherentes al modelo que para otras técnicas aumenta la posibilidad de error en los resultados pues resultan difíciles de cuantificar y observar. Algunas de las aplicaciones son: reconocimiento de firmas, imágenes como rostros, categorización de textos, y patrones de movimientos [24].

Una SVM primero mapea los puntos de entrada a un espacio de características de una dimensión mayor, es decir si los puntos de entrada están en R^2 entonces son mapeados por la SVM a R^3 , luego encuentra un hiperplano que los separe y maximice el margen entre las clases como se aprecia en la figura 18. Maximizar el margen es un problema de programación cuadrática y puede ser resuelto por su problema dual introduciendo multiplicadores de Lagrange. Sin ningún conocimiento del mapeo, la SVM encuentra el hiperplano óptimo utilizando el producto punto con funciones en el espacio de características que son llamadas *kernels*. La solución del hiperplano óptimo puede ser escrita como la combinación de unos pocos puntos de entrada que son llamados vectores de soporte [24].

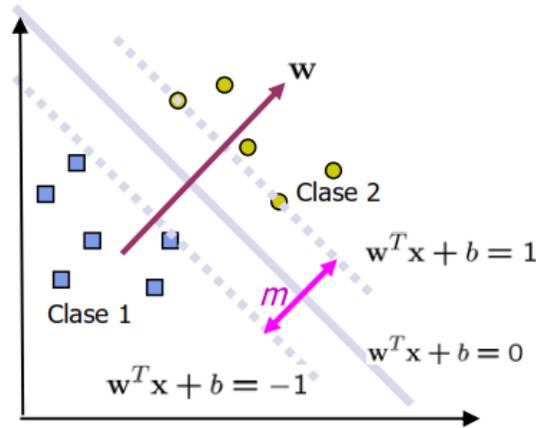


Figura 17. Clasificación de los datos a partir del modelo de aprendizaje, generando un hiperplano entre las clases. Tomada de [24].

La formulación matemática de las SVM varía dependiendo de la naturaleza de los datos; es decir, existe una formulación para los casos lineales, y por tanto, una formulación para casos no lineales.

4.7.1.1 SVM caso linealmente separable

Supóngase un conjunto de datos etiquetados como se muestra en la figura 18.

$$(y_1, x_1), \dots, (y_i, x_i) \quad (2)$$

Cada punto de entrenamiento $x_i \in \mathbb{R}^N$ pertenece alguna de dos clases y se le ha designado una etiqueta $y_i \in \{-1, 1\}$ para $i=1, \dots, l$. Una solución a esta situación es mapear el espacio de entrada en un espacio de características de una dimensión mayor y buscar el hiperplano óptimo allí. Sea $z = \varphi(x)$ la notación del correspondiente vector en el espacio de características con un mapeo de φ de \mathbb{R}^N a un espacio de características Z . Deseamos encontrar el hiperplano:

$$w \cdot z + b = 0 \quad (3)$$

Definido por el par (w, b) , tal que podamos separar el punto x_i de acuerdo a la función

$$f(x_i) = wz + b = \begin{cases} 1, & y_i = 1 \\ -1, & y_i = -1 \end{cases} \quad (4)$$

Donde $w \in Z$ y $b \in \mathbb{R}$, se dice que el conjunto es linealmente separable si existe $(w,$

b) tal que las inecuaciones:

$$\begin{cases} (wz + b) \geq 1, & y_i = 1 \\ (wz + b) \leq -1, & y_i = -1 \end{cases} \quad i = 1, \dots, l \quad (5)$$

El caso linealmente separable existe solo un hiperplano óptimo, de forma que la distancia entre el hiperplano óptimo y el valor de entradas más cercano sea máxima (maximización del margen) con la intención de forzar la generalización de la máquina que se esté construyendo.

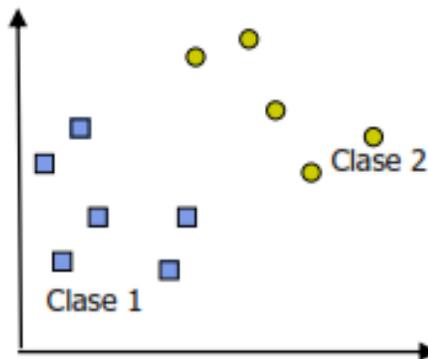


Figura 18. Caso linealmente separable SVM tomado de [24].

4.7.1.2 SVM caso linealmente no separable

Para el caso no lineal existen dos casos que vale la pena mencionar:

- El primero de estos se presenta cuando los datos pueden ser separables con margen máximo, pero en un espacio de características (el cual es de una mayor dimensionalidad y se obtiene a través de una transformación a las variables del espacio de entrada) mediante el uso de una función *kernel*.
- El segundo caso se denomina "*Soft Margin*" o margen blando, es utilizado cuando no es posible encontrar una transformación de los datos que permita separarlos linealmente, bien sea en el espacio de entrada o el espacio de características [25].

Un ejemplo de lo anterior descrito se muestra en la figura 19.

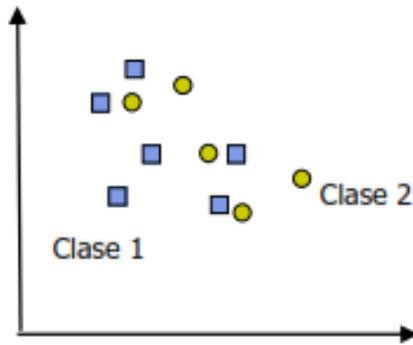


Figura 19. Caso linealmente No separable SVM tomado de [24].

Al tratar con datos que no son linealmente separables, el análisis mostrado en la sección anterior puede ser generalizado introduciendo algunas variables no-negativas $\xi_i \geq 0$ de tal modo que la ecuación (5) es modificado a:

$$y_i(wz_i + b) \geq 1 - \xi_i, \quad i = 1, \dots, l. \quad (6)$$

Los $\xi_i \neq 0$ en (6) son aquellos para los cuales el punto x_i no satisface la ecuación (5). Entonces el término $\sum_{i=1}^l \xi_i$ puede ser tomado como la medida del error en la clasificación.

Entonces el problema del hiperplano óptimo es entonces redefinido como la solución al problema:

$$\min \left\{ \frac{1}{2} w \cdot w + C \sum_{i=1}^l \xi_i \right\}$$

$$y_i(wz_i + b) \geq 1 - \xi_i, \quad i = 1, \dots, l \quad (7)$$

$$\xi_i \geq 0, \quad i = 1, \dots, l$$

C es una constante, definido como el parámetro de regularización, este es el único parámetro libre de ser ajustado en la formulación de la SVM. El ajuste de éste parámetro puede hacer un balance entre la maximización del margen y la violación a la clasificación.

4.7.1.3 Ventajas y desventajas de las SVM

Las SVM cuentan con características que las han puesto en ventaja respecto a otras técnicas populares de clasificación y regresión. Una de dichas características es que pertenecen a las disciplinas de aprendizaje automático o aprendizaje

estadístico. La idea que hay detrás de este tipo de aprendizaje es la de hacer que las máquinas puedan ir aprendiendo, a través de ejemplos; las salidas correctas para ciertas entradas. También sobresale con respecto a otros algoritmos de aprendizaje, la aplicación de un nuevo principio inductivo, que busca la minimización del riesgo estructural, además del uso de una función núcleo o *kernel*, atribuyéndoles una gran capacidad de generalización, incluso cuando el conjunto de entrenamiento es pequeño [25].

Uno de los problemas más comunes con las SVM, es el sobre entrenamiento, el cual ocurre cuando se han aprendido muy bien los datos de entrenamiento, pero no se puede clasificar bien los ejemplos nunca antes vistos, es decir, una mala generalización del modelo. Otro problema puede presentarse cuando no se ha aprendido muy bien la característica de los datos de entrenamiento, por lo que se genera una mala clasificación [25].

4.7.2 Extracción de características del *Kinect* para la identificación de etiquetas, y parametrización bajo SVM

Luego de obtener la base de datos con los movimientos ejecutados por cada uno de los participantes, se implementó un código en *Matlab* para realizar la clasificación de los movimientos, donde se le dio una etiqueta a cada uno de los movimientos principales, **Play** y **Pass**, pero teniendo presente la omisión de la respuesta a la toma de la decisión, **N/A**. Dichas etiquetas se obtuvieron a través de la determinación de un promedio de los rangos de movimiento de la mitad más uno de los participantes, y la omisión se estableció a partir de la razón de cambio de la actividad motora realizada por los sujetos. Esto con el fin de enseñarle a la máquina de aprendizaje a detectar los gestos, así generando las marcas correspondientes, en la figura 20 se muestra el diagrama de flujo, para la extracción de etiquetas, el cual fue implementado en Matlab para llevar a cabo el aprendizaje supervisado.

(Ver Apéndice B: Código de identificación de etiquetas).

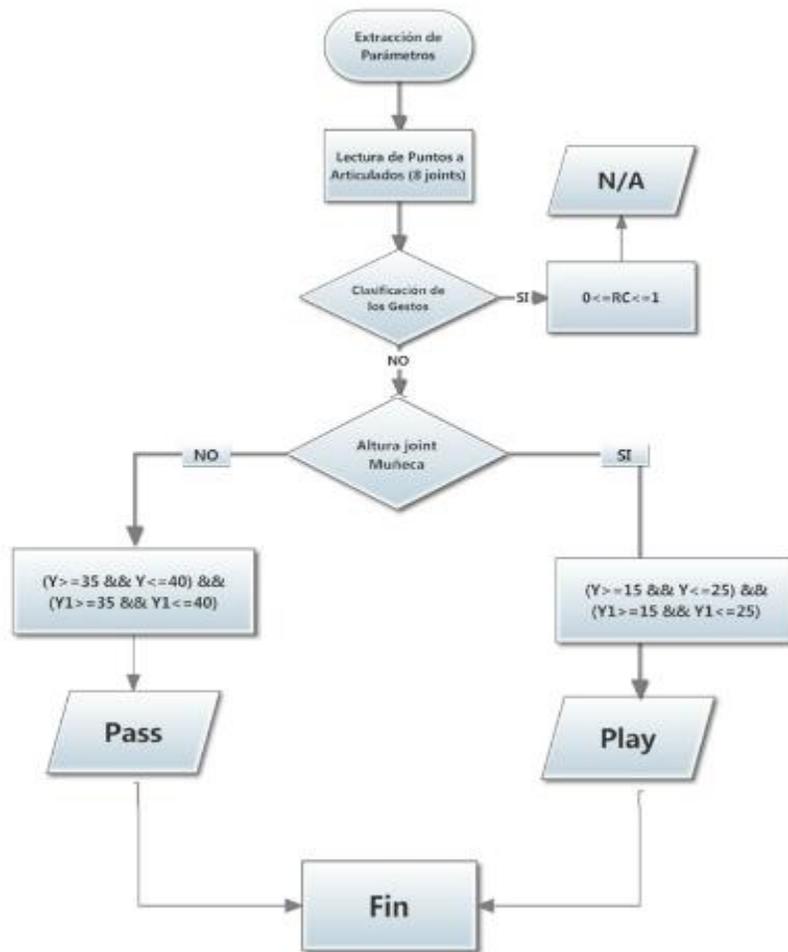


Figura 20. Diagrama de flujo, para la extracción de etiquetas.

4.7.3 Clasificación y validación de detección de postura utilizando SVM

Desarrollada la parte inicial de la segunda fase, que es la mencionada anteriormente, se implementó una segunda etapa, en esta se validó el desempeño del clasificador para la detección de posturas utilizando información provista por el *Kinect*. Esta sección se divide en dos etapas fundamentales: la clasificación, la cual consiste en la estimación del modelo de separación de posturas y la validación que tiene como objetivo aplicar método *Montecarlo* para encontrar la convergencia del desempeño garantizando relevancia estadística en la prueba. Para la etapa de clasificación, se utilizó una máquina de vectores de soporte

multiclase con estrategia de clasificación “*All vs One*”; este método de aprendizaje utiliza un *kernel* gaussiano con radio adaptativo y la estimación de los vectores de soporte lo calcula con el método de minimización, *sequential minimal optimization* (SMO). Para realizar el procedimiento de evaluación del modelo entrenado se utilizó una estrategia de validación cruzada, fraccionando la base de datos con el 70% para el entrenamiento y 30% para la evaluación de cada interacción de *Montecarlo*, este proceso realiza iteraciones de *Montecarlo* con criterio de paro $\|diag(M_k) - diag(M_{k-1})\| < 0,001$ donde $diag(M_k)$ es el vector generado por la diagonal de la matriz de confusión y k es la iteración promedio actual de *Montecarlo*. Las estadísticas obtenidas en el experimento consisten en el cálculo de la matriz de confusión y el comportamiento promedio del porcentaje de acierto y su desviación estándar σ .

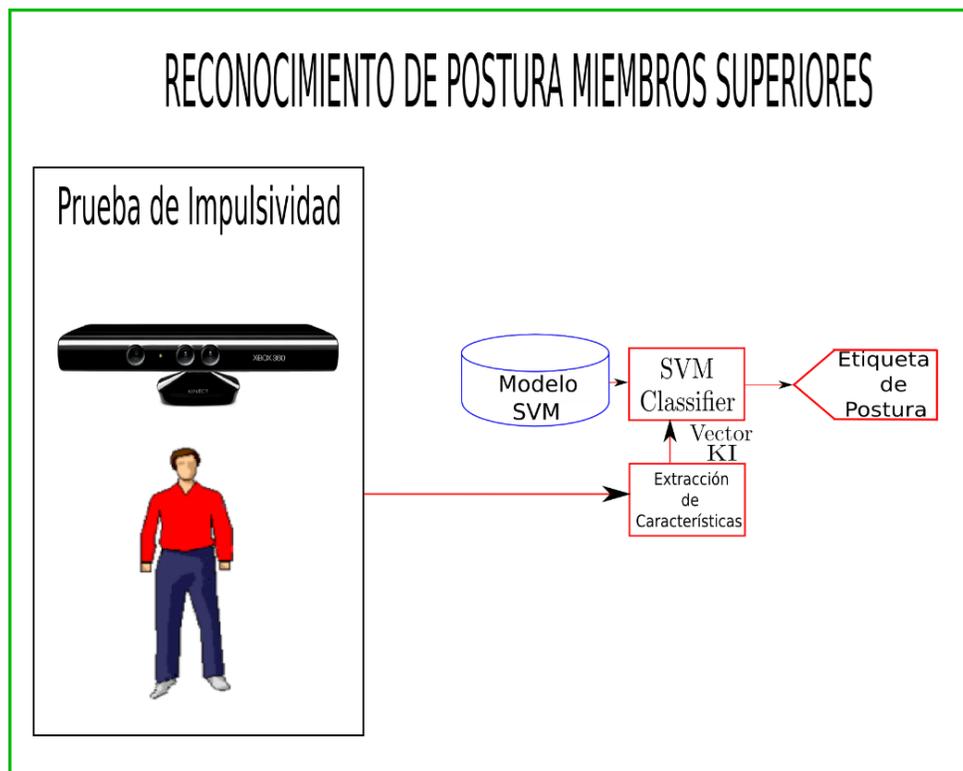


Figura 21. Esquema de la metodología realizada para la máquina de soporte vectorial.

V. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

5.1 Evaluación de patrón de impulsividad mediante diagramas ángulo-ángulo

En la primera fase de nuestro estudio se planteó la relación del factor de impulsividad y el análisis motor, donde recurrimos a evaluar y analizar las capturas de movimiento de los sujetos involucrados en la prueba realizada, a través de las herramientas de la geometría del movimiento obtuvimos los diagramas ángulo-ángulo de diferentes sujetos, en los diagramas no se logró identificar una congruencia entre los participantes. Como se muestra en las figuras 21 al 24.

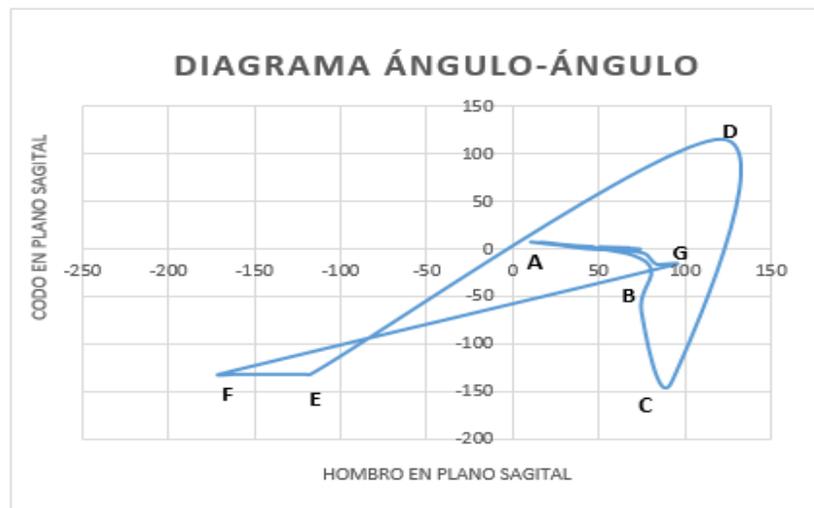


Figura 22. Diagrama ángulo-ángulo, hombro vs codo en plano sagital del participante identificado con código 1088318590.

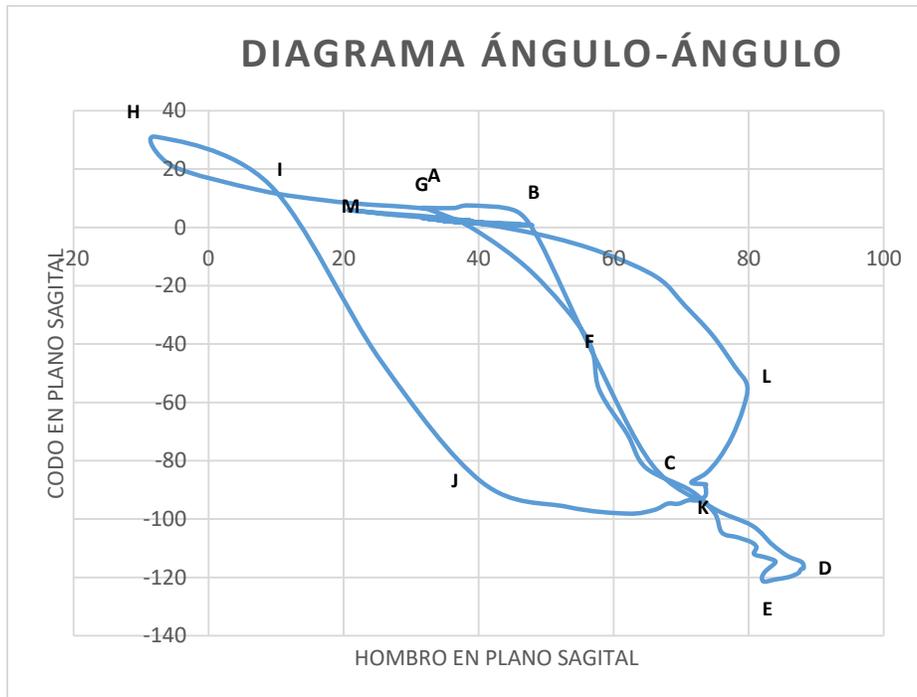


Figura 23. Diagrama ángulo-ángulo, hombro vs codo en plano Sagital del participante identificado con código 1006321093.

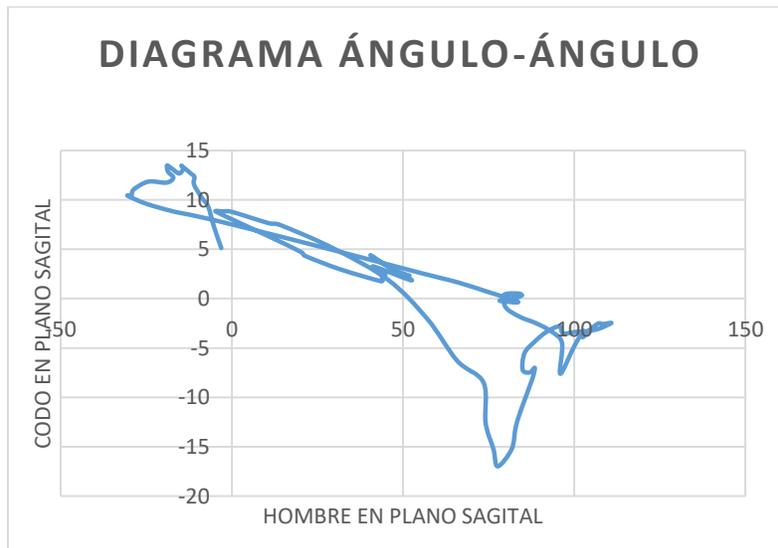


Figura 24. Diagrama ángulo-ángulo en plano sagital, hombro vs codo de sujeto identificado con 96080419330.

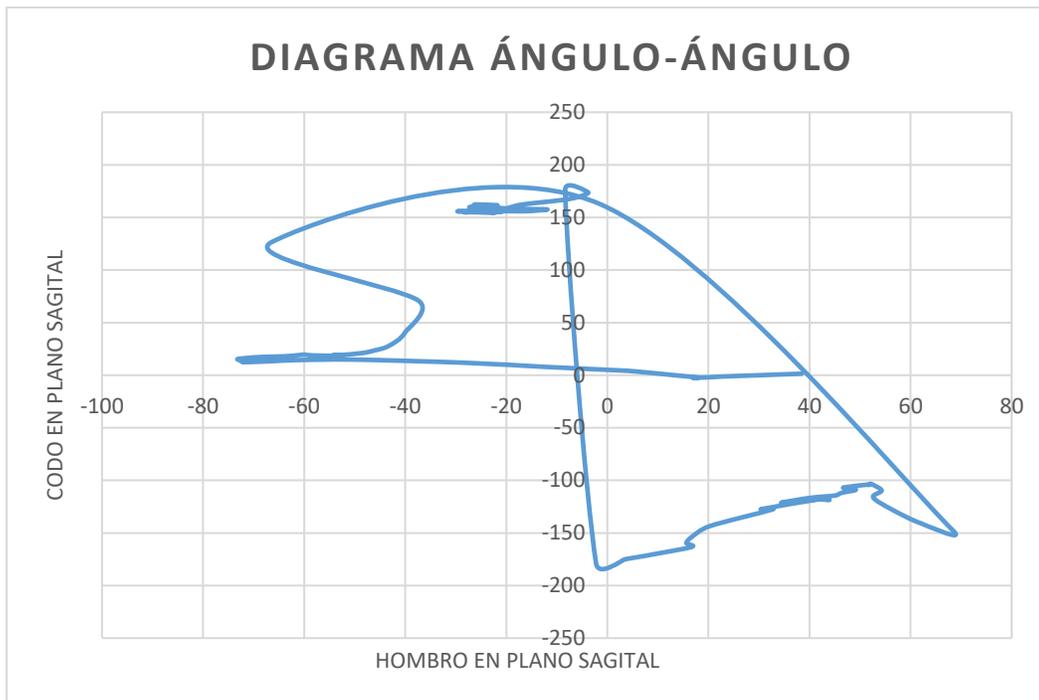


Figura 25. Diagrama ángulo-ángulo en plano sagital, hombro vs codo de sujeto identificado con 1088311454.

Con los resultados obtenidos a través del análisis de geometría del movimiento, se puede decir que no hay convergencia con ninguna tipología planteada dentro de la teoría descrita por los diagramas ángulo-ángulo, por ende se recurrió a implementar una segunda fase utilizando herramientas de análisis estadístico, máquinas de soporte vectorial. En el literal que se muestra a continuación se hace una descripción del método utilizado.

5.2 Detección del patrón de impulsividad a través de máquinas de soporte vectorial

En esta segunda etapa se aplicó la metodología de validación descrita en la sección 1.7.2 y 1.7.3, luego de la extracción de los parámetros se realizó la clasificación, pasando a calcular el descriptor estadístico, entregándole a la máquina de soporte vectorial las herramientas efectivas para realizar la clasificación, obteniendo la matriz de confusión mostrada en la tabla 2, como se muestra a continuación:

Clase 1	Clase 2	Clase 3
92.25 ± 2.78	0.71 ± 0.88	7.05 ± 2.51
10.8 ± 0.40	98.51 ± 0.005	0.41 ± 0.25
5.46 ± 1.16	0.80 ± 0.47	93.74 ± 1.24

Tabla 2. Matriz de confusión reconocimiento de posturas.

Este análisis permite observar la variabilidad en la detección de posturas para los diferentes experimentos de captura. Los resultados de la tabla evidencian el porcentaje de acierto con rendimiento adecuado cercano al 94,8% para las clases a reconocer en una muestra determinada.

5.3 Identificación de sujetos impulsivos y autocontrolados utilizando SVM

En el grupo de sujetos que participaron en la prueba se identificó tres conjuntos de personas, clasificándose por los tiempos de la realización del test IGT, tomados de la captura de movimiento (archivo *.bvh*), siendo esto así, se tienen: bajo, medio y alto tiempo total de ejecución, a continuación se muestra la información obtenida:

Identificación Sujeto	Tiempo Bajo de Realización IGT (s)
97100916332	90,767
96080518908	143,699
1020756412	144,865
1088023540	150,598
96121419618	162,665
1088335542	164,565
1088020313	167,565
1020820268	176,798
1006330998	185,131
98071258033	190,831
1088325144	197,131
1094937826	206,465
1088318206	209,865
96121311019	214,298
97030315379	214,598
96092818990	220,089

97082800976	223,931
9612154416	228,164
1088317318	235,598
1088021616	240,931
97011705719	256,864
97092612850	360,763
96062501372	363,696
97032517084	372,63
96112725790	373,23
96051100015	385,329
97081320083	391,663
97040706902	393,596
96111606576	395,563
96080419330	398,763
1088325284	403,225
1087558705	412,229
1121921557	421,962
1088311454	429,129
1088306644	443,096
1088324411	445,323
98011557490	451,595
1088318590	456,095
1088336654	457,395
96110716572	461,995
1088320881	464,462
10883212259	485,762
97012405999	498,728
1088319226	499,728
96101517419	504,495
96112601357	506,295
960820018155	510,454
97012317950	512,328
1006321093	540,645
97121503593	546,995
1088298806	565,928
9709261850	583,101
97072113393	597,627
97081124012	616,888
1112769830	620,203
98012958676	641,099

Tabla 3. Tiempos de realización del *IGT* para los participantes, el primer segmento de datos (color azul) corresponde al tiempo bajo de ejecución de las acciones, el segundo al medio tiempo (color naranja) y el ultimo al tiempo alto (color verde)

Luego de identificar los tiempos de realización de la prueba, se tomó el grupo más homogéneo, los cuales corresponden a los sujetos que llevaron a cabo la toma de decisiones entre un tiempo de 340 a 400 segundos, con el fin de asociar a cada uno de estos, dentro de los dos parámetros psicológicos a estudiar, mediante el análisis de SVM.

Previo a realizar el análisis bajo SVM, se halló la velocidad promedio de ejecución para cada uno de los sujetos, con el objetivo de tener presente cual era la velocidad de acciones ejecutadas por segundo.

Identificación	Tiempo Realización IGT (s)	Velocidad (acciones/s)
97092612850	360,763	0,3
96062501372	363,696	0,33
97032517084	372,63	0,32
96112725790	373,23	0,3
96051100015	385,329	0,31
97081320083	391,663	0,3
97040706902	393,596	0,32
96111606576	395,563	0,3
96080419330	398,763	0,31
Promedio	381,693	0,31

Tabla 4. Velocidades de los participantes que ejecutaron la acción en el tiempo medio.

Con la información anterior y el reconocimiento general de gestos realizado bajo la máquina de soporte vectorial con entrenamiento supervisado, se implementó una identificación de cada participante, determinando la cantidad total de cada una de las etiquetas realizadas en el transcurso de la prueba. Permitiendo establecer si cada una de las personas es impulsiva o autocontrolada. Esto se puede deducir a partir de la teoría psicológica relacionada con el test *Iowa Gambling Task*, que tiene como premisa lo siguiente: “Si el sujeto presenta una cantidad considerable de omisiones, se puede inferir una relación de inatención que está directamente relacionada con la impulsividad, por otro lado los sujetos que eligieron más el play son más propensos al riesgo que los que prefieren la opción segura del pass” [26].

Finalmente, se muestran los resultados generados bajo la identificación de gestos y la efectividad de reconocimiento dada por el análisis de MonteCarlo, para los

nueve participantes seleccionados y los obtenidos por el IGT, cabe destacar que bajo los parámetros de la toma de decisiones la recurrencia a seleccionar con más frecuencia las barajas A y B, denota una tendencia a que el sujeto es propenso al riesgo, es decir a ser impulsivo:

Identificación Sujeto	SVM		
	Play	Pass	N/A
97092612850	2222	1412	606
96062501372	2406	1429	403
97032517084	2229	1407	602
96112725790	2303	1463	471
96051100015	2421	1429	388
97081320083	2222	1613	402
97040706902	2297	1452	488
96111606576	2220	1622	395
96080419330	2237	1572	428

Tabla 5. Resultados obtenidos a partir de la SVM con análisis estadístico de MonteCarlo para la muestra.

Identificación Sujeto	IGT									
	Play	Pass	N/A	Elección A	Elección B	A+B	Elección C	Elección D	C+D	Clasificación
97092612850	99	21	0	35	25	60	27	33	60	Tiende al riesgo
96062501372	93	26	1	27	37	64	35	21	56	Tiende al riesgo
97032517084	98	22	0	27	37	64	35	21	56	Tiende al riesgo
96112725790	81	38	1	35	32	67	27	26	53	Tiende al riesgo
96051100015	118	2	0	31	29	60	40	20	60	Tiende al riesgo
97081320083	96	24	0	27	37	64	35	21	56	Tiende al riesgo
97040706902	88	29	3	31	29	60	40	20	60	Tiende al riesgo
96111606576	113	3	4	20	36	56	36	28	64	Tiende al riesgo
96080419330	60	60	0	27	37	64	35	21	56	Tiende al riesgo

Tabla 6. Resultados adquiridos por la prueba IGT para la muestra seleccionada.

A partir de los resultados mostrados en la tabla 5 y tabla 6, los cuales fueron obtenidos por SVM e IGT, respectivamente, se encuentra una congruencia en la identificación de la conducta de cada uno de los sujetos del grupo seleccionado, dando lugar a un grupo de personas que tienden al riesgo, es decir convergen a ser personas impulsivas, esto dado desde el análisis motor y cognitivo.

5.4 Conclusiones

- ✓ No se logró identificar el patrón de impulsividad mediante el análisis de movimiento, a través de diagramas ángulo-ángulo, ya que la geometría es incongruente con lo planteado en la teoría, por lo que se recurrió a herramientas de análisis estadístico, tales como máquinas de soporte vectorial (SVM).
- ✓ De acuerdo a la estructura de los gráficos, la locomoción de los participantes se presenta de manera dispersa, deduciendo un comportamiento predecible o impredecible, el cual está dado en la morfología de la ejecución de los movimientos mostrada en los diagramas ángulo-ángulo obtenidos en la primera fase del proyecto. En las figuras 21 y 22 las cuales pertenecen a participantes impulsivos la estructuras de estos diagramas tienden a generar un ciclo cerrado uniforme, caso contrario se muestra en las figuras 23 y 24, las cuales corresponden a participantes autocontrolados, infiriendo dispersión en sus movimientos, lo anterior coincide con lo descrito en la teoría psicológica, la cual menciona que las personas impulsivas tienden a ser predecibles en la ejecución motora, distinto a lo presentando con las personas autocontroladas.
- ✓ La metodología implementada en la segunda fase del proyecto para la detección de gestos (Play/Pass/N.A) imparte una eficiencia alta, ya que el porcentaje de acierto se encuentra aproximadamente cercano al 94.8% el cual permite detectar la mayoría de los eventos de postura de forma correcta, conllevando establecer de manera particular si el sujeto es impulsivo o autocontrolado.
- ✓ Partiendo de la premisa de la teoría psicológica conductual planteada para el juego, prueba de ejecución implementada en ordenador, se asemeje a un videojuego de cartas y los resultados obtenidos en la sección 4, concluimos que los sujetos seleccionados para realizar el análisis estadístico, presentan una tendencia al riesgo (impulsividad), sin descartar que hay una reserva en la toma de decisiones, es decir, su clasificación se puede denotar como: sujetos impulsivos con inclinación a una conducta de autocontrol.
- ✓ Debemos asociar la edad de los sujetos a nuestro análisis, la cual oscila entre los 18,3 +/- 1,4 años esta variable de una u otra forma está involucrada en los resultados obtenidos, puesto que al tratarse de personas jóvenes se tendría una posibilidad de que la toma de decisiones sean precipitadas y sin tener presente las consecuencias asociadas a las acciones realizadas. Dentro del marco psicológico se describe que las personas jóvenes presentan conductas desinhibidas y desordenadas, esto da lugar a una congruencia de los datos

obtenidos en los resultados.

- ✓ Se destaca la obtención de un parámetro cuantitativo de clasificación soportado por máquinas de soporte vectorial utilizando el método de efectividad de identificación de gestos por análisis de MonteCarlo, a través de un método no invasivo, con un sensor de bajo costo, implementando una herramienta de análisis de movimiento dentro de plataforma de desarrollo *Matlab*, que permite la simulación, obtención de gráficos, didáctica y análisis de gestos motores, a través de las articulaciones del cuerpo humano.
- ✓ El aprendizaje de máquina de soporte vectorial fue realizado a través de un método supervisado, de manera manual evaluando fotograma a fotograma, lo cual hace que no haya exactitud y presente un sesgo en la identificación de los gestos, dando lugar a una desventaja para el análisis, indicando mejorar la *SVM*, por ello se plantea como trabajo futuro aplicar una identificación de gestos no supervisada, además de un método bayesiano.
- ✓ Se desarrolló una herramienta y metodología para el análisis de gestos motores en articulaciones humanas, con el fin de encontrar biomarcadores o patrones de movimiento soportado a través del análisis motor y máquinas de soporte vectorial.

VI. BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

- [1] M. Aguilar, *Biomecánica: La física y la fisiología*, 2000.
- [2] M. G. García, C. C. Sisamón, J. G. Prada, G. Carbone, and M. Ceccarelli, "Sistemas de captura de movimiento para el caminar humano. Análisis y comparativa humano. Análisis y comparativa."
- [3] C. A. Catalá, J. M. F. Aymemí, and C. Burgués, *Invitación a la didáctica de la geometría: Síntesis*, 1987.
- [4] B. A. Gowitzke and M. Milner, *El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas* vol. 44: Editorial Paidotribo, 1999.
- [5] *Opensim*. Available: <https://simtk.org/home/opensim>
- [6] *BioMotionLab*. Available: <http://www.biomotionlab.ca/>
- [7] G. C. A. Rico, "Diseño y aplicación de ambiente virtual de aprendizaje en el proceso de enseñanza-aprendizaje de la física en el grado décimo de la Institución Educativa Alfonso López Pumarejo de la Ciudad de Palmira," Facultad de Ingeniería y Administración. Maestría en Ciencias exactas y Naturales, Universidad Nacional de Colombia, sede Palmira, Palmira, Valle, 2011.
- [8] M. T. Buelow and J. A. Suhr, "Construct validity of the Iowa gambling task," *Neuropsychology review*, vol. 19, pp. 102-114, 2009.
- [9] *Iowa Gambling Task*. Available: <http://editthis.info/images/psy3242/a/ab/Decks.jpg>
- [10] E. Suma, B. Lange, A. S. Rizzo, D. M. Krum, and M. Bolas, "Faast: The flexible action and articulated skeleton toolkit," in *Virtual Reality Conference (VR), 2011 IEEE*, 2011, pp. 247-248.
- [11] *USC Institute for Creative Technologies*. Available: <http://ict.usc.edu/prototypes/faast/>
- [12] J. Tscherrig, (2011) "Activity recognition with Kinect, State of Art". Available: http://www.tscherrig.com/documents/ActivityRecognition_%20StateOfArt.pdf
- [13] *Kinect*. Available: <http://www.xbox.com/es-CO/Kinect>
- [14] B. S. H. Peralta, "Interfaz de lenguaje natural usando Kinect," Tesis maestría, 2012.
- [15] M. Fretz, K. Franinovic, and M. Rheiner, "Interactive Shop Window."
- [16] J. Shotton, T. Sharp, A. Kipman, A. Fitzgibbon, M. Finocchio, A. Blake, et al., "Real-time human pose recognition in parts from single depth images," *Communications of the ACM*, vol. 56, pp. 116-124, 2013.
- [17] J. A. Gandullo Ávila, "Simocap, Sistema Simple de Captura de movimiento," Universidad de Sevilla, 2010.
- [18] R. Parent, D. S. Ebert, D. Gould, M. Gross, C. Kazmier, C. J. Lumsden, et al., *Computer animation complete: all-in-one: learn motion capture, characteristic, point-based, and Maya winning techniques*: Morgan Kaufmann, 2009.
- [19] N. Lawrence, "Mocap toolbox for matlab," Available on-line at <http://www.cs.man.ac.uk/neill/mocap>, 2011.
- [20] S. Choppin, B. Lane, and J. Wheat, "The accuracy of the Microsoft Kinect in

- joint angle measurement," *Sports Technology*, vol. 7, pp. 98-105, 2014.
- [21] R. Bartlett, *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*: Taylor & Francis, 2007.
- [22] S. E. Rodrigo, J. A. Ambrósio, and O. Penisi, "Análisis Dinámico Inverso de Modelos Biomecánicos Espaciales del Cuerpo Humano," in *Proceedings of the 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, Cusco, Perú*, 2007.
- [23] L. G. Abril, "Modelos de clasificación basados en máquinas de vectores soporte," *Dialnet*, (17), 2003.
- [24] G. A. Betancourt, "Las máquinas de soporte vectorial (SVMs)," *Scientia et Technica*, vol. 1, 2005.
- [25] G. Colmenares, "Inteligencia Artificial, Máquinas de Vectores de Soporte," ed.
- [26] C. O. Arnedo, "Estudio sobre la toma de decisiones, el funcionamiento ejecutivo y la impulsividad en el juego patológico," Universitat de Barcelona, 2013.
- [27] B. A. McClenaghan, *Movimientos fundamentales*: Editorial Medica Panamericana Sa de, 1985.
- [28] E. Gómez, *El rompecabezas del cerebro: La conciencia*, 2000.
- [29] P. M. McGinnis, *Biomechanics of Sport and Exercise*: Human Kinetics, 2013.
- [30] A. I. Agudelo, T. J. Briñez, V. Guarín, R. J. Pablo, and M. C. Zapata, "Marcha: Descripción, metodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura," *Revista CES Movimiento y Salud*, vol. 1, pp. 29-43, Septiembre 2 de 2013.
- [31] S. Collado, F. Pascual, A. Alvarez, and L. P. Rodríguez, "Análisis de la marcha. Factores moduladores," *Biociencias: Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud*, vol. 1, Mayo de 2003.
- [32] J. Hamill and K. M. Knutzen, *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [33] A. Kapandji, "Fisiología articular, miembro superior," *Madrid: Editorial Médica Panamericana*, 2002.
- [34] C. H. Taboadela, "Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales," *Buenos Aires: Asociart ART*, 2007.
- [35] J. S. Lumley, *Surface anatomy: the anatomical basis of clinical examination*: Elsevier Health Sciences, 2008.
- [36] N. Suárez-Sanabria and A. M. Osorio-Patiño, "Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman," *Revista CES MEDICINA Volumen*, vol. 27, 2013.
- [37] J. M. Sánchez Díaz, R. Navarro García, A. Mora Puig, O. Macías Pérez, and J. Medina Henríquez, "Anatomía y biomecánica del codo," 1991.
- [38] N. Sebastián Calvo, R. Navarro Navarro, J. A. Ruiz Caballero, J. Jiménez Díaz, and M. E. Brito Ojeda, "Biomecánica y artroplastia de codo," 2007.
- [39] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames, *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*: Paidotribo, 2007.
- [40] R. Vértiz, "Anatomía-Biomecánica-Rando de movilidad articular-examen clínico: Inspección, palpación, movilidad activa y pasiva. ."

- [41] R. Martín Alfaro, R. Navarro Navarro, J. A. Ruiz Caballero, J. Jiménez Díaz, and M. E. Brito Ojeda, "Biomecánica de la articulación de la muñeca," 2005.
- [42] S. Smith, *Anatomía, perspectiva y composición para el artista*: Hermann Blume, 1996.
- [43] L. J. H. Rosa-Pérez, "Anatomía-Biomecánica-Rango de movilidad articular-examen."
- [44] C. W. Thompson and R. T. Floyd, *Manual de kinesiología estructural*: Paidotribo, 1996.
- [45] J. B. Marion, *Dinámica clásica de las partículas y sistemas*: Reverté, 1975.
- [46] J. Diebel, "Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors," *Matrix*, vol. 58, pp. 15-16, 2006.
- [47] R. Huston and C. Liu, *Formulas for dynamic analysis*: CRC Press, 2001.
- [48] M. Magnusson, "The three-dimensional normal-distributions transform: an efficient representation for registration, surface analysis, and loop detection," 2009.
- [49] J. E. Munoz Cardona, O. A. Henao Gallo, and J. F. Lopez Herrera, "Sistema de Rehabilitación basado en el Uso de Análisis Biomecánico y Videojuegos mediante el Sensor Kinect," 2013.
- [50] D. Saffer, *Designing gestural interfaces: Touchscreens and interactive devices*: " O'Reilly Media, Inc.", 2008.
- [51] *Kinect Hacking Página oficial*. Available: <http://www.kinecthacks.com>
- [52] L. F. Orozco-Cabal, E. S. Barratt, and R. R. Buccello, "Implicaciones para el estudio de la neurobiología de la experiencia consciente. ElActo Impulsivo," *Revista latinoamericana de psicología*, vol. 39, p. 109, 2007.

ANEXOS

ANEXO A. MARCO TEÓRICO DEL PROYECTO

A. 1. PATRONES DE MOVIMIENTO

Desde el periodo de la niñez temprana se empiezan a construir esquemas mentales sobre cómo debe realizarse el movimiento, los cuales se ven corregidos por los padres, mejorando así cada aspecto del movimiento, intentando que se presente un mejor ajuste y coordinación. Un ejemplo de ello es cuando se le enseña al niño a caminar, inicialmente el padre juega un rol indispensable en la ejecución de esta función, pero la maduración y la experiencia son las que desempeñan una gran importancia en el desarrollo del patrón de movimiento, ya que la realización del patrón se va adaptando a partir de experiencias motrices anteriores, además de también ser perfeccionados a través de la práctica y la exploración continuas. Un patrón de movimiento se constituye a partir del ensayo y error, refiriéndose a una serie de movimientos estructurados y organizados de forma secuencial, que se encuentran ya establecidos [27].

Para la construcción de dichos esquemas mentales, encontramos una relación que tiene nuestro cerebro con nuestra autopercepción, denominado el homúnculo motor. Este genera una representación de nuestro campo visual del entorno y nuestro cuerpo, llevando a ejecutar movimientos que han sido planificados en el espacio, dando orientación a nuestro cuerpo de todas las partes que lo constituyen. Tiene importancia sensorio-motora, siendo su función unir estímulos con respuestas, estructurar reacciones a los cambios del entorno, conllevando a la construcción de nuestros movimientos. También se puede mencionar que los patrones de movimiento son generados a partir de las neuronas espejo, las cuales generan en nuestro consciente lo que percibimos del exterior, por ejemplo, si una persona está saltando y nosotros lo estamos viendo, estas neuronas crean en nuestro cerebro una recreación de esta acción, en este sentido los movimientos se pueden relacionar con el simple hecho de observar a otro realizarlo, permitiendo que de manera consciente nos pongamos en el zapato del otro, programando una ejecución de dicha actividad, creando así un patrón adquirido [28].

Los movimientos patrones tienen lugar en diferentes marcos referenciales, tres planos: Sagital, frontal y transversal; tres ejes: Longitudinal, anteroposterior y transversal (Ver figura 1). El plano sagital es un plano vertical que pasa desde la parte trasera (posterior) a la parte delantera del cuerpo (anterior). El plano frontal también es vertical y pasa desde izquierda a derecha. Y el plano horizontal divide nuestro cuerpo en una parte superior e inferior. Por otro lado los ejes se construyen de la siguiente manera, el eje sagital pasa horizontalmente desde la parte posterior del cuerpo humano hasta la anterior, se interseca con los planos sagital y horizontal. El eje frontal pasa horizontalmente desde izquierda a derecha y tiene intersección con el plano frontal y horizontal, por último el eje vertical o

longitudinal pasa de manera vertical desde la parte inferior hasta la superior y forma intersección con los planos sagital y frontal [21].

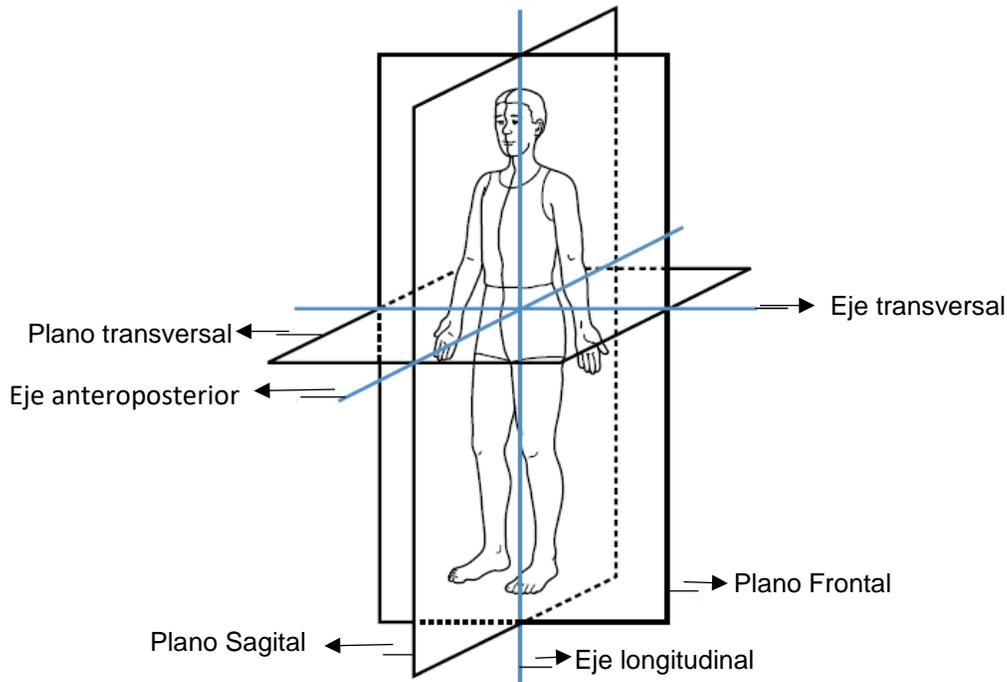


Figura A.1. Planos y ejes de movimiento [29].

A través de los planos y ejes, anteriormente descritos, se puede realizar un estudio sistemático, tomando estos como marco de referencia de los diferentes movimientos que realiza el cuerpo humano. Existen algunos movimientos fundamentales como lo son: caminar, correr, saltar y lanzar, realizables sin importar el género y las condiciones, pero téngase presente que la forma de ejecución de estos tiene una dependencia en la edad de la persona, además que también están sujetos a patologías adquiridas durante el desarrollo de la persona, es decir, estos son propios para cada uno de nosotros.

A.1.1 Patrón de marcha

Caminar es en primera instancia una de las primeras actividades que aprendemos desde que somos niños, además de ser una de las características que nos hacen únicos, puesto que no todos ejecutamos esta acción de la misma forma, también nuestra forma de caminar varía según el terreno en el que nos desplazamos, no es lo mismo caminar en un suelo plano que en uno donde hay presencia de fisuras, nuestro movimiento cambia y se adapta a las características que se presenten en el suelo, esa adaptación se logra por medio de nuestro pies que son coordinadores en el momento del cambio [30]. Caminar es una cuestión de perturbación en el equilibrio mecánico del cuerpo, empujando el cuerpo hacia adelante y formando nuevas bases sucesivas, moviendo las piernas hacia adelante de forma alternada, las articulaciones que son partícipe de este movimiento son: cadera, rodilla y tobillo.

Cabe destacar que el equilibrio es esencial para la realización del movimiento, además de una sincronización de las articulaciones y también de manera constante se presenta un ajuste en la planta del pie (Ver figura A.2) [21]. El patrón de la marcha inicialmente presenta complejidad, donde los primeros pasos son inestables y poco coordinados, a través del tiempo y de la ejecución del mismo se va adquiriendo mayor afinidad con el sostenimiento del cuerpo y con el medio, logrando en cada movimiento una mejor ejecución de manera progresiva. Este patrón puede verse modificado por numerosos factores intrínsecos o extrínsecos, fisiológicos o patológicos que pueden hacer variar parámetros cinemáticos, (velocidad de la marcha, holgura, longitud del paso, etc.) parámetros cinéticos, (fuerzas que se ejercen durante la marcha) o parámetros fisiológicos como el consumo energético [31].

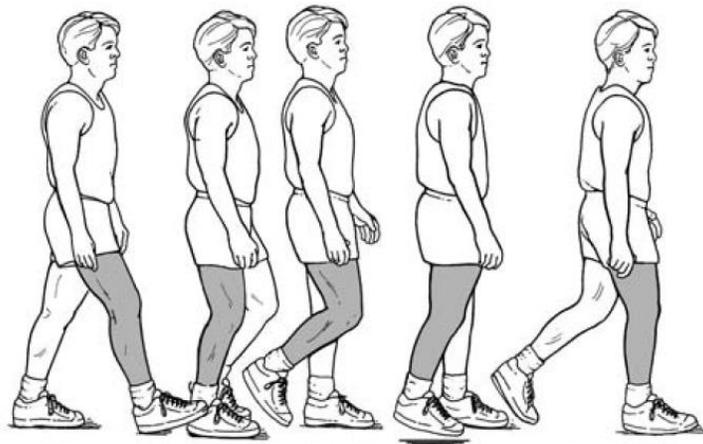


Figura A.2. Patrón de marcha [32].

A.1.2 Patrón de correr

Después que aprendemos a caminar y tenemos mayor movilidad con nuestro cuerpo, ya estamos listos para correr, este movimiento maneja una dinámica diferente a la de caminar, requerimos de un mayor esfuerzo y mejor soporte. Correr, como caminar, es una actividad cíclica; donde el cuerpo es inclinado levemente hacia al frente, las articulaciones de las rodillas se flexionan llevándolas hacia arriba y atrás, nuestras extremidades superiores toman una posición de flexión a nivel del codo. De esta manera nos encontramos con alternación de brazos y pies, ya siendo los pies los que llevan la secuencia de este movimiento, similar a la de la marcha, pero con un cambio de velocidad significativo el cual es variable dependiendo del peso, altura y contextura. Este patrón puede ser dividido en una fase de soporte, donde un pie toca el suelo, y una fase de recuperación, en la cual ambos pies no tocan el suelo. La fase de soporte inicia con un despliegue de los dedos y finaliza con un aterrizaje; en esta etapa, vamos a considerar su función a la de preparar la pierna para la próxima toma de contacto. En carrera lenta, o trote, la fase de recuperación será muy corto, entonces aumenta con la velocidad de carrera (Ver figura A.3).

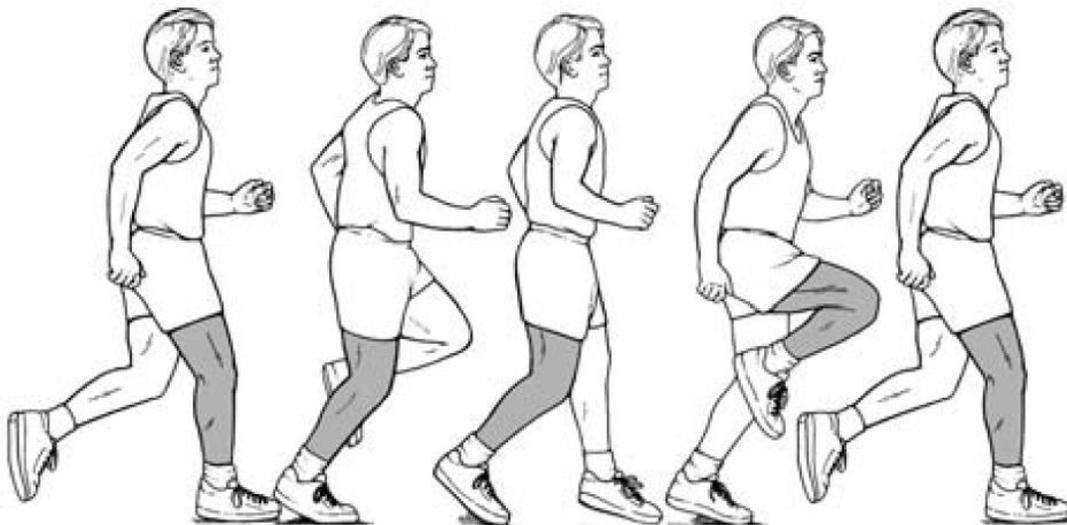


Figura A.3. Patrón de correr [32].

A.1.3 Patrón de saltar

Saltar, como lanzar, se describe a menudo como un movimiento balístico, requerimos mayor equilibrio y estabilidad. El movimiento inicial es generado por un grupo muscular, continuando con una brecha de inactividad muscular, y terminando con una desaceleración donde se regresa a un punto estacionario. Esencialmente este movimiento se efectúa de la siguiente manera: Las caderas, las rodillas y los tobillos se flexionan; los brazos toman posición hacia atrás, mientras se eleva el cuerpo tomando impulso con los dos pies, generando una suspensión momentánea para caer en ambos pies con las rodillas flexionadas, este aterrizaje inicialmente se da en la parte delantera del pie, hasta terminar el apoyo en la planta del pie para así regresar a la estación inicial. Este movimiento se divide en tres etapas: preparación, acción y recuperación. La preparación es una fase de descenso, en la cual el cuerpo entra en una posición ventajosa para efectuar el movimiento y almacena energía elástica en la contracción excéntrica de los músculos. La fase de acción tiene una sincronización similar a una estructura secuencial, donde las articulaciones de las piernas se extienden o se genera una flexión plantar simultaneas. Finalmente, la fase de recuperación implica tanto el tiempo en el aire y un aterrizaje controlado, generando la última contracción excéntrica a través de los músculos de las piernas [21].

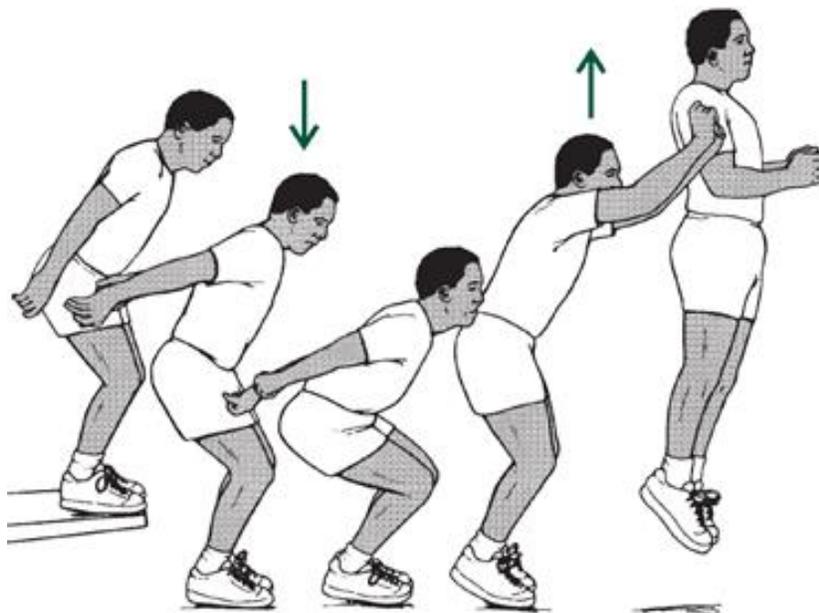


Figura A. 4. Patrón de salto, tomado y modificado de [32].

A.2. GESTOS DE EXTREMIDADES SUPERIORES

A.2.1 Biomecánica del hombro

El hombro se considera la articulación más móvil del cuerpo humano, pero también es la más inestable. Posee tres grados de libertad, permitiendo orientar el miembro superior en los tres planos del espacio, en disposición con tres ejes. El eje transversal incluye el plano frontal, lo cual permite al hombro realizar movimientos de flexoextensión realizados en el plano sagital; en el eje anteroposterior, que incluye el plano sagital, se permiten los movimientos de abducción y aducción los cuales se realizan en el plano frontal; finalmente, en el eje vertical, determinado por la intersección del plano sagital y el plano frontal, se producen movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal con el brazo en abducción de 90° . En posición anatómica el miembro superior depende en forma vertical a lo largo del cuerpo, de tal forma que el eje longitudinal del húmero coincide con el eje vertical. En la posición de abducción a 90° , el eje longitudinal coincide con el eje transversal, y en la posición de flexión de 90° coincide con el eje anteroposterior, a partir de esto se concluye, que el hombro es una articulación que consta de tres ejes principales y tres grados de libertad permitiendo movimientos de rotación interna y externa del brazo en dos formas diferente: rotación voluntaria y automática [33].

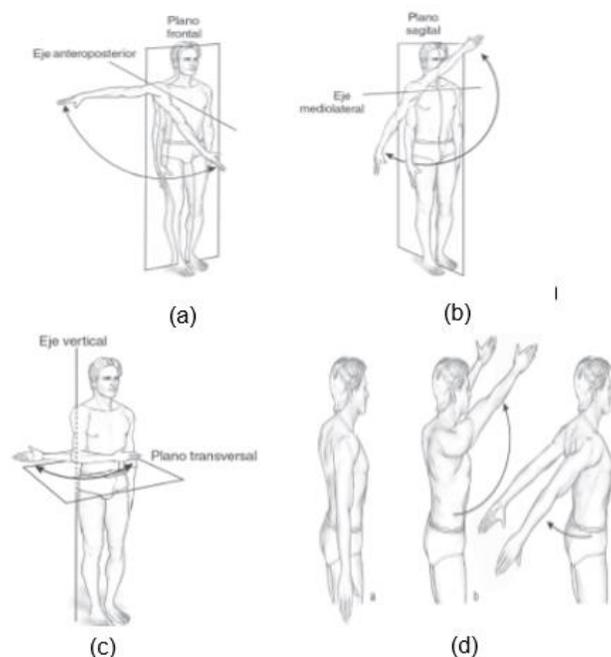


Figura A.6. (a) Movimientos de abducción-aducción sobre el eje anteroposterior del hombro derecho en el plano frontal. (b) Movimientos de flexión-extensión alrededor del eje medio-lateral del hombro derecho en el plano sagital. (c) Movimientos de rotación del hombro derecho sobre el eje vertical en el plano transversal. (d) Posición neutra de hombro, flexión de hombro: desplazamiento del hombro hacia adelante del miembro superior, y extensión del hombro: desplazamiento hacia atrás del miembro superior [34].

A. 2.1.1 Anatomía del hombro

La articulación glenohumeral es una articulación incongruente, ya que sus superficies articulares son asimétricas, existiendo un contacto limitado entre ellas. La gran superficie convexa de la cabeza humeral tiene un contacto reducido con la pequeña, presentando poca estabilidad intrínseca. La capsula articular y sus refuerzos son los mecanismos estabilizadores primarios o estáticos. Los estabilizadores secundarios o dinámicos son los músculos que conforman el manguito rotador, los cuales son: el supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular [33]. La contracción de sus fibras musculares genera fuerzas compresivas otorgando estabilidad a la cabeza glenohumeral en la cavidad glenoidea. La capsula articular consta de múltiples terminaciones nerviosas propioceptivas que captan posiciones extremas de la articulación, y a través de un mecanismo de reflejo, provoca una contracción del manguito rotador, estabilizando la articulación glenohumeral. Un factor importante que le añade firmeza a la articulación del hombro es el mecanismo amortiguador de la articulación escapulotorácica, absorbiendo los impactos directos e indirectos [33] [35].

El hombro está conformado por cinco articulaciones que conforman el complejo articular del mismo. Estas cinco articulaciones se clasifican en dos grupos los cuales funcionan simultáneamente y en proporciones variables de un grupo a otro. El primer grupo está constituido por dos articulaciones:

Articulación glenohumeral, verdadera articulación desde el punto de vista anatómico, es la más importante del grupo;

Articulación subdeltoidea, está compuesta por dos superficies que se deslizan entre sí. Se encuentra mecánicamente unida a la articulación glenohumeral, cualquier acción en la verdadera articulación comporta un movimiento en la articulación subdeltoidea.

El segundo grupo lo conforman tres articulaciones:

Articulación escapulotorácica, es la más importante del grupo, no puede ejecutar movimientos sin las otras dos a las que esta mecánicamente unidas.

Articulación acromioclavicular, localizada en la porción externa de la clavícula.

Articulación esternoclavicular, localizada en la porción interna de la clavícula [33].

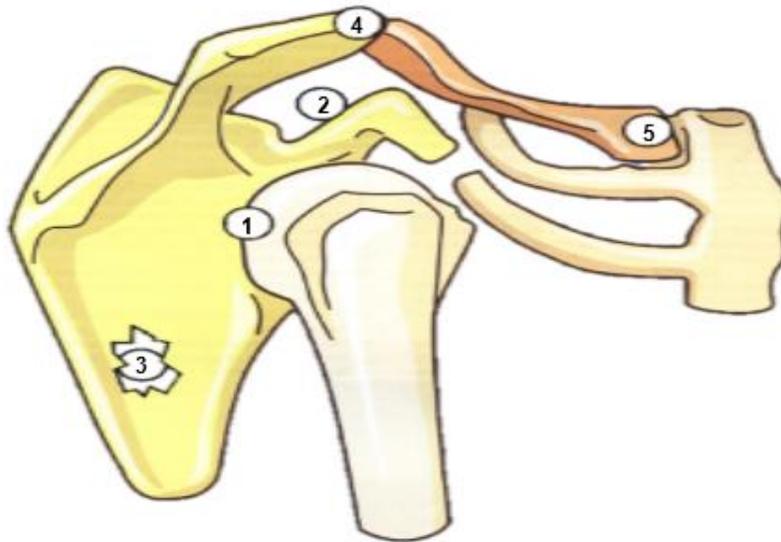


Figura A.7. Complejo articular del hombro: 1. Articulación glenohumeral. 2. Articulación subdeltoidea o “segunda articulación del hombro” 3. Articulación escapulotorácica. 4. Articulación acromioclavicular. 5. Articulación esternoclavicular [33].

A.2.1.2 Movimientos principales del hombro

La movilidad del hombro se produce a través de dos grupos musculares, el deltoides y el manguito rotador. El deltoides genera la palanca del movimiento elevando la cabeza del humero hacia arriba, lo que ocasiona un pinzamiento de los tendones rotadores. El manguito rotador estabiliza la cabeza humeral, comprimiéndola hacia las glenoides, reformando la acción del deltoides. Su efecto estabilizante y depresor, mejora el funcionamiento biomecánico de la articulación glenohumeral, dando una mayor congruencia mecánica a la misma [36].

El componente escapulo torácico de la elevación, se efectúa por la unión de un grupo muscular que provoca un giro de la escápula hacia arriba. El principal par de fuerzas que provocan este movimiento está constituido por el trapecio y el serrato mayor. El movimiento de rotación se genera por medio de los ligamentos coracoclaviculares producida a lo largo de su eje, a modo de manivela, de unos 40 grados, permitido por las articulaciones acromioclavicular y esternocostoclavicular [33] [36].

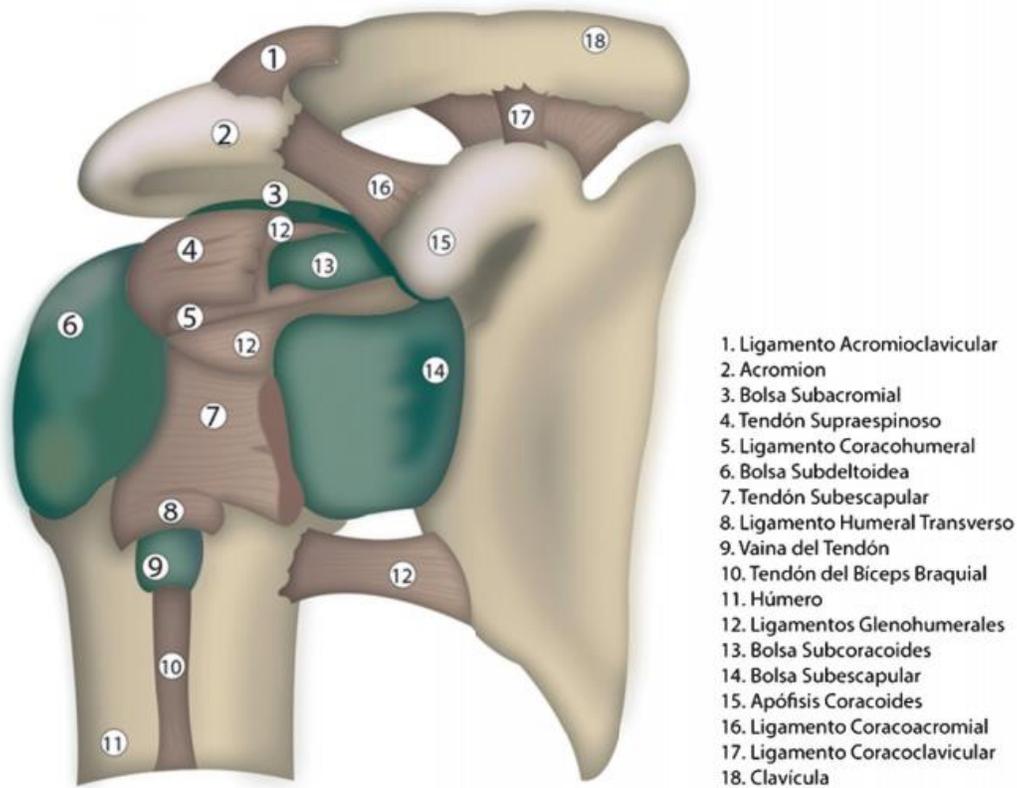


Figura A.8. Articulación del hombro: Tendones, huesos y ligamentos [36].

Los movimientos de rotación son fundamentales para realizar actividades por debajo de la horizontal y ejecutar de manera coordinada con la mano movimientos para ubicarse en cualquier punto del espacio. La rotación externa es posible gracias a los músculos rotadores externos, infraespinoso, redondo menor y redondo mayor. La rotación interna la cual tiene mayor amplitud, se efectúa a través de los músculos subescapular, pectoral mayor, y dorsal ancho [33] [36].

La combinaciones de todos los movimientos principales, da origen a un movimiento, denominado circunducción del hombro, realizado alrededor de cada uno de los tres ejes. Cuando se realiza la circunducción, la articulación glenohumeral - transicional de manera progresiva por cada uno de los movimientos a una máxima amplitud de: flexión, extensión, aducción, abducción, rotación interna y externa. Lo cual se describe como base del cono de circunducción, que se expresa en una curvatura alabeada y sinuosa que recorre cada una de los segmentos en los cuales se divide el espacio por la intersección de los tres planos y tres ejes del movimiento [36].

A.2.2 Biomecánica del codo

La articulación del codo, es la articulación intermedia de las extremidades superiores, al realizar la unión mecánica entre el brazo y el antebrazo, considerándose que está subordinada a la mano y los dedos por que les permite situarse convenientemente en el espacio. La articulación del codo permite desplazar más o menos del cuerpo y en los tres planos del espacio la parte activa: la mano, esto con ayuda del hombro [33].

El complejo codo, brazo y antebrazo representa un eslabón en una cadena mecánica de palancas que empiezan en el hombro y termina en las puntas de los dedos. Constituyen un compás que posibilita la aproximación de casi contactar la muñeca con el hombro, de modo que la mano alcanza entonces con facilidad la región deltoidea y la boca, por medio del movimiento de flexión, siendo fundamental para ciertas funciones que el ser humano realiza como la de poder llevar alimentos a la boca, si este se encontrara en extensión o semiextensión no podría realizar esta función por si solo. El movimiento del codo sirve para ajustar la altura y longitud del miembro superior para llegar a cualquier punto que este dentro de la esfera imaginaria que representa toda la excursión de los movimientos del hombro. El antebrazo rota para colocar la mano en la posición funcional más efectiva y además, moviendo el hombro puede acentuarse esta pronación y supinación; una vez bien ubicada la mano, los músculos actúan para aplicar fuerzas o resistirlas. No sólo se aplica fuerza directamente con la presión, sino que también de manera indirecta mediante una estabilización de las articulaciones que permite transmitir la fuerza desde la musculatura proximal del brazo y desde el resto del cuerpo [33] [37].

Esencialmente el codo comprende movimientos como la rotación del cubito en torno al humero durante la flexión y extensión, además de la rotación del radio en torno al cubito durante la supinación y pronación. Alrededor del eje transversal el cubito rota en flexión y extensión a través del centro de la tróclea. Y en el eje transversal de rotación las articulaciones radio-humeral y cubito-humeral coinciden en el mismo eje. El rango normal de movimiento del codo es de 0 grados (extensión completa) hasta aproximadamente 150 grados (flexión completa). La articulación cubito-humeral mantiene la estabilidad durante la flexión y extensión del codo, por otro lado la articulación radio-humeral resiste las fuerza valgizantes y trasmite las fuerzas de carga vertical de empuje y alzamiento; la fuerza máxima de flexión de codo ocurre a los 90 grados, mientras que un tercio a la mitad de la fuerza máxima puede generarse a 30 grados de flexión [38].

A.2.2.1 Anatomía del codo

Anatómicamente el codo no contiene más que una sola articulación: de hecho, sólo hay una cavidad articular. El codo es un gínglimo (tróclea), diartrosis o bisagra, permite realizar movimientos de deslizamiento y de rotación, además de combinaciones de ambos. Está conformado por dos grupos articulares uniaxiales independientes interconectadas entre sí que son: La articulación humerocubital, tipo bisagra, permite movimientos de flexo-extensión. El siguiente grupo articular está constituido por las articulaciones radiohumeral y radiocubital proximal, la integración de estos difiere una función articular similar a un pivote dando lugar a dos grados de libertad en el codo, además de movimientos de rotación [33] [38].

Tres huesos intervienen en la articulación del codo: el extremo distal del humero y los extremos proximales del radio y el cubito. El extremo distal del humero muestra dos regiones articulares unidas: la tróclea y el cóndilo. La tróclea presenta una forma de polea acanalada, con una superficie cóncava en el plano frontal y convexa en el plano sagital, formando casi que un círculo completo. El borde medial libre de la tróclea no es circular, pero describe la parte de una hélice con una inclinación dirigida radialmente, la inclinación sobre la tróclea conforma en parte el ángulo de alineación del codo [39].

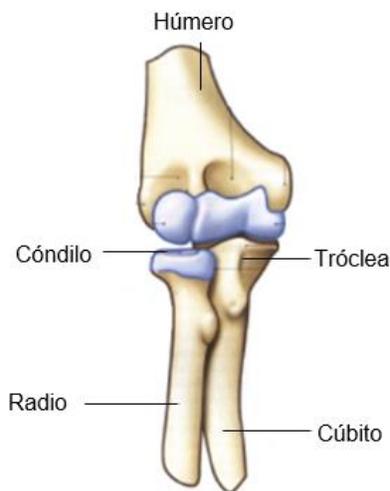


Figura A.9. Conformación articular del codo [33].

En cuanto a los músculos, el codo al encontrarse de manera intermedia cuenta con el soporte de varios grupos musculares flexores, extensores, supinadores y pronadores. Dentro de los flexores están: Bíceps, braquial y como musculo los tríceps. El codo permite a estos músculos tener mayor eficacia en la realización de sus funciones, es decir, dentro de la ejecución de los movimientos. Cada uno de

estos músculos tiene mayor eficacia en determinados rangos, generando una mejor ejecución en los movimientos en donde se involucra esta articulación. El músculo bíceps trabaja con mayor eficacia entre 80 y 90 grados; el músculo braquial entre 90 y 100 grados, y el braquiorradial, entre 100 y 110 grados. Los músculos flexores trabajan mejor cuando el codo esta flexionado 90 grados. El músculo extensor tríceps es más eficaz cuando el codo esta flexionado entre 20 y 30 grados. Al aumentar la flexión, el tendón del tríceps envuelve la superficie superior del olécranon, la cual actúa de polea [39].

A.2.2.2 Movimientos principales del codo

El codo es denominado como la articulación de flexoextensión, es decir, cuenta con dos movimientos esenciales los cuales son la flexión y la extensión, precisa el concurso de dos articulaciones: humerocubital o humerorradial, además a estos dos se agrega la pronosupinación, este retribuye su acción en la articulación radiocubital proximal, siendo este relevante para realizar movimientos funcionales del ser humano [33] [40].

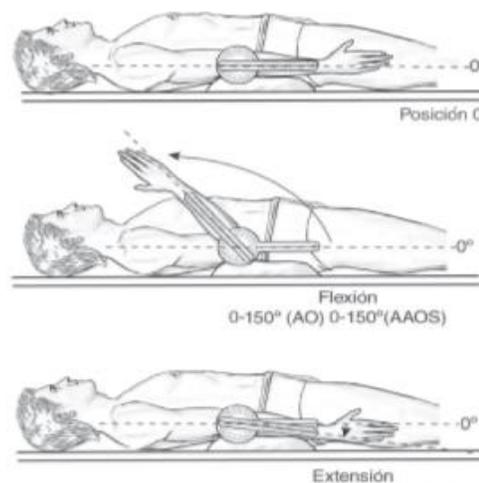


Figura A.10. Posición 0°, flexión y extensión del codo [34].

La flexión es el movimiento que lleva el antebrazo hacia adelante aproximando la cara anterior del antebrazo a la cara anterior del brazo, la amplitud de flexión activa es de 145 grados y la flexión pasiva es de 160 grados, la posición funcional del codo es en flexión de 90 grados. Este movimiento se puede llevar a cabo a través de tres músculos, braquial, braquiorradial y bíceps braquial. La extensión se considera como la acción que lleva el antebrazo hacia atrás, no existiendo

amplitud de extensión del codo por definición, este movimiento se debe a la acción del tríceps braquial [40].

La pronosupinación es un movimiento indispensable para el control de la mano. Este control le permite la colocación óptima de la mano para alcanzar un objeto en un sector esférico de espacio centrado en el hombro y llevarlo a la boca, por tanto la pronosupinación es esencial para la función de alimentación, además con este movimiento el miembro superior puede alcanzar cualquier punto del cuerpo con la finalidad de protección o higiene. La posición de supinación se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia fuera y se encuentra situada en un plano horizontal y la amplitud de movimiento es de 90 grados. La posición de pronosupinación se realiza cuando la palma de la mano mira hacia abajo con el pulgar hacia dentro, no alcanza a situarse en el plano horizontal y su amplitud de movimiento es de 85 grados [33] [40].

Para la ejecución de este movimiento se requiere soporte de los siguiente grupos musculares: supinador, bíceps braquial, pronador cuadrado y pronador redondo; cabe destacar que los músculos pronadores son menos potentes que los supinadores. En relación a lo anterior, el codo juega un rol importante que es el eslabón de conexión entre el hombro y muñeca para realizar este tipo de movimiento tan particular [33].

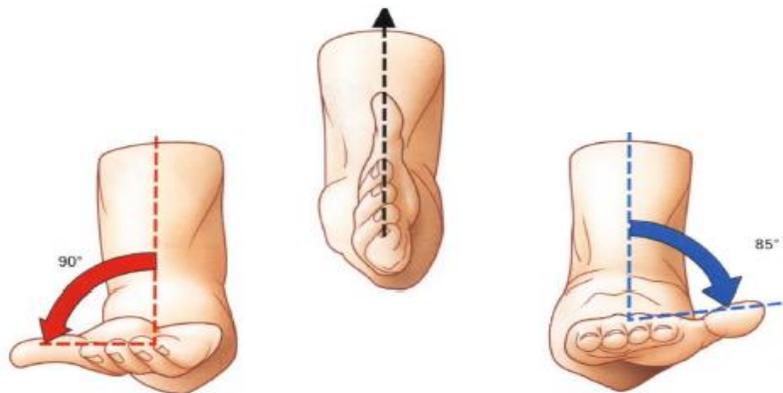


Figura A.11. Pronación y supinación a través de la articulación del codo [33].

A.2.3 Biomecánica de la muñeca

La muñeca, articulación distal del miembro superior, permite que la mano adopte la posición óptima para la prensión, es decir el movimiento respuesta que aplica al tomar algo; la articulación de la muñeca es una de las más complejas del cuerpo humano, posee dos grados de libertad que con el movimiento de rotación del brazo sobre su eje longitudinal, añade un tercer grado de libertad a la articulación

de la muñeca, la mano puede orientarse en cualquier ángulo para coger o sujetar un objeto, esta articulación permite a la vez una serie de movimientos, tales como la flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción. Entre sus características más esenciales destacan la movilidad y estabilidad, ya que posee la capacidad de transmitir cargas sin sufrir subluxaciones es decir que la articulación se desplace a causa de un estiramiento de los tejidos blandos ni daños físicos en ella [33] [41].

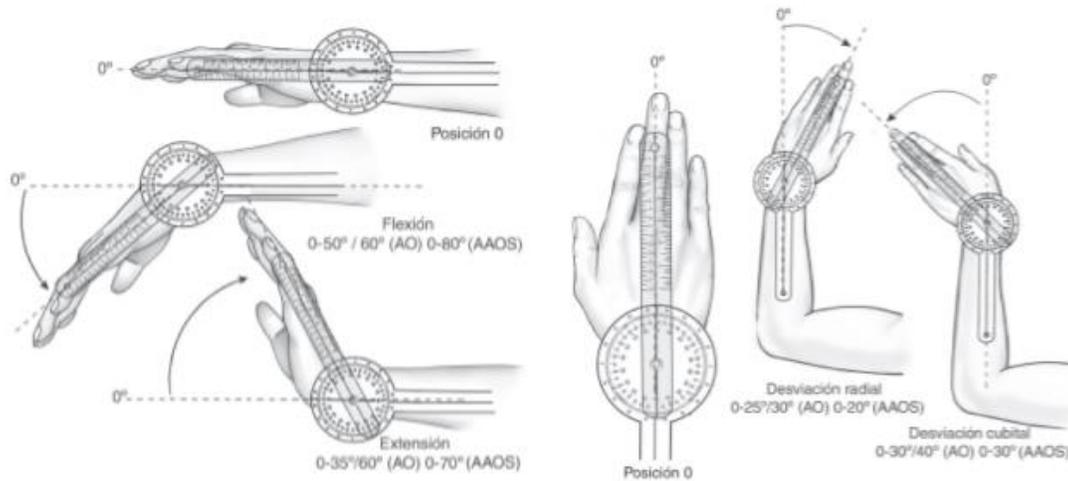


Figura A.12. Izq. Flexión- Extensión de la muñeca a partir de la posición cero. Der. Desviación radial y cubital de la muñeca a partir de la posición cero [34].

El núcleo central de la muñeca es el carpo, conjunto compuesto por ocho pequeños huesos que han sido objeto de estudio en los últimos treinta años por parte de los anatómicos y los cirujanos de la mano. Ya que al haber nociones totalmente renovadas contribuyen a entender mejor la compleja fisiología de esta articulación desconcertante en el plano mecánico, aunque el estudio y la comprensión de la muñeca este lejos de conseguirse se le incluye a este complejo estudio la articulación radio cubital distal [33] [41].

A.2.3.1 Anatomía de la muñeca

La muñeca consta de ocho huesecillos, en la parte superior une las extremidades inferiores del cubito y del radio, en su parte inferior conectan con los huesos de la mano o metacarpianos. Están estrechamente asociados y forman una masa de estructura ósea entre el brazo y la mano. Los ocho huesos carpianos que

componen la muñeca están ordenados en dos hileras, una hilera proximal formada de afuera dentro por los huesos escafoides semilunar, piramidal, pisiforme, y una hilera distal formado por los huesos trapecio, trapezoide, grande y ganchoso [42] .

Se distingue tres caras:

Cara posterior: Donde se encuentran los tendones extensores de la mano, atravesando las correderas tendinosas de la cara posterior de la muñeca.

Cara externa : Constituida por la tabaquera anatómica limitada hacia el dorso por el tendón del extensor largo del pulgar; hacia la palma, por los tendones del extensor corto y el abductor largo del pulgar.

Cara anterior: Se encuentran los tendones de ambos palmares (el mayor siendo externo y el menor siendo interno), por debajo el ligamento anterior, que conjuntamente con la cara anterior de los huesos del carpo va a formar el llamado “túnel carpiano”, siendo este por donde pasan los nueve tendones flexores de los dedos (4 del flexor profundo, 4 del flexor superficial y el flexor propio del pulgar), y el nervio mediano. En la parte externa, el ligamento anular constituye un pequeño compartimiento para el tendón del palmar mayor; el canal del pulso, conformado por el tendón del palmar mayor y del supinador largo, es el lugar donde se palpa la arteria radial, la cual está acompañada por la rama anterior sensitiva del nervio radial. En la parte interna, por fuera del musculo cubital anterior, transcurre la arteria cubital con el nervio cubital. Ambos disponen de un desdoblamiento aponeurótico superficial llamado canal de GUYON [43].

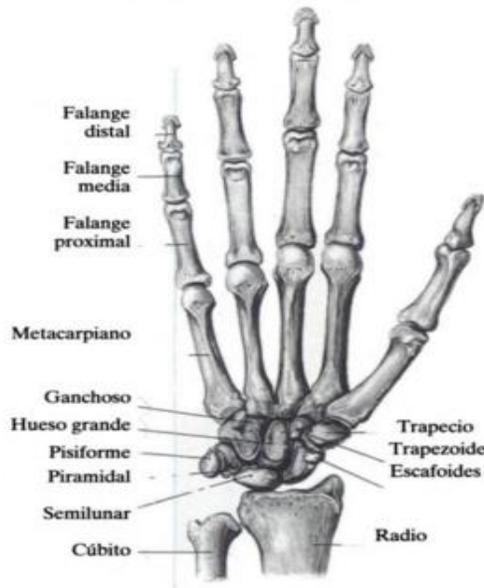


Figura A.13. Anatomía de la muñeca [44]

A.2.3.2 Principales movimientos de la muñeca

Las acciones propias de la muñeca son la flexión, extensión, la abducción y la aducción. Estos movimientos junto con la pronación y la supinación del antebrazo, hacen posibles la variedad de movimientos finos coordinados del antebrazo, la muñeca y la mano. Esta se clasifica como de tipo cóndilo, además existe el otro componente trocoide para la pronosupinación; la posición neutra es aquella en que la mano está al mismo nivel que el antebrazo. La dorsiflexión es de 0° a 60°, la flexión palmar es de 0° a 80°, la abducción es escasa, de 0° a 30°, siendo mayor la aducción que es de 0° a 60°; la desviación cubital es mayor que la radial. Los movimientos de la muñeca se efectúan en torno a dos ejes: un eje transversal comprendido en un plano frontal (condiciona los movimientos de flexoextensión); y un eje anteroposterior, comprendido en un plano sagital (condiciona los movimientos de aducción abducción) [43].

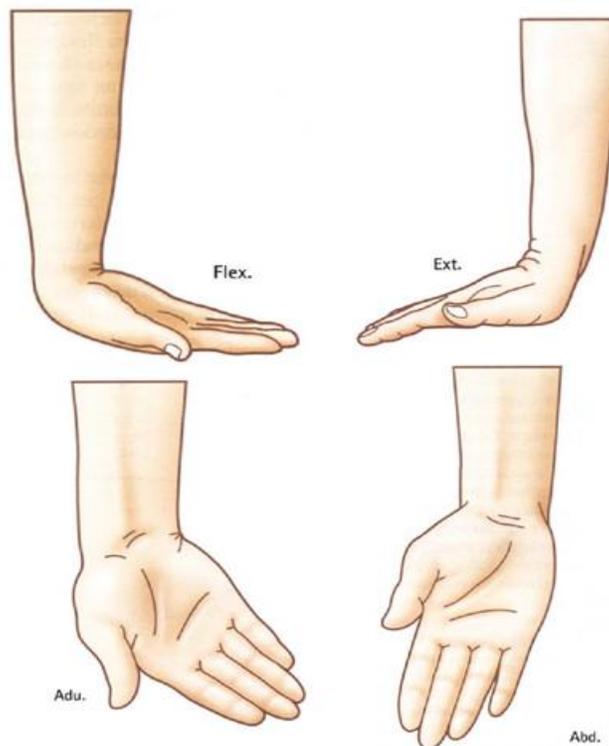


Figura A.14. Movimientos principales de la muñeca: **Superior Izq.** Flexión. **Superior Der.** Extensión. **Inferior Izq.** Aducción. **Inferior Der.** Abducción [33].

La posición de referencia para la medición de la amplitud de los movimientos, se da cuando el eje de la mano, materializado por el tercer metacarpiano y el tercer dedo, está situado en la prolongación del eje del antebrazo. Un tercer eje, el longitudinal o axial, permite movimientos pasivos, nunca activos, de

pronosupinación a nivel metacarpiano y/o mediocarpiano. El movimiento de circunducción, es la combinación de los movimientos de flexoextensión y lateralización, describiendo un cono de revolución irregular de base elipsoidal asimétrica. La posición funcional de la muñeca es de ligera flexión dorsal [43].

A.3. DINÁMICA DE SÓLIDOS RÍGIDOS

Un sólido rígido es un conjunto de partículas donde las distancias entre ellas permanecen invariables. Es decir, la distancia entre dos puntos dados de un cuerpo rígido se mantiene constante en el tiempo independientemente de las fuerzas externas ejercidas sobre ella. Estos se deforman siempre, en mayor o menor grado, cuando están sometidos a las acciones de las fuerzas, si estas son lo suficientemente pequeñas, las deformaciones producidas son despreciables y, entonces, hablaremos de cuerpos rígidos indeformables. Este término es conceptual, por lo que se trata de una idealización. La dinámica de un sólido rígido, puede darse de manera traslación, rotacional o la combinación de ambos, roto-traslacional, siendo este último el más convencional en este tipo de cuerpos. La forma más común de representar la posición de un sólido rígido es a través de los ángulos de Euler [45].

A.3.1 Parámetros de los ángulos de Euler

Para entender cómo funcionan los ángulos de Euler, debemos recurrir de manera previa a la definición de varios conceptos, los cuales ayudaran a construir este concepto. En primera instancia, para desarrollar como están dados los parámetros de los ángulos de Euler debemos definir un sistema coordenado universal el cual se fija en el espacio inercial, cuyo origen se denota como x_w [46].

De igual manera el sistema de coordenadas del sólido rígido es x_b . Para darnos una idea como están relacionados estos dos sistemas de coordenadas pensemos en x como un punto en el sistema de coordenadas universal, así x' será el mismo punto en el sistema de coordenadas del sólido rígido. Cabe aclarar que x_w and x'_b ambos son cero, pero x'_w y x_b generalmente no lo son. Para este desarrollo, x'_w es el origen en el sistema coordenado universal expresado en el sistema de coordenadas del cuerpo rígido, así x_b es el origen del sistema coordenado del cuerpo rígido expresado en las coordenadas globales [46].

A.3.1.1 Matriz de rotación

Las rotaciones tridimensionales arbitrarias pueden ser representadas como un grupo ortogonal especial 3x3 denotado por $SO(3)$ [47]. Las propiedades de estas matrices son las siguientes: La transpuesta es igual a la inversa, y el determinante es igual a uno, son cuadradas y tienen valores reales. La multiplicación de dos matrices de rotación produce otra matriz de rotación que representa las secuencias de las matrices originales aplicadas en orden. De hecho, las rotaciones angulares de Euler se implementan comúnmente como un producto de tres matrices de rotación, uno para cada eje de rotación [48].

$$\det R = \pm 1 \quad \text{y} \quad R^{-1} = R^T \quad (\text{A.3.1})$$

La matriz de rotación para cual su determinante es igual a uno se le denomina propia, para el caso contrario se le llama impropia. Rotaciones impropias también son conocidas como *rotoinversiones*, consiste en una rotación seguido de una operación de inversión [46].

Hacemos referencia a los elementos de una matriz de rotación de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} R &= [r_1 \quad r_2 \quad r_3] \quad (\text{A.3.2}) \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{21} & r_{31} \\ r_{12} & r_{22} & r_{32} \\ r_{13} & r_{23} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (\text{A.3.3}) \end{aligned}$$

Otra manera de representas la matriz de rotación también puede ser mediante una matriz coseno dirección, porque los elementos de esta matriz son los cosenos de ángulos sin signo entre los ejes del cuerpo rígido y los ejes de las coordenadas generales. Para este caso se denota el sistema coordenado general por (x, y, z) y para representar el sistema de coordenado del cuerpo rígido es (x', y', z') , en este caso $\theta_{x',y}$ es la expresión que representa el ángulo entre el eje x' y el eje y . Entonces la matriz R con respecto a esta configuración puede representarse de la siguiente forma:

$$R = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{x',x}) & \cos(\theta_{x',y}) & \cos(\theta_{x',z}) \\ \cos(\theta_{y',x}) & \cos(\theta_{y',y}) & \cos(\theta_{y',z}) \\ \cos(\theta_{z',x}) & \cos(\theta_{z',y}) & \cos(\theta_{z',z}) \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

A.3.1.2 Transformación de coordenadas

Luego de definir la matriz de rotación que cifra la posición de un cuerpo rígido para ser la matriz que cuando pre-multiplica con un vector expresado en las coordenadas generales sea igual en las coordenadas del cuerpo-rígido. Si $z \in \mathbb{R}^3$ es un vector definido en las coordenadas generales y análogas a ello $z' \in \mathbb{R}^3$ definido en las coordenadas del cuerpo-rígido, podemos escribir la siguiente relación:

$$z' = Rz \quad (A.3.5)$$

$$z = R^T z' \quad (A.3.6)$$

Las últimas expresiones se aplican a vectores que carecen de cantidades relativas en el espacio. La transformación de un punto perteneciente a un sistema de coordenadas a otro se debe restar el desplazamiento al origen del sistema de coordenadas de destino antes de aplicar la matriz de rotación. Por ejemplo, si tomamos a $x \in \mathbb{R}^3$, un punto que está dado dentro del sistema de coordenadas generales y $x' \in \mathbb{R}^3$, es el mismo punto localizado en el sistema de coordenadas del cuerpo rígido, podemos escribir la siguiente relación con respecto a lo mencionado anteriormente:

$$x' = R(x - x_b) = Rx + x'_w \quad (A.3.7)$$

$$x = R^T(x' - x'_w) = R^T x' + x_b \quad (A.3.8)$$

Tomando a $x=0$ en (3.7) y de igual forma a $x'=0$ en (3.8), entonces las anteriores expresiones se podrían denotar de la siguiente manera:

$$x'_w = -Rx_b \quad (A.3.9)$$

$$x_b = -R^T x'_w \quad (A.3.10)$$

Encontrando de esta manera la relación que tienen los sistemas coordenados definidos a través de la matriz de rotación. Es muy común encontrar las anteriores expresiones de manera matricial [46].

$$\begin{bmatrix} x' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & x'_w \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ 1 \end{bmatrix} \quad (A.3.11)$$

$$= \begin{bmatrix} R & -Rx_b \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ 1 \end{bmatrix} \quad (A.3.12)$$

$$\begin{bmatrix} x \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R^T & x_b \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ 1 \end{bmatrix} \quad (A.3.13)$$

$$= \begin{bmatrix} R^T & -R^T x'_w \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ 1 \end{bmatrix} \quad (A.3.14)$$

A.3.1.3 Rotaciones coordinadas

Este tipo de rotaciones son las que suceden sobre un solo eje coordenado. Planteemos el sistema con ejes coordenados: x, y, z con 1, 2, 3 como rotaciones coordinadas, $R_i: \mathbb{R} \rightarrow SO(3)$ para $i \in \{1,2,3\}$ son:

$$R_1(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (A.3.15)$$

$$R_2(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (A.3.16)$$

$$R_3(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (A.3.17)$$

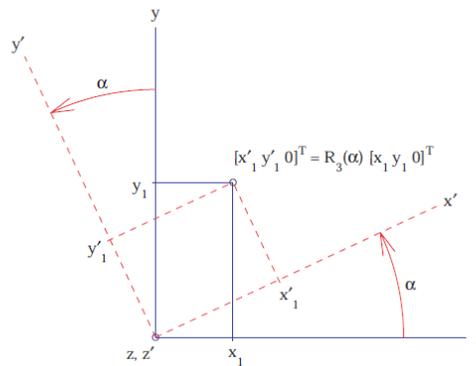


Figura A.15. Rotación coordinada sobre el eje z por el ángulo α [46].

A.3.1.4 Multiplicación de las matrices de rotación

El producto de dos matrices de rotación genera otra matriz de rotación cuya aplicación a un punto genera como resultado la misma rotación que la aplicación secuencial de las dos matrices de rotación propuestas a multiplicar, es decir, el resultado de la multiplicación representa la secuencia de rotación finita respecto del eje principal de sistemas de coordenadas universal. Esta operación entre estas matrices especiales no es conmutativa, se debe tener presente el orden de realización de las rotaciones [46].

A.3.1.5 Linearización

Las funciones que describen los ángulos de Euler tienen una dependencia trigonométrica del seno y el coseno. Como consecuencia de ello, es útil considerar las versiones linealizadas de estas funciones. Debe destacarse que es válido utilizar estas aproximaciones para ángulos menores de 10° , lo cual puede ser útil para la descripción de los movimientos a estudiar. Siendo esto así las aproximaciones a utilizar serán las siguientes [46]:

$$\begin{aligned}\cos(\theta) &\rightarrow 1 \\ \sin(\theta) &\rightarrow \theta\end{aligned}$$

En este contexto la denotación será: $L\{R_{ijk}(\Phi, \theta, \psi)\}$

A.3.2 Ángulos de Euler

Dentro del contexto de la biomecánica, cada segmento del cuerpo humano se comprende como un sólido rígido, unidos entre sí mediante las articulaciones, estas son consideradas puntos fijos, y son la referencia para determinar los cambios de posición de los segmentos. El movimiento de los cuerpos tiene seis grados de libertad, estudiar la dinámica del movimiento del cuerpo humano requiere de seis coordenadas independientes. Tres variables corresponden a los centros de masa del miembro del cuerpo, denotadas como las coordenadas XYZ y tres coordenadas de movimiento, o ángulos de Euler. Los ángulos de Euler describen la orientación de un cuerpo rígido en un marco de referencia euclidiano, dada por tres parámetros: Φ , θ y ψ . Dichos ángulos representan una secuencia de tres rotaciones elementales, es decir, las rotaciones alrededor de los ejes de un sistemas de coordenadas. Las rotaciones elementales pueden ocurrir ya sea

alrededor de los ejes del sistema de coordenadas fijo (rotaciones extrínsecas) o alrededor de los ejes de un sistema rotatorio de coordenadas, que está alineado inicialmente con el fijo y modifica su orientación después de cada rotación elemental (rotaciones intrínsecas). Además constituyen un medio para dar una descripción numérica de cualquier rotación en un espacio tridimensional usando tres números [49].

La descripción del movimiento del cuerpo humano se da a través de secuencias de rotación de coordenadas, existe 27 posibles combinaciones, solo 12 cumplen con que no haya dos números consecutivos. Estas son:

$$(i, j, k) \in \left\{ \begin{array}{l} (1,2,1), (1,2,3), (1,3,1), (1,3,2), \\ (2,1,2), (2,1,3), (2,3,1), (2,3,2), \\ (3,1,2), (3,1,3), (3,2,1), (3,2,3) \end{array} \right\}$$

De las anteriores secuencias de rotaciones, las más comunes son: (1, 2, 3), (3, 1, 3), (3, 2, 3), pero para nuestro caso de estudio tendremos en cuenta las dos secuencias iniciales presentadas arriba.

A.3.2.1 Secuencia (1, 2, 1)

$$R_{123}(\Phi, \theta, \psi) = R_1(\Phi)R_2(\theta)R_1(\psi) =$$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \sin \psi & -\sin \theta \cos \psi \\ \sin \Phi \sin \theta & \cos \Phi \cos \psi - \sin \Phi \cos \theta \sin \psi & \cos \theta \sin \Phi + \sin \Phi \cos \theta \cos \psi \\ \cos \Phi \sin \theta & -\sin \Phi \cos \psi - \cos \Phi \sin \theta \sin \psi & -\sin \Phi \sin \psi + \cos \theta \cos \Phi \cos \psi \end{bmatrix}$$

$$L\{R_{121}(\Phi, \theta, \psi)\} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -\theta \\ 0 & 1 & \psi + \Phi \\ \theta & -\Phi - \psi & 1 \end{bmatrix}$$

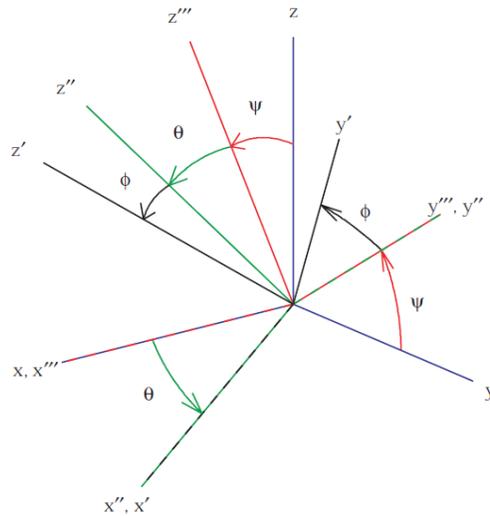


Figura A.16. Ángulos de Euler secuencia (1, 2, 1) [46].

A.3.2.2 Secuencia (1, 2, 3)

Esta secuencia es comúnmente usada en ingeniería aeroespacial, computación gráfica y aeronáutica. En este último campo Φ , θ y ψ son conocidos respectivamente como *roll*, *pitch* y *yaw*. La función que se asigna para esta secuencia es la siguiente:

$$R_{123}(\Phi, \theta, \psi) = R_1(\Phi)R_2(\theta)R_3(\psi) =$$

$$\begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \cos \theta \sin \psi & -\sin \theta \\ \sin \Phi \sin \theta \cos \psi - \cos \Phi \sin \psi & \sin \Phi \sin \theta \sin \psi + \cos \Phi \cos \psi & \cos \theta \sin \Phi \\ \cos \Phi \sin \theta \cos \psi + \sin \Phi \sin \psi & \cos \Phi \sin \theta \sin \psi - \sin \Phi \cos \psi & \cos \theta \cos \Phi \end{bmatrix}$$

$$L\{R_{121}(\Phi, \theta, \psi)\} = \begin{bmatrix} 1 & \psi & -\theta \\ -\psi & 1 & \Phi \\ \theta & -\Phi & 1 \end{bmatrix}$$

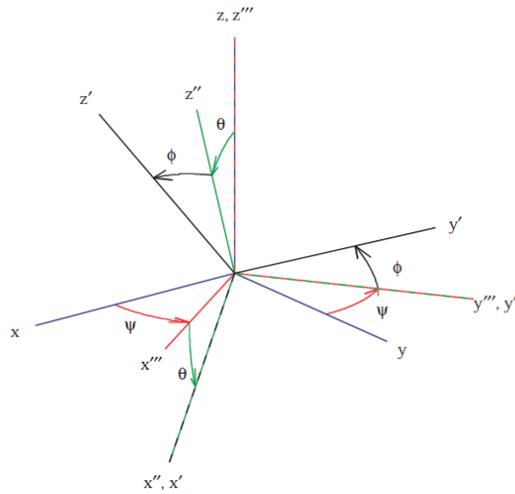


Figura A.17. Ángulos de Euler secuencia (1, 2, 3) [46].

A.5. DISEÑO DE SOFTWARE PARA EL ESTUDIO DE GESTOS HUMANOS

Desde hace décadas las computadoras vienen siendo programadas usando herramientas que le permitan al usuario interactuar de manera más sencilla y eficaz, haciendo las entradas de estas plataformas a través periféricos como teclados y tableros de control. Con el ligero avance de la tecnología y las ciencias de la computación se han creado diversas formas con las cuales las personas pueden interactuar con los ordenadores y sistemas digitales. Debido a esto la industria computacional viene desarrollando software en multimedia interactiva, aplicaciones para dispositivos móviles, sistemas robóticos para la educación, publicidad interactiva, etc., todas estas tendencias han logrado sobresalir, entregando a los usuarios una herramienta de fácil manejo y acceso, con el objetivo de generar un mayor cobertura. Es así como muchas de las aplicaciones son basadas en interfaces graficas de usuario (*GUI*) las cuales están diseñadas a partir de elementos de escritorio: ventanas, iconos, menús y punteros. El objetivo de las interfaces de usuario es sintetizar el funcionamiento de una maquina en un orden para evitarle al usuario la necesidad de saber el funcionamiento de esta, generándole al usuario un entorno cómodo y agradable el cual permita una interacción eficiente [50].

Con este principio, el desarrollo de interfaces para el cuerpo humano viene siendo una innovación en cuanto a desarrollo tecnológico, permitiendo un análisis de gestos apropiados. Para ello se requiere contar con dispositivos de captura, sensores de movimiento, para la detección de actividades específicas. Anteriormente solían usarse periféricos no convencionales de entrada de datos diseñados especialmente para generar sensaciones táctiles y dispositivos

electromecánicos. Los sistemas de interacción por gestos han sido posibles gracias a la visión por computador prevén un método no invasivo, natural e intuitivo para el manejo sin controles. Recientemente y desde la creación del sensor *Kinect* por parte de la empresa israelí PrimeSense, se han planteado diferentes desarrollos que involucran el uso de interfaces de interacción natural, específicamente aquellas que involucran gestos y movimientos corporales para la manipulación de diferentes elementos virtuales y reales [51].

A.5.1 Interfaz natural de usuario (INU)

Con la trascendencia de la computación a lo largo de la historia nos hemos tenido que adaptar a las interfaces provistas por las computadoras, donde el usuario tiene que adaptarse. Debido a esto surgió la idea para la creación de la Interacción Natural, refiriéndose a la capacidad de instigar y guiar comportamientos en base a estímulos estáticos o dinámicos de forma fácil, adaptándolas a nuestras capacidades. Por medio de las interfaces naturales de usuario, se busca sustituir las interfaces de usuario actuales por medio de mecanismos que nos permitan interactuar con la computadora de la misma forma en la que interactuamos diariamente con nuestro entorno. El tipo de estímulos para este tipo de interfaces como ya se mencionó al inicio son: Estáticos o dinámicos, el primero se entiende como la indicación para realizar una acción, el segundo se entiende como un estímulo con retroalimentación, es decir, trasmite al usuario que su estímulo ya ha sido interpretado por la máquina [14].



Figura A.18. Primeras INU: Izq. EyeTap por Steven Mann. Der. Put-that-there for Richard Bolt [14].

Alrededor de los años 80's, Steven Mann fue el primero en introducir este tema, proponiendo una forma diferente de interactuar con las computadoras, buscando

estrategias en donde el usuario y el mundo real tuvieran una integración. Entre sus trabajos se encuentra el EyeTap, consisten en unos lentes que agregan realidad aumentada a lo que ve el usuario. Richard Bolt fue uno de los primeros en desarrollar un sistema que utilizaba el movimiento del cuerpo y la voz para interactuar con una aplicación, se le denominó Put-that-there. Actualmente se cuenta con una comunidad que investiga sobre el desarrollo de este tipo de interfaces entre estas encontramos a Microsoft, quien posicionó desde el año 2010 a la consola Xbox 360 como la primer INU comercial [14].

A.6. IMPULSIVIDAD Y LOCOMOCIÓN

La impulsividad es un concepto psicológico, perteneciente a la conducta o personalidad del ser humano. Dicho concepto está categorizado en tres dimensiones: No planificación, referente a la incapacidad para planear acciones futuras. Cognitivo, relacionada con un déficit para fijar la atención. Motora o locomoción, se identifica con planteamientos de actuar sin pensar. Los dos primeros suelen ser subjetivos dentro del estudio del área de la psicología, puesto que vienen determinados por el pensamiento o procesamiento de la información del ente. Caso contrario ocurre con la categoría de la locomoción, esta suele ser más tangible, ya que se puede percibir de forma concreta, mediante el análisis motor. La impulsividad motora viene con una tendencia a realizar acciones motoras rápidas, no planeadas y con frecuencia ineficientes o incorrectas; sin considerar algunas consecuencias negativas que la reacción pueda tener para el individuo impulsivo, como para los que lo rodean. Es así, como la teoría psicológica hipotetiza que las personas impulsivas tienden a hacer poco eficaces en tareas de locomoción y son predecibles a la hora de actuar, llevar a cabo una tarea específica o toma de decisiones [52].

Existen diversas medidas psicométricas utilizadas para medir impulsividad, entre las más conocidas se tienen: La escala de Impulsividad de Barrat y la subescala de impulsividad del Inventario de la Personalidad de Eysenck. A pesar de contar con este tipo de pruebas, se consideran que sus resultados son subjetivos, lo que conlleva a buscar otro tipo de validación más concreta, que logre entregar una categorización de los individuos con respecto a su conducta impulsiva o autocontrolada con objetividad [52].

A partir de la relación impulsividad-locomoción y la teoría psicológica previamente establecida, se podría lograr obtener una herramienta psicométrica más factible, ya que por medio de los movimientos del cuerpo humano se puede lograr establecer un biomarcador que permita establecer patrones de conducta. Defiriendo de estos una clasificación de movimientos, ya sean finos, gruesos, predecibles o no predecibles. Logrando realizar una clasificación del patrón de conducta del individuo a través de su ejecución motora.

ANEXO B. CÓDIGO PARA LA IDENTIFICACIÓN DE GESTOS

```

1 - clear all
2 - close all
3 - clc
4
5 - %carga archivo
6 - load('1088023540.mat')
7 - figure
8 - %Muestra los puntos articulares de las extremidades superiores
9 - kk=0;
10 - for i=1:length(S{1})
11 -     xyz1=[];
12 -     for j=1:length(S)
13 -         xyz=S{j}(:,i)-S{8}(:,i);
14 -         % xyz1=[xyz1;xyz'];
15 -         subplot(2,2,[1,3]);
16 -         plot(xyz(1),xyz(2),'.','markersize',30);
17 -         title('Plano Frontal');
18 -         hold on
19 -         subplot(2,2,[2,4]);
20 -         plot(xyz(3),xyz(2),'.','markersize',30);
21 -         title('Plano Transversal');
22 -         hold on
23 -     %     j
24 -     %     pause
25 -     end
26
27 - %Puntos articulares iniciales extremidad derecha
28 - xyzhi=S{6}(:,i)-S{8}(:,i+1); %Hombro derecho inicial
29 - xyzmi=S{4}(:,i)-S{8}(:,i+1); %Muñeca derecho inicial
30 - z=norm(xyzmi-xyzhi);
31
32 - %Puntos articulares finales
33 - xyzhf=S{6}(:,i+1)-S{8}(:,i+1); %Hombro derecho Final
34 - xyzmf=S{4}(:,i+1)-S{8}(:,i+1); %Muñeca derecho Final
35 - z1=norm(xyzmf-xyzhf);
36
37 - rcd=norm(z1-z); %Razón de cambio del frame futuro contra el anterior
38 - Y=S{4}(2,i)-S{8}(2,i); %Extracción de la componente Y (altura) para la muñeca derecha
39 - Y1=S{5}(2,i)-S{8}(2,i); %Extracción de la componente Y1(altura)
40 - % para la muñeca izquierda
41
42 - % Identificación de los movimiento utilizando la razon de cambio la altura de la ejecución de los
43 - %movimientos (Y)
44 - %rcd=razon de cambio; Y=Altura de la muñeca derecha altura; Y1=Altura
45 - %muñeca izquierda
46 - rcd
47 - Y
48 - Y1
49 - if 0 <=rcd && rcd<=1; %Determinando la razón de cambio establece la etiqueta de N/A
50 -     disp('N/A')
51 -     disp('N/A')
52 -     L=1;
53 -     else if (Y>=15 && Y<=25) && (Y1>=15 && Y1<=25);
54 -         disp('Play');
55 -         L=2;
56 -     else
57 -         (Y>=35 && Y<=40) && (Y1>=35 && Y1<=40);
58 -         disp('Pass');
59 -         L=3;
60 -     end
61 - end
62 - end
63 - kk=kk+1;
64 - kk=1:200;
65 - % S1.Data=[(S{1}(:,i+1)-S{8}(:,i+1))';(S{2}(:,i+1)-S{8}(:,i+1))';(S{3}(:,i+1)-S{8}(:,i+1))';(S{4}(:,i+1)-S{8}(:,i+1)-S{8}(:,i+1))'];
66 - S1.Label=L;
67 - Base(kk)=S1;
68
69 - pause
70 - clf
71 - end

```

ANEXO C. FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO Y AVAL COMITÉ BIOÉTICA UNIVERSIDAD CATOLICA DE PEREIRA

Grupo de Investigación "Clínica y Salud Mental"
Facultad de Ciencias Humanas, Sociales y de la Educación.



CONSENTIMIENTO INFORMADO

Para participar en la investigación "Entrenamiento de Autocontrol con un Exergame".

Lo invitamos a participar en una investigación de Psicología diseñada para analizar la utilidad de los videojuegos como herramienta para el desarrollo de conductas saludables.

La mayoría de los problemas psicológicos se caracteriza por una pérdida del control de la conducta, problemas en la regulación de emociones, pensamientos e impulsos. Hoy en día han surgido nuevas tecnologías capaces de reconocer gestos y emociones, como por ejemplo, los videojuegos serios para la salud. Los exergames son un tipo especial de videojuegos que involucran la ejecución de una actividad física con beneficios para la salud y bienestar de las personas. Aun así son escasos los estudios que verifiquen su utilidad de esta tecnología como herramienta para la modificación de muchos comportamientos.

Su participación en este estudio durará aproximadamente un mes, e incluye dos sesiones por semana de 20 minutos. Su participación en el estudio involucra lo siguiente:

Antes de iniciar la primera sesión, es necesario que usted nos autorice a consultar los resultados de la prueba de personalidad (16PF) suministrada durante su proceso de admisión, adicionalmente se le aplicarán los una prueba de inteligencia, de ansiedad y afrontamiento a eventos estresantes.

Durante las sesiones usted deberá contestar una test por computador, ejecutar las acciones de un videojuego de actividad física y seguir las instrucciones de entrenamiento del equipo de investigadores. La actividad se desarrollará en la cámara de Gesell del Laboratorio de Psicología. Los resultados de estas pruebas sólo se utilizarán en el marco de la investigación, y en ningún caso serán usados para el diagnóstico clínico. Estas pruebas y el entrenamiento no constituyen ningún riesgo para su salud e integridad. La participación en este experimento no implica riesgos, molestias o inconvenientes físicos.

La participación en esta investigación es voluntaria, usted puede elegir no participar en esta investigación, y usted se puede retirar en cualquier momento de este estudio, sin penalización alguna para usted. Así mismo, esta investigación es confidencial/anónima. Confidencial significa que no se registrará información que pueda identificarlo como fecha de nacimiento, dirección, etc. Anónima significa que se limitará el acceso individual a los datos de esta investigación y se mantendrá en un lugar seguro.

Su participación y cooperación lo beneficiarán directamente. Además del conocimiento que se obtenga con su participación y la de otros voluntarios, podría ayudarlos a comprender mejor las aplicaciones de nuevas tecnologías en procesos educativos y terapéuticos. Lo cual contribuye a la ampliación de las fronteras del conocimiento de la Psicología.

Programa de Psicología. Carrera 21 49-95 Av. De las Américas. Pereira. Tel.3124000 ext. 2002.
Correo: felipe.parrado@ucp.edu.co

Si usted tiene preguntas acerca de los procedimientos contemplados en esta investigación, puede contactar al profesor Felipe Parrado (Cel. 3162657668; correo electrónico felipe.parrado@ucp.edu.co).

Estoy satisfecho(a) con la información recibida sobre esta investigación, y he leído adecuadamente la información escrita. Yo he tenido la oportunidad de realizar preguntas sobre el estudio y estoy satisfecho con las respuestas que se me han dado. He considerado cuidadosa mi participación en esta investigación y entiendo que tengo derecho a retirar mi participación en cualquier momento con o sin razón.

Consiento la ejecución de la práctica de evaluación e intervención y comprometo mi esfuerzo para que accedan a la información que consideren necesaria y conveniente. Consiento la retención, preservación y uso para fines de educación y/o investigación de los datos obtenidos durante el proceso práctico-guiado, así mismo como la consulta del resultado de la prueba de personalidad que reposa en los archivos de la Universidad Católica de Pereira.

Aclaro que he leído y entendido cada párrafo de este documento.

Doy mi consentimiento para participar en esta investigación

Nombre completo: _____

Firma del participante: _____

Documento de identidad: _____ Fecha: _____

Los abajo firmantes declaran que el participante mencionado anteriormente ha sido informado tanto por escrito como verbalmente de la investigación que se llevará a cabo. Al participante se le ha informado que en cualquier momento podrá retirarse de la investigación, y que esto no conllevará consecuencia alguna.

Firma testigo 1	Firma testigo 2
Nombre:	Nombre:
ID:	ID:
Fecha:	Fecha:

LA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE PEREIRA

Y en su nombre:

EL COMITÉ DE ÉTICA

Hace constar:

Que en su sesión ordinaria del día 16 de julio de 2014, evaluó el proyecto de investigación denominado: "Entrenamiento de autocontrol con un exergame" y consideró:

1. Que el proyecto de investigación no afecta los valores axiológicos institucionales.
2. Que en consideración de los Consejeros, es pertinente apoyar el desarrollo de la investigación.
3. Que la Universidad respeta y profesa los valores cristianos y es su deber garantizar los valores éticos en sus procesos de investigación,

Por lo anterior, resuelve:

Conceder aval para la realización de las pruebas, proyecto denominado: "Entrenamiento de autocontrol con un exergame".

La presente se firma en Pereira – Risaralda a los dieciocho (18) días del mes de julio de 2014.

Atentamente:



Juan Carlos Muñoz Montaña
En nombre del Comité de Ética,
Director de Investigaciones e Innovación UCP

ANEXO D. PARTICIPACIÓN EN EVENTOS ACADEMICOS

En el proceso de la realización del proyecto se participó en tres eventos académicos en calidad de ponentes, dos de instancias nacionales: IV Congreso Nacional de Ingeniería Física y XXVI Congreso Nacional de Física y uno de instancia internacional: VIII Seminario Internacional de Ingeniería Biomédica.





Certifica que:

Mónica Julieth Andica Ballesteros

Participó en calidad de ponente en el XXVI Congreso Nacional de Física.

Realizado
del 29 de Septiembre al 02 de Octubre de 2015
en la ciudad de Manizales - Colombia.


Carlos Vargas Hernández
Director XXVI Congreso Nacional
De Física


Hernando Ariza Corderón
Presidente Sociedad Colombiana
de Física



Certifica que:

Sebastián Mateus Londoño Morales

Participó en calidad de ponente en el XXVI Congreso Nacional de Física.

Realizado
del 29 de Septiembre al 02 de Octubre de 2015
en la ciudad de Manizales - Colombia.


Carlos Vargas Hernández
Director XXVI Congreso Nacional
De Física


Hernando Ariza Corderón
Presidente Sociedad Colombiana
de Física



VIII Seminario Internacional de Ingeniería Biomédica SIB 2016

La Universidad de los Andes y el Departamento de Ingeniería Biomédica certifican que:

Sebastian Matheus Londoño

Ponente

Universidad Tecnológica de Pereira

Participó como ASISTENTE en el VIII SEMINARIO INTERNACIONAL DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
llevado a cabo en Bogotá D.C. los días 21 y 22 de abril de 2016

Juan Carlos Briceño Triana
Director
Departamento de Ingeniería Biomédica
Universidad de los Andes

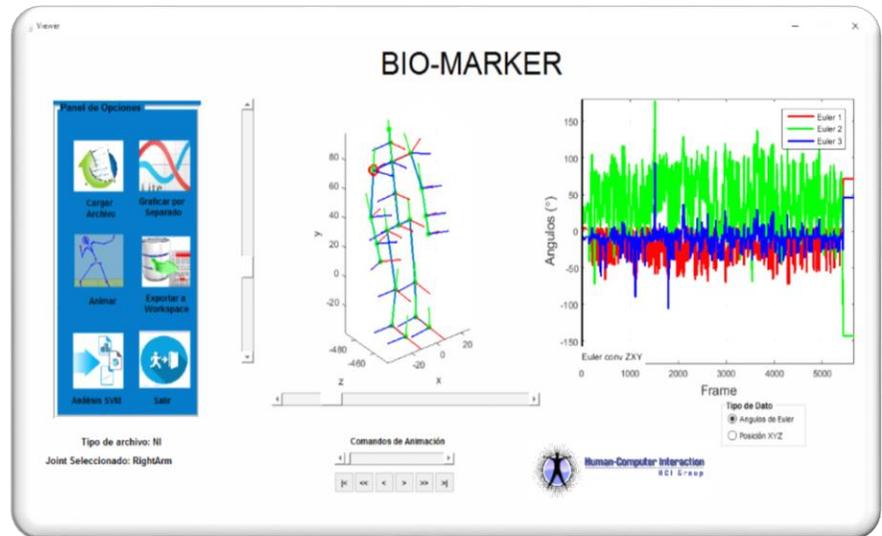
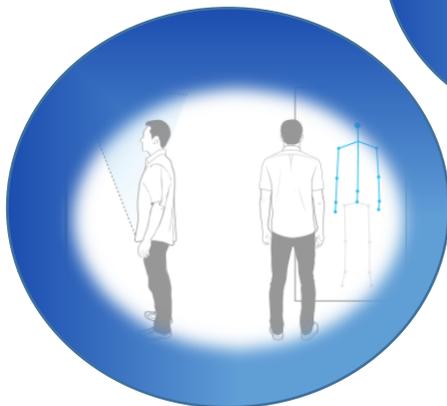
Diana Marcela Gaitán Leon
Directora Comité Organizador SIB 2016
Departamento de Ingeniería Biomédica
Universidad de los Andes

Organiza



Como derivación de este trabajo de grado, se está realizando una versión evaluable de un artículo para ser enviado a la revista médica de Risaralda, también se enviara *abstrac* para ponencia al congreso internacional: *Internacional Society of Biomechanics (ISB 2017)* que tendrá lugar en Brisbane, Australia.

MANUAL DE USUARIO PARA EL MANEJO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO: BIO-MARKER



MANUAL DE USUARIO PARA EL MANEJO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO: BIO-MARKER



Universidad Tecnológica de Pereira

Producto del Semillero de Investigación HCI

Mónica Julieth Andica Ballesteros
Sebastian Matheus Londoño Morales



CONTENIDO

	Pág.
Introducción	5
1. Ventana Principal	6
2. Descripción del Panel de Opciones	7
3. Apertura de un Archivo para Análisis	8
4. Obtención de Gráficos	10
5. Animación de Captura	11
6. Exportación de datos a <i>Workspace</i>	12
7. Análisis <i>SVM</i>	13
8. <i>Toolbox Mocap</i>	19
Referencias	

Índice de Figuras

	Pág.
1. Ventana principal de la <i>GUI</i>	6
2. Ejemplo de carga de archivo en la <i>GUI</i>	8
3. Visualización de la estructura humanoide.....	9
4. Detalles al seleccionar <i>joint</i>	10
5. Ventana de animación de captura de movimiento.....	11
6. Carga de datos en el <i>Workspace</i> de <i>Matlab</i>	12
7. Ejemplo de cómo realizar un plano de fase con la Interfaz Gráfica de Usuario: <i>Bio-Marker</i> y <i>Matlab</i>	13
8. Ventana para realizar el Análisis SVM.....	14
9. Etiquetado base de datos.....	16
10. Análisis de MonteCarlo y Matriz de Confusión General.....	17
11. Vista previa al cargar un archivo <i>.mat</i> , para realizar la identificación individual.....	18
12. Generación de ruta del archivo ejecutado y obtención de matriz de identificación.....	19

Introducción

Este manual incluye una descripción de la interfaz gráfica de usuario, *BIO-MARKER*, para el análisis biomecánico de las articulaciones humanas, utilizando herramientas de fácil acceso y económicas, como el *Kinect* y la plataforma de desarrollo *Matlab*.

Dirigido aquellas personas que están involucradas en la enseñanza de la biomecánica, y estudiantes que deseen adquirir un mejor conocimiento por medio de análisis dinámico de las articulaciones humanas.

El objetivo de la *GUI* es entender y estudiar el comportamiento de los movimientos, generando patrones que conlleven a diferir patologías para un diagnóstico efectivo.

1. Ventana Principal

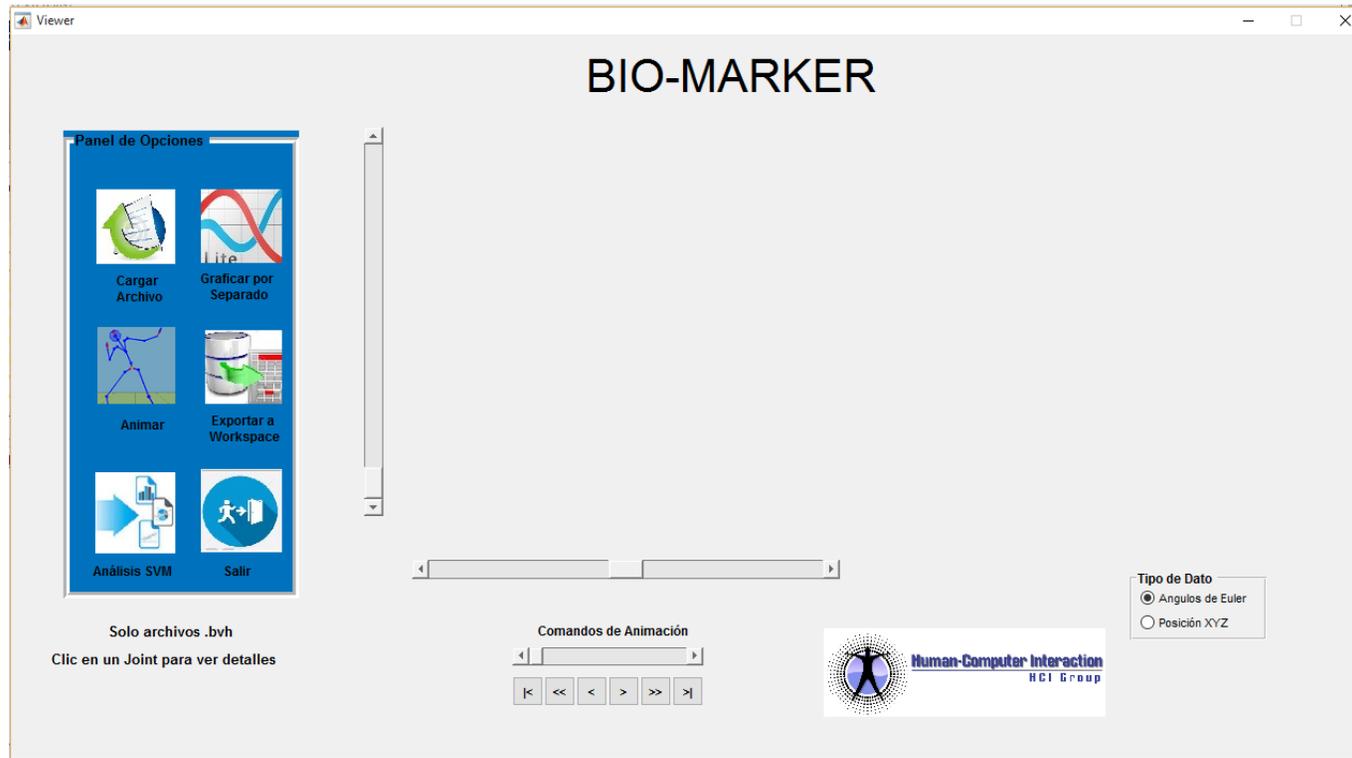
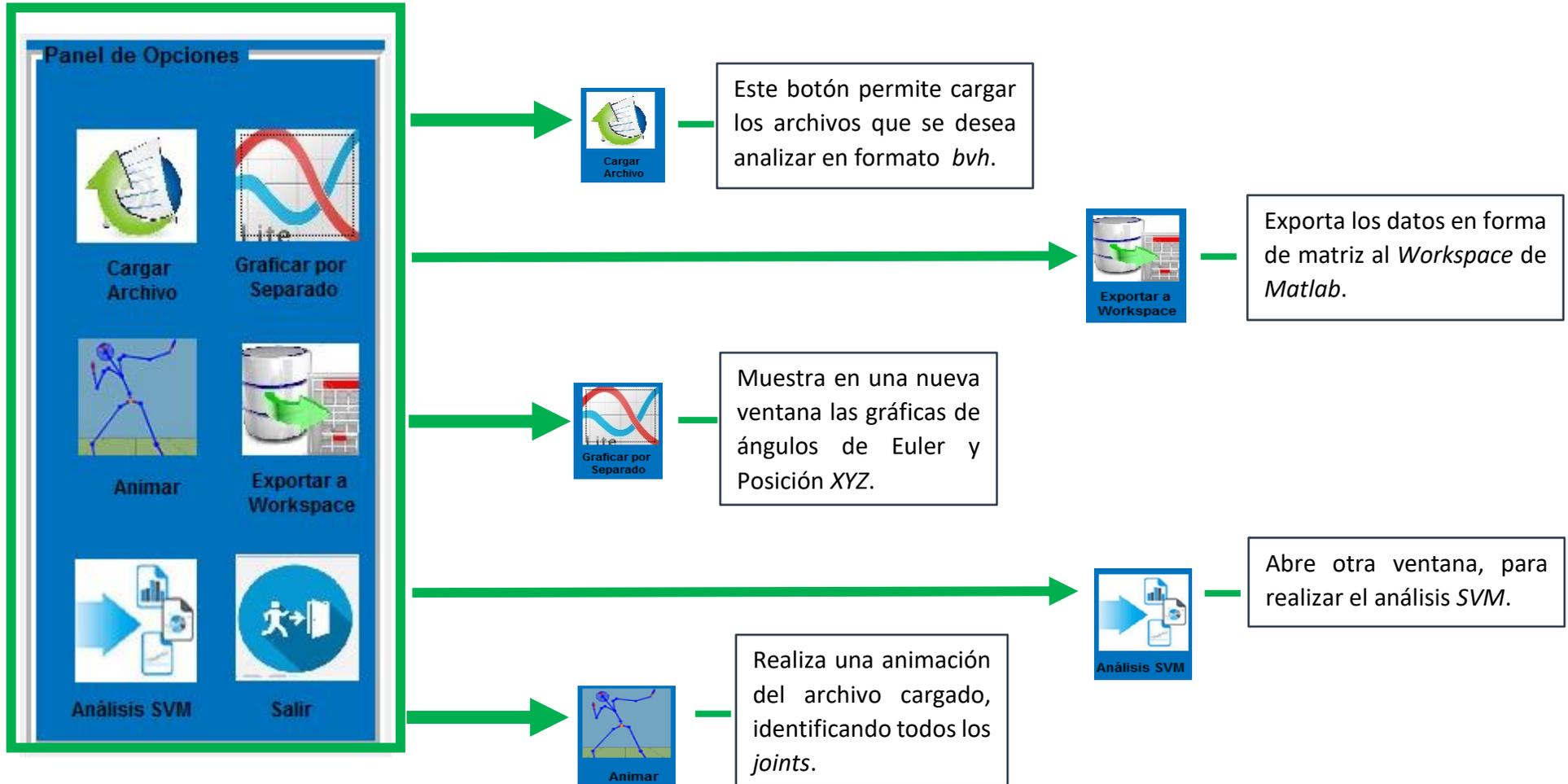


Figura 1. Ventana principal de la *GUI*.

Al correr el código dentro de la plataforma de *Matlab* se ejecuta la ventana que se muestra en la figura 1. Está conformada por un panel de opciones, un panel de tipo de dato, un axes para visualizar la estructura humanoide y otro axes que permite visualizar las gráficas de ángulos de Euler y posición *XYZ*, finalmente cuenta con una segunda ventana para realizar el análisis *SVM*.

2. Descripción del Panel de Opciones

El panel de opciones está conformado por los siguientes botones:



3. Apertura de Archivo

Para la apertura de un archivo en la interfaz se selecciona el **botón cargar archivo**, solo archivos con formato *bvh*.

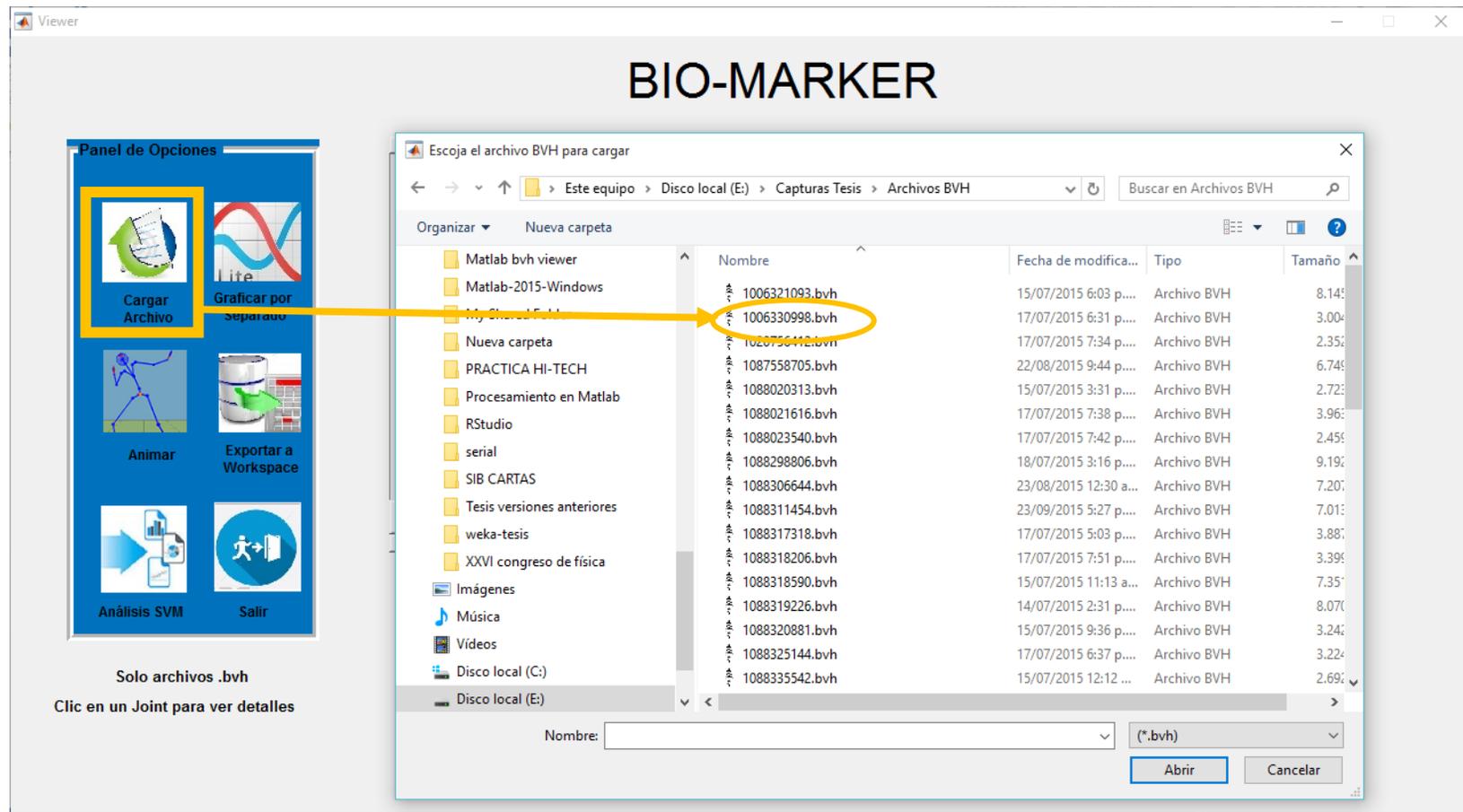


Figura 2. Ejemplo de carga de archivo en la GUI.

Después de seleccionado el archivo para analizar la dinámica de los movimientos, se cargara dentro de la interfaz la estructura humanoide, como se muestra a continuación:

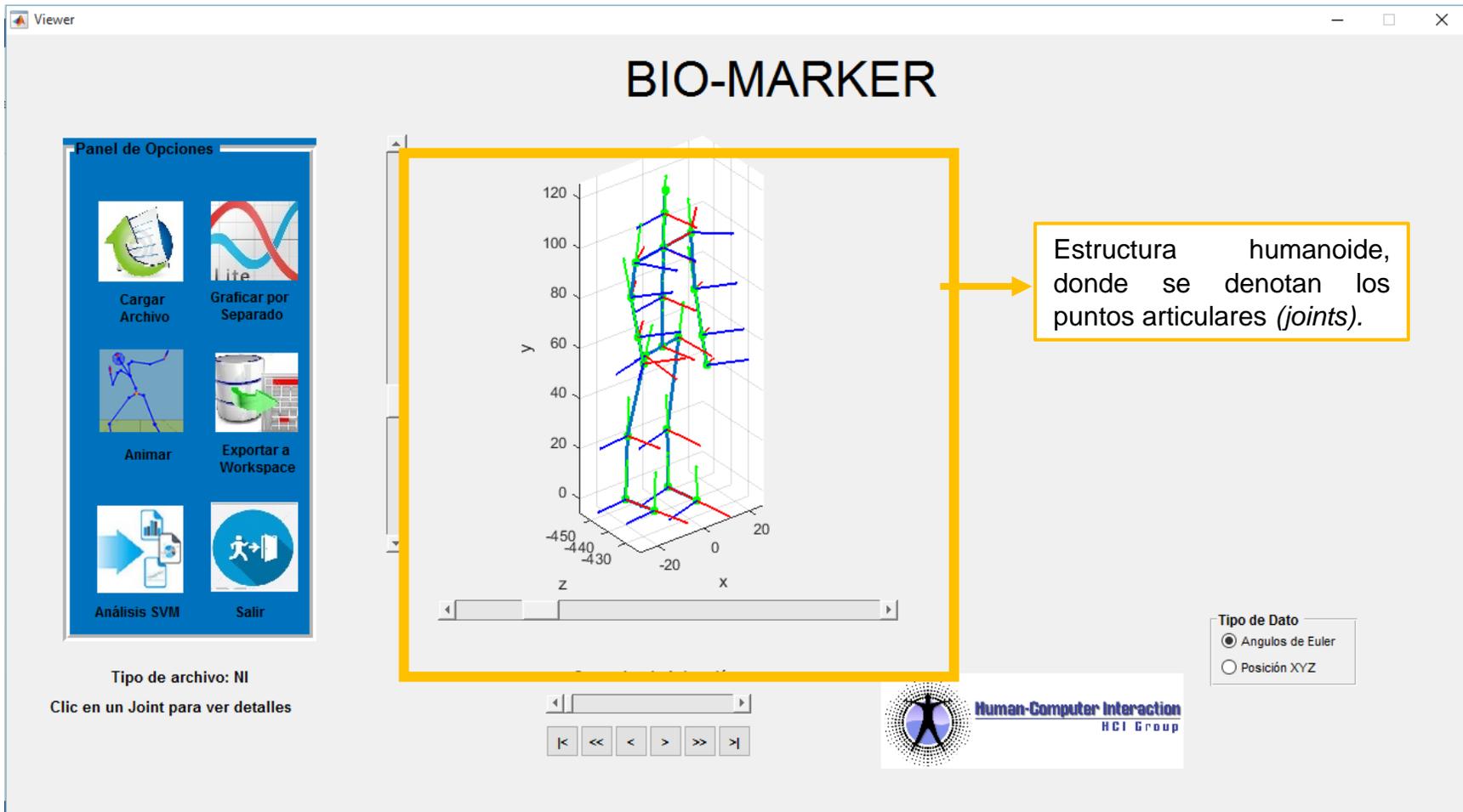
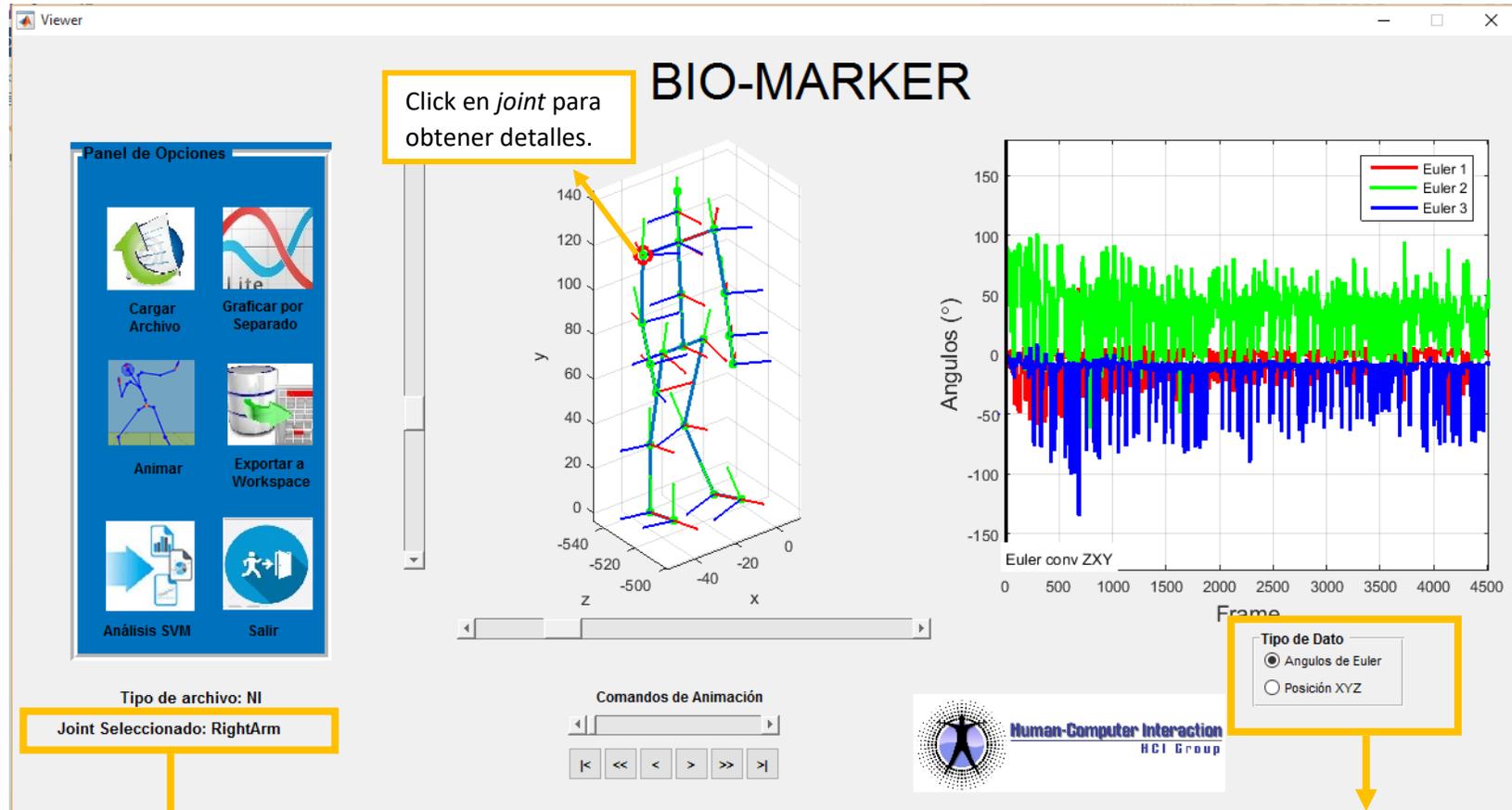


Figura 3. Visualización de la estructura humanoide.

4. Obtención de Gráficos

Para obtener los gráficos de ángulos de *Euler* y posición, solo basta con seleccionar un punto articular.



Identificación del *joint* seleccionado, para este ejemplo se muestra: **Hombro Derecho (RightArm).**

Figura 4. Detalles al seleccionar *joint*.

Este panel permite seleccionar el tipo de grafico que sea desea obtener respecto al *joint*, ya sea: **Ángulos de Euler o posición XYZ.**

5. Animación de Captura

Eligiendo el botón **Animar**, se abre una ventana en la cual se visualiza la ejecución de la totalidad de los movimientos realizados durante la captura.

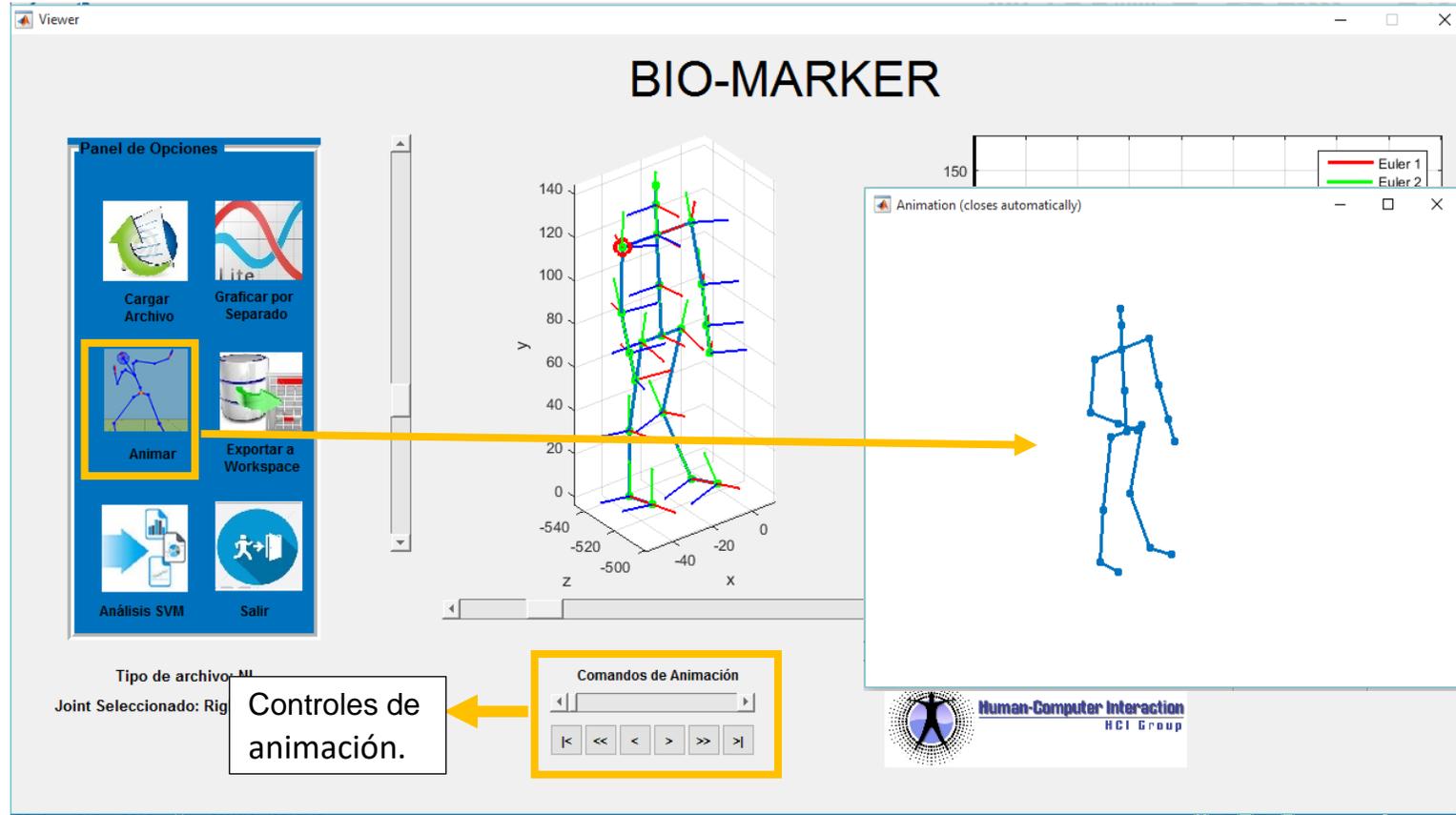


Figura 5. Ventana de animación de captura de movimiento.

6. Exportación de Datos al *Workspace*

Luego de obtener las gráficas, se puede exportar la información del joint previamente seleccionado al *Workspace* de *Matlab* para realizar un procesamiento de los datos.

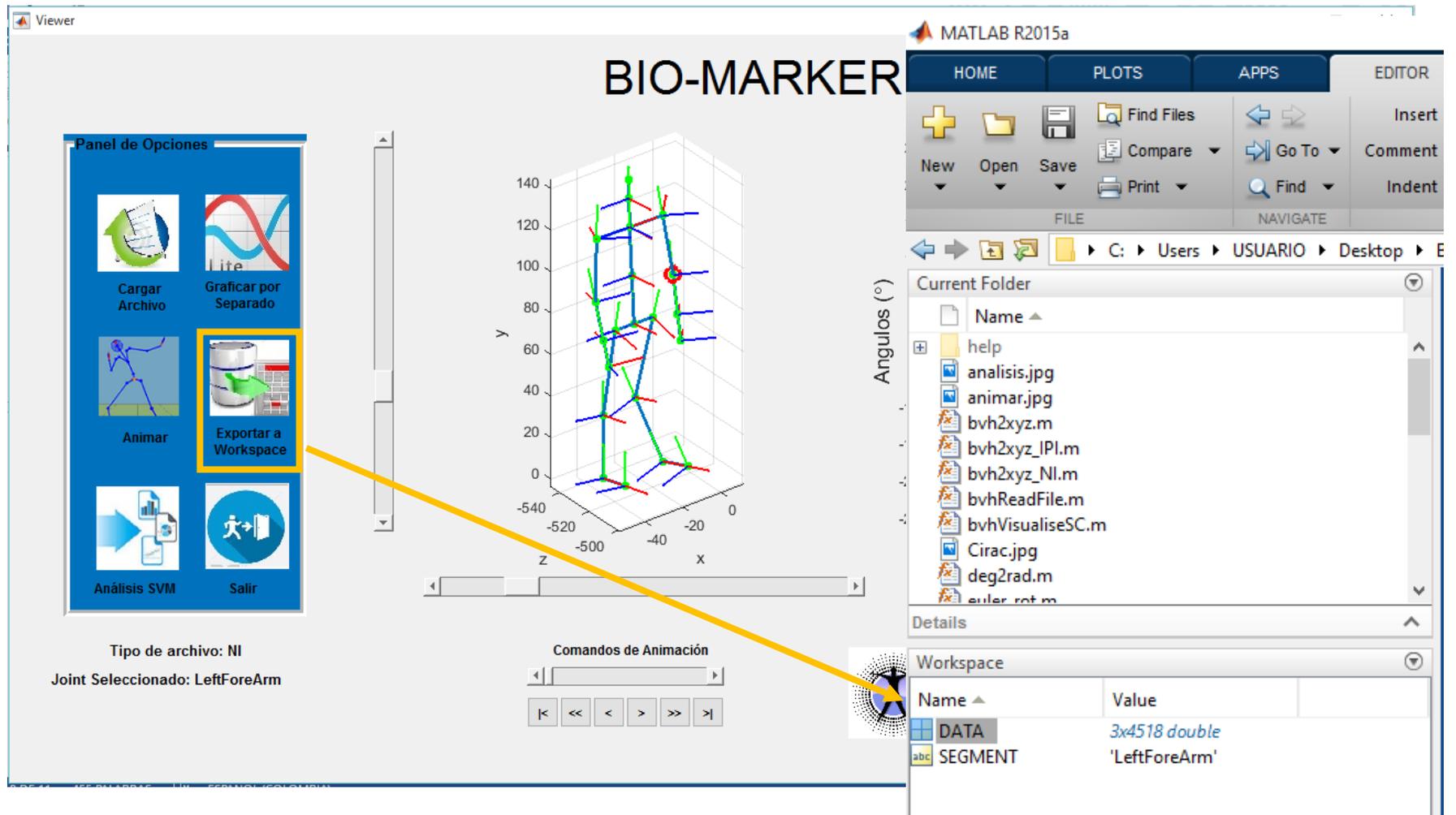


Figura 6. Carga de datos en el *Workspace* de *Matlab*.

Seleccionado los joints y cargados los datos de estos al *Workspace de Matlab*, pueden obtenerse los planos de fase, a continuación se realiza un ejemplo de cómo se obtienen estos diagramas paso a paso:

1. Selecciona un *joint*, cargando la información de las posiciones angulares al *Workspace*, lo mismo debe hacerse con el otro punto articular para obtener el plano de fase.
2. Seguido a ello, asigna variables a las estructuras con nombre *DATA*, luego se corre en *Matlab* una línea de código para graficar los diagramas: `>> plot (S, S1)`, sin embargo se recomienda hacer los gráficos en *Excel*, teniendo presente que para un mejor análisis debe segmentarse los movimientos.

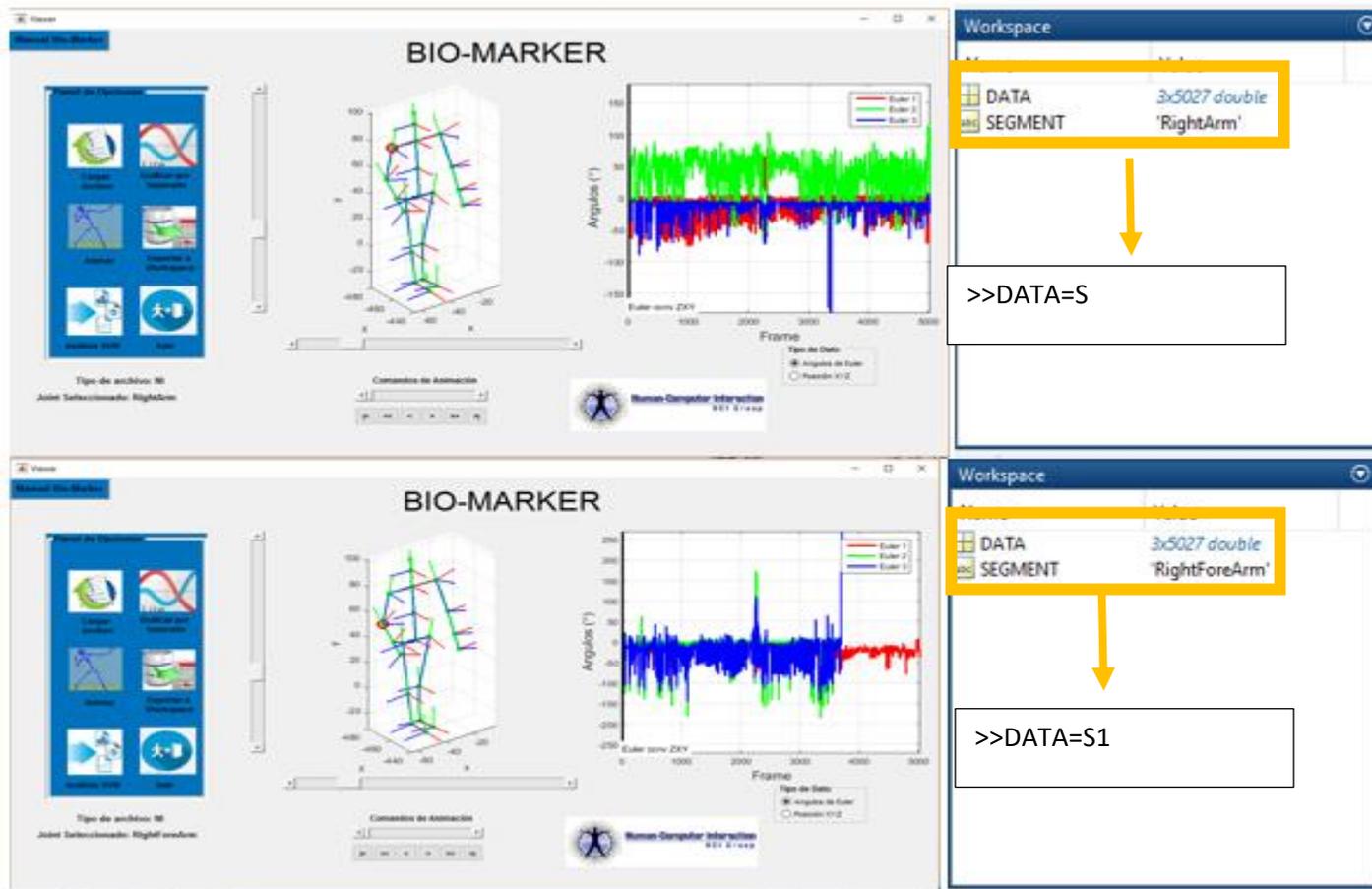


Figura 7. Ejemplo de cómo realizar un plano de fase con la Interfaz Gráfica de Usuario: *Bio-Marker* y *Matlab*.

7. Análisis SVM

Para realizar el análisis estadístico en la identificación de posturas, se implementó dentro de la interfaz una sección que permitiera llevar a cabo dicho procedimiento, al presionar el botón **Análisis SVM**  se ejecuta una ventana como la que se muestra en la figura 7.

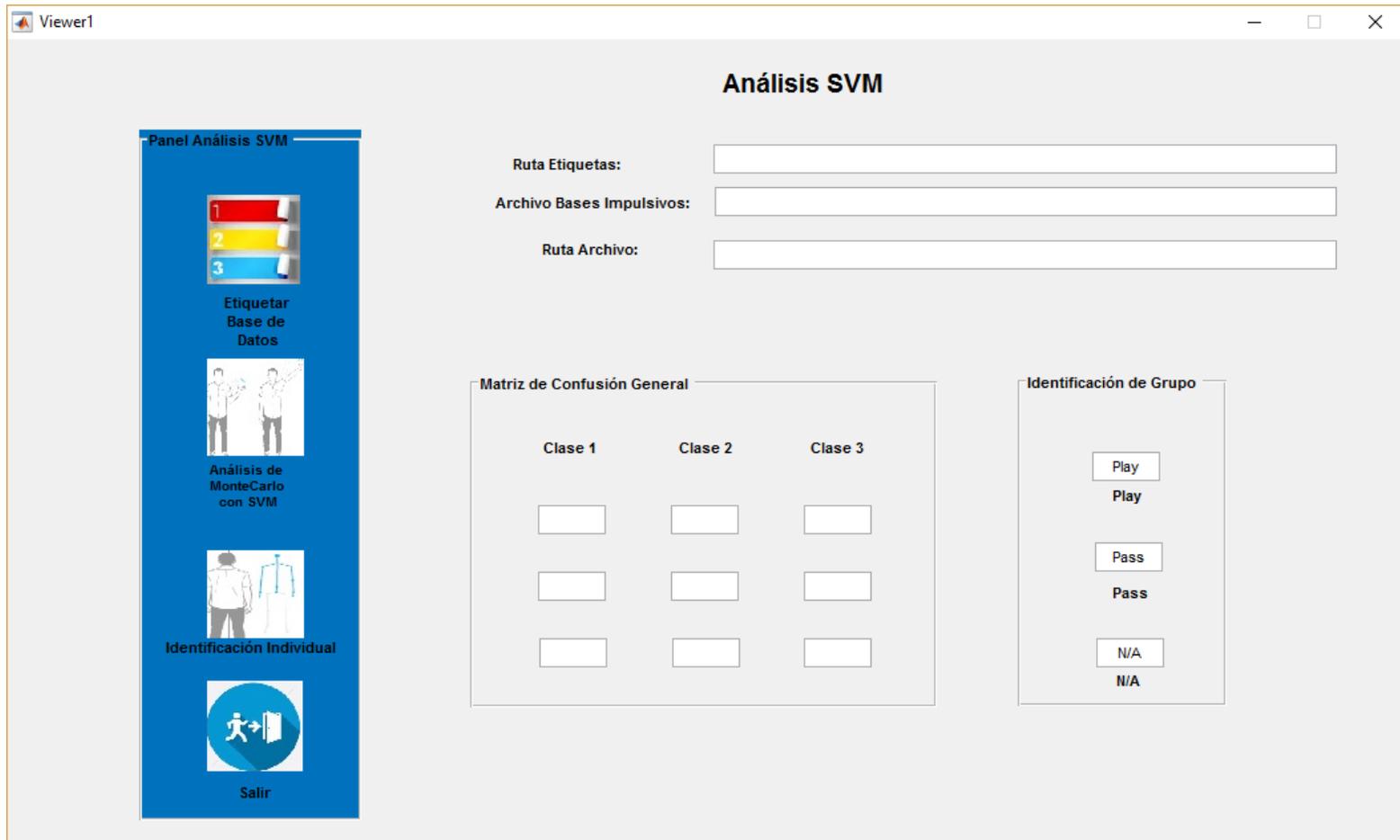
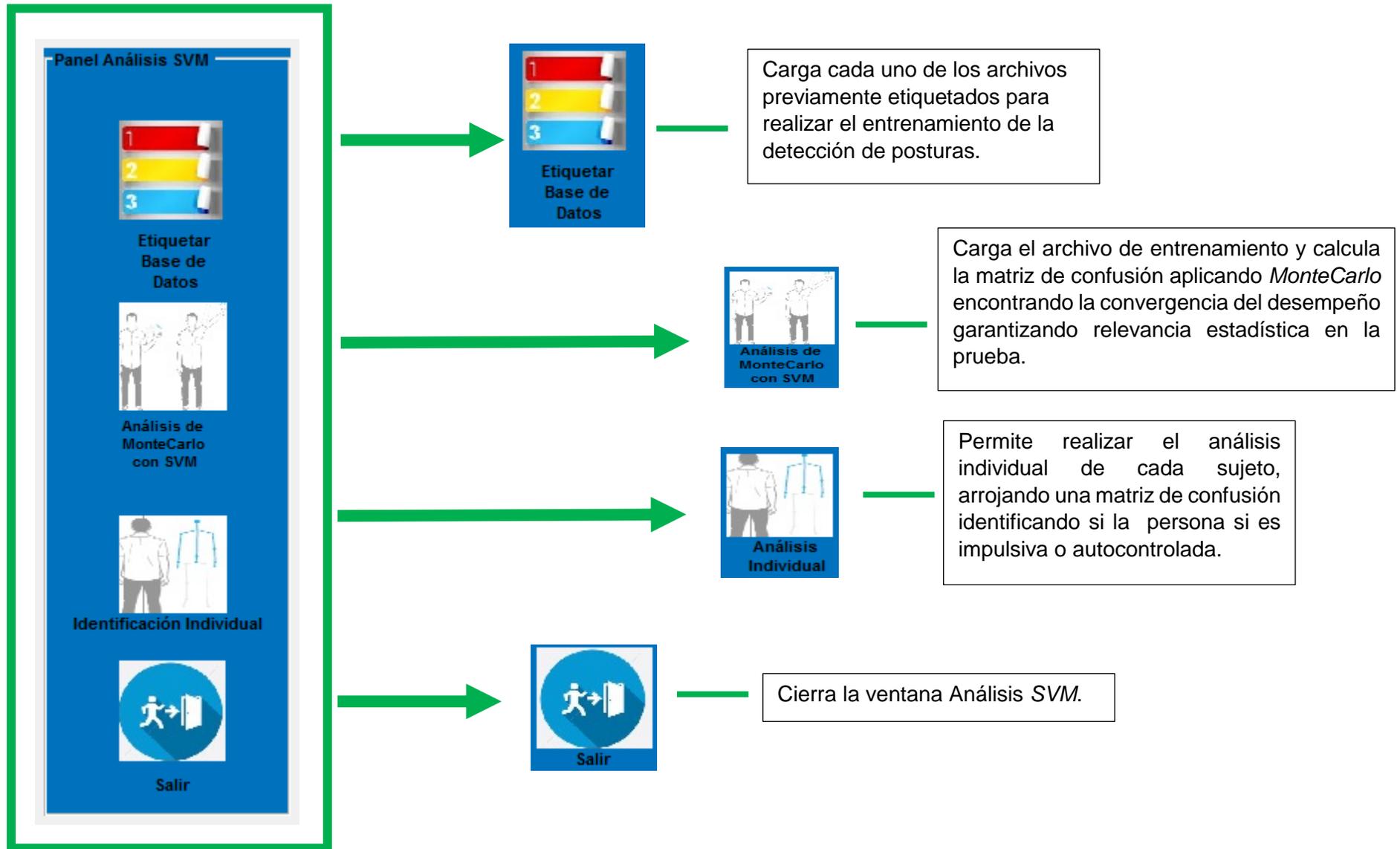


Figura 8. Ventana para realizar el Análisis SVM.

A continuación se explican cada uno de los botones que conforman el panel para el análisis SVM:



A la hora de realizar el análisis para la identificación de gestos, previamente se debe cargar los archivos etiquetados originando el entrenamiento de la máquina de soporte vectorial.

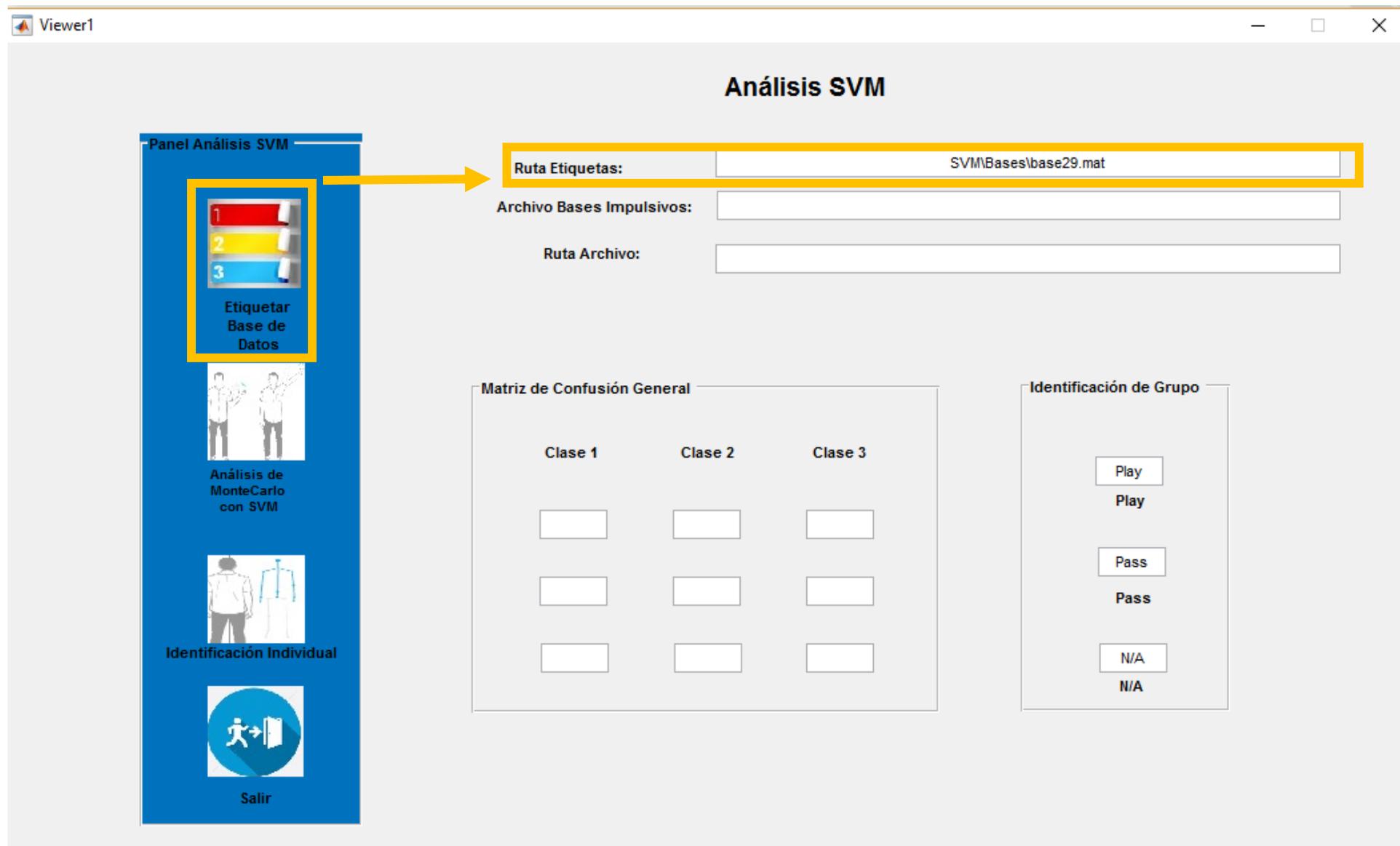


Figura 9. Etiquetado base de datos.

Luego de subir la base de datos de entrenamiento, podemos obtener la matriz de confusión, a través del botón de **Análisis de MonteCarlo con SVM**, la cual denota la efectividad de detección de gestos en el grupo de personas que realizaron la prueba.

Análisis SVM

Ruta Etiquetas: SVM\Bases\base29.mat

Archivo Bases Impulsivos: base_impul_hist.mat

Ruta Archivo:

Matriz de Confusion General

	Clase 1	Clase 2	Clase 3
Clase 1	0.92619	0.005	0.06881
Clase 2	0.006705	0.9888	0.004496
Clase 3	0.047035	0.004671	0.94829

Identificación de Grupo

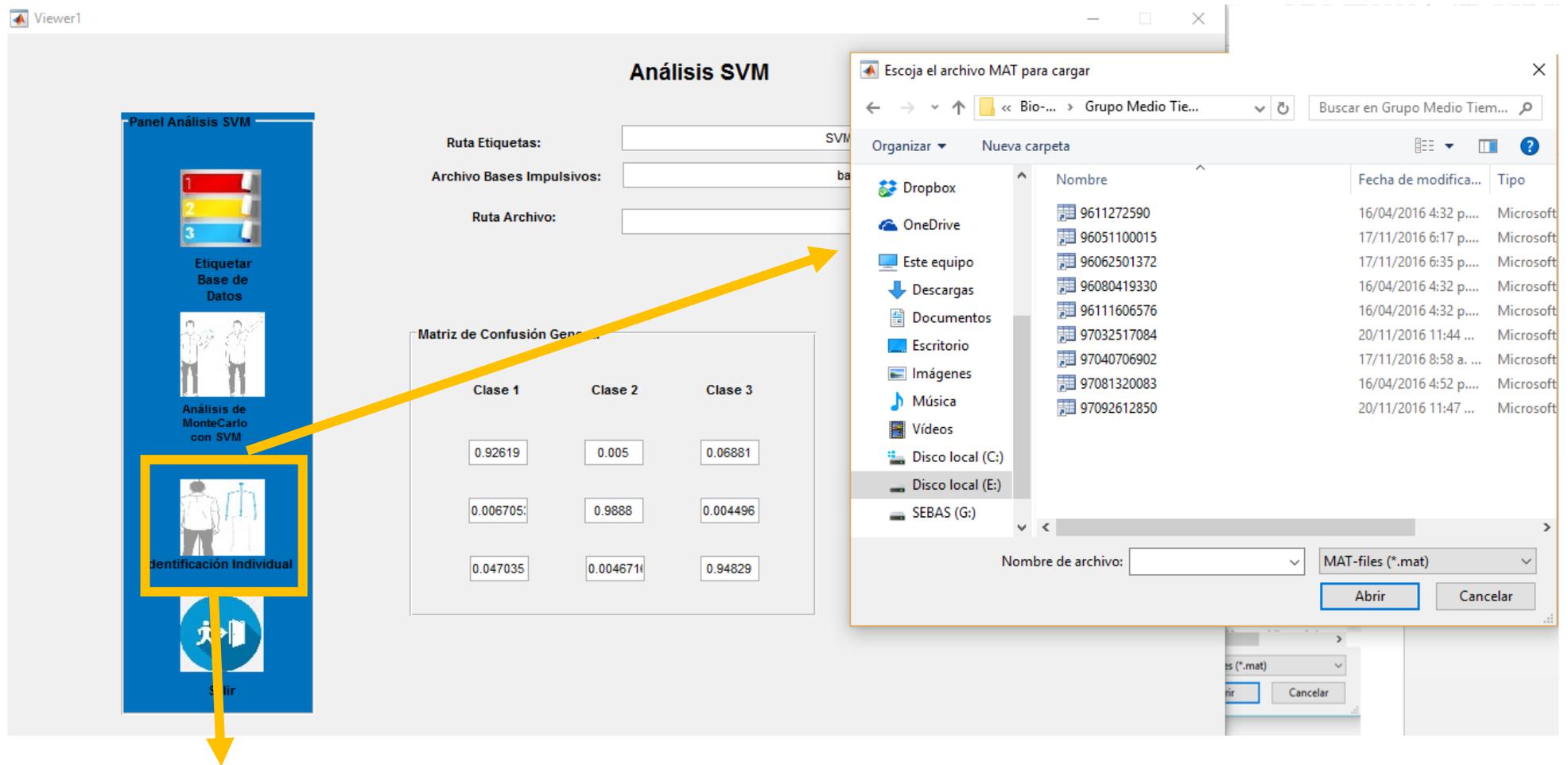
Play

Pass

N/A

Figura 10. Análisis de *MonteCarlo* y Matriz de Confusión General.

Finalmente, dentro de esta ventana *Análisis SVM*, podemos hacer análisis individual de cada uno de los sujetos, haciendo un análisis estadístico de los gestos ejecutados.



Inicialmente abre una ventana emergente para seleccionar el archivo al cual se desea hacer el análisis, luego en la casilla Ruta Archivo, muestra el archivo seleccionado, para llevar a cabo su respectivo análisis.

Figura 11. Vista previa al cargar un archivo .mat, para realizar la identificación individual.

Viewer1

Análisis SVM

Panel Análisis SVM

Etiquetar Base de Datos

Análisis de MonteCarlo con SVM

Identificación Individual

Salir

Ruta Etiquetas:

Archivo Bases Impulsivos:

Ruta Archivo:

Posteriormente de seleccionar el archivo se obtiene una matriz de identificación, donde podemos analizar el porcentaje de gestos ejecutados y determinar si la persona es impulsiva o autocontrolada.

Matriz de Confusión General

	Clase 1	Clase 2	Clase 3
Clase 1	0.92619	0.005	0.06881
Clase 2	0.006705	0.9888	0.004496
Clase 3	0.047035	0.004671	0.94829

Identificación de Grupo

2292

Play

1433

Pass

512

N/A

Figura 12. Generación de ruta del archivo ejecutado y obtención de matriz de identificación.

8. *Toolbox MoCap*

Para la adquisición y evaluación de la interfaz *Bio-Marker*, se utilizó el *toolbox* de *Matlab Motion Capture (MoCap)* desarrollado por el Dr. *Neil Lawrence*, profesor de la Universidad de *Sheffield*, Inglaterra, a continuación se hace una descripción de cada una de las funciones [1]. El diseño de la Interfaz gráfica de usuario, *Bio-Marker*, se basó en el esquema que implementaron *Simon Choppin*, *Ben Lane* y *Jon Wheat* investigadores del *Center for Sports Engineering Research (CSER)* [2].

- ✓ ***bvh2xyz***: Asigna a los joints de la captura *bvh* a coordenadas de posición XYZ.
- ✓ ***bvhReadFile***: Permite la lectura del archivo de captura de movimiento en formato *bvh*.
- ✓ ***deg2rad***: Convierte las coordenadas de grados a radianes.
- ✓ ***euler_rot***: Calcula los ángulos de *Euler* para una matriz de rotación.
- ✓ ***rad2deg***: Convierte las coordenadas de radianes a grados de cada uno de los *joints*.
- ✓ ***rotationMatrix***: Calcula la matriz de rotación para un ángulo en cada dirección.
- ✓ ***skelConectionMatrix***: Calcula la matriz de conexión para la estructura humanoide.
- ✓ ***skelVisualiseSC***: Dibuja una representación del esqueleto (estructura humanoide) en 3D.
- ✓ ***smoothAngleChannels***: Elimina las discontinuidades asociadas con los movimientos angulares.
- ✓ ***treeFindChildren***: Genera la jerarquía de cada uno de los *joints*, dando un orden a la estructura del esqueleto.

Referencias

- [1] N. Lawrence, "Mocap toolbox for matlab," *Available on-line at <http://www.cs.man.ac.uk/neill/mocap>*, 2011.
- [2] S. Choppin, B. Lane, and J. Wheat, "The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement," *Sports Technology*, vol. 7, pp. 98-105, 2014.