

Sistema para determinar el centro de gravedad total en un adulto haciendo uso del sensor Kinect



Trabajo de Grado en Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones

Karen Daniela Agredo Lucio
Sara Isabela Vergara Aguilar

Director:

Eduardo Rojas Pineda
Magister en Sistemas y Redes de Comunicaciones

Co-Directora:

Adriana Guzmán Velasco
Magister en Salud Ocupacional

Universidad del Cauca

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Telemática
Área o Línea: Servicios de eSalud
Popayán, agosto 2017

Karen Daniela Agredo Lucio
Sara Isabela Vergara Aguilar

Sistema para determinar el centro de gravedad total en un
adulto haciendo uso del sensor Kinect

Trabajo de grado presentado en la Facultad de Ingeniería Electrónica y
Telecomunicaciones de la Universidad del Cauca para la obtención del
Título de

Ingeniero en
Electrónica y Telecomunicaciones

Director:

Eduardo Rojas Pineda
Magister en Sistemas y Redes de Comunicaciones

Co – directora:
Adriana Guzmán Velasco
Magister en Salud Ocupacional

Popayán
2017

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la Universidad del Cauca y al Magister Eduardo Rojas Pineda por el conocimiento brindado y por su compromiso en la guía del desarrollo de este trabajo de grado. Y de igual manera agradecer a la Magister Adriana Guzmán Alarcón por su colaboración a lo largo de este proceso.

De igual manera, inmensa gratitud a los participantes que nos colaboraron en la realización de las pruebas para dar finalidad a nuestro Proyecto de grado.

En el aspecto personal, una inmensa gratitud a Dios por darme esta oportunidad maravillosa y por darme la fortaleza para sobrepasar las adversidades, a mi mamá Vilma Milena Lucio por su apoyo y esfuerzo, a mi padre Fernando Agredo que desde algún lugar me ha brindado su compañía, a el motor de mi vida y mi mayor alegría Joseph, y a dos personas que son muy especiales para mí Ruby Agredo y German Hernández por su respaldo. Igualmente, quiero agradecer a mi compañera de tesis y amiga, que me ha brindado su amistad durante estos tres años y que hoy la considero parte de mi familia, Isa.

Karen Daniela Agredo Lucio

De manera personal, quiero agradecer a Dios por todas las bendiciones recibidas, a mis padres los motores de mi vida, Sara Raquel Aguilar y Luis Gerardo Vergara, con su incondicional apoyo, a mis abuelos Raquel Bermeo, Fabio Aguilar y Gerardo Vergara por acompañarme en cada paso de mi carrera, a mi abuela Mercedes Martínez que desde el cielo me acompaña; a mi prima Joshie Aguilar que me ha acompañado durante este trayecto. Agradecerle especialmente a mi compañera de tesis y que ahora hace parte de mi familia por su amistad y cariño a lo largo de la carrera y por su entrega en este proyecto.

Sara Isabela Vergara Aguilar

Resumen estructurado

El objetivo de este trabajo de grado es diseñar e implementar una solución basada en un algoritmo que permite determinar el centro de gravedad en adultos con condiciones dinámicas, aplicando el método segmentario que es el más utilizado en Biomecánica.

La motivación para hacer este trabajo de grado fue la necesidad que se presenta en la actualidad en el área de la salud, en la elaboración de una herramienta o sistema tecnológico, accesible para los especialistas, la cual les posibilite determinar algunas problemáticas o deficiencias posturales en el adulto a través de la ubicación del centro de gravedad, además les facilite hacer un análisis de los desplazamientos que dicho centro de gravedad presenta durante la marcha. Del mismo modo, les permita precisar un diagnóstico esencial para tratar las deficiencias que se manifiestan en los pacientes desde el ámbito fisioterapéutico, debido a que pretende tener un registro de los resultados obtenidos del centro de gravedad.

En razón de lo expuesto, se observa la importancia de mejorar la calidad del análisis, del diagnóstico, y del desarrollo de planes terapéuticos óptimos en el beneficio de los pacientes. Por tanto, para este trabajo de grado se evaluará la información concerniente a la definición, determinación y sistematización del centro de gravedad en el individuo, proporcionando así el diseño, el desarrollo y la implementación de una herramienta de apoyo, con el fin de que los especialistas establezcan alteraciones posturales, y se inicie un camino hacia la valoración temprana y precisa, la cual aumenta la probabilidad de un diagnóstico asertivo y un posterior tratamiento exitoso.

Structured abstract

The aim of this degree project is to design and to implement a solution based on an algorithm that allows determining the Center of Gravity in adults with dynamic conditions, applying the segmental method that is the most used in Biomechanics.

The motivation to do this degree project was the present need in the area of health, for the development of a tool or technological system, accessible to specialists, which enables them to determine some problems or postural deficiencies in adults, through the location of the Center of Gravity, also facilitates an analysis of displacements that the Centre of Gravity presents during the March. In the same way, it allows them to specify an essential diagnosis to treat the deficiencies that are manifested in the patients from the physiotherapeutic field, because it intends to have a record of the results obtained from the Center of Gravity.

In reason of the exposed thing, is observed the significance of improving the quality of the analysis, diagnosis and the development of optimal therapeutic plans for the benefit of patients. Therefore, for this degree Project the information concerning the definition, determination and systematization of the center of gravity in the individual will be evaluated, thus providing the design, development and implementation of a support tool, in order that the specialists establish postural alterations, and initiate a path towards early and accurate assessment, which increases the likelihood of an assertive diagnosis and subsequent successful treatment.

Contenido

Agradecimientos	i
Resumen estructurado	ii
Structured abstract	iii
Lista de Figuras	vi
Lista de Tablas.....	viii
Capítulo 1.....	1
Introducción.....	1
1.1. Planteamiento del Problema.....	1
1.2. Objetivos	4
1.2.1. Objetivo General.....	4
1.2.2. Objetivos Específicos.....	4
1.3. Metodología	4
1.4. Aportes Investigativos	7
1.4.1. Publicaciones	7
1.5. Contenido.....	8
Capítulo 2.....	9
Marco Conceptual	9
2.1. Estado del Arte.....	9
2.2. Conceptos fundamentales sobre la postura corporal	10
2.2.1. Concepto.....	10
2.2.2. Alteraciones y el análisis postural.....	11
2.2.3. La marcha.....	12
2.3. Conceptos fundamentales sobre el Centro de Gravedad en el ser humano	14
2.3.1. Segmentos y Puntos anatómicos del modelo humano	14
2.3.2. Concepto de Centro de Gravedad.....	16
2.3.3. Métodos para determinar el Centro de Gravedad.....	17
2.3.4. Modelo para determinar el Centro de Gravedad segmentario.....	20
2.4. Uso de Tecnologías	22
2.4.1. Sensor Kinect XBOX-360.....	22
2.4.2. Controladores.....	25
2.4.3. Microsoft Visual Studio 2015	26

2.5. Selección de algoritmo para desarrollar el método segmentario para determinar el CG.....	27
Capítulo 3.....	29
Modelo del Desarrollo.....	29
3.1. Diseño del Sistema.....	29
3.1.1. Diagrama de casos de uso.....	29
3.1.2. Diagramas de secuencia.....	30
3.1.3. Diagrama de actividades.....	32
3.2. Arquitectura Establecida.....	34
3.2.1. Patrón de la Arquitectura.....	34
3.2.2. Descripción detallada de la arquitectura del sistema.....	35
3.2.3. Diagrama de clases.....	37
3.3. Implementación del Sistema.....	37
3.3.1. Descripción del diseño de la interfaz del prototipo final.....	38
3.3.2. Descripción del procesamiento central del prototipo final.....	45
3.3.3. Restricciones del sistema.....	50
Capítulo 4.....	52
Validación del Sistema.....	52
4.1. Metodología de Validación.....	52
4.2. Recursos utilizados.....	54
4.2.1. Recursos humanos.....	54
4.2.2. Materiales y recursos hardware.....	56
4.3. Procedimiento de captura y Recolección de datos.....	57
4.3.1. Implementación del modelo tradicional para calcular el Centro de Gravedad total de los participantes.....	58
4.4. Análisis de datos e Interpretación de los resultados obtenidos.....	59
4.4.1. Creación del archivo en Matlab.....	61
4.4.2. Representación gráfica y Análisis respectivo.....	66
4.4.3. Datos estadísticos y Análisis.....	80
Capítulo 5.....	93
5.1. Conclusiones.....	93
5.2. Trabajos Futuros.....	94
Referencias.....	97

Lista de Figuras

Figura 1.1. Fases del proceso de desarrollo.	5
Figura 1.2. Estructura de referencia para describir el sistema/solución [9].	6
Figura 1.3. Descripción de las fases de referencias [9].	6
Figura 2.1. Puntos Anatómicos del cuerpo humano [5].	15
Figura 2.2. Ubicación del CG en humanos. [23].	16
Figura 2.3. Ubicación del Centro de Gravedad [5]	17
Figura 2.4. Componentes del sensor Kinect Xbox 360.	24
Figura 3.1. Diagrama de Casos de uso para el especialista.	29
Figura 3.2. Diagrama de secuencia del sistema.	31
Figura 3.3. Diagrama de actividades.	33
Figura 3.4. Relación entre el controlador, vista y modelo.	35
Figura 3.5. Arquitectura del sistema.	35
Figura 3.6. Diagrama de clases de la Base de datos.	37
Figura 3.7. Menú principal.	39
Figura 3.8. Agregar paciente.	39
Figura 3.9. Capturar datos.	40
Figura 3.10. Interfaz Búsqueda del paciente.	41
Figura 3.11. Interfaz Buscar paciente.	42
Figura 3.12. Interfaz Eliminar datos del paciente.	43
Figura 3.13. Interfaz actualizar datos del paciente.	44
Figura 3.14. Interfaz actualizar datos del paciente.	44
Figura 3.15. Visualización del Centro de Gravedad o momento total en el adulto.	45
Figura 3.16. Reconocimiento del dispositivo Kinect.	46
Figura 3.17. Opciones a elegir por el especialista.	46
Figura 3.18. Interfaz de la Captura de datos.	47
Figura 3.19. Interfaz de capturar datos.	49
Figura 3.20. Conexión del adaptador DC	51
Figura 4.1. Información de la Base de datos.	57
Figura 4.2. Ubicación del sensor Kinect y el equipo de cómputo.	58
Figura 4.3. El recorrido del Centro de Gravedad en sentido vertical describe una leve onda sinusoidal [3].	60
Figura 4.4. El recorrido del Centro de Gravedad en sentido horizontal describe también una onda sinusoidal [3].	60
Figura 4.5. Trayectoria del CG total durante la marcha en tres coordenadas.	61
Figura 4.6. Archivo en Matlab.	61
Figura 4.7. Lectura del Archivo con los datos del CG total.	62
Figura 4.8. Asignación de los datos del momento en X.	63
Figura 4.9. Asignación de los datos del momento en Y.	63
Figura 4.10. Asignación de los datos del momento en Z.	63
Figura 4.11. Gráfica en 3 coordenadas del CG durante la marcha.	64
Figura 4.12. Gráfica en (y, x) del CG durante la marcha.	64
Figura 4.13. Resultados de la Media y la Desviación Estándar.	66
Figura 4.14. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	67
Figura 4.15. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	67
Figura 4.16. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	67
Figura 4.17. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	68

Figura 4.18. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	68
Figura 4.19. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	68
Figura 4.20. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	69
Figura 4.21. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	69
Figura 4.22. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	70
Figura 4.23. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	70
Figura 4.24. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	70
Figura 4.25. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	71
Figura 4.26. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	71
Figura 4.27. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	72
Figura 4.28. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	72
Figura 4.29. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	72
Figura 4.30. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	73
Figura 4.31. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	73
Figura 4.32. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	74
Figura 4.33. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	74
Figura 4.34. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	74
Figura 4.35. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	75
Figura 4.36. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	75
Figura 4.37. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	75
Figura 4.38. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	76
Figura 4.39. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	76
Figura 4.40. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	76
Figura 4.41. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	77
Figura 4.42. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	77
Figura 4.43. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	77
Figura 4.44. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.	78
Figura 4.45. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.	78
Figura 4.46. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.	79
Figura 4.47. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.	79
Figura 4.48. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.	79
Figura 4.49. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.	80

Lista de Tablas

Tabla 2.1. Contribuciones de los trabajos relacionados.....	10
Tabla 2.2. Nombres de los puntos anatómicos de la Figura 2.1.....	15
Tabla 2.3. Modelo mecánico del cuerpo humano [5].....	16
Tabla 2.4. Características de las muestras utilizadas en diversos estudios para la obtención de Parámetros inerciales de segmentos corporales humanos.	19
Tabla 2.5 Valores de referencia de la localización del CG de cada segmento en el eje longitudinal y del porcentaje de peso respecto al peso total de hombres y mujeres.	20
Tabla 2.6. Formato para determinar el Centro de Gravedad.....	22
Tabla 2.7. Características del dispositivo del Kinect [27] [28]	24
Tabla 2.8. Características de los controladores OpenNI y Microsoft SDK. [14].	26
Tabla 4.1. Técnicas de Verificación y Validación de software [31].	53
Tabla 4.2. Datos de la Población de Prueba.....	55
Tabla 4.3. Materiales y Recursos hardware.....	56
Tabla 4.4. Características del equipo 1.....	56
Tabla 4.5 Características del equipo 2.....	56
Tabla 4.6. Diferencia entre los valores de media y desviación estándar.....	59
Tabla 4.7. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 1.....	82
Tabla 4.8. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 2.....	83
Tabla 4.9. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 3.....	84
Tabla 4.10. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 4.....	85
Tabla 4.11. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 5.....	86
Tabla 4.12. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 6.....	87
Tabla 4.13. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 150 para el participante 1.....	88
Tabla 4.14. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 75 para el participante 2.....	89
Tabla 4.15. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 38 para el participante 3.....	90
Tabla 4.16. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 19 para el participante 4.....	91
Tabla 4.17. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 185 para el participante 5.....	91
Tabla 4.18. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 220 para el participante 6.....	92

Capítulo 1

Introducción

1.1. Planteamiento del Problema

Muchos autores han demostrado la importancia de adoptar una correcta postura corporal¹, debido a que representa un hábito adecuado que contribuye al bienestar del individuo. Es significativo considerar que los factores que influyen en el desarrollo de la postura corporal están regidos fuertemente por la adaptación funcional que ha realizado el hombre a lo largo de su vida, y que muchos de estos factores pueden generar, acentuar o conducir a deficiencias de alineamiento postural, entre ellos se encuentran fundamentalmente la herencia (estructura ósea), la enfermedad (deformaciones congénitas) y los hábitos (actividades profesionales) [1] [2] [3]

Según [3] el análisis de la postura corporal durante las actividades humanas constituye un tema de amplio interés en el proceso de evaluación del movimiento corporal humano. Actualmente, durante el proceso de evaluación en fisioterapia se describe el funcionamiento y las discapacidades de cada uno de los sistemas corporales, sin embargo, parte de esta información puede carecer de correlación integral que permita al profesional interpretar las consecuencias de las deficiencias estructurales y funcionales identificadas en la postura y en el movimiento corporal humano.

El análisis postural identifica aspectos específicos que ejercen influencia en la actitud que adopta un individuo en su postura, tales como los efectos de la inercia, la fuerza de gravedad, la edad, la herencia, las características antropométricas, el género, la constitución, el peso corporal, los factores socioculturales, la actividad física, la ocupación y, en general, las condiciones de salud física y mental. En consecuencia, todos estos factores constituyen un elemento que facilita el diagnóstico en la identificación de cualidades y deficiencias estructurales.

Sin embargo, los métodos actuales de evaluación y de diagnóstico que se realizan en el análisis de las posturas estáticas y dinámicas se basan, principalmente, en la

¹ Postura es la relación de las partes del cuerpo con la línea que pasa perpendicular al centro de gravedad, en un plano paralelo a la superficie terrestre [33].

experiencia, en el punto de vista integral del especialista y en la toma de datos de manera convencional que éste realiza.

Otro aspecto importante que se encuentra enmarcado en el objetivo primordial de la postura corporal es conservar el equilibrio² del cuerpo para poder realizar unas determinadas funciones y tener control postural, con el fin de que el centro de gravedad quede dentro del área de estabilidad³ en la cual el peso del cuerpo se mantiene de forma segura [4]. Por esta razón, se debe señalar que el cuerpo se encuentra constantemente sujeto a la fuerza de la gravedad, y en consecuencia las desviaciones posturales son comunes y un gran número de personas sufren trastornos agudos e incapacidades como resultado de la tensión y las lesiones de las estructuras corporales⁴ [2] [5].

Este tipo de modificaciones posturales o hábitos inadecuados a los que el cuerpo se encuentra sometido son primordiales para interactuar con el entorno y satisfacer sus necesidades, sin embargo, pueden causar deficiencias⁵ en los sistemas corporales, los cuales tienden a agudizar el problema y a conducir a la aparición de asimetrías en el desarrollo corporal [3] [6].

Según [7] durante muchos años los expertos en el área de la rehabilitación física han recurrido a diversas metodologías para facilitar la evaluación y el diagnóstico de las deficiencias posturales. Sin embargo, el tipo de tecnologías existentes tiene una limitante en los altos costos que se deben pagar, lo cual las hace inaccesibles económicamente para los profesionales del área. Otro aspecto importante es que algunos de estos equipos comerciales solo entregan la información en dos dimensiones, lo que proporciona una imagen común y corriente, la cual no es soporte suficiente para algunas aplicaciones y toma de decisiones y, en la mayoría de los casos, estos sistemas no son fácilmente escalables.

El sensor Kinect producido por Microsoft ha venido a revolucionar el desarrollo de aplicaciones dentro del área del procesamiento de imágenes debido a que permite obtener información en las dos dimensiones tradicionales y en la de profundidad de una escena. Esto ha llevado, en los años recientes, a que el sensor Kinect se utilice como auxiliar en procesos fisioterapéuticos y de diferentes especialidades médicas, alcanzando buenos resultados a bajo costo y con potencial de escalabilidad.

² El equilibrio se entiende como la activación y desactivación coordinada y sistemática de acciones musculares con mínimo consumo energético para conservar una postura estable [3].

³ La estabilidad puede ser entendida como la capacidad de un cuerpo de mantener el equilibrio. También se ha descrito como la propiedad de volver a un estado inicial previo a la perturbación [34].

⁴ Estructuras corporales son las partes anatómicas del cuerpo tales como los órganos, las extremidades y sus componentes [35].

⁵ Deficiencias son problemas en la función o estructura corporal, tales como una desviación o una pérdida significativa [35].

Otro aspecto fundamental para abordar en este proyecto, que se encuentra influenciado por la postura y la posibilidad de movimiento que ofrece el sistema osteomuscular, son las particularidades de la marcha. La exploración de esta temática dentro del proceso de evaluación del movimiento corporal humano se realiza con el fin de determinar la condición de funcionamiento y discapacidad de un individuo, lo cual crea una herramienta que revela las posibilidades motoras, la capacidad para llevar a cabo las actividades cotidianas y el nivel de interacción social según las deficiencias estructurales que se presenten.

De la explicación previa se desprende la trascendencia de mejorar la calidad del análisis, del diagnóstico, y del desarrollo de planes terapéuticos óptimos en beneficio de los pacientes. Para este trabajo se pretende evaluar la información y la determinación del centro de gravedad en el individuo, facilitando la detección de las alteraciones posturales, y el inicio de un camino hacia la valoración temprana y precisa, la cual aumenta la probabilidad de un diagnóstico asertivo y un posterior tratamiento exitoso.

Por consiguiente, para determinar la posición del centro de gravedad en el adulto de manera dinámica durante la marcha y poder observar su rango de variación, se aplicará el método segmentario que es el más utilizado en Biomecánica. Consiste básicamente en marcar sobre la imagen bidimensional puntos fijos característicos que establecen los distintos segmentos corporales. El método de cálculo utiliza los valores tabulados de las masas corporales de los distintos segmentos y las posiciones de los centros de gravedad de cada uno de ellos, con respecto a los puntos iniciales de los mismos con sentido proximal-distal [8].

En razón de lo expuesto, se establece la necesidad de elaborar una herramienta tecnológica, accesible para los especialistas, que les posibilite determinar algunas problemáticas o deficiencias posturales en el adulto a través de la ubicación del centro de gravedad total y, además, facilite un análisis de los desplazamientos de dicho centro de gravedad dada la continuidad de los movimientos asociados que se presentan durante la marcha. De esta manera se podrá establecer un diagnóstico esencial para tratar, desde el ámbito fisioterapéutico, las deficiencias que se presentan y además llevar un registro de los resultados obtenidos.

Por tanto, se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo generar una solución para determinar el centro de gravedad total en el adulto en condiciones dinámicas, que facilite el diagnóstico de problemas posturales haciendo uso del sensor Kinect?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Automatizar el método segmentario para la ubicación del centro de gravedad total en un adulto en condiciones dinámicas, de modo que se pueda dotar a los especialistas de una herramienta que mantenga un costo efectivo y a su vez contribuya a mejorar el diagnóstico de la postura corporal.

1.2.2. Objetivos Específicos

- a) Seleccionar un algoritmo ⁶que desarrolle el método segmentario para la determinación del centro de gravedad total en un adulto en condiciones dinámicas.
- b) Diseñar e Implementar una solución basada en el sensor Kinect para la captura de imágenes de un adulto durante la marcha, que establezca la ubicación del centro de gravedad total en condiciones dinámicas.
- c) Evaluar los resultados obtenidos con la herramienta en la determinación de la ubicación del centro de gravedad total.

1.3. Metodología

Para este trabajo se toma como referencia el Modelo para la construcción de soluciones (M.C.S) para estructurar las fases del proceso de desarrollo.

Según [9], el M.C.S ha sido concebido como una referencia metodológica esencial para cualquier proyecto cuyo propósito sea construir una solución de calidad, oportuna y con costos competitivos y sobre todo que pretenda contribuir a la creación y enriquecimiento de la base de conocimiento/experiencia institucional.

En la Figura 1.1 se presenta una visión general del modelo de proceso de desarrollo que el M.C.S propone como referencia para cualquier proyecto que desee construir una solución adecuada y, en la Figura 1.2, se describen las cuatro fases establecidas como referencia para cualquier proceso de construcción de una solución. Se indica para cada fase su propósito, el acontecimiento que constituye el criterio de transición a la siguiente fase y se indican los modelos asociados según la denominación establecida en la Figura 1.3.

⁶ Conjunto ordenado de operaciones sistemáticas que permite hacer un cálculo y hallar la solución de un tipo de problemas.

En la Figura 1.1 se observan las etapas que se siguieron en esta metodología.



Figura 1.1. Fases del proceso de desarrollo.

Inicialmente se elabora una base conceptual a partir de una revisión bibliográfica de trabajos relacionados, además se estima la opinión de algunos especialistas que manejan diferentes disciplinas para concretar la definición del problema, especificar los requisitos y el contexto de uso, así pues, producir soluciones de diseño y prototipado.

Luego, se analizan los aspectos relacionados con la construcción del sistema asegurando su viabilidad y establecer una arquitectura de referencia. Para la implementación y la evaluación del prototipo del sistema se han realizado diversas pruebas de usabilidad y desempeño con un grupo de usuarios, lo cual permitió la recolección de datos y el análisis de los mismos.

El desarrollo y la evaluación fueron también soportados por el modelo de construcción de soluciones. El proceso de desarrollo cuenta con recomendaciones que sirven como base fundamental para culminar un proyecto con resultados altamente satisfactorios, las cuales son: dirigido por objetivos, iterativo e incremental, guiado por casos de uso, manejado por riesgos, centrado en arquitectura y basado en componentes.

MACROCOMPONENTES	COMPONENTES PRINCIPALES
MODELO PARA ESTABLECIMIENTO DE RESPONSABILIDADES	<ol style="list-style-type: none"> 1. Modelo del Ambiente del Sistema 2. Modelo de Casos de Uso del Sistema/Solución (ESENCIAL) 3. Arquitectura de Referencia para el Sistema/Solución (ESENCIAL) 4. Registro de Gestión de Riesgos 5. Plan del Proyecto (ESENCIAL) 6. Caso del Negocio
MODELO PARA DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	<ol style="list-style-type: none"> 7. Modelo del Diseño del Sistema/Solución (ESENCIAL) 8. Modelo de Despliegue/Distribución del Sistema/Solución 9. Modelo de Pruebas
MODELO DE IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA	<ol style="list-style-type: none"> 10. Descripción Detallada del Sistema/Solución 11. Prototipo Operacional de la Solución versión beta (ESENCIAL) 12. Manuales de Usuario e información complementaria

Figura 1.2. Estructura de referencia para describir el sistema/solución [9].

FASES	PROPÓSITO	HITO MAYOR	MODELOS
ESTUDIO DE PREFACTIBILIDAD	<ul style="list-style-type: none"> • Analizar el dominio del problema y determinar si se puede continuar con el Proyecto 	<ul style="list-style-type: none"> • Definición del Alcance del Sistema/Solución 	<ul style="list-style-type: none"> • Modelo para Establecimiento de Responsabilidades (versión inicial)
FORMULACIÓN DEL PROYECTO	<ul style="list-style-type: none"> • Analizar los aspectos esenciales relacionados con la construcción del Sistema y asegurar su viabilidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Establecimiento de una Arquitectura de referencia para todo el ciclo de vida del Sistema/Solución 	<ul style="list-style-type: none"> • Modelo para Establecimiento de Responsabilidades (versión final)
EJECUCIÓN DEL PROYECTO	<ul style="list-style-type: none"> • Construir la versión correspondiente del Sistema/Solución 	<ul style="list-style-type: none"> • Provisión de la capacidad operacional proyectada 	<ul style="list-style-type: none"> • Modelo para Descripción del Sistema • Modelo de Implementación del Sistema
VALIDACIÓN DE LA SOLUCIÓN	<ul style="list-style-type: none"> • Ejercitar el Sistema/Solución adecuadamente y corregir los errores detectados 	<ul style="list-style-type: none"> • Satisfacción del cliente con el Sistema/Solución 	

Figura 1.3. Descripción de las fases de referencias [9].

1.4. Aportes Investigativos

El aporte investigativo del presente proyecto se centra en cuatro aspectos principales:

1. Contribución a la línea de investigación en e-Salud del Grupo de Ingeniería Telemática de la Universidad del Cauca, en colaboración con los profesores de la facultad de ciencias de la salud, en el área de fisioterapia, y a la comunidad con la implementación un sistema para determinar el centro de gravedad total, como apoyo en el proceso de diagnóstico de la postura corporal.
2. Desarrollo e implementación de un sistema que permita a los especialistas identificar las deficiencias posturales y las limitaciones específicas durante la marcha a través de la representación del cálculo del centro de gravedad. Este proceso se ejecuta mediante la captura, el procesamiento y el almacenamiento de los datos, para la posterior representación de los resultados obtenidos.
3. Automatización del método segmentario para determinar el centro de gravedad total en el ser humano en condiciones dinámicas, a través del uso del sensor Kinect y de herramientas tecnológicas. Aportando en la precisión del cálculo y representación del Centro de gravedad total para diagnóstico de deficiencias posturales y de igual forma disminuyendo los errores que trae consigo la evaluación tradicional.
4. Realización y análisis de pruebas para evaluar los resultados obtenidos en la determinación de la ubicación del centro de gravedad total.

1.4.1. Publicaciones

Junto con el presente trabajo de grado, el siguiente artículo fue enviado para publicación:

- “Sistema para determinar el centro de gravedad total en un adulto haciendo uso del sensor Kinect”. “*System to determine the total center of gravity in an adult using the Kinect sensor*”. Presentado a la Revista Ciencia e Ingeniería Neogranadina de la Universidad Militar Nueva Granada con ISSN: 0124-8170 indexada a Categoría B, el cual queda pendiente para la aprobación de su publicación.

1.5. Contenido

La estructura del presente trabajo de grado está descrita a continuación:

Capítulo 2: Este capítulo presenta la recopilación de la revisión bibliográfica y el marco conceptual sobre el cual está basado el desarrollo del presente trabajo de grado. Se encuentra la definición de conceptos sobre la postura corporal y el centro de gravedad, junto con una descripción genérica de las tecnologías usadas con el fin de lograr el objetivo de este trabajo de grado.

Capítulo 3: Este capítulo describe el diseño y la implementación del prototipo del sistema que se ha planteado para este trabajo de grado, basado en la metodología propuesta. Igualmente, se presenta la arquitectura de referencia que surge a partir los modelos de desarrollo.

Capítulo 4: Este capítulo presenta la ejecución del sistema, las pruebas desarrolladas para la validación del mismo y el análisis de los resultados obtenidos. También se describe la metodología utilizadas con el fin de lograr el objetivo de este trabajo de grado.

Capítulo 5: Este capítulo presenta las conclusiones obtenidas del desarrollo de este trabajo de grado, además de los posibles trabajos futuros.

Capítulo 2

Marco Conceptual

2.1. Estado del Arte

En esta sección se presenta una recopilación de la revisión bibliográfica de los trabajos relacionados dentro del marco conceptual en el que se desarrolla este trabajo de grado.

Trabajo relacionado	Contribución
Análisis postural por imagenología computarizada: Apic v-8 [10]	En este trabajo se hace uso del programa APIC, que es un sistema de análisis postural basado en la demarcación previa de puntos anatómicos básicos de un sujeto, para luego tomar fotografías que sirvan de base para analizarlas mediante un sistema de captura de coordenadas cartesianas utilizando las herramientas de la hoja de cálculo de Excel y los comandos básicos de Visual Basic. Se realiza las mediciones de la variación de la posición de los segmentos corporales empleando los parámetros inerciales de De Leva y se construye un informe detallado de la medición.
Determinación de parámetros dimensionales en imágenes de líneas gravitacionales de referencia postural por medio de un sensor Kinect [7]	En este trabajo se presenta una metodología que permite hacer uso de la información de profundidad proporcionada por el sensor Kinect para cuantificar parámetros dimensionales entre articulaciones de un usuario y se complementa con un análisis estadístico. La metodología fue probada en un individuo joven en el que se detectaron problemas posturales al analizar en conjunto las imágenes y datos numéricos que entrega el sistema
Gestión automatizada de la prevención de riesgos ergonómicos mediante sensores de profundidad [11]	Este trabajo presenta el uso de sensores de profundidad para su empleo en la gestión automatizada de los riesgos ergonómicos en plantas productivas. Los sensores de profundidad permiten detectar la posición de las articulaciones del trabajador con una elevada frecuencia de muestreo sin la necesidad de sensores o marcadores colocados en el sujeto estudiado. Varios experimentos fueron realizados para comprobar la similitud de la valoración postural obtenida con la de observadores humanos, así como para determinar la influencia de la posición del trabajador respecto al sensor en los resultados
Uso del sensor Kinect para la estimación del error cometido al emplear el método OWAS de evaluación postural [12]	El método Owass de Evaluación postural identifica la falencia de las posturas en un puesto de trabajo y los factores de riesgo a los cuales está expuesto un trabajador. En la investigación se planteó un procedimiento para estimar el error cometido al emplear el Método Owass, utilizando el sensor de Kinect y el software de Ergonautas-NUI a frecuencias elevadas, para establecer un sistema de evaluación postural que sea analizado con un modelo matemático que nos permita predecir el error. El sensor Kinect modela movimientos en 3D, ya que cuenta con un emisor laser infrarrojo que se relaciona a un patrón de referencia mediante un proceso de triangulación, de esta manera se puede obtener la distancia al sensor de cada pixel, uniendo estos datos a los datos de colores recogidos por la cámara RGB se obtiene una nube de puntos, dibujando el cuerpo a unos 30 cuadros por segundo. La información de la posición de la persona es obtenida por el Kinect en forma de matriz de 3 columnas, una para cada coordenada (X, Y y Z), lo que da como resultado la posición exacta de cada articulación del cuerpo
Reconocimiento de posturas mediante Kinect en ROS [13]	El objetivo de este proyecto es crear un software de reconocimiento de posturas, y también de reconocimiento de movimientos. El reconocimiento de gestos aspira a mejorar la interacción entre personas y máquinas, haciéndola más natural y preferible para las personas. Se desarrolló un software para reconocimiento de

	posturas y movimientos en Robot Operating System (ROS), lo que permite que sea utilizado en aplicaciones de robótica. El resultado del proyecto cumple con los objetivos planteados, es decir, el programa es capaz de reconocer posturas definidas previamente, incluso de entre varios grupos de posturas diferentes. También reconoce movimientos, mostrando con qué nivel de precisión se han realizado. Además del reconocimiento de posturas estáticas y movimientos, se ha añadido una interfaz gráfica a la propuesta inicial del proyecto, la cual proporciona retroalimentación adicional al usuario, facilitando el uso del programa.
Diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores Kinect [14]	En este trabajo se investigaron los modelos biomecánicos, cinemáticos, y las tecnologías desarrolladas enfocadas al análisis de movimientos. Se realizaron algoritmos para la implementación de los controladores del sensor Kinect. Se realizó la adquisición y procesamiento de datos generados por el sensor Kinect, con el fin de realizar un análisis del movimiento humano.
Evaluación ergonómica en tiempo real mediante sensores de profundidad de bajo coste (Kinect) [15]	En este trabajo se obtiene una valoración de la ergonomía de un puesto de trabajo de manera automática y fiable. Con el programa basado en el sensor Kinect se ha conseguido una precisión en las mediciones superior a la que se estaba logrando con los métodos tradicionales de fotografías o video y luego mediciones sobre estos. Estos dispositivos podrían permitir recoger los datos con una mayor fiabilidad, evitando, por ejemplo, los errores en la medición de ángulos debidos a la perspectiva. Por otra parte, la frecuencia de muestreo puede elevarse debido a la automatización de la toma de datos, por lo que la frecuencia y duración del riesgo podría ser estimada con mayor precisión.
Segmentación de imágenes obtenidas a través de un sensor Kinect con criterios morfológicos y atributos visuales de profundidad [16]	En este trabajo se implementó un sistema de captura, representación y filtrado a partir de información dada por el sensor Kinect mediante técnicas de segmentación a fin de cuantificar parámetros de profundidad.
Errores en la determinación del centro de gravedad del cuerpo humano mediante el Stick figure (2D) [8]	En este proyecto se establece y se analiza cuáles son los tipos de errores que se cometen habitualmente al determinar la posición del centro de gravedad del cuerpo humano en una figura bidimensional, mediante el denominado método Stick Figure. Se calcula el rango del error cometido al identificar, establecer y marcar los puntos característicos que especifican los extremos de los segmentos corporales. Se pudo mostrar claramente que, en general, este método no aporta información sustancial sobre la ubicación del centro de gravedad, dado que el área de variabilidad de localización es tan amplia.
Sistema para determinar el centro de gravedad de un deportista practicante de tejo [17]	En este proyecto se pretende, a partir del KINECT analizar los gestos deportivos propios de un deporte nacional como es el caso del tejo o Turmequé del cual poco se ha estudiado, con el objetivo de determinar la mejor técnica deportiva en términos del movimiento del centro de gravedad del ejecutante y el modelo matemático que determina ese movimiento, además de la trayectoria del tejo mismo, permitiendo a los practicantes de esta disciplina deportiva mejorar la técnica y por supuesto los resultados deportivos

Tabla 2.1. Contribuciones de los trabajos relacionados.

2.2. Conceptos fundamentales sobre la postura corporal

2.2.1. Concepto

Debido a las múltiples definiciones de la postura corporal, se decidió adoptar para este proyecto la definición del Comité de Actitud Postural de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos, que define a la postura corporal como:

“La posición relativa que adoptan las diferentes partes del cuerpo. La postura correcta es aquella que permite un estado de equilibrio muscular y esquelético que

protege a las estructuras corporales de sostén frente a las lesiones o a las deformaciones progresivas, independientemente de la posición (erecta, en decúbito, en cuclillas, inclinada) en la que estas estructuras se encuentran en movimiento o en reposo. En estas condiciones, los músculos trabajarán con mayor rendimiento y las posturas correctas resultarán óptimas para los órganos torácicos y abdominales” [1].

La postura se clasifica de dos formas: Postura estática y postura dinámica. La postura estática se define como la alineación corporal mantenida de todos sus segmentos en una situación específica de quietud. La postura dinámica, es la actitud corporal y de los segmentos adoptada durante el movimiento [3].

2.2.2. Alteraciones y el análisis postural

Las alteraciones posturales, como todos los problemas, trastornos, o patologías del aparato locomotor, se producen a causa de adoptar una mala postura, es decir pueden instaurarse por repetición de los llamados hábitos posturales negativos o vicios posturales.

El cuerpo se encuentra constantemente sujeto a la fuerza de la gravedad, cualquiera que sea la posición asumida. En consecuencia, las llamadas desviaciones posturales son comunes y un gran número de personas sufren trastornos agudos e incapacidades como resultado de la tensión y las lesiones de las estructuras corporales [2]. Según el Comité de Actitud Postural de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos, las posturas incorrectas son consecuencias de fallos en la relación entre diversas partes del cuerpo, lo que da lugar a un incremento de la tensión sobre las estructuras de sostén, por lo que se produce un equilibrio menos eficiente del cuerpo sobre su base de sujeción [1].

Son numerosos los factores que influyen en la postura de cualquier individuo, los cuales pueden generar deficiencias de alineamiento postural. En [3] se presenta la categorización en cuatro grupos:

- a) Hereditarios: Generalmente estas posturas se asocian al fenómeno biológico por medio del cual se transmiten características posturales ideales o de deficiencia. Por ejemplo, Escoliosis, Cifosis, Lordosis, Genu recurvatum, Genu varo, Genu valgo, Genu flexo, Pie plano, entre otras.
- b) Físicos: Comprende muchos aspectos como: Los Morfofisiológicos, los hábitos posturales y las deficiencias estructurales,
- c) Psicológicos: Se basan en las características y conductas propias del individuo como la personalidad, la autoestima, entre otras.

- d) Contextuales: Se consideran los aspectos socioculturales, ocupacionales y las características ergonómicas en las que se desenvuelve el individuo.

Por consiguiente, toda postura corporal que altere el alineamiento postural óptimo de los segmentos, se define como una postura defectuosa.

En [3] se presenta la propuesta de análisis de la postura que incluye cinco criterios de observación, los cuales se nombran a continuación:

- a) Los criterios de la historia clínica, los cuales hacen referencia a la revisión inicial de la información registrada del usuario, obtenida a través de las diferentes pruebas durante la evaluación del movimiento corporal humano. Este tipo de información proporciona al profesional las características posturales del usuario y las posibles alteraciones que se identifiquen durante el análisis postural, por ejemplo, los antecedentes de traumas, enfermedades, dolor, actividades ocupacionales, deficiencias congénitas entre otros.
- b) Los criterios de observación de las condiciones por contexto, forman parte la adopción de la postura del individuo bajo la influencia de la situación social, cognitiva y física en las que interactúa.
- c) Los constitucionales, son derivados de la relación entre variables antropométricas, como la altura, la longitud, los perímetros y diámetros de los segmentos corporales, estas medidas sirven para proporcionar las dimensiones morfológicas del cuerpo.
- d) En los criterios estáticos de observación, el autor Leopold Busquet afirma que el análisis de la alineación postural corporal incluye el reconocimiento de las estructuras pasivas, como son la cadena osteoarticular, la cadena fascial posterior, presión intratorácica y presión intraabdominal.
- e) Y los criterios dinámicos hacen referencia a la exploración de movimiento activo y pasivo de cada una de las unidades funcionales para conocer el comportamiento motor y funcional del individuo.

2.2.3. La marcha

La marcha se encuentra definida como el paso bípedo que utiliza el ser humano para desplazarse de un lugar a otro, con bajo esfuerzo y mínimo consumo de energía que exige de la integración compleja de varios sistemas y compromete varios segmentos corporales.

El propósito del examen de la marcha es el estudio de los eventos que se presentan en su ejecución, para facilitar la identificación y el registro de deficiencias, limitaciones en la actividad y restricciones en la participación que se pueda

presentar. Posteriormente sirve para plantear estrategias terapéuticas encaminadas a resolver y mejorar las alteraciones.

Por esta razón es significativo conocer cómo varía la ubicación del centro de gravedad en cada persona, de acuerdo a sus características antropométricas⁷. Y a su vez, se debe indicar que los desplazamientos del centro de gravedad durante la marcha normal no superan los cinco centímetros aproximadamente por cada eje, esta es la medida óptima para que la marcha sea eficiente. Por tanto, se debe presentar una curva sinusoidal en el plano horizontal o en el plano sagital [18] [19] [6].

De igual manera se debe tener en cuenta que el consumo de energía en la marcha normal debe ser mínimo, por tanto, si existe una irregularidad en la continuidad de los movimientos asociados al centro de gravedad que se presentan durante la marcha, el centro de gravedad sufre desplazamientos alternados de derecha-izquierda y de arriba-abajo, lo cual garantiza que caiga directamente sobre la base de sustentación. En consecuencia, las particularidades de la marcha de todo individuo, están influenciadas por la postura dentro del proceso de evaluación del movimiento corporal humano para determinar la condición de funcionamiento de un individuo.

Según [3], Para facilitar el estudio y el examen de la marcha, muchos autores han descrito tres tareas funcionales, que se describen a continuación:

- Aceptación de peso; que coincide con las dos primeras fases del periodo de soporte, el contacto inicial y la respuesta a la carga, en las que el peso corporal se transfiere de una extremidad a la otra.
- Soporte en una sola extremidad; se relaciona con las siguientes dos fases, el soporte medio y soporte terminal, donde el peso corporal recae totalmente en la extremidad de apoyo que demanda gran estabilidad, mientras la otra extremidad se encuentra en balanceo.
- Avance de la extremidad; está asociada a las cuatro fases restantes, pre-balanceo y balanceo inicial, medio y terminal. Por tanto, garantiza que el pie despegue del piso y, la extremidad y el tronco avancen.

En el anexo A se describe el Método para el análisis de la marcha a través de la videografía usado por los fisioterapeutas y se presenta la propuesta de la guía de la evaluación clínica que debe completar al adoptar el método de observación para análisis movimiento corporal humano durante la marcha.

⁷ La antropometría es la ciencia de la medición de las dimensiones y algunas características físicas del cuerpo humano [35].

2.3. Conceptos fundamentales sobre el Centro de Gravedad en el ser humano

2.3.1. Segmentos y Puntos anatómicos del modelo humano

El análisis del movimiento humano desde la perspectiva de la Biomecánica Deportiva, considera el cuerpo humano como un sistema formado por una serie de segmentos sobre los cuales actúan fuerzas externas e internas. Y, el análisis cinemático, generalmente, considera a los cuerpos como elementos rígidos, indeformables. Básicamente este enfoque plantea el estudio del cuerpo humano como un modelo de segmentos rígidos articulados, realizando determinadas simplificaciones como el asumir que las articulaciones son puntuales [7].

Para la determinar la ubicación de un segmento son imprescindibles, como mínimo, dos puntos que definan el vector posición de su eje longitudinal, los cuales habitualmente, se corresponden con los extremos del eje. La localización de estos puntos puede determinarse a partir de puntos anatómicamente conocidos ya sean de tipo interno (centros de rotación articular, puntos topológicos óseos, etc.), como epidérmicos o superficiales (protuberancias, puntos característicos de la piel, etc.).

La segmentación del cuerpo humano puede realizarse de múltiples formas, dependiendo de cuál sea el objeto de estudio, aunque habitualmente, tal y como plantean McDonald y Dapena (1991), se utilizan modelos de 14 segmentos y 22 puntos anatómicos como los expresados en la Figura 2.1.

Cada uno de los segmentos está delimitado por dos puntos, que pueden ser articulaciones o puntos extremos finales de segmento. Los puntos de las articulaciones son comunes a dos segmentos. Por ejemplo, el punto del codo es el final del segmento del brazo y el principio del segmento del antebrazo. De los puntos de cada segmento, el punto proximal en posición anatómica se considera el de referencia, es decir el número 1, y el otro es el número 2. Con este criterio se establece la Tabla 2.3 que sirve como modelo para representar la figura humana de forma global y es suficiente para calcular el centro de gravedad [5].

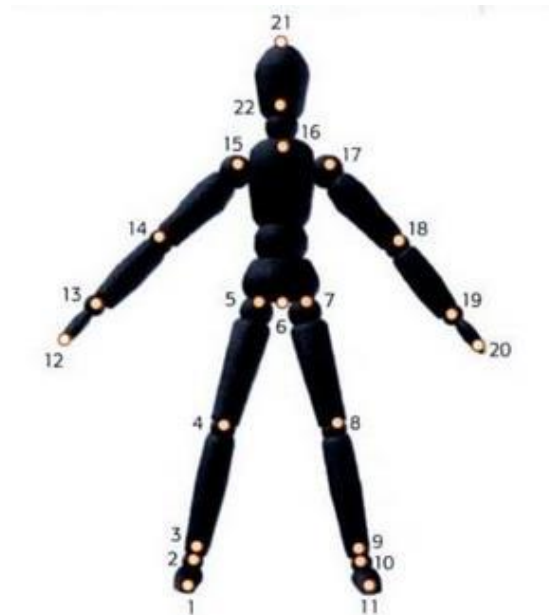


Figura 2.1. Puntos Anatómicos del cuerpo humano [5].

1. Puntera pie derecho	12. Mano derecha
2. Talón derecho	13. Muñeca derecha
3. Tobillo derecho	14. Codo derecho
4. Rodilla derecha	15. Hombro derecho
5. Cadera derecha	16. Supraesternal
6. Centro de cadera	17. Hombro izquierdo
7. Cadera izquierda	18. Codo izquierdo
8. Rodilla izquierda	19. Muñeca izquierda
9. Tobillo izquierdo	20. Mano izquierda
10. Talón izquierdo	21. Vertéx
11. Puntera de pie izquierdo	22. Mandíbula

Tabla 2.2. Nombres de los puntos anatómicos de la Figura 2.1.

Segmento	Punto	
	Punto de referencia (punto 1)	Punto extremo (punto 2)
Cabeza	21	22
Tronco	16	6
Brazo Derecho	15	14
Brazo Izquierdo	17	18
Antebrazo Derecho	14	13
Antebrazo Izquierdo	18	19
Mano Derecha	13	12

Mano Izquierda	19	20
Muslo Derecho	5	4
Muslo Izquierdo	7	8
Pierna Derecha	4	3
Pierna Izquierda	8	9
Pie Derecho	2	1
Pie Izquierdo	10	11

Tabla 2.3. Modelo mecánico del cuerpo humano [5].

2.3.2. Concepto de Centro de Gravedad

El denominado centro de gravedad se abrevia internacionalmente como CG [20], y es el punto situado en el centro de la masa corporal, localizado en la intersección de los planos sagital, frontal y horizontal. Posee variaciones de acuerdo a los distintos sujetos, pero aproximadamente se encontraría anatómicamente en la pelvis entre las vértebras L5, S1 y la segunda vértebra sacra. En términos prácticos el CG es el punto aparente de acción de la suma de las fuerzas de gravedad que actúan en todo el cuerpo [21] [22]. En la Figura 2.2 se observa la ubicación general del CG en el ser humano. En la Figura 2.3 se puede observar algunas ubicaciones del CG según la posición en la que se desplacen los segmentos articulados que se encuentran en movimiento.

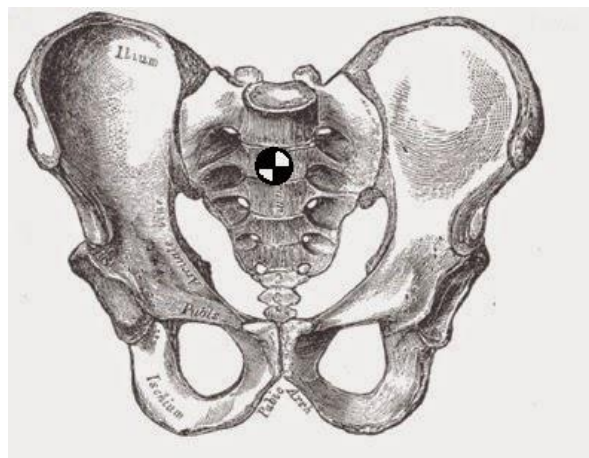


Figura 2.2. Ubicación del CG en humanos. [23]

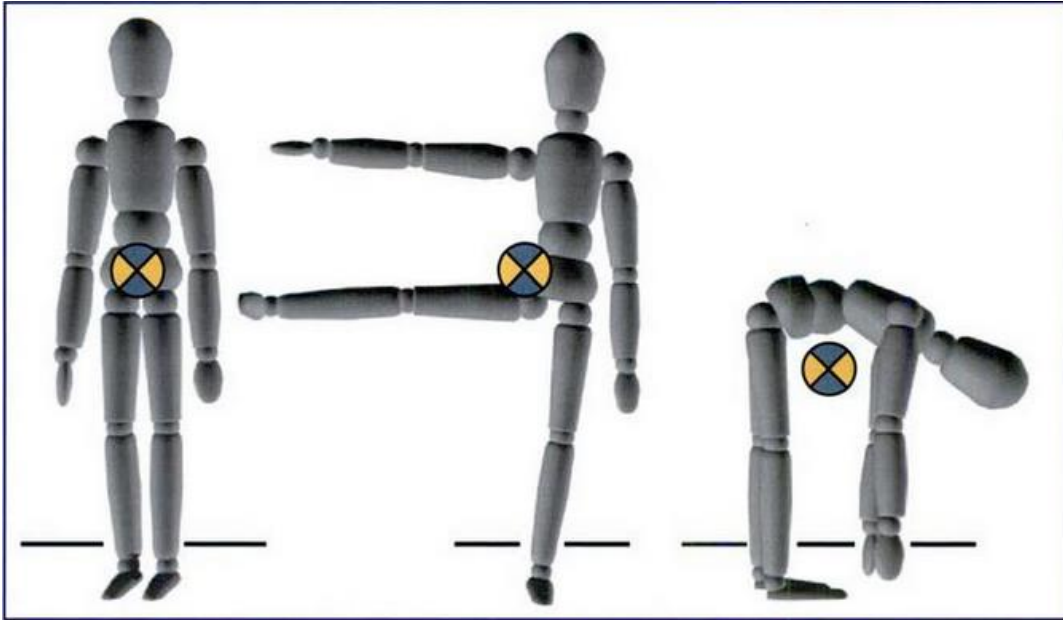


Figura 2.3. Ubicación del Centro de Gravedad [5] .

2.3.3. Métodos para determinar el Centro de Gravedad

Uno de los parámetros más importantes en el análisis del movimiento humano es el centro de gravedad segmentario. Por tanto, para calcularlo con mayor precisión y debido a la complejidad que presenta el cuerpo humano, se explican los métodos existentes en [5] y [24], los cuales se pueden clasificar en dos categorías:

a) **Métodos directos:** Se denomina métodos directos porque el proceso se realiza sobre el cuerpo en el que deseamos calcular el CG, y para ello se utilizan diferentes técnicas experimentales para la determinación de los parámetros permitiendo obtener valores personalizados para cada individuo. Esto nos brinda mayor precisión y resultados más rápidos, sin embargo, el inconveniente que es que sólo se pueden aplicar en posiciones estáticas.

Algunas propuestas para calcular el CG de manera sencilla son, el método de la plomada, el método de la tabla propuesto por Reynolds y Lovett el cual es más apropiado para aplicar en humanos y el método de Basler.

Algunos de estos métodos pueden basarse en técnicas de inmersión en agua, métodos fotogramétricos de medición de volúmenes, aceleración de segmentos de forma libre, vibraciones mecánicas, métodos basados en la utilización de escáner, entre otros.

Debido a que son escasos los estudios que se han realizado en sujetos vivos, no cadáveres, se han utilizado algunas técnicas de gran importancia como es el escáner de rayos gamma o la resonancia magnética, técnicas de imagen que permiten calcular volúmenes y densidades dentro de los segmentos. Sin embargo, se requieren aparatos costosos y el tiempo de registro es demasiado.

b) Métodos indirectos: En este caso son métodos de tipo predictivos, es decir, el análisis no se hace sobre el cuerpo, sino sobre una imagen o video del mismo aplicando diversos algoritmos basados en la obtención de dimensiones antropométricas.

- **Métodos basados en aproximaciones geométricas:** Este método hace referencia a un modelo matemático que representa los segmentos corporales, por medio de simplificaciones geométricas y cálculos matemáticos del cuerpo.

Este tipo de estudios se basan en la simplificación y reducción de los segmentos corporales a figuras geométricas sencillas, a partir de dimensiones antropométricas como longitudes y perímetros, como es el caso de los modelos desarrollados por autores como Whitsett (1963), Hanavan (1964), Jensen (1978, 1986, 1993, 1994), Hatze (1980), Yeadon (1990), Sarfaty y Ladin (1993), entre otros. En estos modelos el error se encuentra al simplificar excesivamente los contornos y al asumir que la densidad de los segmentos es constante.

- **Métodos basados en la utilización de ecuaciones de regresión:** La mayoría de los autores especializados en Biomecánica Deportiva determinan los parámetros inerciales de los modelos humanos a partir de la utilización de ecuaciones de regresión, con estas ecuaciones se pueden calcular los datos necesarios para determinar el CG, a partir de algunas mediciones antropométricas.

Los datos que definen estas ecuaciones son obtenidos de poblaciones específicas (vivas o de cadáveres), cuyos primeros estudios se realizaron por militares norteamericanos con cadáveres congelados que seccionaron en segmentos. Esto les permitió calcular el peso de cada parte del cuerpo respecto al peso total y también usar métodos directos para localizar el CG en cada uno.

A continuación, en la Tabla 2.4 se presentan algunos de los estudios más representativos que aportan las ecuaciones de regresión

Autor	Muestra	Edad	Sexo	Peso	Estatura
Dempster (1955)	8 cad.	52-83	M	49-72	1.59-1.86
Barter (1957)	12 cad.		M		
Drillis y Contini (1966)	20 vivo	20-40	M	76-86	1.67-1.88
Bernstein (1967)	152 vivo		M/F		
Clauser et al. (1969)	13 cad.	28-74	M	54-88	1.62-1.85
Chandler et al. (1975)	6 cad.	45-65	M	51-89	1.64-1.81
McConville et al. (1980)	31 vivo	22-33	M	59-104	1.62-1.94
Zatsiorsky y Seluyanov (1985)	100 vivo	19-35	M/F	55-91	1.68-1.80

Tabla 2.4. Características de las muestras utilizadas en diversos estudios para la obtención de Parámetros inerciales de segmentos corporales humanos.

Los estudios ofrecen datos muy precisos al emplear metodologías directas, sin embargo, utilizar los datos que aportan en seres humanos vivos presenta ciertos inconvenientes, porque la media de edad nunca es inferior a 49 años, el número de sujetos utilizados como muestra es muy reducido, las condiciones de deterioro de los cadáveres y, además, no se puede asumir que todas las personas tienen las mismas características antropométricas que la población experimental.

Estas limitaciones de los estudios de cadáveres podrían resolverse mediante la utilización de técnicas basadas en modelos matemáticos individualizados del cuerpo humano. Pero esta alternativa plantea problemas tales como la gran cantidad de medidas antropométricas requeridas lo que plantea problemas de disponibilidad de tiempo.

Un intento por resolver esta problemática ha sido realizado por De Leva (1993, 1996), el cual, utilizando datos antropométricos extraídos del ejército de los Estados Unidos del año 1988, ha adaptado los parámetros inerciales de Zatsiorsky a los puntos y articulaciones anatómicas habituales en Biomecánica Deportiva. En la Tabla 2.5 se expresan las adaptaciones llevadas a cabo por De Leva (1996) a los datos aportados por Zatsiorsky y Seluyanov para el estudio con imágenes, compuesta por catorce segmentos, que goza de la aceptación en el ámbito de la Biomecánica en la actualidad.

Los parámetros necesarios son el porcentaje de peso de cada segmento y el porcentaje de distancia del CG propio de cada segmento al punto de referencia. En este modelo se asume que la parte derecha e izquierda del cuerpo son simétricas en cuanto a distribución de masa y se aportan valores distintos para hombres y mujeres. Se debe mencionar, que no se debe conocer el peso de la persona ni la longitud del segmento por tanto tampoco se necesita saber la

escala de la imagen, debido a que, el peso y la distancia esta expresada en un 100%.

	% Distancia Hombres	% Peso Hombres	% Distancia Mujeres	% Peso Mujeres
Cabeza	0,5976	0,0694	0,5894	0,0668
Tronco	0,4486	0,4346	0,4151	0,4257
Brazo	0,5772	0,0271	0,5754	0,0255
Antebrazo	0,4574	0,0162	0,4559	0,0138
Mano	0,7900	0,0061	0,7474	0,0560
Muslo	0,4095	0,1416	0,3612	0,1478
Pierna	0,4459	0,0433	0,4416	0,0481
Pie	0,4415	0,0137	0,4014	0,0129

Tabla 2.5 Valores de referencia de la localización del CG de cada segmento en el eje longitudinal y del porcentaje de peso respecto al peso total de hombres y mujeres.

2.3.4. Modelo para determinar el Centro de Gravedad segmentario

En [5], se plantea el procedimiento para la medición de coordenadas y localización del centro de gravedad de cada segmento.

Para realizar el estudio del cálculo de CG se toma la fotografía o imagen seleccionada y se ubican las articulaciones o puntos anatómicos que determinan los segmentos corporales. La Figura 2.1 muestra los 14 segmentos y 22 puntos anatómicos del cuerpo humano, que goza de gran aceptación en el ámbito de la biomecánica deportiva. Los nombres de cada segmento del modelo se encuentran en la Tabla 2.2.

A continuación, se realiza el Kinegrama o esquema segmentario uniendo dichos puntos secuencialmente. Se debe trazar un sistema de coordenadas y por facilidad se plasman en el primer cuadrante, de tal forma se logra trabajar con valores positivos para todas las coordenadas. Luego se miden las coordenadas (X y Y) de cada punto del segmento respecto al eje de coordenadas.

P
o
s
t
e
r
i
o
r
m
e

$$CG_x = (X_2 - X_1) \times \%d + X_1 \quad (2.1)$$

$$CG_y = (Y_2 - Y_1) \times \%d + Y_1 \quad (2.2)$$

Donde:

CG_x y CG_y son las coordenadas X e Y del CG de cada segmento.

X_1 e Y_1 son las coordenadas del punto de referencia del segmento.

X_2 e Y_2 s son las coordenadas del otro punto del segmento.

$\%d$ es la distancia del CG del segmento respecto al punto de referencia incluido en la Tabla 2.5.

El siguiente paso consiste en calcular el momento que produce el peso de cada segmento respecto a cada eje de coordenadas. Para ello se debe multiplicar la distancia hasta el eje por el valor del peso de cada segmento de la Tabla 2.5. Este proceso que puede ser complejo, se simplifica y sistematiza utilizando la Tabla 2.6. Se hace uso de una tabla para el eje X y otra para el eje Y, donde se rellenan las columnas de las coordenadas de cada segmento. Una vez seguidas las instrucciones de cada casilla, se suman los resultados de la columna (Momento) el cual genera el valor de la coordenada del CG respecto al sistema de coordenadas fijado en la imagen.

Finalmente, se localiza sobre la imagen el resultado de cada coordenada, lo cual indica el punto donde se encuentra el CG en el individuo.

Eje x	A	B	C	D	E	F	G	H
Segmento corporal	X1	X2	Longitud del segmento (B-A)	% Distancia Tabla 2.4	Distancia al punto proximal (C* D)	Distancia al eje (E + A)	%Peso Tabla 2.4	Momento (F* G)
Cabeza								
Tronco								
Brazo derecho								
Brazo izquierdo								

Antebrazo derecho								
Antebrazo izquierdo								
Mano derecha								
Mano izquierda								
Muslo derecho								
Muslo izquierdo								
Pierna derecho								
Pierna izquierdo								
Pie derecho								
Pie izquierdo								
Coordenadas X (suma de momentos)								

Tabla 2.6. Formato para determinar el Centro de Gravedad.

2.4. Uso de Tecnologías

En esta sección son presentadas las tecnologías que se tuvieron en cuenta para capturar los datos necesarios para determinar el CG y la automatización del proceso, tales como el sensor Kinect, la herramienta de desarrollo Microsoft Visual Studio 2015, algunos de sus controladores y drivers que se consideraron usar para el correcto el funcionamiento del dispositivo.

2.4.1. Sensor Kinect XBOX-360

El dispositivo Kinect o también conocido como sensor Kinect, es un periférico de entrada desarrollado por Microsoft para jugar en la videoconsola Xbox 360. Permite a los usuarios controlar e interactuar con la consola sin necesidad de ningún

contacto físico mediante una interfaz natural de usuario (NUI) basada en gestos y comando de voz.

El sensor soporta una cámara RGB (Red, Blue, Green), un conjunto de micrófonos, un sensor de profundidad capaz de capturar el movimiento tridimensional de un cuerpo humano, tiene la capacidad de reconocer la voz y el rostro, y simultáneamente procesa la información del hardware y software.

A continuación, se describen y se muestran en la Figura 2.4 las partes que componen al dispositivo.

- **Cámara RGB:** Esta cámara tiene resoluciones de 640x480 (VGA) y 1280x1024 píxeles. Dependiendo del SDK (Software Development Kit) utilizado, esta cámara es capaz de operar con dos formatos de imagen: formato RGB y formato YUV.
En formato RGB, hasta treinta imágenes pueden ser generadas por segundo (30fps) y las imágenes en formato YUV sólo están disponibles en una resolución de 640x480 píxeles y a 15fps [25].
- **Sensor de profundidad IR:** Este sensor tiene resoluciones de 640x480 (VGA), 320x240 (QVGA) y 80x60 píxeles. Utiliza luz estructurada infrarroja para su funcionamiento. La fuente de luz infrarroja (laser más rejilla de difracción), proyecta un patrón de puntos sobre la escena que es leído por un sensor de infrarrojos monocromático CMOS. El sensor detecta los segmentos de puntos reflejados y estima la profundidad a partir de la intensidad y la distorsión de los mismos. La información de profundidad se devuelve en un mapa de píxeles con una frecuencia máxima de 30 imágenes por segundo. Cada pixel está representado por dos bytes (16 bits), cuyo valor representa teóricamente la distancia del objeto al sensor [25].
- **Arreglo de micrófonos:** Está compuesto por cuatro micrófonos, que permiten la comunicación con el dispositivo y darle órdenes al mismo. Su configuración hace que sea capaz de reconocer la localización de donde proviene el audio dentro de la habitación, y están programados para captar y erradicar el posible ruido de ambiente [26].
- **Motor:** Permite tener una inclinación que oscila entre los $\pm 27^\circ$ adicionales al ángulo de visión vertical de la cámara.
- **Acelerómetro:** Posee un rango de 2G en los tres ejes espaciales, donde G es a fuerza de gravedad.

- **Led:** Es un indicador que se activa cuando el sensor Kinect Xbox 360 es encendido y normalmente parpadea en verde por un minuto.

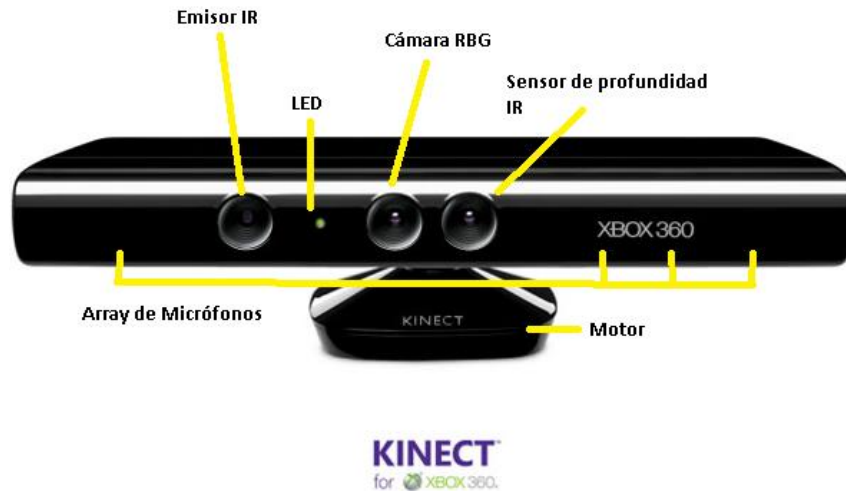


Figura 2.4. Componentes del sensor Kinect Xbox 360.

En la Tabla 2.7 se describen las especificaciones técnicas del sensor Kinect.

En [25], el sensor Kinect presentan algunas limitaciones haciendo que en ciertas regiones la profundidad de la escena no se pueda estimar por tanto la fiabilidad de los datos no es aceptable. Existen dos tipos de limitaciones condicionadas por los factores externos debido a las condiciones de la escena y factores internos debido a la arquitectura del dispositivo.

Especificaciones técnicas del sensor Kinect Xbox-360	
Cámara RGB	VGA 640x480, 32 bits por pixel, velocidad 30 fps.
Sensor de profundidad	640x480 CMOS, 16 bits por pixel, 30 fps. Profundidad de detección de 0.8 m hasta 8 m
Micrófonos	Rango: $\pm 50^\circ$ Cancelación ruido: 20 dB Resolución: 24 bits PCM (Pulse Code Modulation) Frecuencia: 16 kHz
Motor	Ángulo de inclinación: $\pm 27^\circ$
Acelerómetro	2G/4G/8G para un rango de 2G con una precisión de $\pm 1^\circ$
Rango de profundidad	Mínimo: 0.8 m a 1.2 m Máximo: 3.5 a 4 m

Angulo de visión	Horizontal: $\pm 57^\circ$ Vertical: $\pm 43^\circ$
-------------------------	--

Tabla 2.7. Características del dispositivo del Kinect [27] [28]

En los factores internos influye cuando los puntos de luz no cubren de manera continua la superficie de los objetos, haciendo que los pixeles de la imagen tienen que ser interpolados. Cada valor de profundidad tiene un margen de error asociado, el cual es mayor cuando más lejano se encuentra el objeto, esto sucede porque la potencia de luz del haz de infrarrojos se atenúa en el trayecto recorrido y se vuelve imperceptible. De lo anterior, se deriva la imprecisión en los bordes de los objetos, debido a que se tomará la profundidad del objeto más cercano o del más lejano debido a la dispersión de los pixeles. En los objetos cóncavos, suelen producirse reflexiones dobles, donde un punto de luz caiga sobre una superficie cóncava, lo que produce un solapamiento de los puntos de luz, siendo irreconocibles para el sensor.

2.4.2. Controladores

En esta sección encontramos que en la Tabla 2.8 se muestra la comparación de las características de los controladores del Kinect que más prestación ofrecen.

Características de los controladores del dispositivo Kinect	
SDK Microsoft	SDK OPENNI/NITE
Ventajas	
Soporte para audio	Uso libre y comercial
Incluye las manos, pies y clavícula	Adquiere datos de las manos para seguimiento y reconocimiento de gestos
Seguimiento de cuerpo completo	Seguimiento de cuerpo completo
No necesita postura de calibración	Puede calibrar la profundidad y el color de la imagen
Soporte para el motor de inclinación	Calculo de la rotación de las articulaciones
Mejor tratamiento de articulaciones no visibles	Plataforma múltiple: Windows, Linux y MacOSX
Soporta múltiples sensores	Soporte incorporado para grabación y reproducción
Instalación simple	
Gran cantidad de información disponible	
Sistema de reconocimiento de gestos	

Desventajas	
Licencia única para uso no comercial	Instalación compleja
Mayor consumo de recursos computacionales	Sin soporte para audio y motor de inclinación
Solamente es compatible con Windows	Necesita una postura de calibración
Sin soporte incorporado para grabación y reproducción	Articulación no visible no son estimadas
Sin soporte para transmitir los datos sin procesar infrarrojo	Compatible con varios sensores, aunque la configuración y enumeración es compleja

Tabla 2.8. Características de los controladores OpenNI y Microsoft SDK. [14].

2.4.3. Microsoft Visual Studio 2015

Visual Studio es un conjunto completo de herramientas de desarrollo para la generación de aplicaciones web ASP.NET, Servicios Web XML, aplicaciones de escritorio y aplicaciones móviles. Visual Basic, Visual C# y Visual C++ utilizan el mismo entorno de desarrollo integrado (IDE), que habilita el uso compartido de herramientas y facilita la creación de soluciones en varios lenguajes. Asimismo, dichos lenguajes utilizan las funciones de .NET Framework, las cuales ofrecen acceso a tecnologías clave para simplificar el desarrollo de aplicaciones web ASP y Servicios Web XML.⁸

A continuación, se nombran algunos de los componentes software de gran importancia para el uso del sensor Kinect.

- **SDK v1.8 Kinect para Windows:** El kit de desarrollo de software (SDK) de Kinect para Windows permite a los desarrolladores crear aplicaciones que admitan reconocimiento gestual y de voz, utilizando la tecnología de sensores Kinect en equipos que ejecutan Windows 7 y versiones en adelante.
- **Windows Runtime v1.8 para Kinect:** El Windows Runtime para Kinect proporciona los controladores y el entorno de tiempo de ejecución requerido por las aplicaciones de Kinect para Windows que utilizan la tecnología de sensores Kinect.
- **Windows Developer Toolkit v1.8 para Kinect:** Windows Developer Toolkit contiene nuevos ejemplos de código fuente actualizados, Kinect Fusion, Kinect

⁸ Para mayor información visitar la página web: <https://msdn.microsoft.com>

Interactions, Kinect Studio y otros recursos para simplificar el desarrollo de aplicaciones de Kinect para Windows. Incluye las siguientes características:

- Ejemplos actualizados y nuevos de código fuente.
- Controles de Kinect para agregar capacidades gestuales a su aplicación.
- The Face Tracking SDK
- Otros recursos valiosos de desarrollo.

En el anexo B se puede observar la definición detallada de los componentes software que se consideraron para la captura, la automatización, el almacenamiento de datos y la representación de los datos obtenidos.

2.5. Selección de algoritmo para desarrollar el método segmentario para determinar el CG

Debido a la aceptación que se ha tenido por la Biomecánica Deportiva del modelo De Leva para determinar el CG, se selecciona como marco de referencia para dar cumplimiento al objetivo N° 1 de este trabajo de grado. Por esta razón, el diseño y la implementación del sistema requerido se fundamenta en los datos, formatos y procedimientos establecido por De Leva con la consideración que se toman los tres ejes de coordenadas para la ubicación de los puntos anatómicos del adulto y para hallar la suma de momentos respectivamente.

El flujo que sigue la implementación del algoritmo es:

1. Ubicar las coordenadas de cada articulación.
2. Sacar el valor de los catorce segmentos del cuerpo humano.
3. Calcular el porcentaje de distancia del CG de cada segmento.
4. Calcular el momento parcial que produce el porcentaje del peso sobre cada segmento corporal.
5. Calcular la sumatoria total de momentos parciales en cada coordenada respectivamente, para obtener como resultado final la posición en las tres coordenadas del CG total.

De acuerdo a lo expuesto en el Anexo F.1. Selección de Algoritmos para implementar el método segmentario para determinar el CG, se explicará más detalladamente el flujo que sigue la implementación del algoritmo seleccionado.

Capítulo 3

Modelo del Desarrollo

En esta sección se presenta el proceso de modelado del diseño y la implementación de una solución basada en el sensor Kinect para la captura de datos de un adulto durante la marcha, que establezca la ubicación del centro de gravedad total.

3.1. Diseño del Sistema

En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se presentan los diagramas que modelan el sistema para automatizar el CG, acorde al Modelo de desarrollo del MCS.

3.1.1. Diagrama de casos de uso

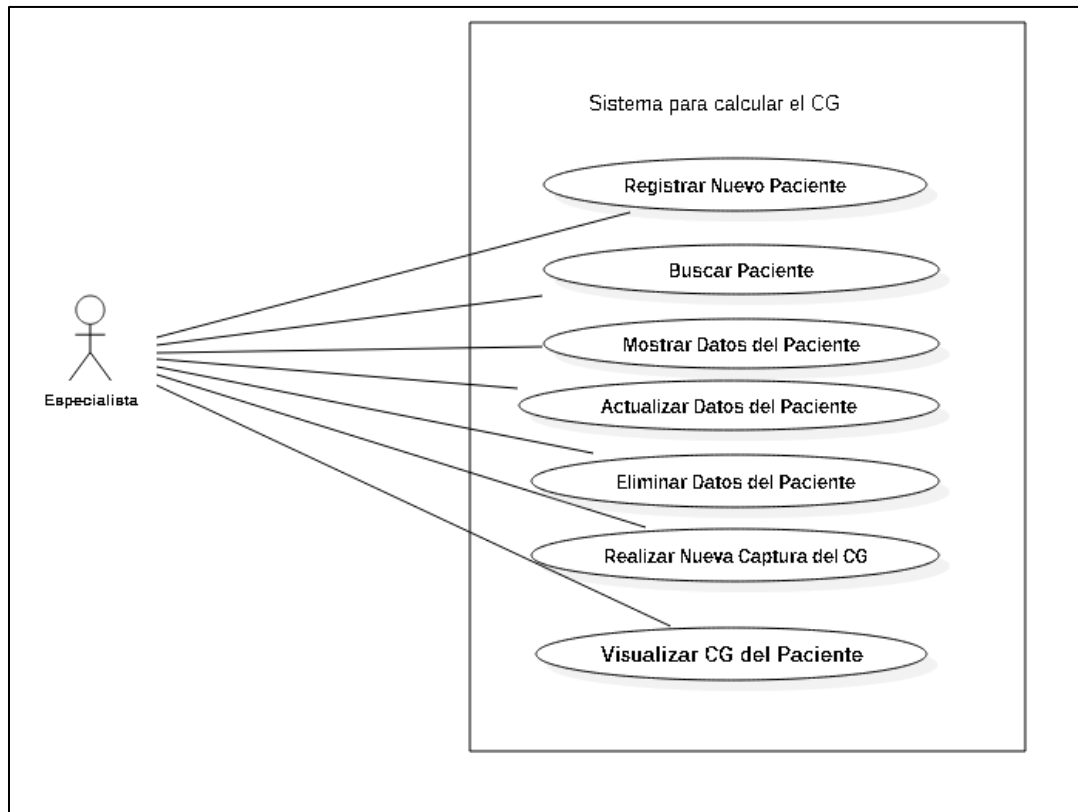


Figura 3.1. Diagrama de Casos de uso para el especialista.

El especialista al ingresar al sistema, podrá agregar un nuevo paciente, registrando los datos personales que son pertinentes para el diagnóstico postural, entre los que se encuentran: Identificación, Nombre completo, Edad, Talla, Peso y Sexo biológico. Este último permite relacionarlo con los valores definidos en el modelo de De Leva. Asimismo, es de gran importancia conocer alguna información relevante del paciente, como, por ejemplo, el uso de auxiliares de marcha ya sean unilateral o bilateralmente, el uso de prótesis u ortesis. Por último, se agrega la Fecha de exploración.

También el sistema le permite buscar por medio del número de identificación a un usuario, y se hace el despliegue de la información. Se brinda la opción de actualizar, eliminar los datos ya almacenados de cada paciente y realizar una nueva captura del CG.

Una vez registrado el paciente esta información es almacenada, el sistema permite de manera automática y transparente para el especialista la captura de datos relacionados con el CG del individuo, a través del sensor Kinect, lo que conlleva a calcular y almacenar la información concerniente al CG. Por último, el sistema le permite visualizar al especialista el CG parcial y total en tiempo real a la captura

La descripción detallada de cada caso de uso se encuentra en el Anexo C.

3.1.2. Diagramas de secuencia

El diagrama de secuencia de la Figura 3.2. describe el funcionamiento del sistema de acuerdo a los casos de uso anteriormente mencionados.

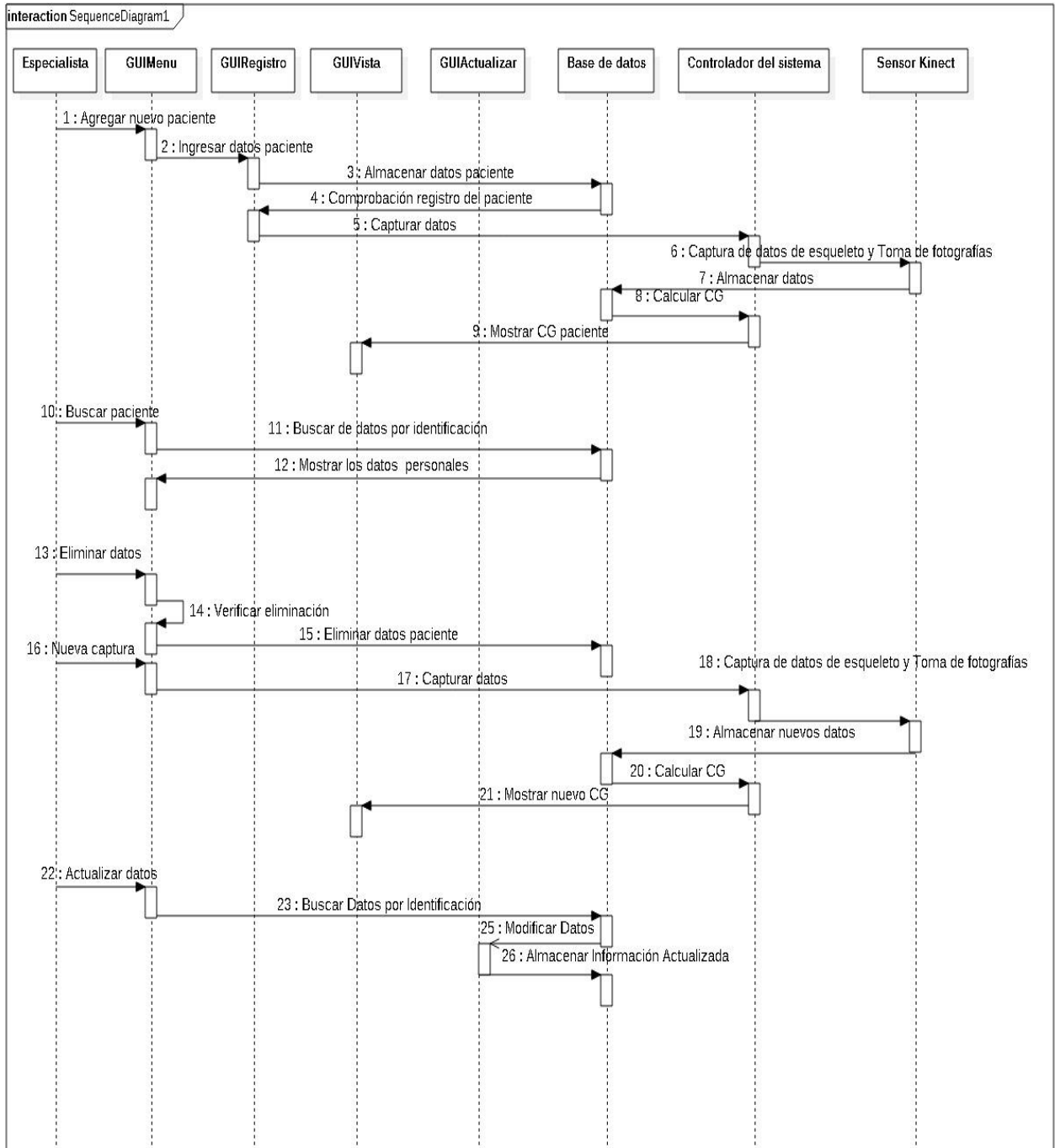


Figura 3.2. Diagrama de secuencia del sistema.

Esta descripción se ha realizado con: Especialista, Interfaz del Menú (GUIMenu), Interfaz de registro (GUIRegistro), Interfaz de vista del CG del paciente (GUIVista), interfaz de actualizar datos del Paciente (GUIActualizar), Base de datos del sistema, Controlador del sistema y Sensor Kinect.

Primero se describe el funcionamiento del sistema a partir del ingreso del especialista al sistema, cuando va a agregar a un nuevo paciente, se registra y se guarda los datos personales del paciente que es almacenada en la base de datos del sistema. Luego, se realiza la captura automática de los datos de esqueleto e imágenes del individuo, a través del sensor Kinect en diferentes instantes de tiempo mientras se procesa la marcha, y se guarda en la base de datos del sistema. En última instancia se muestra una vista de la ubicación del CG durante el recorrido.

En la interfaz del menú, el especialista puede elegir la opción de buscar un paciente a través de su número de identificación. Posteriormente, se despliega en la misma interfaz los datos de usuario y se brindan otras dos opciones: Eliminar los datos del paciente o realizar una nueva captura correspondiente al CG.

De igual manera, en la interfaz del Menú el sistema permite elegir la opción de actualizar los datos de paciente, luego en la interfaz de Actualizar se realiza la búsqueda del paciente, se verifica en la base de datos la existencia. El especialista modifica la información del formulario y presiona el botón guardar para que se almacene en la base de datos

3.1.3. Diagrama de actividades

Para describir el flujo general del sistema se desarrolló el diagrama de actividades que se presenta en la Figura 3.3.

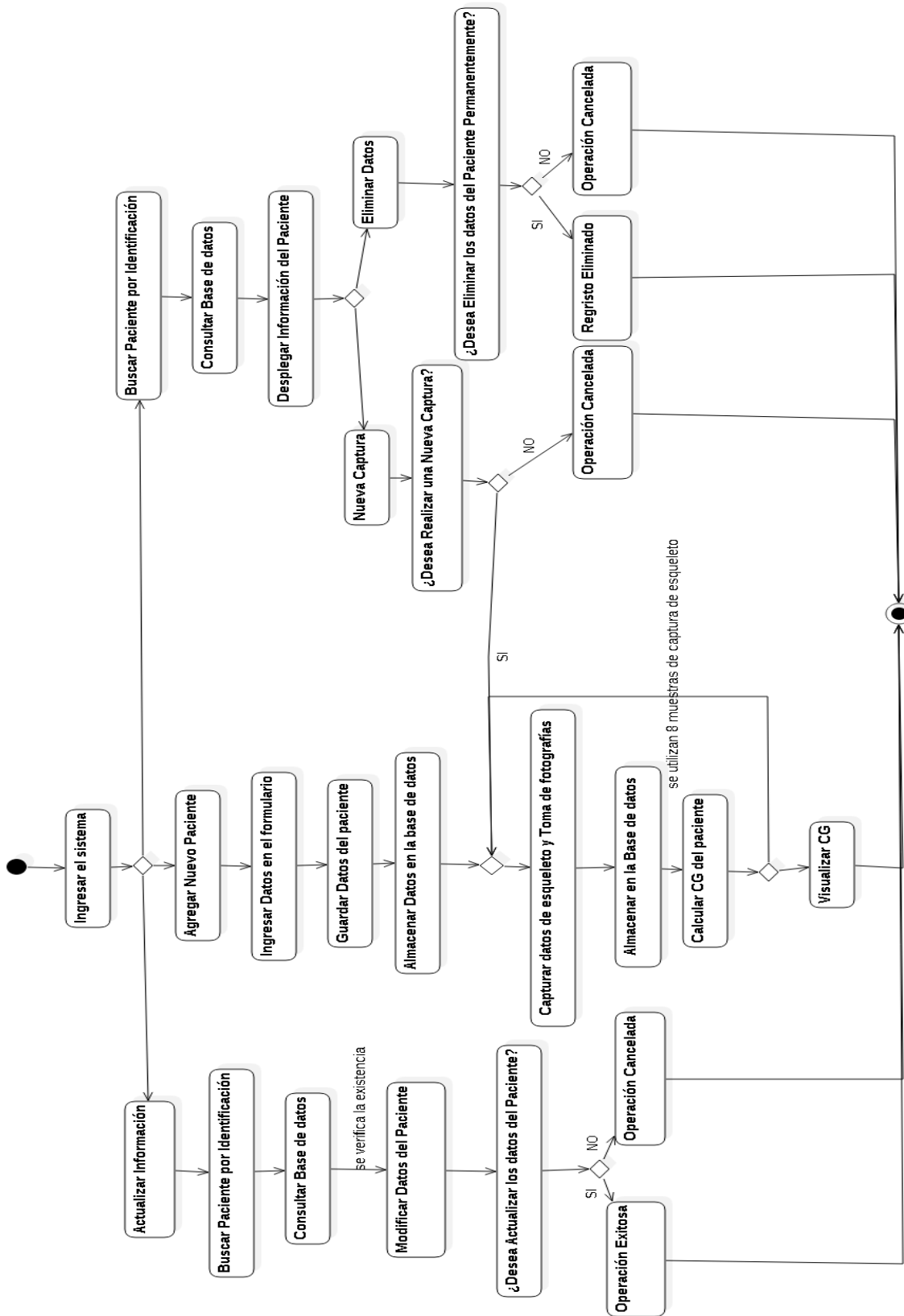


Figura 3.3. Diagrama de actividades.

3.2. Arquitectura Establecida

3.2.1. Patrón de la Arquitectura

Modelo Vista – Controlador

La arquitectura de software propone un patrón que separa los datos de una aplicación, la interfaz de usuario y la lógica de control, proponiendo tres componentes diferentes, por lo que define componentes para la representación de la información, y por otro lado para la interacción del usuario. Este patrón de arquitectura de Software propone ideas como separar conceptos y reutilizar el código, haciendo que se facilite el desarrollo de aplicaciones y su posterior mantenimiento [29].

Este modelo ha demostrado su validez a través de los años en todo tipo de aplicaciones y sobre diversos lenguajes y plataformas de desarrollo, los tres componentes que propone son [30]:

- **Modelo:** representa los datos que maneja el sistema, la lógica del negocio (funcionalidad del sistema) y los mecanismos de persistencia. También es responsable de acceder a la capa de almacenamiento de datos, lo ideal es que el modelo sea independiente del sistema de almacenamiento.
- **Vista:** muestra la información del modelo en un formato adecuado, de manera que permita que se dé la correcta interacción, de la información que se envía al cliente con este. También es responsable de recibir los datos del modelo y mostrarlos al usuario.
- **Controlador:** actúa como intermediario entre el modelo y la vista, ya que este gestiona el flujo de información entre estos, y las transformaciones para adaptar los datos a las necesidades de cada uno. Es responsable de recibir los eventos de entrada. Contiene las reglas de gestión de eventos, las cuales son acciones q suponen peticiones al modelo o a las vistas.

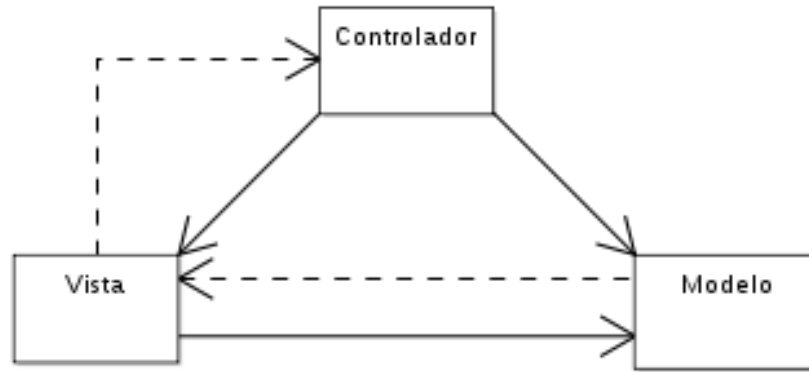


Figura 3.4. Relación entre el controlador, vista y modelo.

En la Figura 3.4. se muestra el diagrama del modelo vista – controlador, se observa la relación entre estos. Las líneas solidas indican asociaciones directas y las líneas puntuadas indican una asociación indirecta, como el patrón Observer.

3.2.2. Descripción detallada de la arquitectura del sistema

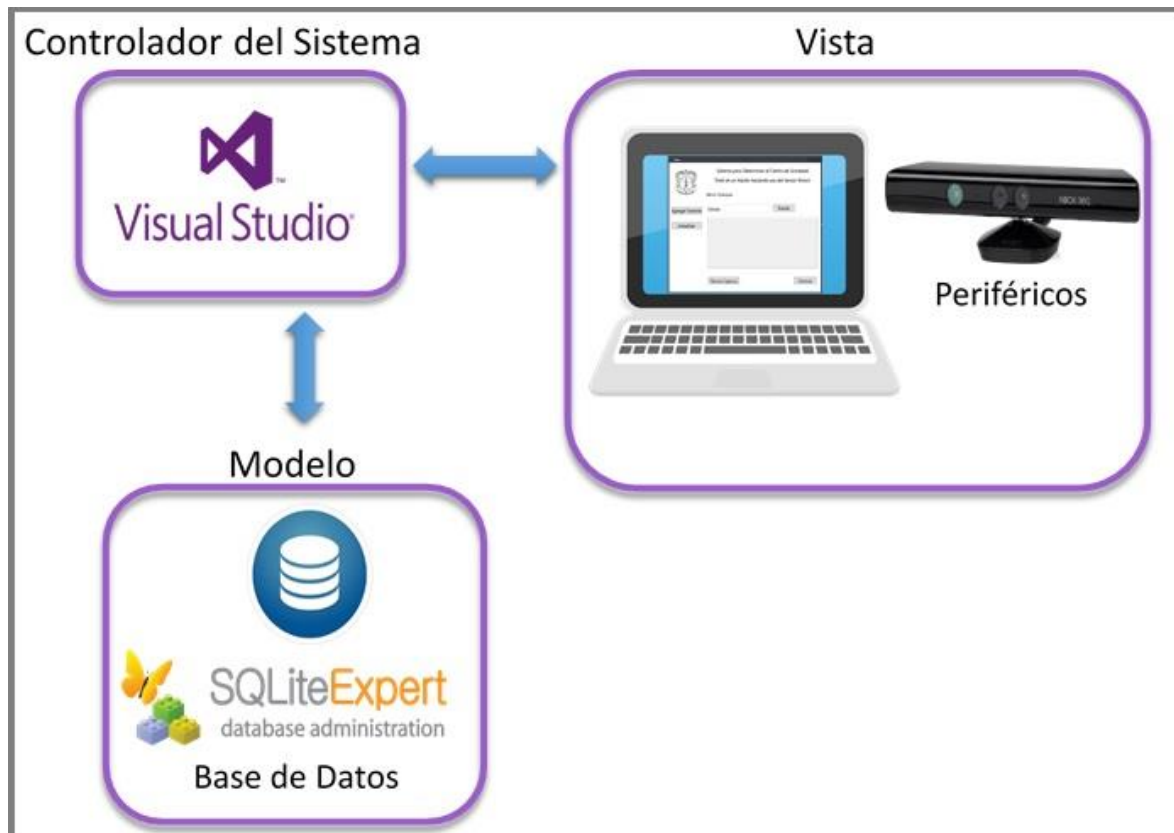


Figura 3.5. Arquitectura del sistema.

- **Controlador del sistema:**

- **Aplicación WPF en el entorno de Microsoft Visual Studio 2015:** Esta aplicación tiene la implementación del algoritmo propuesto para la automatización del sistema para determinar el centro de gravedad segmentario, por medio de los lenguajes xaml y c#, también, contiene la interfaz de usuario que permite que el especialista tenga interacción con el sistema, permite la captura y procesamiento de los datos de esqueleto del individuo mediante la conexión del entorno de desarrollo y el sensor Kinect.

Para que la relación que se presenta entre el periférico y la plataforma Visual Studio 2015 sea la correcta, se debe instalar los siguientes componentes software SDK v1.8 Kinect para Windows, Windows Runtime v1.8 para Kinect y Windows Developer Toolkit v1.8 para Kinect.

- **Modelo:** Contiene toda la información relacionada con el negocio.

- **Base de datos:** Su función es almacenar la información relacionada con los datos personales del paciente. La base de datos utilizada es SQLite Expert la cual se describe detalladamente en el anexo B.

Para que la conexión entre el controlador del sistema y el modelo se ejecute sin inconvenientes, se debe instalar algunos NuGets de Microsoft Visual Studio 2015 necesarios para SQLite y el archivo System.Data.SQLite.dll.

- **Vista:** Su función es permitir que el entorno de desarrollo Microsoft Visual Studio 2015 se ejecute adecuadamente, mostrando las interfaces de usuarios, con las que el cliente o especialista interactúa, además cuenta con un dispositivo final o periférico que es el sensor Kinect.

- **Sensor Kinect:** Su función es capturar los datos relacionados con el esqueleto del paciente, lo que hace referencia a las coordenadas en x, y, z de los puntos anatómicos. De igual manera, realiza la toma de fotografías en plano frontal del individuo durante la marcha en diferentes intervalos de tiempo.

Es una aplicación autocontenida cuya arquitectura interna sigue el modelo vista controlador, el cual corre sobre un solo computador, modularizada siguiendo el modelo anterior

3.2.3. Diagrama de clases

A continuación, se presenta el diagrama de clases que diseña la base de datos.

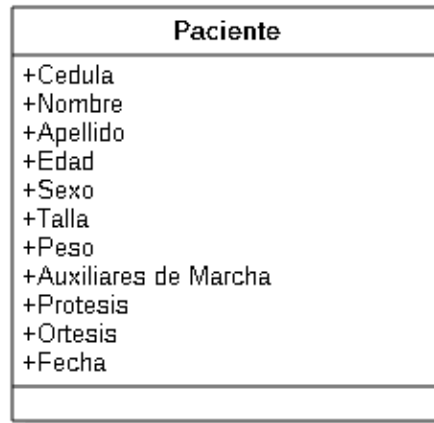


Figura 3.6. Diagrama de clases de la Base de datos.

En la base de datos, se diseñó la tabla Paciente que contiene los atributos relevantes del individuo, tales como cédula, nombre, apellido, edad, sexo (Biológico), talla, peso, si usa o no auxiliares de marcha, prótesis u ortesis, y por último la fecha de exploración.

3.3. Implementación del Sistema

En esta sección se describe de manera general como se realizó la implementación del prototipo del sistema personalizado de este trabajo de grado.

Para el desarrollo se usó el entorno Microsoft Visual Studio 2015 y como lenguaje de programación C# y Xaml. Se desarrolló un programa que detecta a través de la función del Skeletal Tracking (seguimiento de esqueleto) del dispositivo Kinect, la cual se basa en un algoritmo que permite que el sensor pueda identificar partes del cuerpo de las personas que están en el campo de visión del sensor. También, por medio SDK v1.8 Kinect para Windows se obtuvieron los puntos de articulaciones (Joints) del esqueleto y sus coordenadas en el espacio de una forma sencilla.

El programa se encarga de guardar, buscar, actualizar y eliminar la información requerida de los pacientes en la base de datos, de acuerdo con las operaciones que realice el especialista.

Por otro lado, el programa proporciona la visualización del esqueleto del individuo, capturas de la escena mediante la cámara RGB del sensor Kinect. Internamente, su función principal es detectar y almacenar en un archivo. Csv las coordenadas de las articulaciones del cuerpo para posteriormente efectuar las operaciones necesarias para calcular el centro de gravedad total, mediante el método anteriormente definido. Por último, se construye el ciclograma que muestre el desplazamiento del CG a partir de la información obtenida y almacenada en un archivo. Csv. Con esto se tiene la inteligencia que define el comportamiento del sistema automatizado basado en un modelo de desarrollo que apoya a que los especialistas establezcan alteraciones posturales para brindar una valoración temprana y precisa, la cual aumente la probabilidad de un diagnóstico asertivo y consecutivamente un tratamiento exitoso.

En el Anexo F.2. Implementación del Algoritmo para la automatización del método segmentario usando las tablas de De Leva. Se expone la implementación del algoritmo que describe una solución basada en el sensor Kinect que establezca la ubicación del centro de gravedad total en el adulto en condiciones dinámicas.

3.3.1. Descripción del diseño de la interfaz del prototipo final

La interfaz de usuario se ha implementado por medio del entorno Microsoft Visual Studio 2015, la cual le permite la interacción entre el especialista y todas las funcionalidades que ofrece el sistema. A continuación, se indican las interfaces significativas del diseño y desarrollo del sistema.

- En la Figura 3.7 se visualiza el menú principal donde se despliega los siguientes elementos: en la parte superior se encuentra el encabezado que es el nombre del trabajo de grado, el botón de Agregar Paciente que nos enlaza a otra ventana, el botón de Actualizar, la casilla para ingresar el Número de cédula y el botón Buscar. En el centro se tiene un espacio para desplegar la información almacenada del paciente. Y por último en la parte inferior se tienen los botones de Nueva Captura y Eliminar.
- En la Figura 3.8 se visualiza la ventana para Agregar Paciente donde se encuentra el encabezado del proyecto, las respectivas casillas para ingresar los datos requeridos del paciente por parte especialista y en la parte inferior los botones de Guardar, Capturar y Cancelar.
- En la Figura 3.9 se observa la ventana que esta enlazada con el botón de Capturar, está la zona de la imagen en tiempo real del paciente capturado por la cámara RGB del Sensor Kinect y su correspondiente representación del Skeletal Tracking.

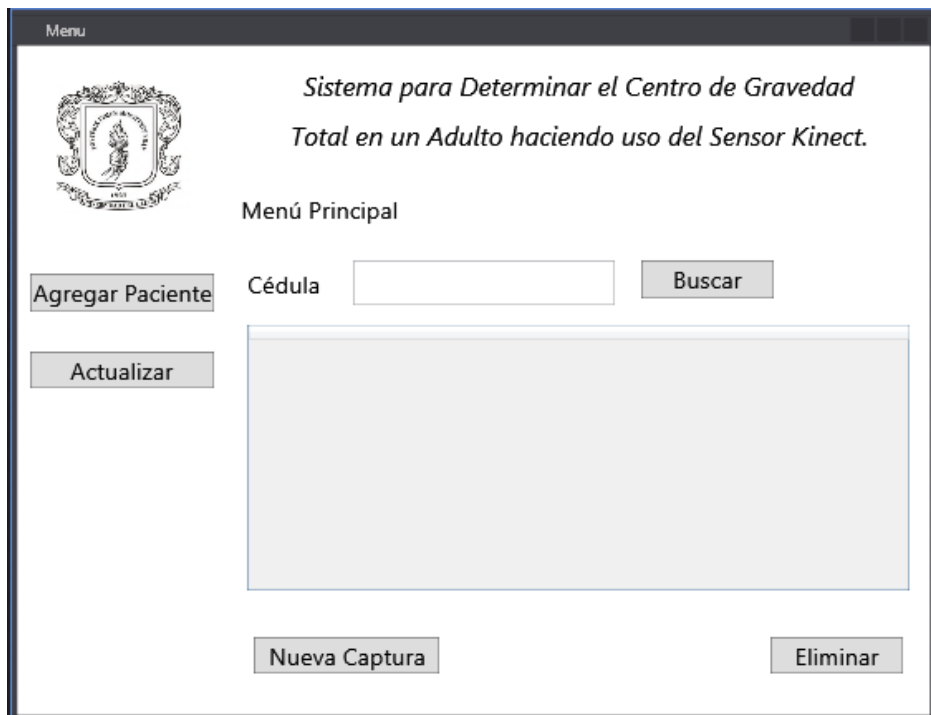


Figura 3.7. Menú principal

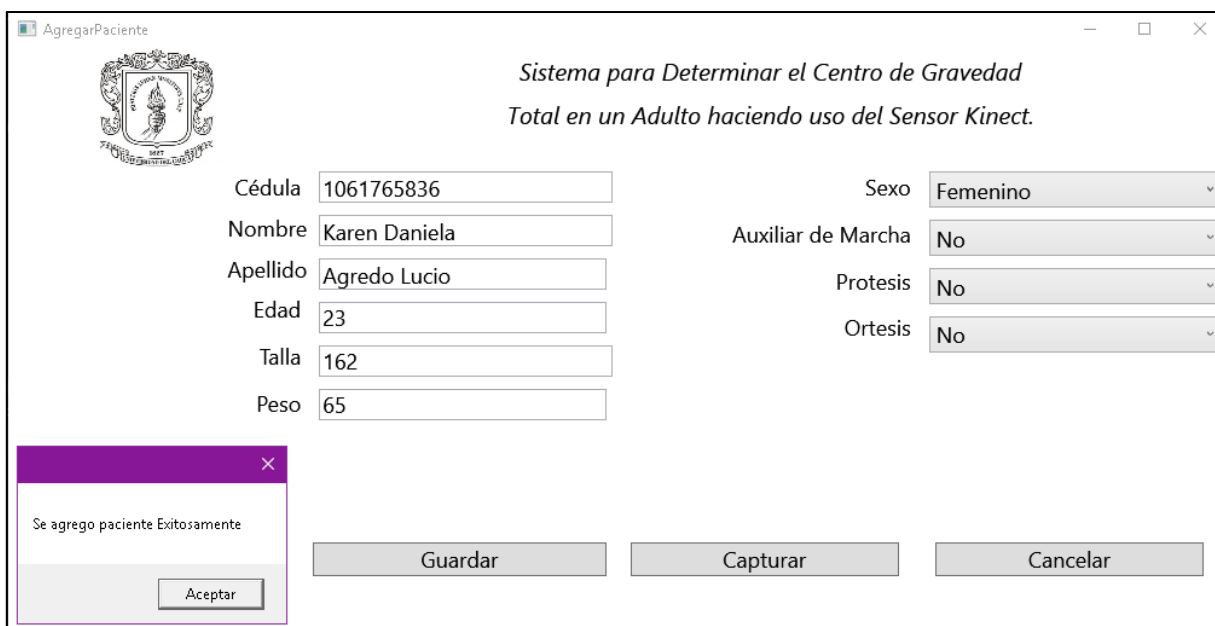


Figura 3.8. Agregar paciente.

En la parte lateral se pueden visualizar los siguientes mensajes: mensaje de calidad de captura de la posición del paciente, mensaje de las coordenadas espaciales de los puntos de las articulaciones del paciente, mensaje de los nombres asignados a las imágenes y el mensaje que muestra el centro de gravedad total o suma de momentos en cada eje.

Los checkbox PacienteFemenino y PacienteMasculino al ser seleccionado sirve para elegir los valores de referencia del porcentaje de distancia del CG del segmento al punto de referencia y el porcentaje de peso del segmento para realizar el cálculo del CG (Tabla 2.5 Valores de referencia de la localización del CG de cada segmento en el eje longitudinal y del porcentaje de peso respecto al peso total de hombres y mujeres.). El botón de detener suspende la captura de los datos, el botón guardar activa el contador y almacena los datos correspondientes a la ubicación del CG total y a la ubicación de las coordenadas de las articulaciones. Por último, el checkbox Toma Automática de imágenes, cuya funcionalidad es activar la toma y el almacenamiento de imágenes durante la marcha.

Estas imágenes del participante se realizan durante la marcha, se captura una imagen por segundo y se almacena de manera local, permanente y automática en la aplicación.

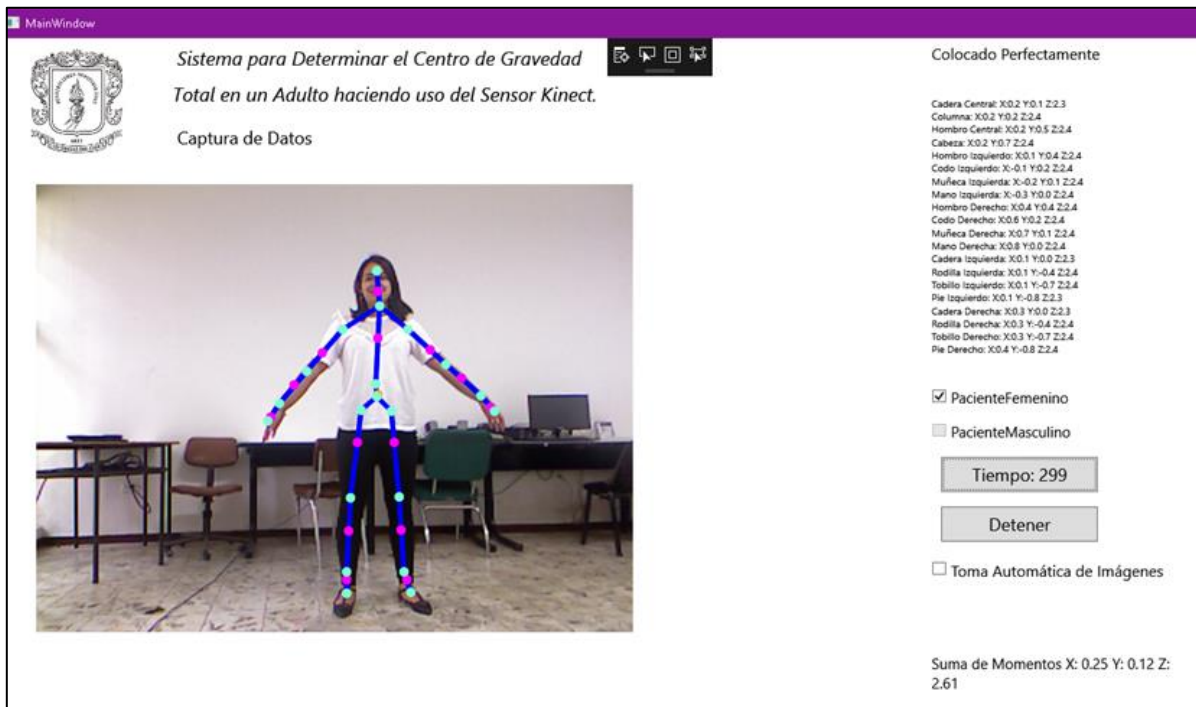


Figura 3.9. Capturar datos.

- Para hacer la búsqueda de los datos del paciente se debe ingresar el número de cédula. Si el paciente se encuentra registrado en la base de datos entonces se observa un mensaje de Paciente encontrado exitosamente y en el recuadro se despliega la información correspondiente (Figura 3.10). De lo contrario, indica con un mensaje Cédula no encontrada.
- Si el especialista no ingresa ningún número de cedula en la casilla y presiona el botón buscar, el sistema le envía un mensaje diciendo Por favor Ingrese Número de cédula (Figura 3.11). Posteriormente, se puede ejecutar los dos procesos siguientes:

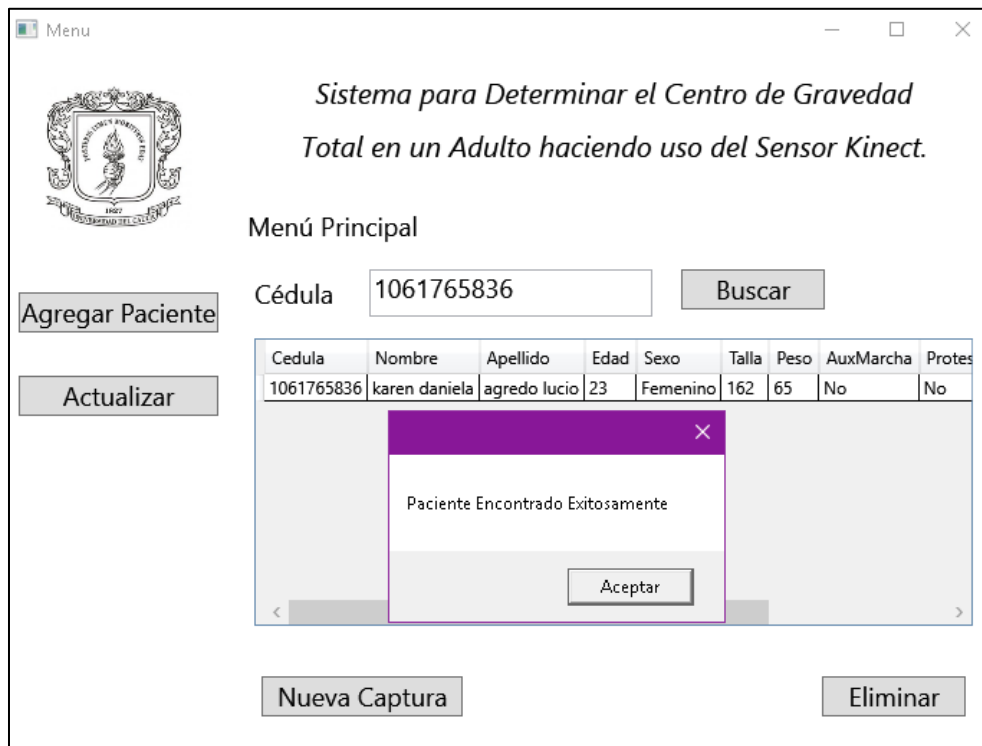


Figura 3.10. Interfaz Búsqueda del paciente.

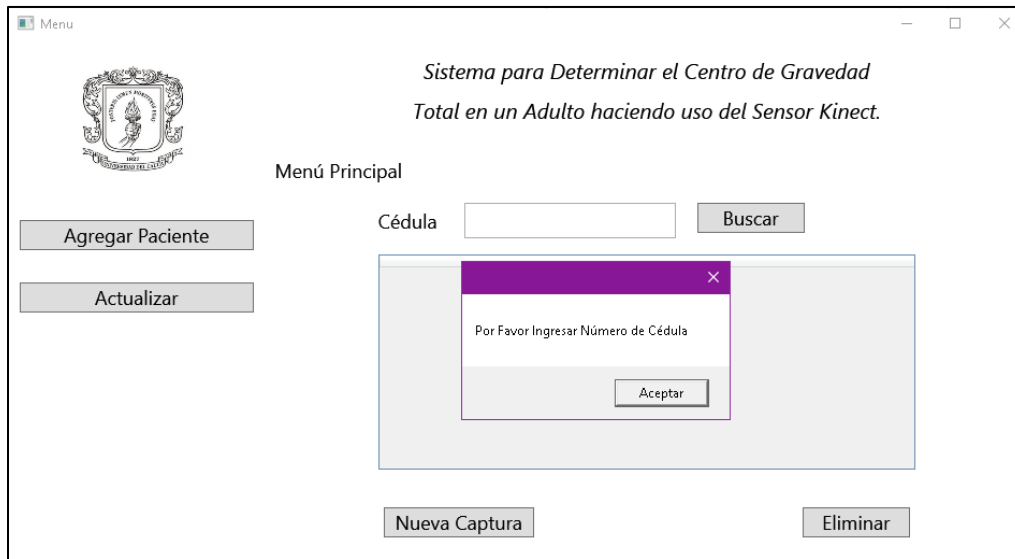


Figura 3.11. Interfaz Buscar paciente.

- Eliminar los datos, para ello se debe presionar el botón eliminar. El sistema envía un mensaje diciendo al especialista si desea eliminar los datos del paciente permanentemente. Si se confirma entonces el registro será eliminado, de lo contrario aparece un mensaje diciendo operación cancelada (Figura 3.12).

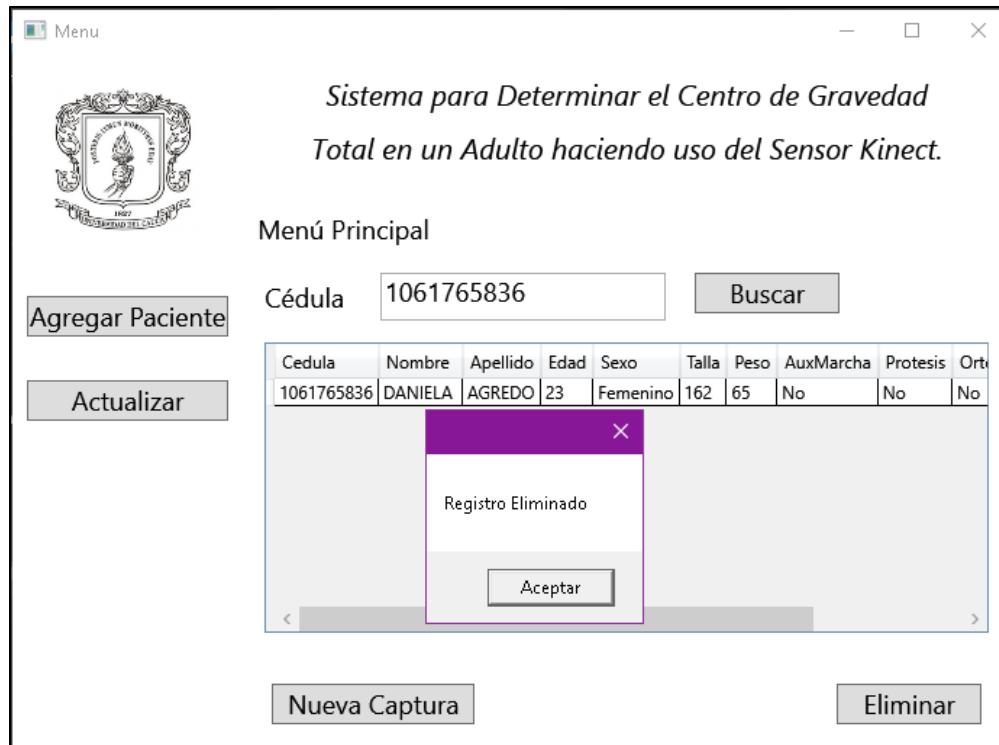


Figura 3.12. Interfaz Eliminar datos del paciente.

- Realizar una nueva captura, para ello se debe presionar el botón Nueva Captura y se despliega un mensaje diciendo al especialista si desea realizar una nueva captura, si confirma se abre la ventana de la Figura 3.9.
- Para la actualización de los datos del paciente, se debe presionar el botón actualizar que enlaza a una ventana que muestra el formulario. se ingresa la cédula en la casilla correspondiente y se presiona el botón buscar. Por consiguiente, se despliega un mensaje diciendo Paciente Encontrado Exitosamente, para luego realizar los cambios pertinentes (Figura 3.13 y Figura 3.14).

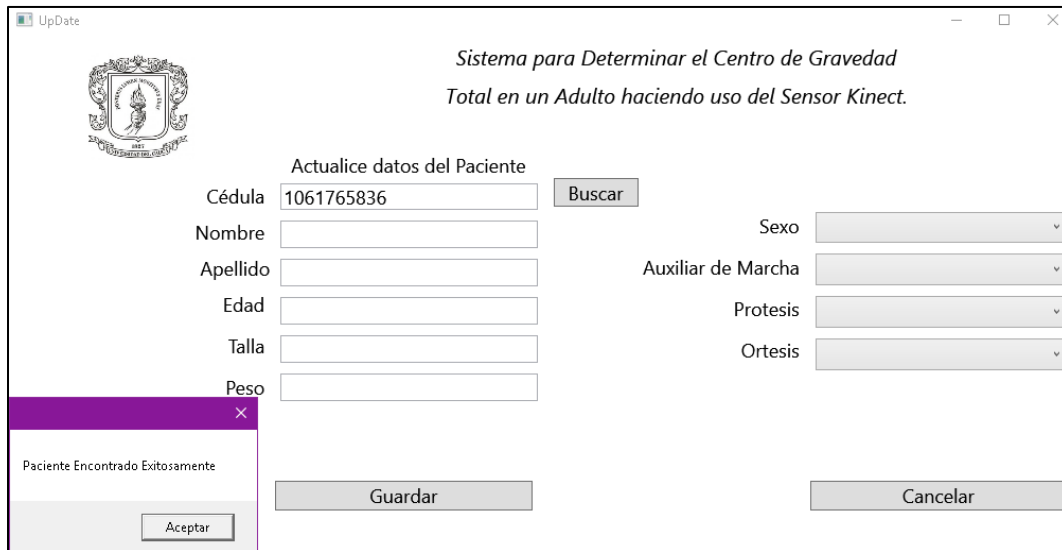


Figura 3.13. Interfaz actualizar datos del paciente.

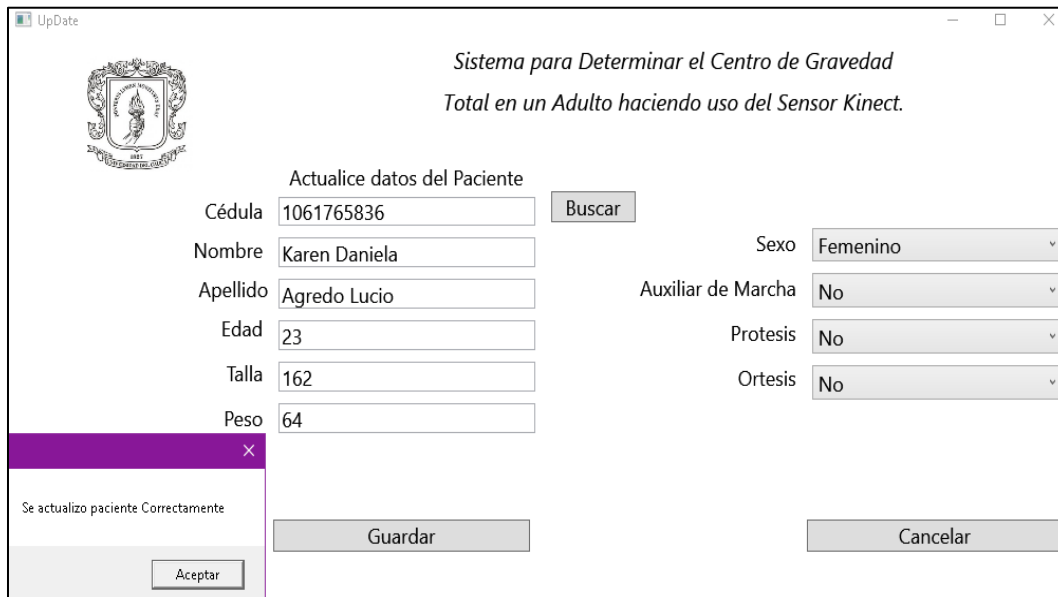


Figura 3.14. Interfaz actualizar datos del paciente.

- Para la visualización del centro de gravedad o momento parcial correspondiente a cada segmento del cuerpo humano se dibujan por el sistema círculos de color magenta y un círculo de color naranja se dibuja en la porción del centro de gravedad total del adulto, como se observa en la Figura 3.15.



Figura 3.15. Visualización del Centro de Gravedad o momento total en el adulto.

En el anexo D se describe detalladamente la implementación del algoritmo en el entorno Microsoft Visual Studio 2015.

3.3.2. Descripción del procesamiento central del prototipo final

El funcionamiento central del sistema se explica a continuación:

- a) Se conecta de manera adecuada en dispositivo Kinect al equipo y a la fuente de alimentación, y se verifica los drives de reconocimiento.

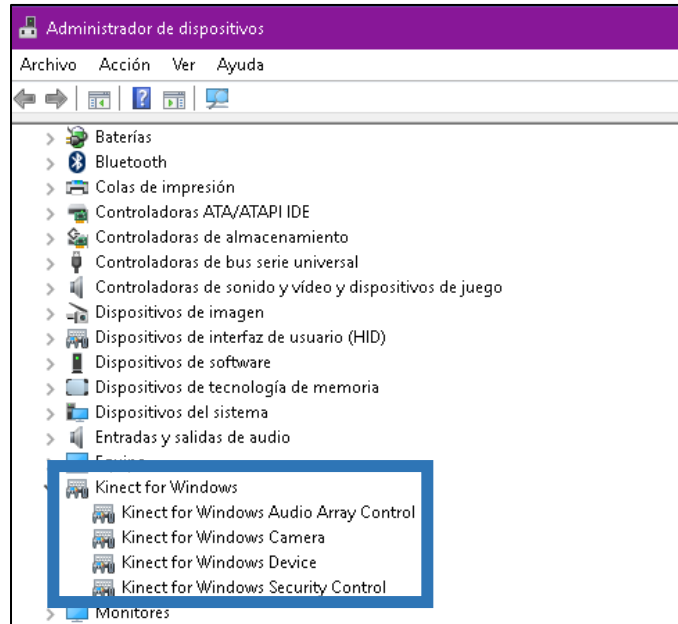


Figura 3.16. Reconocimiento del dispositivo Kinect.

- b) Se ejecuta la aplicación. El especialista determina la operación que desea realizar: Ingresar, actualizar o buscar paciente.

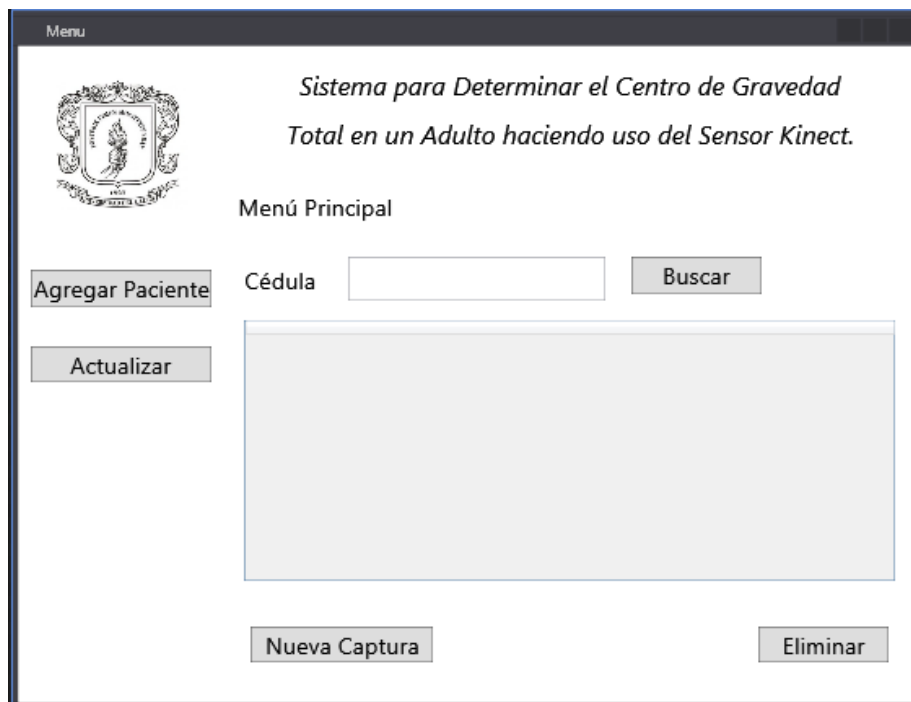


Figura 3.17. Opciones a elegir por el especialista.

- c) En la sección 3.3.1. Descripción del Diseño de la Interfaz del Prototipo Final, se encuentra explicado detalladamente el funcionamiento de las opciones existentes para llevar un control del registro de pacientes.
- d) Para realizar el cálculo del CG, se debe elegir la opción capturar datos al registrar al paciente por primera vez o si ya se encuentra en la base de datos se debe elegir la opción nueva captura después de la búsqueda pertinente.
- e) En la Figura 3.18 se observan los mensajes que aparecen en la interfaz para capturar datos.



Figura 3.18. Interfaz de la Captura de datos.

1. Captura de calidad: En la interfaz se debe observar un mensaje de “Colocado Perfectamente”.
2. Estatus de esqueleto: Presenta las tres coordenadas de las 21 articulaciones. Se revisa que las coordenadas de las articulaciones que se encuentren en un rango positivo.
3. Checkbox Sexo: Se elige el sexo del paciente para que el sistema relacione con las tablas de distancia y peso respectivamente.

4. Botón guardar: Es importante mencionar que el botón guardar sólo se habilita cuando se ha elegido el sexo del paciente. Permite almacenar los datos del CG y las articulaciones en archivos .csv.
Botón detener: Su función es detener la captura de datos.
 5. Checkbox Toma de imágenes automáticamente: Se habilita la Toma de imágenes automáticamente para la toma de imágenes del plano frontal cada segundo durante la marcha. Y en un espacio, se observa los nombres de las fotografías que se van almacenando.
 6. Suma de momentos: Presenta los datos del CG total en las tres coordenadas.
- f) El sistema automáticamente permite visualizar el CG total y el CG parcial de cada uno de los segmentos y al presionar el botón guardar se almacenan dos archivos .csv independientes, con cada uno de los datos mencionados.

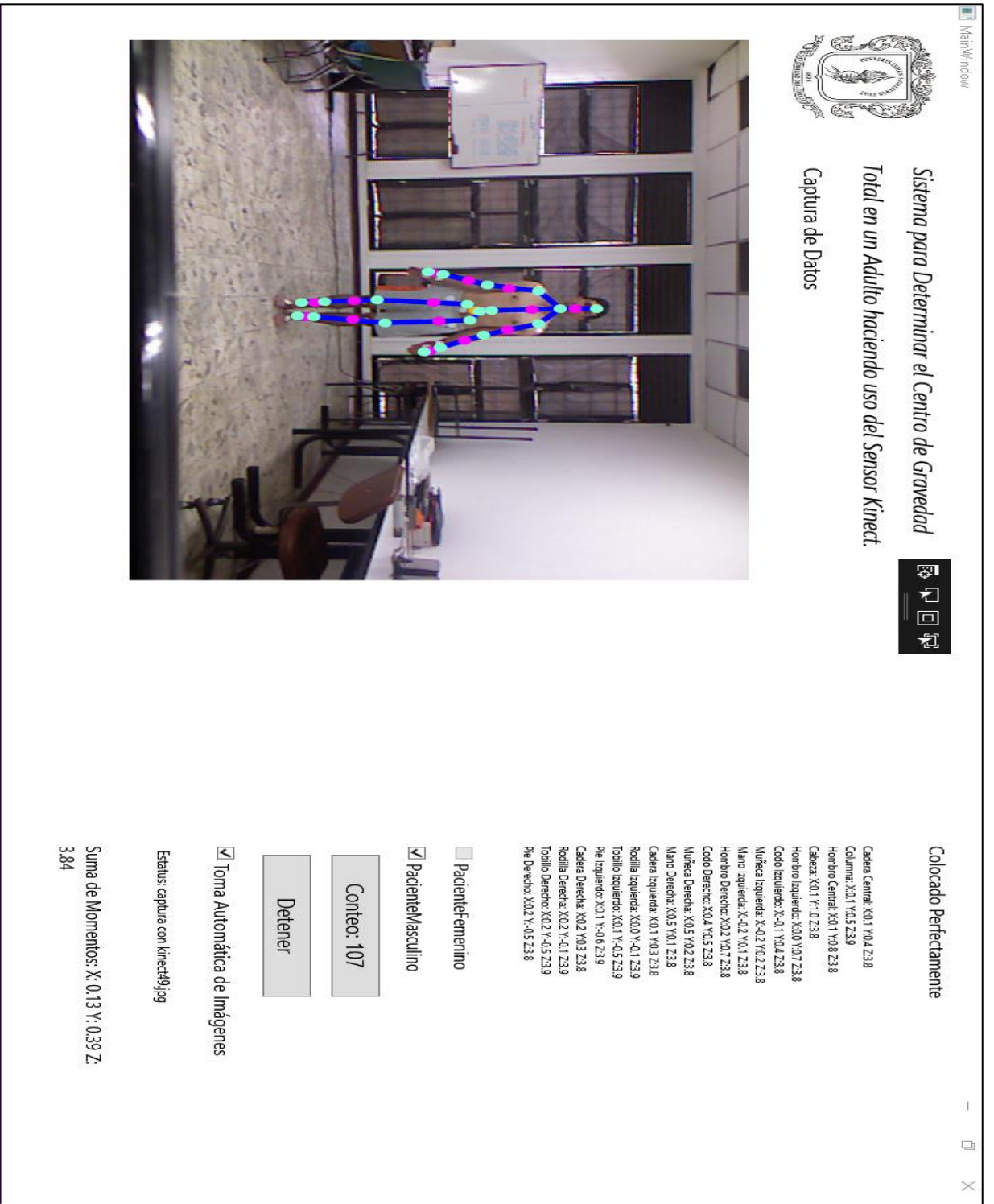


Figura 3.19. Interfaz de capturar datos.

3.3.3. Restricciones del sistema

Para tener una ejecución óptima y eficiente del sistema que determina el centro de gravedad en el adulto, se deben tener las siguientes consideraciones:

- **Restricciones de prueba:**

- El espacio de prueba debe ser un lugar amplio e iluminado con luz artificial o natural, donde se pueda realizar la marcha de aproximadamente 10 segundos. Debido a que se tienen fluctuaciones de la luz exterior, se intenta contrarrestar esos cambios con la colocación de bolsas oscuras en los ventanales, y se utiliza la luz artificial de las lamparas del recinto porque es una luminosidad constante.
- El dispositivo Kinect debe estar ubicado de acuerdo a la altura del participante para tener una información de calidad en el momento de realizar la captura a través del sensor Kinect. Para mayor exactitud debido a que la altura de las personas varia, se ubica en la posición umbilical del participante. De esta manera tener un ángulo de visión adecuado.
- Los participantes de la prueba deben portar ropa cómoda, ceñida al cuerpo y calzado comodo, para facilitar la ubicación de los puntos anatómicos con el dispositivo Kinect.
- Los participantes se deben ubicar a una distancia de 3.50 metros frente al dispositivo Kinect ya señala con anterioridad.

- **Restricciones del software:**

- Sistema Operativo Windows 7, Windows 8, Windows 8.1, en adelante.
- Para el correcto funcionamiento de la aplicación se deben instalar los siguientes componentes: Microsoft Visual Studio 2015, SDK v1.8 Kinect para Windows, Windows Runtime v1.8 para Kinect, Windows Developer Toolkit v1.8 para Kinect, SQLite expert personal y el archivo System.Data.SQLite.dll.

- **Restricciones del hardware:**

- El equipo deber contar con Procesador de 32 bits(x86) o de 64 bits (x64), procesador Dual Core 2,66 GHz o superior, Bus USB 2.0 dedicado, 2 GB de RAM, 4 GB de espacio de disco duro disponible, Unidad de disco duro de 5400 RPM y Tarjeta de vídeo compatible con DirectX 9 con resolución de pantalla de 1024 x 768 o superior.

- Se debe tener un Sensor o dispositivo Kinect Xbox 360 y el adaptador de fuente DC para alimentarlo, como se observa en la Figura 3.20.



Figura 3.20. Conexión del adaptador DC

Capítulo 4

Validación del Sistema

Este capítulo presenta la definición y ejecución de la metodología de evaluación usada para la validación del prototipo del sistema que determina la ubicación del centro de gravedad total. Además, se especifican los recursos humanos y materiales utilizados para este fin. Seguidamente, se detalla el análisis y la interpretación de los resultados obtenidos con la herramienta para dar el cumplimiento del objetivo general de este trabajo de grado. Por último, la metodología utilizada durante la elaboración del mismo.

4.1. Metodología de Validación

Es importante conocer la definición de las técnicas de validación y verificación en la ingeniería de software.

La verificación y validación es el nombre que se da a los procesos de comprobación y análisis que aseguran que el software que se desarrolla está acorde a su especificación y cumple las necesidades de los clientes. La verificación y validación es un proceso de ciclo de vida completo. Inicia con las revisiones de los requerimientos y continúa con las revisiones del diseño y las inspecciones del código hasta la prueba del producto [31].

Dentro del proceso de Verificación y validación se utilizan dos técnicas de comprobación y análisis de sistemas que se observan en la Tabla 4.1.

En este caso para dar cumplimiento al objetivo específico de este trabajo de grado que consiste en: Evaluar los resultados obtenidos con la herramienta en la determinación de la ubicación del centro de gravedad total. Para ello, se realizaron las siguientes pruebas de software dinámicas:

- Verificar que la variabilidad de la ubicación del CG total se comporta de manera adecuada durante la marcha, a través de la representación gráfica de dicho CG en el plano X-Y-Z y en el plano X-Y. Estos digramas se realizaron con la herramienta Matlab.
- Repetir la captura del CG total para el mismo participante por medio del software, para poder observar la coherencia y la consistencia en el cálculo y en los valores

de la ubicación del CG total. Haciendo uso del cálculo de la media, la desviación estándar y el intervalo de confianza, esperando una proximidad en dichos resultados.

- Comprobar la ubicación del CG con la comparación entre Kinegramas realizados con la implementación de la técnica manual del modelo para determinar el CG y el sistema automatizado con el sensor Kinect.

Este tipo de pruebas son una técnica dinámica de evaluación, ya que requiere disponer de un prototipo ejecutable del sistema, donde se hace la comprobación del sistema en el entorno real de trabajo con intervención del usuario final. Es decir, ejecutar el software para comprobar su correcto funcionamiento.

Técnicas de Verificación y Validación	
Inspecciones del Software	Pruebas del Software
<ul style="list-style-type: none"> - Se analizan las diferentes representaciones del sistema (diagramas de requerimientos, diagramas de diseño y código fuente) en búsqueda de defectos. - Son técnicas de validación estáticas. Por tanto, no requieren que el código se ejecute. - Debe realizarse durante todo el ciclo de desarrollo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se contrasta dinámicamente la respuesta de prototipos ejecutables del sistema con el comportamiento operacional esperado. - Técnicas de validación dinámicas, es decir, el sistema se ejecuta - Requiere disponer de prototipo ejecutables, por lo que sólo pueden utilizarse en ciertas fases del proceso

Tabla 4.1. Técnicas de Verificación y Validación de software [31].

A cada uno de los seis participantes que se tienen, se le realizarán seis pruebas con el software, guardando los archivos generados y las fotografías de cada sección. Gracias a la información capturada se puede realizar una comparación entre el método tradicional segmentario y el método segmentario automatizado, obteniendo un nivel de confianza a través del cálculo de la media y desviación estándar, el análisis de esta comparación se explica detalladamente en el Anexo E.1.3. Comparación y Análisis de la ubicación del CG total entre el estudio tradicional y el sistema desarrollado con el sensor Kinect, esta comparación se realiza para las coordenadas X y Y, del método tradicional y el método automatizado.

Para validar la información obtenida de la coordenada Z, mediante la información capturada con el Kinect, se valida a través de la información dada por la observación de los expertos en biomecánica deportiva.

Con estos archivos generados de la captura del software, se elaboran las gráficas correspondientes, que describen la trayectoria de la marcha de cada participante, se obtiene la media y la desviación estándar de cada conjunto de datos para hacer el análisis respectivo, el cual nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. Con las imágenes tomadas se elabora el Kinegrama durante la marcha, para contrastar las respuestas de la implementación del software. Con lo anterior se examinan las respuestas del software y su comportamiento operacional, para comprobar que se desempeñe conforme a lo requerido.

4.2. Recursos utilizados

4.2.1. Recursos humanos

Los recursos humanos utilizados en la metodología de evaluación son la población responsable de aplicar la prueba, es decir las personas a quienes se les realizó la medición del CG a través del método manual y del prototipo final sistematizado.

Se cuentan con los siguientes criterios de inclusión para seleccionar la muestra de población

- Se seleccionan 6 participantes donde 3 son de sexo femenino y 3 son de sexo masculino, para que los resultados sean equitativos para ambos géneros en el momento de implementar el sistema. Los individuos deben ser biológicamente hombres o mujeres, para que las mediciones De Leva sean efectivas para determinar el CG (Ver: Tabla 2.5 Valores de referencia de la localización del CG de cada segmento en el eje longitudinal y del porcentaje de peso respecto al peso total de hombres y mujeres.).
- No hay consideraciones específicas sobre la etnia o raza del participante.
- No hay consideraciones sobre las limitaciones físicas y/o médicas.
- Es relevante mencionar que la adultez se clasifica en: adultez temprana, que va de los 21-40 años; adultez media, de los 40-65 años y la adultez tardía, de los 65 años en adelante. Por tanto, los participantes deben estar entre un rango de edad de los 21- 100 años, debido a las alteraciones posturales que se presentan después de esa edad, pueden generar deficiencias en la captura de datos a través del Sensor Kinect.

Características demográficas de la población seleccionada:

- Los participantes están entre un rango de edad de 23 a 90 años.
- Tres mujeres y tres hombres biológicamente constituidos.
- El rango general de peso es de 45 kilogramos a 69 kilogramos.
- El rango general talla es de 162 centímetros a 178 centímetros.
- Se encuentran 4 personas (3 mujeres y un hombre) sin auxiliares de marcha, sin prótesis y sin ortesis. Dos personas con prótesis y una de ellas usa auxiliares de marcha.

Teniendo en cuenta lo expuesto anteriormente, los datos de los individuos seleccionados se indican en la Tabla 4.2.

Datos Requeridos por el Sistema						
Participante N°	1	2	3	4	5	6
Cédula	1061765836	1061764284	1061766892	1061726221	1501845	10529077
Nombres	Karen Daniela	Sara Isabela	Nancy Yamileth	Gabriel Stiven	Fabio Humberto	Luis Gerardo
Apellido	Agredo Lucio	Vergara Aguilar	Cifuentes Rosero	Cobo Sánchez	Aguilar Chávez	Vergara Martínez
Edad	23	24	23	27	90	60
Sexo	Femenino	Femenino	Femenino	Masculino	Masculino	Masculino
Talla	162	165	153	178	168	171
Peso	65 kg	65 kg	45 kg	69 kg	65 kg	63 kg
Auxiliares de Marcha	No	No	No	No	Si	No
Prótesis	No	No	No	No	Si	Si
Ortesis	No	No	No	No	No	No

Tabla 4.2. Datos de la Población de Prueba.

Las personas responsables de aplicar y dirigir la sesión, serán los estudiantes de pregrado Karen Daniela Agredo Lucio y Sara Isabela Vergara Aguilar, responsables del desarrollo del presente trabajo de grado. Los estudiantes se encuentran bajo la dirección del Mg. Eduardo Rojas Pineda, quien orientó la creación de la sesión donde se aplica la metodología de evaluación definida. Para la aceptación de las pruebas realizadas a través del Procedimiento tradicional para determinar el Centro de Gravedad se cuenta con el Médico Especialista Carlos Alberto Muñoz Ardila y la fisioterapeuta Adriana Guzmán Velasco.

4.2.2. Materiales y recursos hardware

Los recursos de tipo hardware y los materiales utilizados para el cumplimiento de la sesión de prueba se observan en la Tabla 4.3.

Recurso	Propósito
2 computadores portátiles	Acceder al sistema automatizado
1 dispositivo Kinect Xbox 360	Capturar datos de esqueleto y toma de imágenes de los participantes
Imágenes impresas	Generar el Kinegrama de los participantes
Papel milimetrado	Apoyar la realización de Kinegrama
Elementos de oficina	Apoyar la realización de las pruebas
Soporte	Colocar el sensor Kinect

Tabla 4.3. Materiales y Recursos hardware.

Las características de los equipos de cómputo en los que se ejecuta la aplicación se describen en la Tabla 4.4 y en la Tabla 4.5.

Características	Descripción
Tipo de equipo	ASUS S46CB-DS71
Sistema Operativo	Windows 10. 64 bits
Procesador	Intel Core i7.3573U
Velocidad de Procesamiento	2 GHz
Número de núcleos	2
Memoria caché	4 MB
Memoria RAM	6 GB
Velocidad de memoria	1600 MHz
Capacidad Unidad de disco duro	750 GB
Tipo	HDD
Velocidad del eje	5400 rpm

Tabla 4.4. Características del equipo 1.

Características	Descripción
Tipo de equipo	Lenovo G410
Sistema Operativo	Windows 10 Pro
Procesador	Intel Core i7-4702MQ
Velocidad de Procesamiento	2.20 GHz
Número de núcleos	2
Memoria caché	4 MB
Memoria RAM	6.00 GHz
Velocidad de memoria	1600 MHz
Capacidad Unidad de disco duro	240 GB
Tipo	SSD
Velocidad del eje	7200 rpm

Tabla 4.5 Características del equipo 2.

4.3. Procedimiento de captura y Recolección de datos

El escenario que se utilizó para elaborar las pruebas, es un entorno controlado. La sesión se llevó a cabo en la Universidad del Cauca y las pruebas se efectuaron de manera individual a los participantes, explicando el procedimiento que a continuación se especifica, con la finalidad de agilizar el mecanismo y evitar las interrupciones.

1. Se diligencia el formulario con los datos del participante: Cédula, Nombres, Apellidos, Edad, Sexo, Sexo, Talla, Peso, si usa o no Auxiliares de Marcha, Prótesis u Ortesis y la Fecha de exploración. La Figura 4.1 presenta la información almacenada en la Base de datos.

rowid	Cedula	Nombre	Apellido	Edad	Sexo	Talla	Peso	AuxMarcha	Protesis	Ortesis	Fecha
(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)	(empty)
11	1061726221	Gabriel Stiven	Cobo Sanchez	27	Masculino	178	68	No	Si	No	2017-07-12 00:00:00.000
15	1061764284	Sara Isabela	Vergara Aguilar	24	Femenino	165	65	No	No	No	2017-07-03 00:00:00.000
16	1061766892	Nancy Yamileth	Cifuentes Rosero	23	Femenino	153	45	No	No	No	2017-07-13 00:00:00.000
17	10529077	Luis Gerardo	Vergara Martínez	60	Masculino	171	63	No	No	No	2017-07-20 00:00:00.000
18	1501845	Fabio Humberto	Aguilar Chávez	90	Masculino	168	65	Si	Si	No	2017-07-14 00:00:00.000
19	1061765836	Karen Daniela	Agredo Lucio	23	Femenino	160	67	No	No	No	2017-07-17 15:38:11.520

Figura 4.1. Información de la Base de datos.

2. Se le pide a cada participante que tenga una vestimenta cómoda, ceñida al cuerpo y preferiblemente se retiren el calzado, con el propósito de facilitar la identificación de los puntos anatómicos para las capturas fotográficas a través del sensor Kinect, para proceder con el modelo tradicional empleado en Biomecánica (Ver 2.3.4. Modelo para determinar el Centro de Gravedad Segmentario).
3. Se indica la posición que debe asumir para facilitar la marcación en la elaboración del Kinegrama para el cálculo manual del CG.
4. Previamente se ha situado el sensor Kinect y el equipo de cómputo sobre una superficie de soporte como se observa en la Figura 4.2.



Figura 4.2. Ubicación del sensor Kinect y el equipo de cómputo.

5. Se ubica al participante frente al sensor Kinect a la distancia establecida de 3.50 metros del Sensor Kinect.
6. Después de elegir el Sexo del Paciente y de habilitar la Toma de Imágenes automática por parte de los encargados de realizar la prueba, se le informa al participante que debe iniciar la marcha hasta donde se encuentra indicado; simultáneamente se presiona el botón guardar. En ese instante el sistema genera en un archivo .csv con los datos concernientes a los momentos totales en cada coordenada y las posiciones de cada articulación. Igualmente, se visualiza el CG total con un círculo de color naranja y el CG parcial de cada segmento con círculos de color magenta del participante.
7. Cuando se termina la captura de datos, se presiona el botón detener y se le informa al participante que puede descansar para la próxima toma de datos.

4.3.1. Implementación del modelo tradicional para calcular el Centro de Gravedad total de los participantes.

El estudio de Implementar el modelo tradicional para calcular el Centro de Gravedad total de los participantes, se establece con el fin de contrastar los resultados obtenidos con la aplicación, en la cual se desarrolló la automatización del algoritmo para determinar el CG total en los adultos durante la marcha mediante el sensor Kinect.

A partir de la información proporcionada en el Anexo A, donde se menciona la elaboración de ocho Kinegramas seriados que corresponden a las fases de la marcha, los cuales constituyen el ciclograma. Se eligen ocho imágenes de las

fotografías capturadas con el sensor Kinect, para construir los Kinegramas y el ciclograma de cada uno de los participantes, lo cual permite comparar los resultados.

Por consiguiente, se imprimen ocho imágenes que corresponden a las fases de la marcha y que tienen la ubicación de los puntos anatómicos de cada uno de los participantes, tomadas a través del Sensor Kinect. A partir de esas imágenes, se elaboran los Kinegramas en hojas milimetradas para conseguir las coordenadas de las articulaciones y diligenciar la Tabla 2.6. Formato para determinar el Centro de Gravedad.

Para soporte del procedimiento anterior en el Anexo E se consignan las fotografías pertinentes con la ubicación del CG parcial de cada segmento y el CG total, y su correspondiente Kinegrama. Además, la recolección de datos y los resultados obtenidos manualmente.

La Tabla 4.6 presenta la diferencia existente para el valor medio y la diferencia de la desviación estándar calculadas, en centímetros, a partir de los valores de la ubicación del CG total obtenido con el sistema y con el método manual. El resultado permite verificar que la correspondencia es aproximada entre los valores de las coordenadas para los ejes (x, y) del CG total obtenidos a partir de ambos estudios.

Participante	Diferencia de la media		Diferencia de la desviación estándar	
	Eje X	Eje Y	Eje X	Eje Y
1	0.2163	0.3563	0.0722	0.0497
2	0.1913	0.3975	0.0382	0.0828
3	0.1575	0.3388	0.0194	0.0203
4	0.0725	0	0.0573	0.0388
5	0.02	0.0275	0.0136	0.0355
6	0.04	0.1263	0.0178	0.0749

Tabla 4.6. Diferencia entre los valores de media y desviación estándar.

4.4. Análisis de datos e Interpretación de los resultados obtenidos.

Con el fin de tener un análisis eficaz de las gráficas de la trayectoria del CG generadas por el sistema es relevante la siguiente información: En [3] y [6], se encuentra la descripción del desplazamiento que tiene el CG durante la marcha. Este desplazamiento del CG sigue una trayectoria sinusoidal (descrita de arriba abajo, de adelante hacia atrás y de derecha a izquierda) de una amplitud pico-pico del orden de los 3 a 5 centímetros aproximadamente. Esta es la medida óptima para

que la marcha sea eficiente y exista un mínimo gasto energético. En la marcha, se destaca la descripción de una curva de una sinusoidal suave, tanto en sentido vertical (Figura 4.3.) como en sentido horizontal (Figura 4.4).

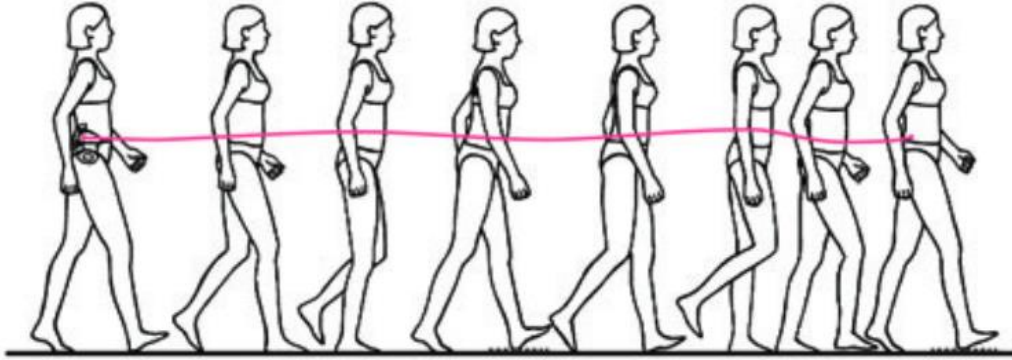


Figura 4.3. El recorrido del Centro de Gravedad en sentido vertical describe una leve onda sinusoidal [3].

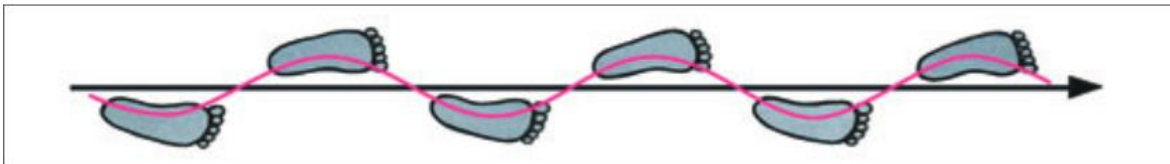


Figura 4.4. El recorrido del Centro de Gravedad en sentido horizontal describe también una onda sinusoidal [3].

Con la información anterior, se puede deducir que la trayectoria que debe presentar el CG total en tres dimensiones oscila es de la siguiente manera:

- En el eje X se describe el movimiento del CG de derecha a izquierda durante la marcha.
- En el eje Y, se describe el movimiento del CG de arriba a abajo durante la marcha.
- En el eje z, se describe el movimiento del Cg de adelante hacia atrás durante la marcha.

En la Figura 4.5 se interpreta lo expuesto con anterioridad, es decir se representa la caracterización del movimiento del CG total durante la marcha capturado con el Sensor Kinect.

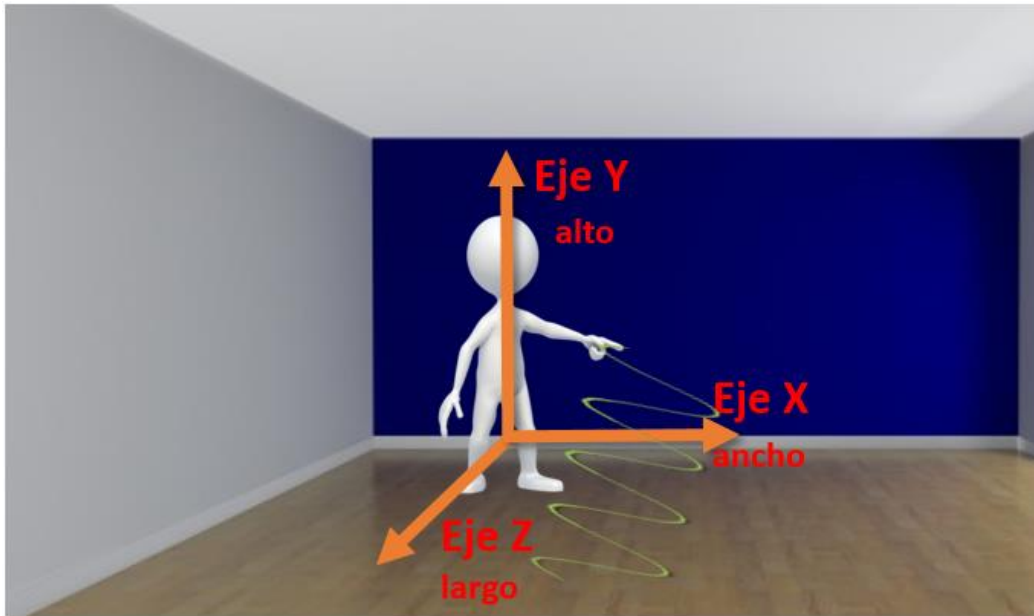


Figura 4.5. Trayectoria del CG total durante la marcha en tres coordenadas.

4.4.1. Creación del archivo en Matlab

- Se genera un archivo en Matlab con las siguientes especificaciones:

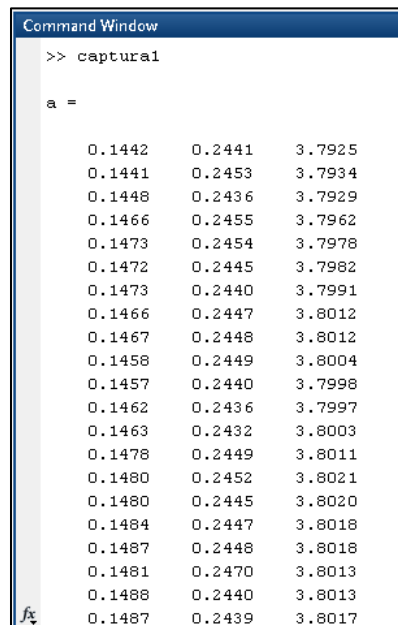
```

captura1.m* x +
1  %Se lee el archivo .csv
2  a= xlsread ('MomentoTotalHombre.csv');
3  %Se asigna una variable para cada columna de 300 datos
4  x = a (:,1);
5  y = a (:,2);
6  z = a (:,3);
7  % graficas en 3d y en 2d
8  scatter3(x,z,y, 'MarkerFaceColor', [0 .75 .75])
9  scatter(x,y, 'MarkerFaceColor', [0 .75 .75])
10 scatter(y,x, 'MarkerFaceColor', [0 .75 .75])
11 %Variables para hallar la media de cada eje
12 u = sum (x)/length(x);
13 v = sum (y)/length(y);
14 w = sum (z)/length(z);
15 %Variables para hallar la desviacion estandar de cada eje
16 p = sqrt ( sum ((x-u) .* (x-u))/length (x));
17 q = sqrt ( sum ((y-v) .* (y-v))/length (y));
18 r = sqrt ( sum ((z-w) .* (z-w))/length (z));
19

```

Figura 4.6. Archivo en Matlab.

- Matlab lee 900 datos que contiene el archivo MomentoTotalMujer.csv o MomentoTotalHombre.csv creado por Microsoft Visual Studio. Esto se realiza para cada una de las seis capturas de cada uno de los seis participantes.



```
Command Window
>> captura1

a =

    0.1442    0.2441    3.7925
    0.1441    0.2453    3.7934
    0.1448    0.2436    3.7929
    0.1466    0.2455    3.7962
    0.1473    0.2454    3.7978
    0.1472    0.2445    3.7982
    0.1473    0.2440    3.7991
    0.1466    0.2447    3.8012
    0.1467    0.2448    3.8012
    0.1458    0.2449    3.8004
    0.1457    0.2440    3.7998
    0.1462    0.2436    3.7997
    0.1463    0.2432    3.8003
    0.1478    0.2449    3.8011
    0.1480    0.2452    3.8021
    0.1480    0.2445    3.8020
    0.1484    0.2447    3.8018
    0.1487    0.2448    3.8018
    0.1481    0.2470    3.8013
    0.1488    0.2440    3.8013
    0.1487    0.2439    3.8017
```

Figura 4.7. Lectura del Archivo con los datos del CG total.

- A continuación, se asignan tres variables x, y, z para cada columna de elementos que contiene el archivo. La variable x representa todos los datos para el momento del eje X y así sucesivamente.

```
Command Window
x =
    0.1442
    0.1441
    0.1448
    0.1466
    0.1473
    0.1472
    0.1473
    0.1466
    0.1467
    0.1458
    0.1457
    0.1462
    0.1463
    0.1478
    0.1480
    0.1480
    0.1484
    0.1487
    0.1481
    0.1488
    0.1487
    0.1486
    0.1477
```

Figura 4.8. Asignación de los datos del momento en X.

```
Command Window
y =
    0.2441
    0.2453
    0.2436
    0.2455
    0.2454
    0.2445
    0.2440
    0.2447
    0.2448
    0.2449
    0.2440
    0.2436
    0.2432
    0.2449
    0.2452
    0.2445
    0.2447
    0.2448
    0.2470
    0.2440
    0.2439
    0.2428
```

Figura 4.9. Asignación de los datos del momento en Y.

```
Command Window
z =
    4.1235
    4.1238
    4.1229
    4.1226
    4.1219
    4.1208
    4.1203
    4.1211
    4.1210
    4.1204
    4.1205
    4.1206
    4.1208
    4.1206
    4.1195
    4.1211
    4.1211
    4.1188
    4.1191
    4.1185
    4.1179
    4.1183
    4.1181
```

Figura 4.10. Asignación de los datos del momento en Z.

- Con la función Scatter (X, Y) se crea un diagrama de dispersión con círculos en las ubicaciones especificadas por los vectores X e Y. Igualmente, la función Scatter (X, Y, Z) crea un diagrama de dispersión en los tres vectores que

representan el desplazamiento que tiene el centro de gravedad total durante la marcha en cada adulto.

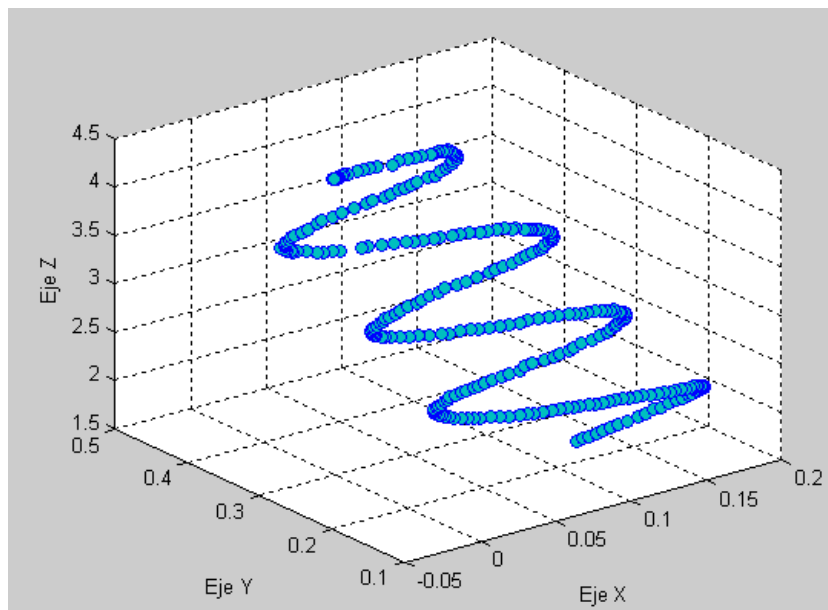


Figura 4.11. Gráfica en 3 coordenadas del CG durante la marcha.

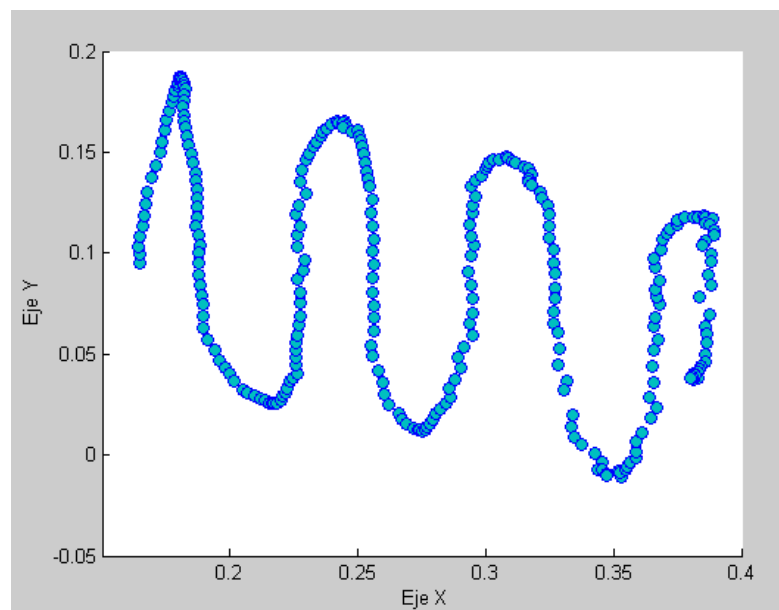


Figura 4.12. Gráfica en (y, x) del CG durante la marcha.

Donde el Eje Z está en la dirección sagital, el Eje Y está en la dirección frontal y el Eje X en la dirección transversal.

- Por último, se crean tres variables U, V y W para calcular la media de los momentos de cada eje respectivamente. Se crean tres variables P, Q y R para

calcular la desviación estándar de los momentos de cada eje. Por consiguiente, se definen los siguientes conceptos:

- La desviación estándar es una medida de dispersión para variables de razón (ratio o cociente) y de intervalo, de gran utilidad en la estadística descriptiva. Es una medida (cuadrática) que nos indica cuánto pueden alejarse los valores respecto al promedio (media), y, por tanto, se mide en las mismas unidades que la variable.

Es importante destacar que la desviación estándar se aplica solo para datos agrupados. Se obtiene mediante la aplicación de la siguiente fórmula:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2} \quad (4.1)$$

N es el número de elementos o de datos. En este caso N = 300.

μ es la media del conjunto de datos.

X_i es el conjunto de datos

- La media es un promedio estándar, es decir, es el promedio de un conjunto de valores.

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \quad (4.2)$$

N es el número de elementos o de datos. En este caso N = 300.

X_i representa el conjunto de datos.

En la Figura 4.13 se observan los resultados que se obtienen con Matlab.

```
Command Window
u =
    0.0879

v =
    0.2806

w =
    3.0516

p =
    0.0544

q =
    0.0737

r =
    0.7412
```

Figura 4.13. Resultados de la Media y la Desviación Estándar.

4.4.2. Representación gráfica y Análisis respectivo

A continuación, se exponen los diagramas resultantes con Matlab del CG total de las pruebas realizadas a los participantes. La gráfica de la izquierda en la Figura 4.14 muestra el desplazamiento del CG durante la marcha en los tres ejes de coordenadas que detecta el sensor Kinect. La figura de la derecha muestra el desplazamiento del CG total durante el mismo intervalo de tiempo en el plano X-Y, para el participante 1.

- **Participante 1**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 1 se ilustran en las siguientes figuras:

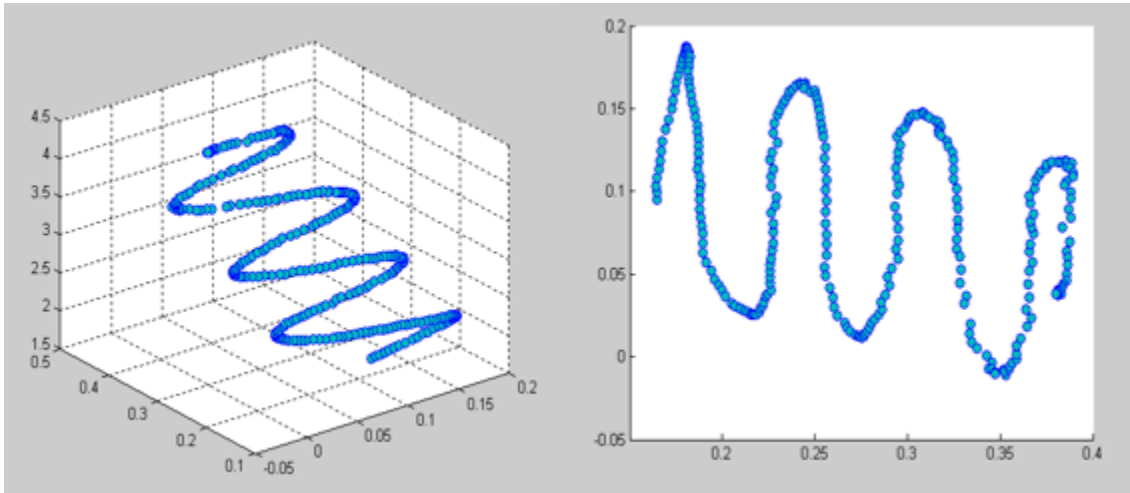


Figura 4.14. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

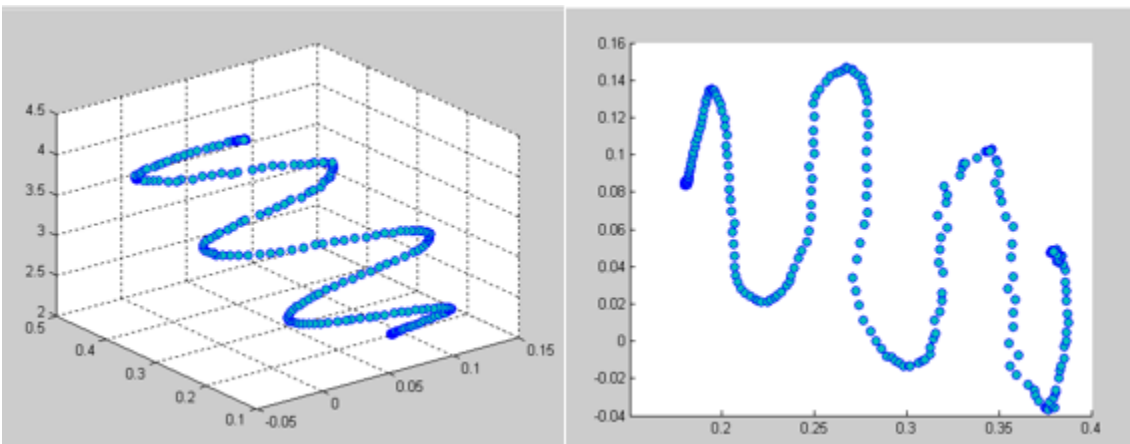


Figura 4.15. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

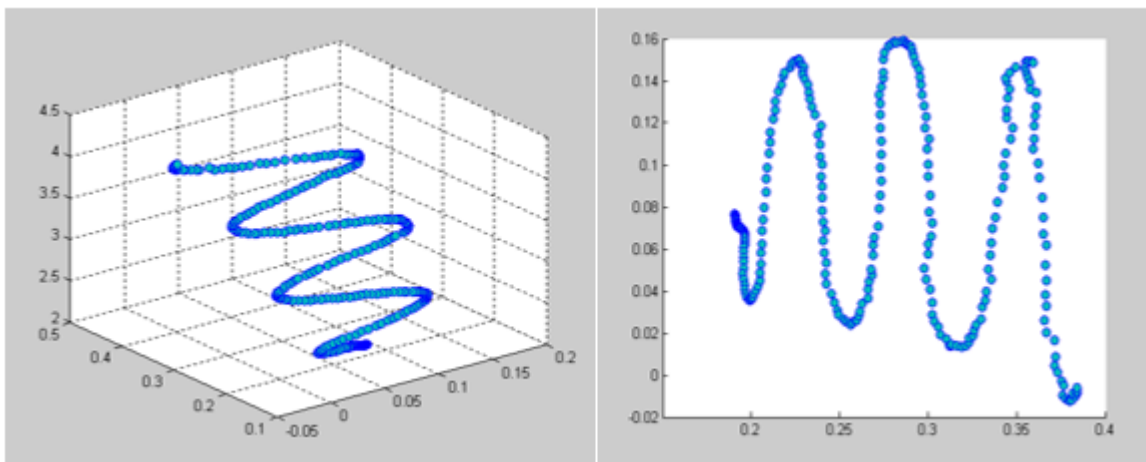


Figura 4.16. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

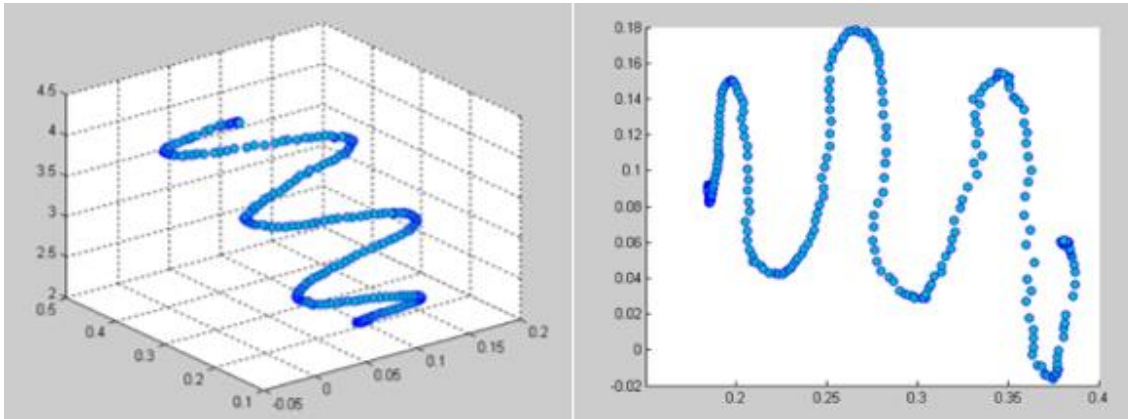


Figura 4.17. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

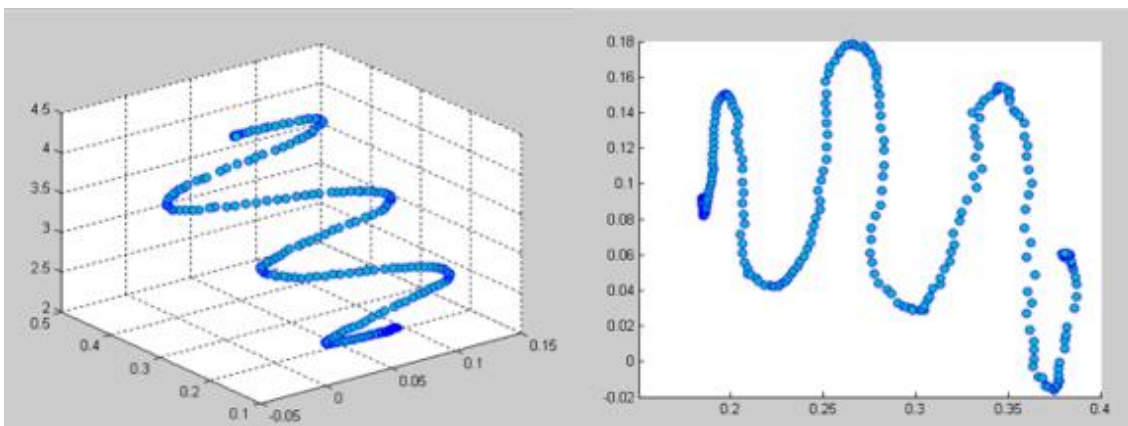


Figura 4.18. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

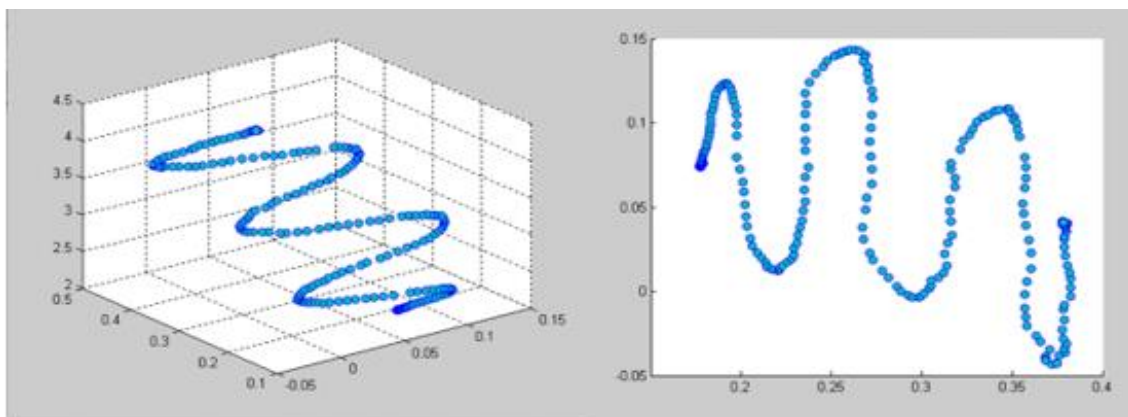


Figura 4.19. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

A partir de los resultados obtenidos se puede afirmar que las gráficas describen adecuadamente el desplazamiento del CG durante la marcha, tomando como referencias las gráficas (Figura 4.3 y Figura 4.4.). Para el participante 1, el análisis estadístico se encuentra en la Tabla 4.7, en la cual se puede apreciar que la

variación de los resultados entre pruebas se mantiene en un rango aceptable con valores de desviación estándar para el eje X= 0.5 cm, para el eje Y= 0.58 cm y para el eje Z= 5.34 cm. Por tanto, se verifica que los datos se encuentran dispersos alrededor de un rango de oscilación normal.

- **Participante 2**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 2 se ilustran en las siguientes figuras:

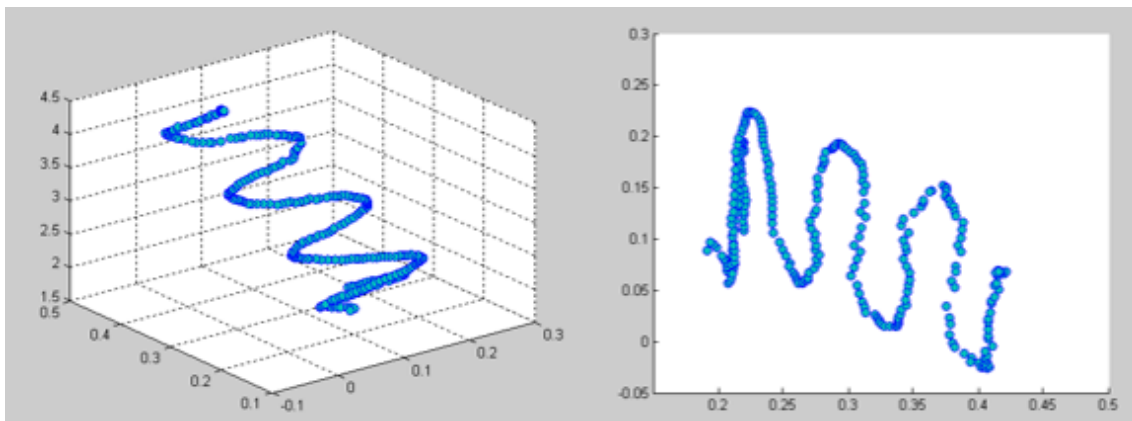


Figura 4.20. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

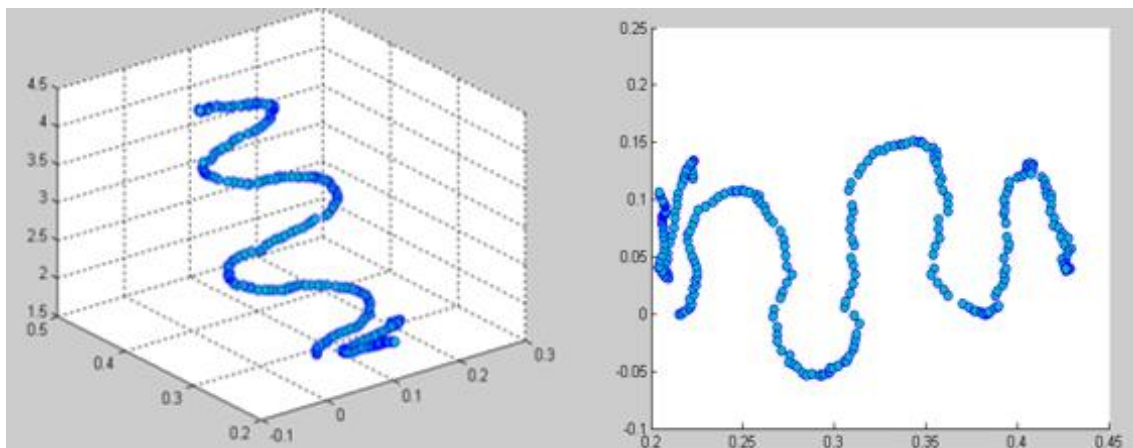


Figura 4.21. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

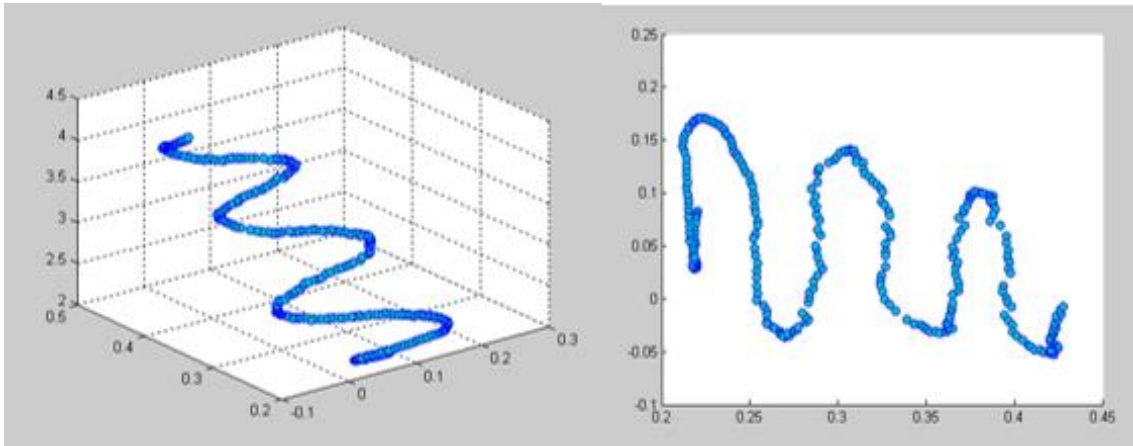


Figura 4.22. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

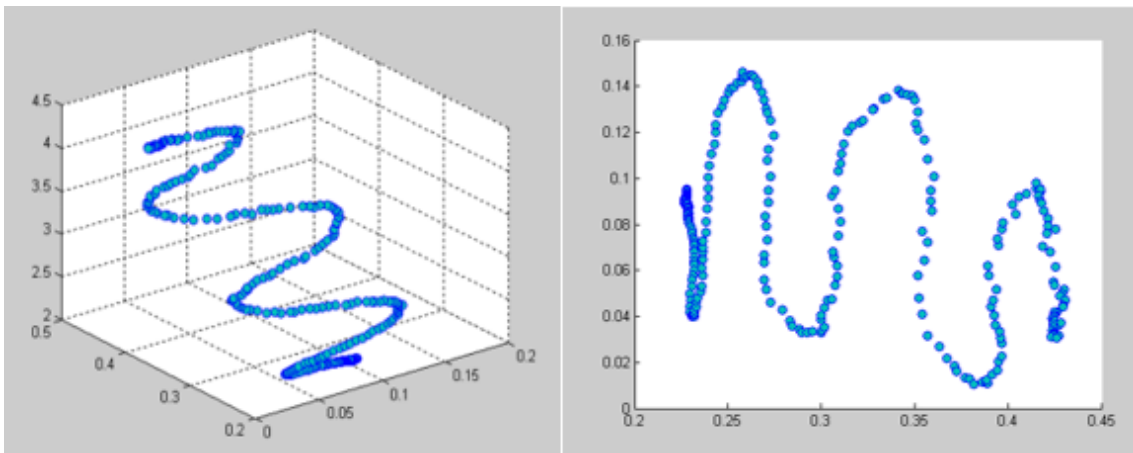


Figura 4.23. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

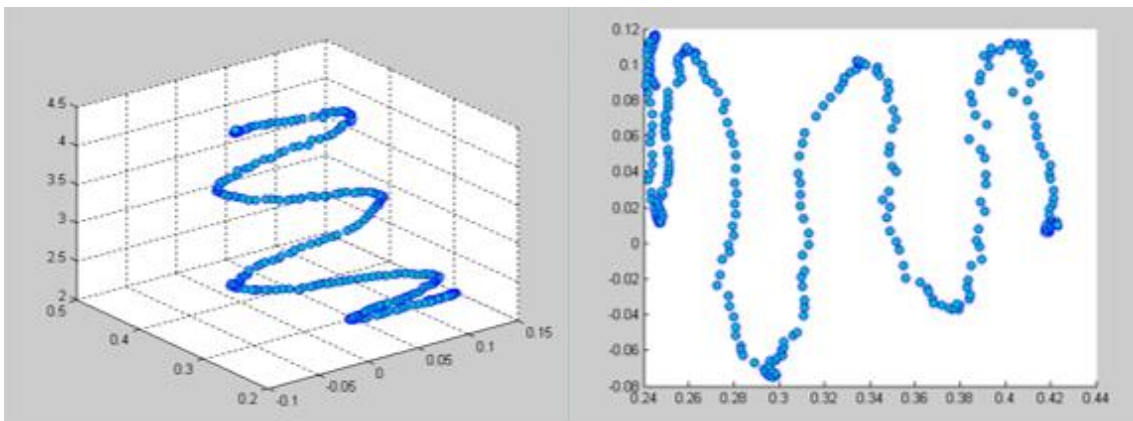


Figura 4.24. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

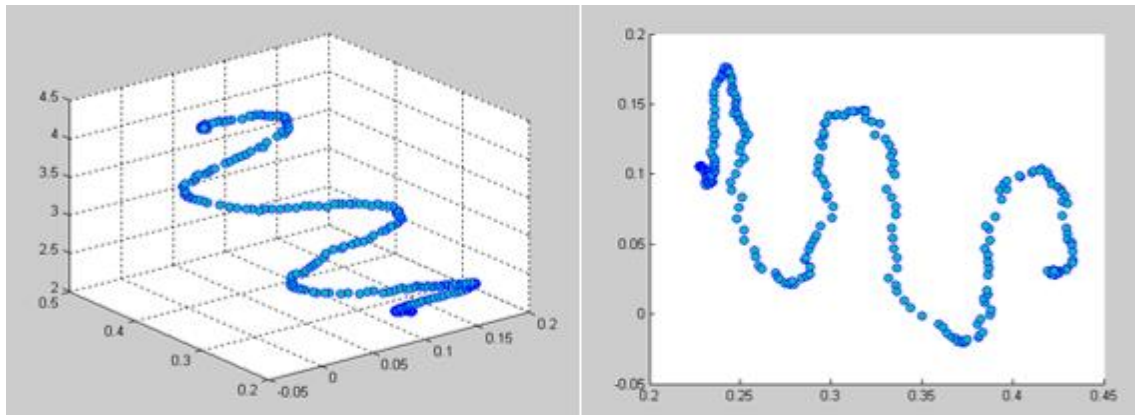


Figura 4.25. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

De los resultados anteriores se puede afirmar que las curvas no presentan alteraciones significativas. Para el participante 2 el análisis estadístico se encuentra en la Tabla 4.8 en la cual se puede apreciar que el valor de la desviación estándar para el eje X = 1.17 cm, para el eje Y= 4.6 cm y para el eje Z= 5.01 cm., verificando que los datos se encuentran dispersos alrededor de un rango de oscilación normal.

- **Participante 3**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 3 se ilustran en las siguientes figuras:

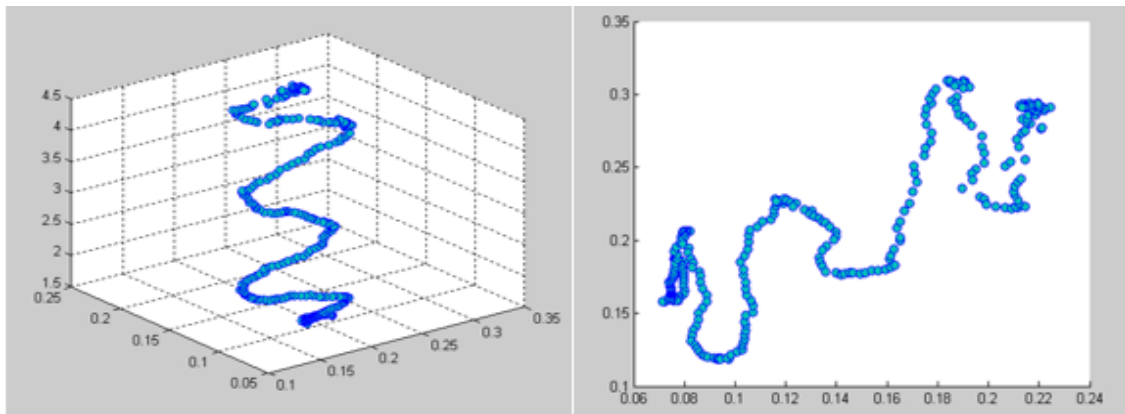


Figura 4.26. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

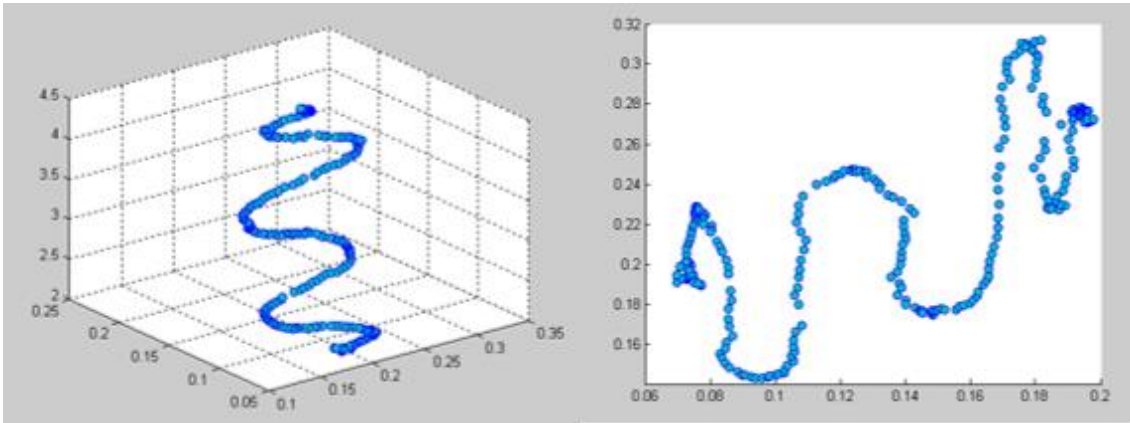


Figura 4.27. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

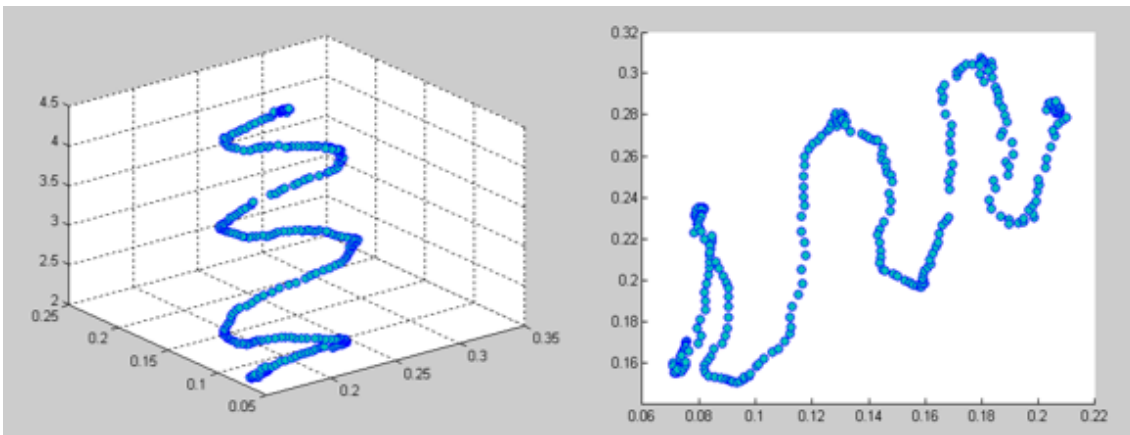


Figura 4.28. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

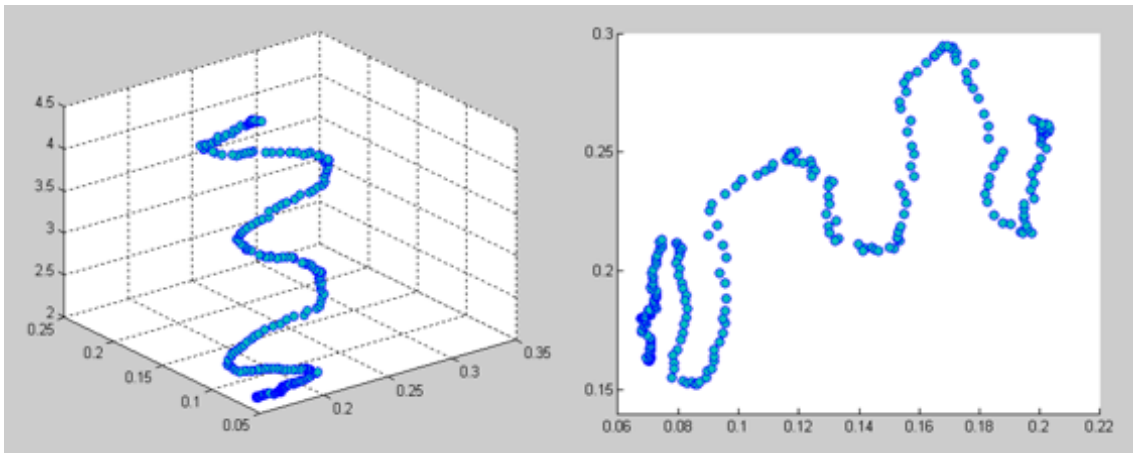


Figura 4.29. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

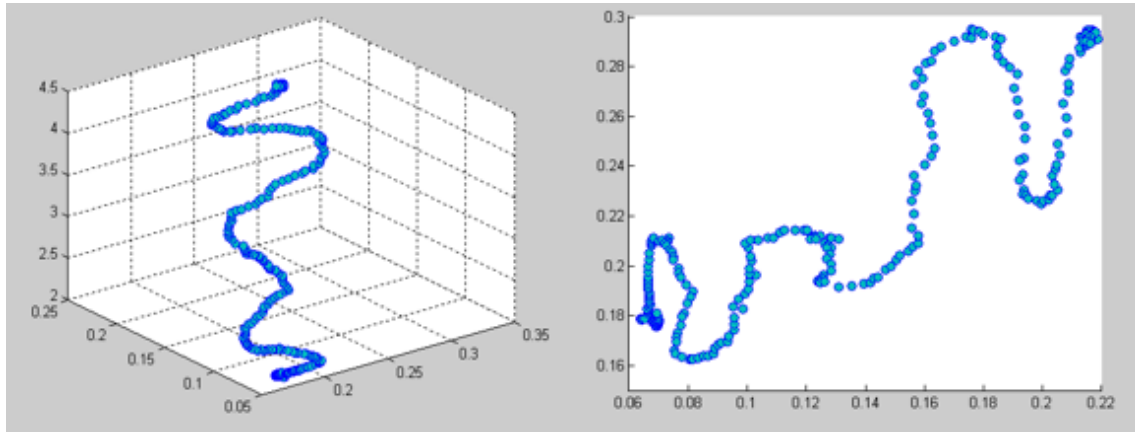


Figura 4.30. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

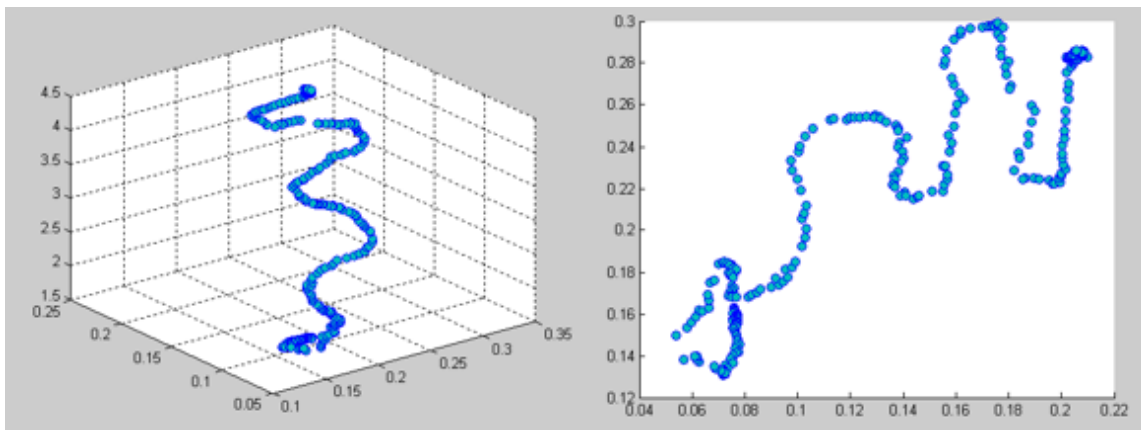


Figura 4.31. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

Para el participante 3 el análisis estadístico se encuentra en la Tabla 4.9., con una medida de la desviación estándar en el eje X= 0.62 cm, en el eje Y= 0.48 cm y en el eje Z= 7.01 cm, con lo que se verifica que las medidas se encuentran dentro de un rango normal de variación.

- **Participante 4**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 4 se ilustran en las siguientes figuras:

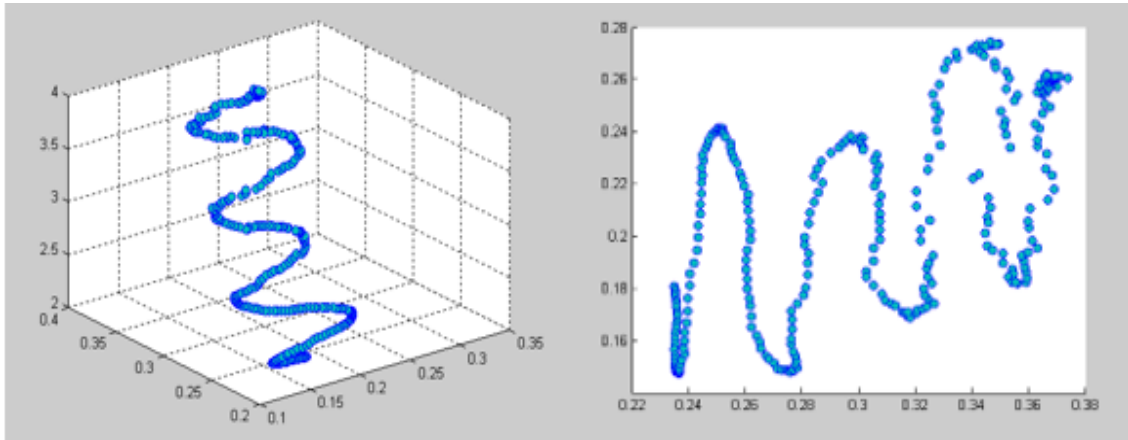


Figura 4.32. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

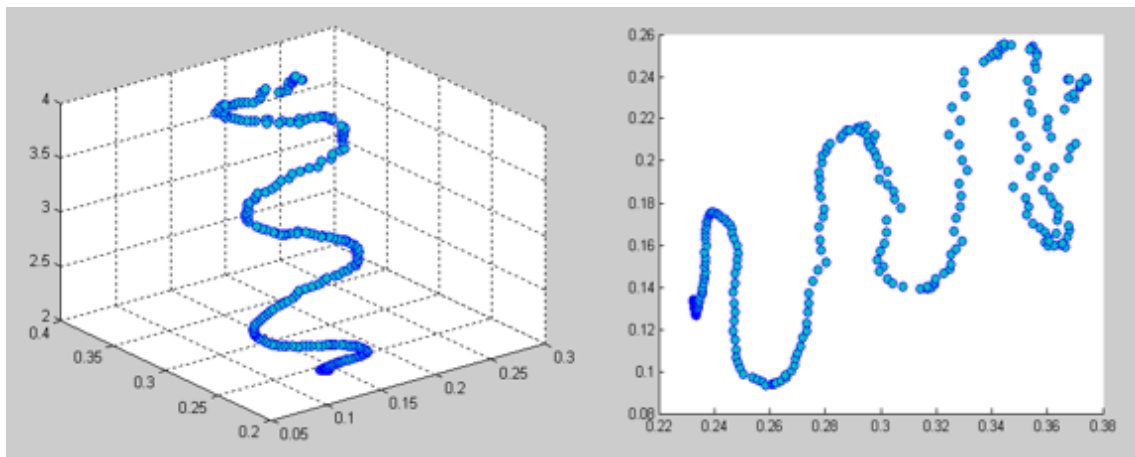


Figura 4.33. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

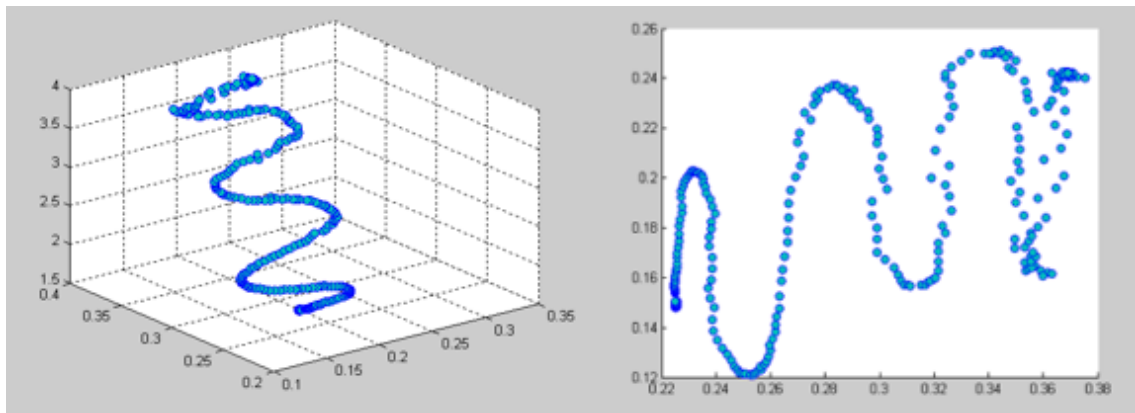


Figura 4.34. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

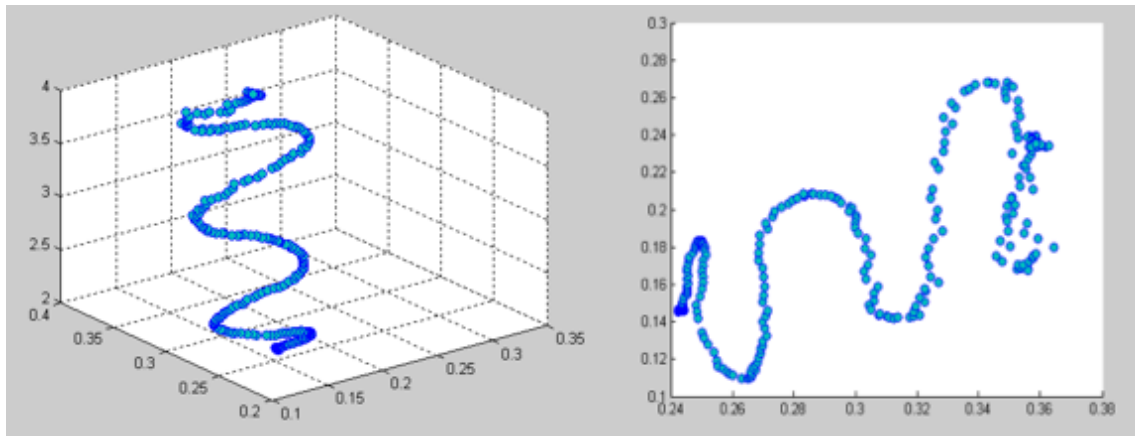


Figura 4.35. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

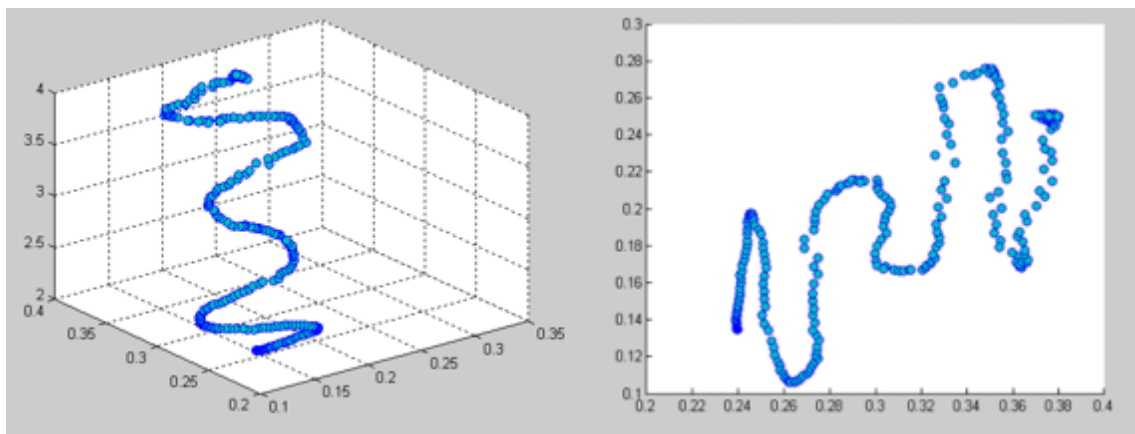


Figura 4.36. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

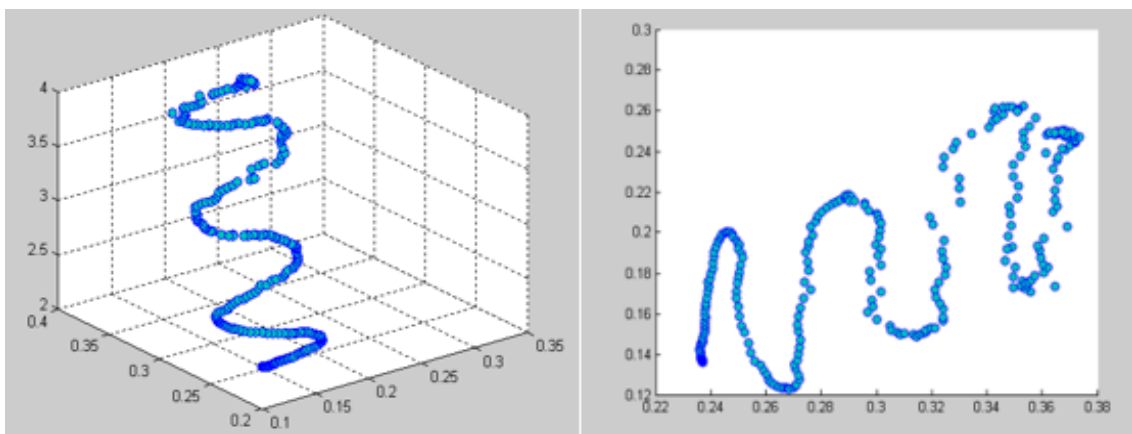


Figura 4.37. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

La Tabla 4.10 contiene el análisis estadístico para el participante 4, en donde se encuentra un valor de la desviación estándar para el eje X= 0.31 cm, eje Y= 0.35 cm y eje Z= 4.22 cm, demostrando que se encuentran dentro de los parámetros aceptables de variación.

- **Participante 5**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 5 se ilustran en las siguientes figuras:

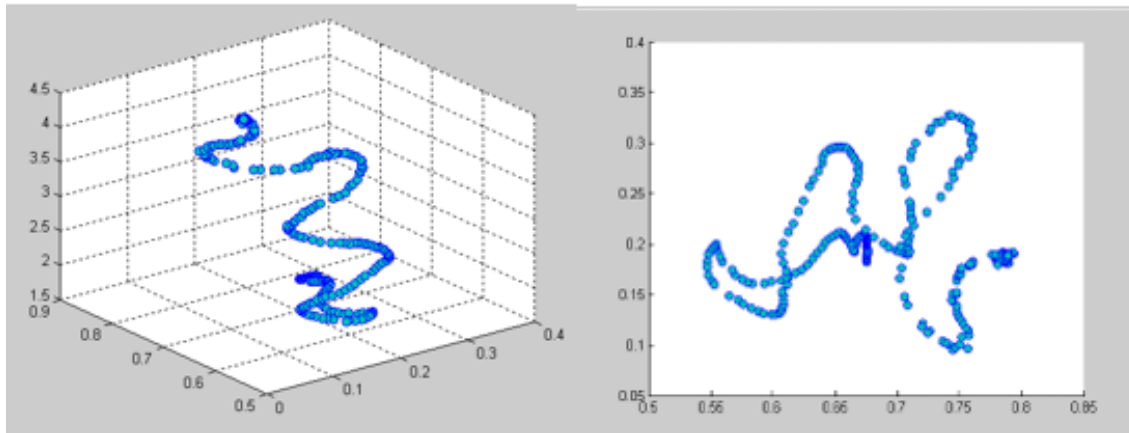


Figura 4.38. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

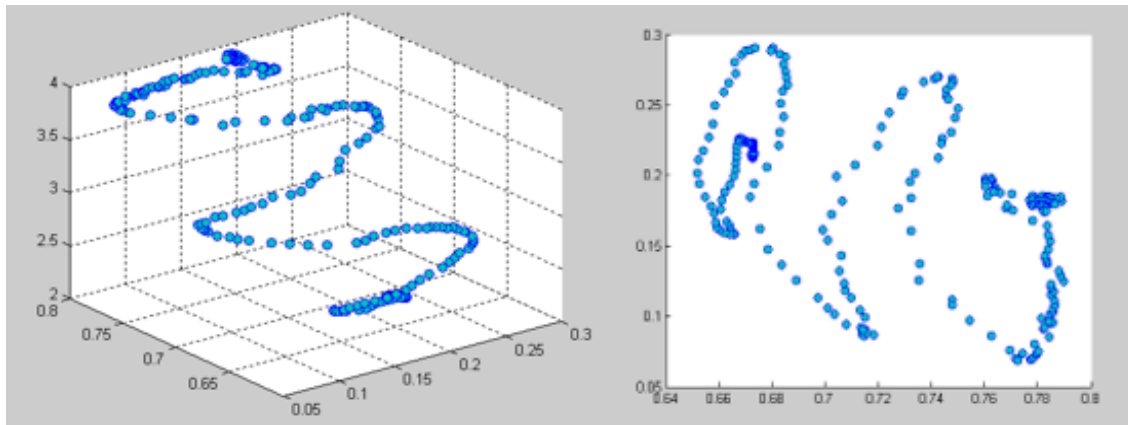


Figura 4.39. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

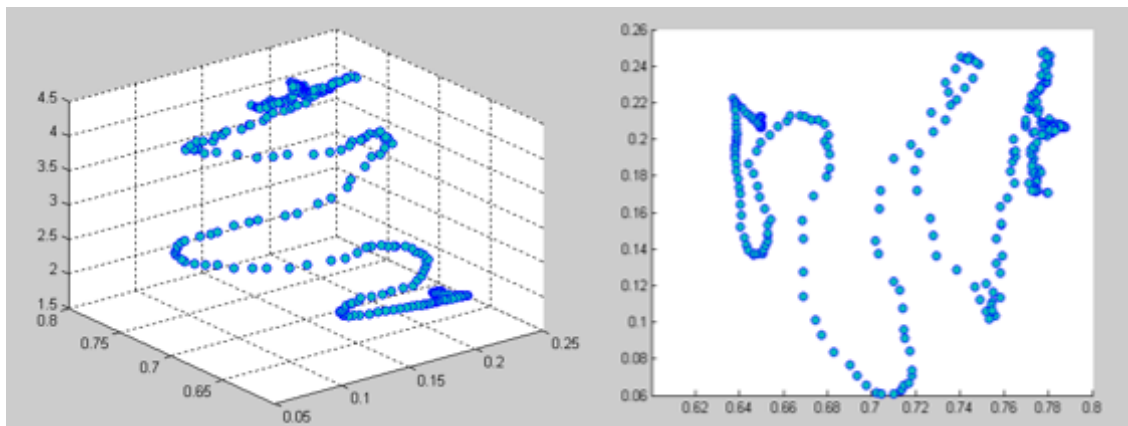


Figura 4.40. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

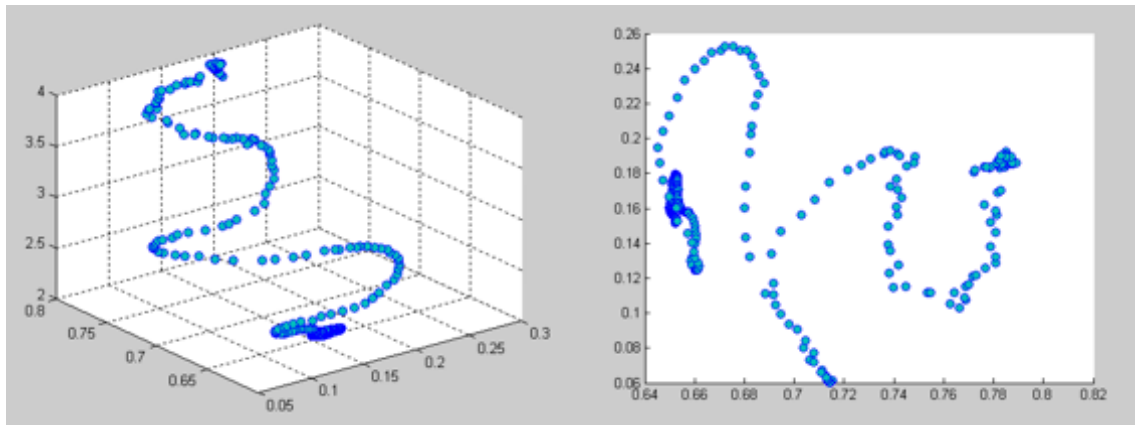


Figura 4.41. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

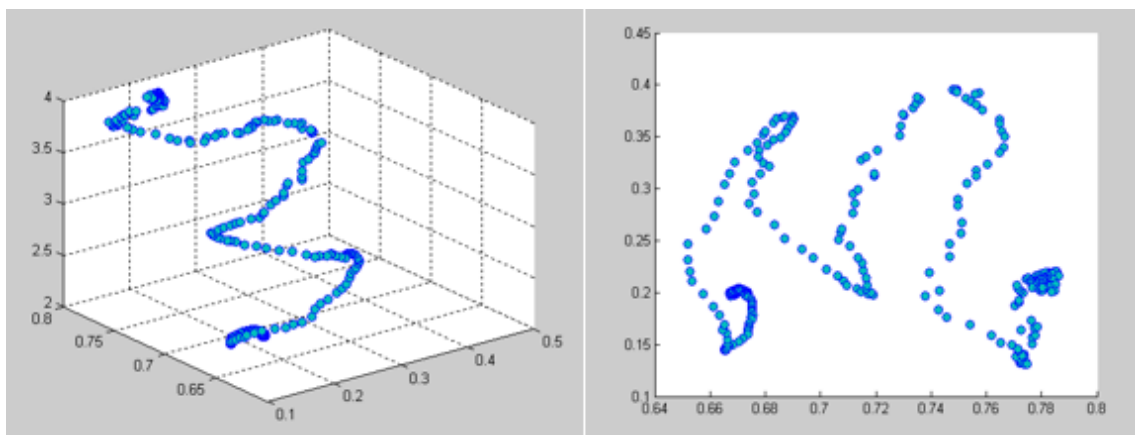


Figura 4.42. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

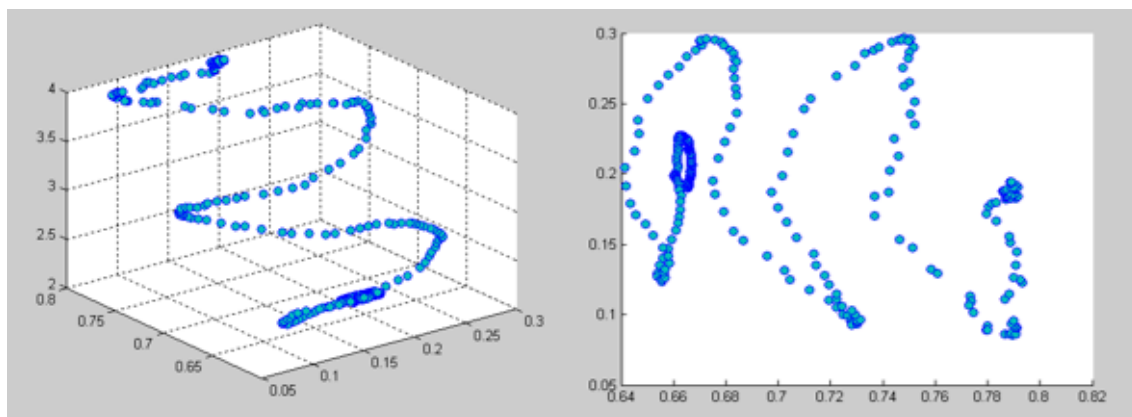


Figura 4.43. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

Los resultados obtenidos para el participante 5, presentan variaciones significativas en los parámetros de oscilación debido a que el participante tiene prótesis de rodilla y una edad avanzada, lo cual dificulta la marcha. Por lo tanto, se esperaba que para este participante se presentarán cambios más notorios en las curvas que

describen la trayectoria del CG debido a que se tienen alteraciones posturales evidentes. Sin embargo, en la Tabla 4.11 se observa que los valores de la desviación estándar de las pruebas en el eje X=1.12 cm, en el eje Y=0.86 cm y en el eje Z= 5.37 cm, verifican que los resultados están dentro de un rango de variación normal.

- **Participante 6**

Los resultados obtenidos en las seis capturas del participante 6 se ilustran en las siguientes figuras:

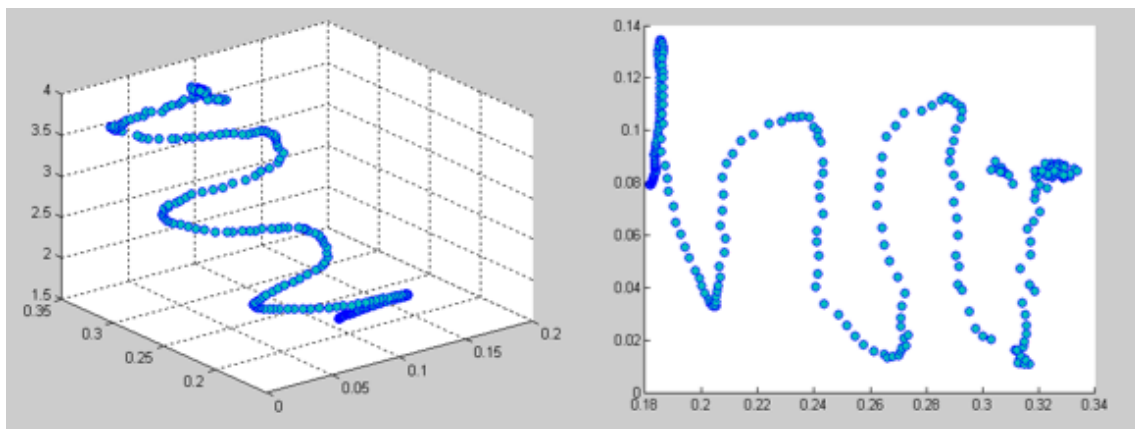


Figura 4.44. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 1.

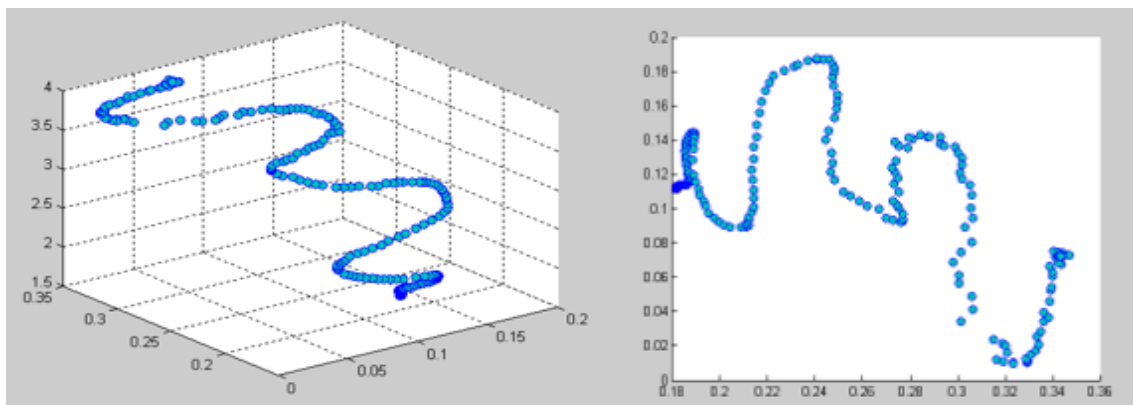


Figura 4.45. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 2.

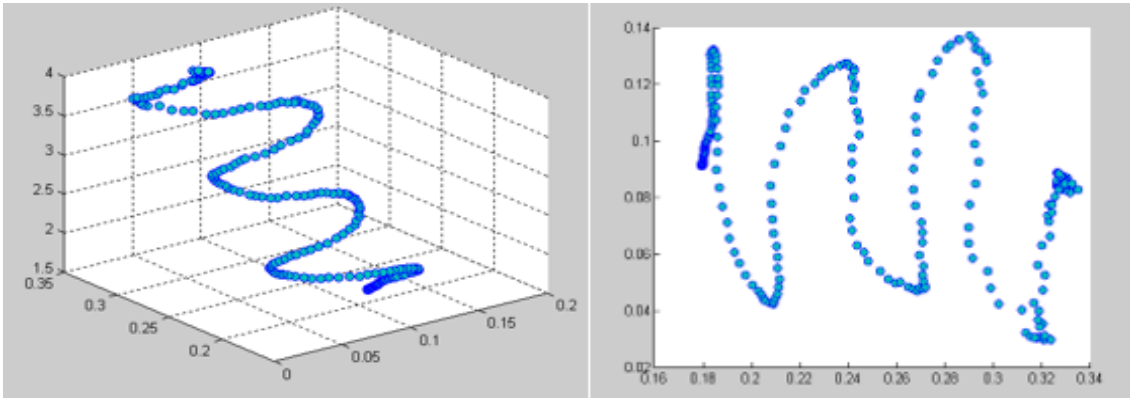


Figura 4.46. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 3.

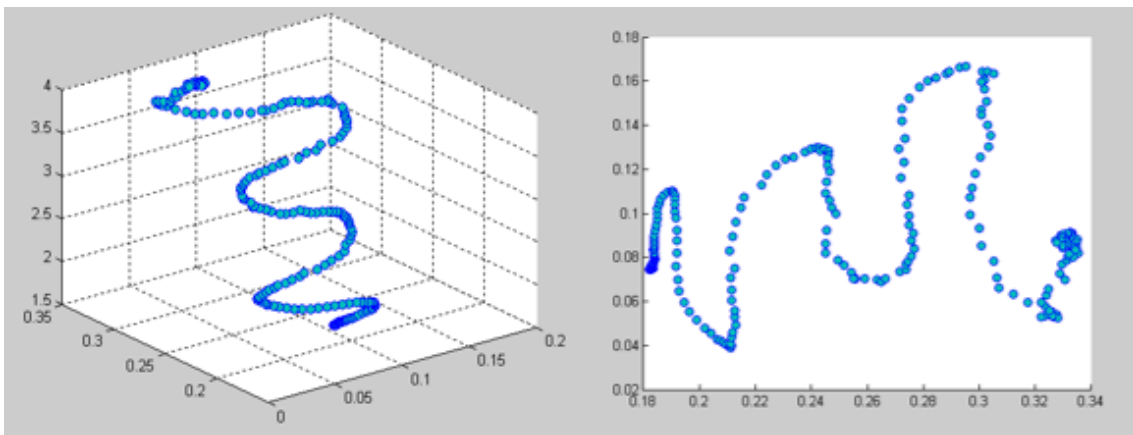


Figura 4.47. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 4.

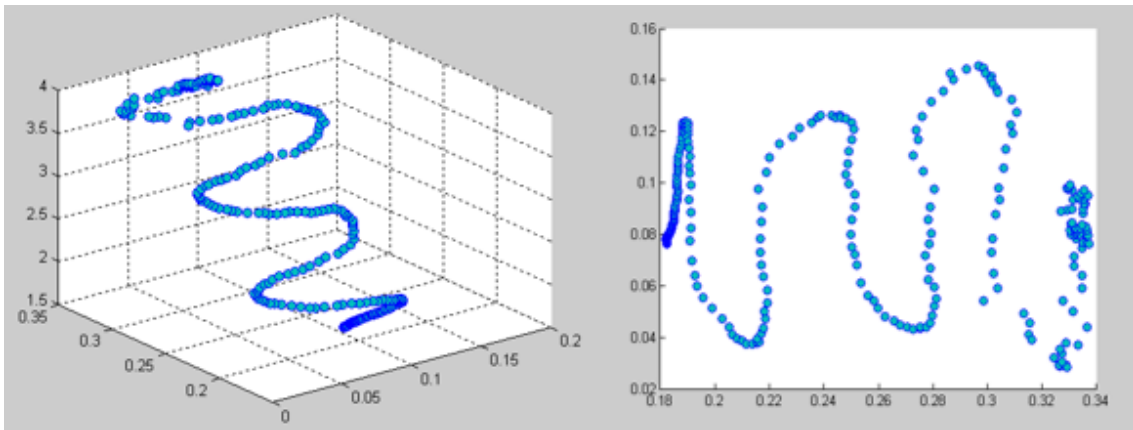


Figura 4.48. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 5.

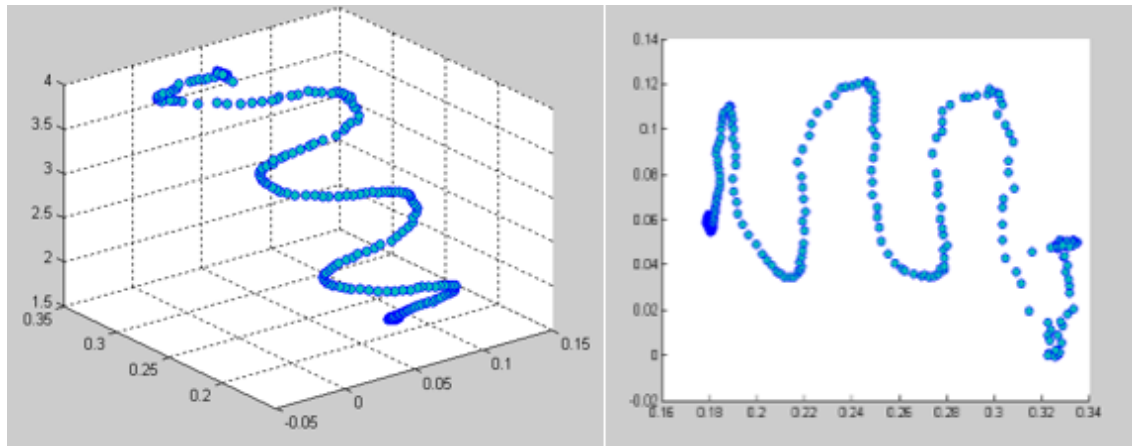


Figura 4.49. Trayectoria del CG durante la marcha para la Captura 6.

De los datos consignados en la Tabla 4.12, se puede verificar que los resultados de las pruebas se encuentran dentro de un rango de variación adecuado, con una desviación estándar para el eje X= 0.36 cm, Y= 0.11 cm y Z= 2.29 cm.

De lo expuesto anteriormente, se puede concluir, que, aunque el conjunto de graficas que describen las trayectorias del CG total durante su marcha entre cada participante son distintas, sus valores de oscilación y de varibilidad para cada eje permanecen dentro de los parámetros establecidos de 3 a 5 centímetros, comprobado con los datos obtenidos de la media y desviación estándar que se muestran en el siguiente apartado. Desde el punto de vista de los expertos en salud son aceptables y adecuadas este conjunto de gráficas para la descripción del desplazamiento del CG total para el diagnóstico postural.

4.4.3. Datos estadísticos y Análisis

Para tener una interpretación fiable de los datos obtenidos con las pruebas desarrolladas a los participantes con el sistema para calcular el CG total, se realizaron cuatro tipos de análisis diferentes que consisten en:

- **Primer análisis:** Para efectuar este análisis se calcula el valor de la media aritmética y la desviación estándar para el conjunto de 300 datos del eje de coordenadas en X, y para cada una de las 6 capturas individualmente. De la misma manera, se calculan los mismos valores para el eje Y, y para el eje Z. Este procedimiento se hace para cada participante.

Estos valores se obtienen con el siguiente fin: la media aritmética nos indica el valor promedio del conjunto de datos del CG independientemente entre cada eje

de coordenadas, y la desviación estándar con indica como es la distribución o variabilidad del conjunto de datos respecto a ese valor promedio, es decir, cómo oscila la dispersión de los datos del CG total alrededor de la media aritmética conforme a cada prueba.

Es importante señalar que las personas no tienen el mismo patrón de caminata o de marcha, por tanto, los valores promedios del CG tienen un rango de variación pequeño entre cada prueba. además, se debe tener en cuenta que ese rango para personas sin alteraciones posturales debe encontrarse entre 3 a 5 centímetros [3].

- **Segundo análisis:** Seguidamente, se calcula la media aritmética con los valores obtenidos en el primer análisis de la media aritmética de las seis capturas; luego se halla la desviación estándar y por último el intervalo de confianza al 95%. Este procedimiento se realiza independientemente para cada eje de coordenadas y para cada uno de los participantes.

Para hallar el intervalo de confianza, a partir de la información suministrada en [32], se aplica la siguiente función:

$$\text{intervalo de confianza} = \left(\mu - \frac{z\sigma}{\sqrt{n}}, \mu + \frac{z\sigma}{\sqrt{n}} \right) \quad (4.3)$$

Donde $n = 6$, es decir el número de capturas realizadas por participante. μ es la media aritmética de los valores capturados, σ es la desviación estándar de dichos valores y z es el coeficiente correspondiente al nivel de confianza establecido. Para un nivel de confianza al 95%, z toma el valor de 1,96.

Este cálculo permite establecer un nivel de confianza, el cual implica que en el 95% de las mediciones del CG su valor se encuentre dentro del intervalo que incluye la media aritmética, es decir el valor promedio de los valores del CG total y que en el 5% esos valores del CG serian erróneos.

- **Tercer análisis:** Se calcula la media aritmética con los valores de la desviación estándar obtenidos de las seis capturas halladas en el primer análisis; luego se halla la desviación estándar y se define el intervalo de confianza al 95%. De igual manera, este procedimiento se realiza independientemente para cada eje de coordenadas y para cada uno de los participantes.

Participante 1						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.0879	0.2806	3.0516	0.0544	0.0737	0.7412
2	0.0638	0.2708	2.9576	0.0463	0.0790	0.7875
3	0.0797	0.2653	2.8726	0.0453	0.0639	0.6427
4	0.0866	0.2721	2.9641	0.0467	0.0751	0.7548
5	0.0683	0.2633	2.8757	0.0390	0.0783	0.7646
6	0.0612	0.2580	2.8392	0.0429	0.0792	0.7840
	Análisis N.º 2			Análisis N.º 3		
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.0745	0.2683	2.9268	0.0457	0.0748	0.7458
Desviación estándar	0.0116	0.0079	0.0789	0.0050	0.0058	0.0534
Intervalo de confianza al 95%	(0.0652, 0.0838)	(0.2619, 0.2746)	(2.8637, 2.9899)	(0.0417, 0.0497)	(0.0701, 0.0794)	(0.7031, 0.7885)

Tabla 4.7. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 1.

La Tabla 4.7 presenta los datos del participante 1. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 6.12 cm y 8.79 cm con una diferencia máxima de 2.67 cm; en la coordenada Y oscila entre 26.33 cm y 28.06 cm y su diferencia máxima es 2.26 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.83 m y 3.05 m y su diferencia es de 21.24 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 3.90 cm y 5.44 cm, en la coordenada Y oscila entre 6.39 cm y 7.92 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 64.27 cm y 78.75 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

Participante 2						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.1054	0.2961	2.9630	0.0642	0.0746	0.7982
2	0.0653	0.3041	2.9649	0.0528	0.0804	0.8123
3	0.0498	0.3088	3.0292	0.0658	0.0714	0.6931
4	0.0771	0.3005	2.9048	0.0335	0.0755	0.7620
5	0.0394	0.3237	3.1485	0.0538	0.0667	0.6956
6	0.0841	0.3058	2.9919	0.0489	0.0747	0.7460
	Análisis N.º 2			Análisis N.º 3		
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.0702	0.3065	3.0004	0.0532	0.0739	0.7512
Desviación estándar	0.0239	0.0095	0.0832	0.0117	0.0046	0.0501
Intervalo de confianza al 95%	(0.0511, 0.0893)	(0.2988, 0.3141)	(2.9338, 3.0669)	(0.0438, 0.0625)	(0.0702, 0.0775)	(0.7111, 0.7912)

Tabla 4.8. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 2.

En la Tabla 4.8 se consignan los resultados para el participante 2. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 3.94 cm y 10.54 cm con una diferencia máxima de 6.6 cm; en la coordenada Y oscila entre 29.61 cm y 32.37 cm y su diferencia máxima es 2.76 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.96 m y 3.14 m y su diferencia es de 18 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 3.35 cm y 6.58 cm, en la coordenada Y oscila entre 6.67 cm y 7.55 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 69.31 cm y 81.23 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

. Participante 3						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.2150	0.1386	2.9745	0.0552	0.0544	0.8255
2	0.2260	0.1363	3.0750	0.0437	0.0464	0.7438
3	0.2313	0.1373	3.0450	0.0473	0.0472	0.7251
4	0.2108	0.1168	2.8005	0.0394	0.0498	0.8060
5	0.2218	0.1311	2.9943	0.0449	0.0584	0.8560
6	0.2204	0.1348	3.0204	0.0544	0.0552	0.9132
	Análisis N.º 2			Análisis N.º 3		
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.2208	0.1324	2.9849	0.0474	0.0519	0.8116
Desviación estándar	0.0073	0.0081	0.0971	0.0062	0.0048	0.0701
Intervalo de confianza al 95%	(0.2149, 0.2266)	(0.1259, 0.1388)	(2.9072, 3.0625)	(0.0424, 0.0523)	(0.0481, 0.0557)	(0.7555, 0.8676)

Tabla 4.9. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 3.

En la Tabla 4.9 se consignan los resultados para el participante 3. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 21.08 cm y 23.13 cm con una diferencia máxima de 2.05 cm; en la coordenada Y oscila entre 11.68 cm y 13.86 cm y su diferencia máxima es 2.18 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.80 m y 3.07 m y su diferencia es de 27.45 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 3.94 cm y 5.52 cm, en la coordenada Y oscila entre 4.64 cm y 5.84 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 74.38 cm y 91.32 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

Participante 4						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.2100	0.3041	2.9105	0.0383	0.0471	0.6031
2	0.1642	0.2846	2.7125	0.0418	0.0502	0.6484
3	0.1885	0.2904	2.7901	0.0384	0.0554	0.7231
4	0.1788	0.2942	2.8193	0.0407	0.0454	0.6234
5	0.1911	0.3057	2.9474	0.0468	0.0520	0.6774
6	0.1881	0.2991	2.9095	0.0415	0.0495	0.6635
	Análisis N.º 2			Análisis N.º 3		
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.1867	0.2963	2.8482	0.0412	0.0499	0.6564
Desviación estándar	0.0150	0.0081	0.0895	0.0031	0.0035	0.0422
Intervalo de confianza al 95%	(0.1746, 0.1987)	(0.2898, 0.3027)	(2.7765, 2.9198)	(0.0387, 0.0436)	(0.0471, 0.0527)	(0.6226, 0.6901)

Tabla 4.10. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 4.

En la Tabla 4.10 se consignan los resultados para el participante 4. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 3.83 cm y 4.68 cm con una diferencia máxima de 0.85 cm; en la coordenada Y oscila entre 28.46 cm y 30.57 cm y su diferencia máxima es 2.11 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.71 m y 2.95 m y su diferencia es de 24 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 3.83 cm y 4.68 cm, en la coordenada Y oscila entre 4.54 cm y 5.54 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 60.31 cm y 72.31 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

Participante 5						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.1994	0.6983	2.9368	0.0496	0.0710	0.8564
2	0.1872	0.7216	3.0816	0.0519	0.0500	0.7893
3	0.1868	0.7207	3.1491	0.0431	0.0575	0.8829
4	0.1610	0.6929	2.6740	0.0347	0.0516	0.7880
5	0.2303	0.7148	2.9529	0.0683	0.0472	0.7413
6	0.1916	0.7052	2.7941	0.0527	0.0517	0.7715
	Análisis N.º 2			Análisis N.º 3		
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.1927	0.7089	2.9314	0.0501	0.0548	0.8049
Desviación estándar	0.0224	0.0119	0.1763	0.0112	0.0086	0.0537
Intervalo de confianza al 95%	(0.1747, 0.2106)	(0.6993, 0.7184)	(2.7903, 3.0725)	(0.0411, 0.0591)	(0.0479, 0.0616)	(0.7619, 0.8478)

Tabla 4.11. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 5.

En la Tabla 4.11 se consignan los resultados para el participante 5. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 16.10 cm y 23.03 cm con una diferencia máxima de 6.93 cm; en la coordenada Y oscila entre 69.29 cm y 72.16 cm y su diferencia máxima es 2.87 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.87 m y 3.15 m y su diferencia es de 28 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 3.47 cm y 6.83 cm, en la coordenada Y oscila entre 5 cm y 6.83 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 74.13 cm y 85.64 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

Para este participante se obtiene la mayor variación de datos del CG total en cada uno de los análisis realizados, debido a que presenta alteraciones posturales evidentes durante la marcha que generan cambios bruscos en el desplazamiento del CG durante las capturas realizadas durante la marcha al tener prótesis de rodilla y una edad avanzada. Sin embargo, esta representación le sirve de soporte al especialista en su diagnóstico postural y crear estrategias terapéuticas encaminadas a resolver dichas deficiencias y limitaciones que se presentan en la actividad de dicho individuo.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

Participante 6						
Análisis N.º 1	Media aritmética			Desviación estándar		
Captura	Eje de coordenadas					
	X (m)	Y(m)	Z(m)	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0.0764	0.2490	2.8007	0.0307	0.0584	0.8230
2	0.1084	0.2297	2.4878	0.0351	0.0574	0.7603
3	0.0877	0.2412	2.6799	0.0256	0.0598	0.8041
4	0.0872	0.2370	2.5994	0.0264	0.0586	0.7683
5	0.0849	0.2445	2.6734	0.0266	0.0600	0.7886
6	0.0634	0.2412	2.6568	0.0278	0.0601	0.7906
Análisis N.º 2			Análisis N.º 3			
Media aritmética (para las 6 capturas)	0.0846	0.2404	2.6496	0.0287	0.0590	0.7891
Desviación estándar	0.0148	0.0066	0.1030	0.0036	0.0011	0.0229
Intervalo de confianza al 95%	(0.0727, 0.0964)	(0.2351, 0.2456)	(2.5671, 2.7320)	(0.0258, 0.0315)	(0.0581, 0.0598)	(0.7707, 0.8074)

Tabla 4.12. Valores obtenidos de media y desviación estándar para el participante 6.

En la Tabla 4.12 se consignan los resultados para el participante 6. El primer análisis consiste en observar el valor promedio que toma el CG total en las seis pruebas, y luego hallar la diferencia entre el valor máximo y mínimo.

En la coordenada X oscila entre 6.34 cm y 10.84 cm con una diferencia máxima de 4.5 cm; en la coordenada Y oscila entre 22.97 cm y 24.90 cm y su diferencia máxima es 1.93 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.49 m y 2.80 m y su diferencia es de 31 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG durante la marcha. En la coordenada X oscila entre 2.56 cm y 3.51 cm, en la coordenada Y oscila entre 5.84 cm y 6.01 cm. Por último, para la coordenada Z oscila entre 76.03 cm y 82.30 cm, estos valores son los que camina el participante en la zona demarcada para la prueba.

En la última fila encontramos el rango de valores de confianza para un nivel de confianza del 95%. Los valores resaltados nos indican aquellos que están fuera del rango.

- **Cuarto análisis:** En este caso, se toma los valores generados del CG para cada eje de coordenadas (x, y, z) en la misma posición para cada una de las 6 pruebas de cada participante en general. Los datos se obtienen de los archivos MomentoTotalMujer.csv y MomentoTotalHombre.csv con el fin de observar en las muestras de las posiciones 150, 75, 38, 19, 185 y 220 cómo se comporta en cada caminata el valor de CG respecto a las tres coordenadas y con el intervalo de confianza al 99%, se calcula el nivel de confianza de la captura de datos de la siguiente manera:

$$\text{intervalo de confianza} = \left(\mu - \frac{z\sigma}{\sqrt{n}}, \mu + \frac{z\sigma}{\sqrt{n}} \right) \quad (4.4)$$

Donde $n = 6$, es decir el número de capturas realizadas por participante. μ es la media aritmética de los valores capturados, σ es la desviación estándar de dichos valores y z es el coeficiente correspondiente al nivel de confianza establecido. Para un nivel de confianza al 99%, z toma el valor de 2.575.

Por ejemplo, para el participante 1 se toma la muestra aleatoria de la posición 150 del CG para cada uno de los ejes de coordenadas y para cada una de las pruebas realizadas. Se observa en la Tabla 4.13, los valores correspondientes a esa posición, posteriormente se halla la media aritmética, la desviación estándar y el intervalo de confianza al 99 %.

Participante 1			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 150		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.0174	0.2793	3.0358
2	0.1465	0.2685	2.8264
3	0.0282	0.2606	2.7809
4	0.1775	0.2679	2.8587
5	0.0675	0.2461	2.6880
6	0.0738	0.2373	2.5648
Media aritmética	0.0851	0.2599	2.7924
Desviación Estándar	0.0641	0.0156	0.1598
Intervalo de confianza al 99%	(0.0177, 0.1524)	(0.2435, 0.2763)	(2.6244, 2.9604)

Tabla 4.13. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 150 para el participante 1.

Para la Tabla 4.13 se puede apreciar cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 150 para el participante 1.

En la coordenada X oscila entre 1.74 cm y 17.75 cm con una diferencia máxima de 16 cm; en la coordenada Y oscila entre 23.73 cm y 27.93 cm y su diferencia máxima es 4.2 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.55 m y 3.04 m y su diferencia es de 49 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 150 durante la marcha. En la última fila encontramos los niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican los que están fuera del rango.

Participante 2			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 75		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.1490	0.3751	3.7408
2	0.0073	0.3900	3.7595
3	0.0959	0.3756	3.71
4	0.0107	0.3820	3.6758
5	0.0835	0.3845	3.9509
6	0.0079	0.3847	3.7876
Media	0.0590	0.3820	3.7708
Desviación Estándar	0.0595	0.0058	0.0964
Intervalo de confianza al 99%	(-0.0035, 0.1215)	(0.3759, 0.3881)	(3.6694, 3.8721)

Tabla 4.14. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 75 para el participante 2.

La Tabla 4.14 ilustra cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 75 para el participante 2.

En la coordenada X oscila entre 0.73 cm y 14.90 cm con una diferencia máxima de 14.17 cm; en la coordenada Y oscila entre 37.51 cm y 39 cm y su diferencia máxima es 1,49 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 3.67 m y 3.95 m y su diferencia es de 28 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 75 durante la marcha. En la última fila

encontramos lo niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican que están fuera del rango.

Participante 3			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 38		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.2828	0.2154	4.0942
2	0.2763	0.1944	4.0617
3	0.2587	0.203	4.081
4	0.2264	0.1946	4.0722
5	0.2941	0.2162	4.1503
6	0.2824	0.2035	4.1121
Media	0.2701	0.2045	4.0952
Desviación Estándar	0.0243	0.0096	0.0322
Intervalo de confianza al 99%	(0.2445, 0.2956)	(0.1944, 0.2145)	(4.0613, 4.1290)

Tabla 4.15. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 38 para el participante 3.

La Tabla 4.15 consigna cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 38 para el participante 3.

En la coordenada X oscila entre 22.64 cm y 28.28 cm con una diferencia máxima de 5.64 cm; en la coordenada Y oscila entre 19.44 cm y 21.62 cm y su diferencia máxima es 2.18 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 4.06 m y 4.15 m y su diferencia es de 9 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 38 durante la marcha. En la última fila encontramos lo niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican que están fuera del rango.

La Tabla 4.16 ilustra cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 19 para el participante 4.

En la coordenada X oscila entre 19.64 cm y 25.95 cm con una diferencia máxima de 6.31 cm; en la coordenada Y oscila entre 35.72 cm y 37.56 cm y su diferencia máxima es 1.84 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 3.73 m y 3.85 m y su diferencia es de 12 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

Participante 4			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 19		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.2595	0.3671	3.7341
2	0.1964	0.3624	3.8241
3	0.2409	0.3695	3.817
4	0.2373	0.3572	3.7697
5	0.2494	0.3756	3.853
6	0.2484	0.3646	3.8351
Media	0.2386	0.3661	3.8055
Desviación Estándar	0.0221	0.0063	0.0447
Intervalo de confianza al 99%	(0.2153, 0.2618)	(0.3594, 0.3727)	(3.7585, 3.8524)

Tabla 4.16. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 19 para el participante 4.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 19 durante la marcha. En la última fila encontramos los niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican que están fuera del rango.

Participante 5			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 185		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.2806	0.6396	2.1972
2	0.2789	0.6844	2.5569
3	0.0624	0.7131	2.8465
4	0.1581	0.6561	2.0445
5	0.2875	0.6631	2.3757
6	0.1532	0.6592	2.0869
Media	0.2034	0.6692	2.3513
Desviación Estándar	0.0929	0.0258	0.3085
Intervalo de confianza al 99%	(0.1057, 0.3010)	(0.6420, 0.6963)	(2.0269, 2.6756)

Tabla 4.17. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 185 para el participante 5.

La Tabla 4.17 muestra cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 185 para el participante 5.

En la coordenada X oscila entre 6.24 cm y 28.75 cm con una diferencia máxima de 22.51 cm; en la coordenada Y oscila entre 63.96 cm y 71.31 cm y su diferencia máxima es 7.35 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 2.04 m y 2.85 m y

su diferencia es de 81 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 185 durante la marcha. En la última fila encontramos los niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican que están fuera del rango. Para este participante se puede apreciar que sus valores del CG varían a gran escala y es por el cambio brusco de sus movimientos durante la marcha.

Participante 6			
Análisis N.º 4	Muestra aleatoria Posición 220		
Captura	Eje de coordenadas		
	X (m)	Y(m)	Z(m)
1	0.1343	0.1857	1.9092
2	0.1124	0.182	1.861
3	0.1017	0.1822	1.8738
4	0.0754	0.1827	1.8937
5	0.0973	0.1863	1.8789
6	0.0609	0.1819	1.8703
Media	0.097	0.1835	1.8811
Desviación Estándar	0.0261	0.002	0.0175
Intervalo de confianza al 99%	(0.0695, 0.1244)	(0.1813, 0.1856)	(1.8627, 1.8994)

Tabla 4.18. Valores obtenidos para la muestra aleatoria de la posición 220 para el participante 6.

La Tabla 4.18 consigna cómo se comporta el valor promedio del CG total en la posición 220 para el participante 6.

En la coordenada X oscila entre 6.09 cm y 13.43 cm con una diferencia máxima de 7.34 cm; en la coordenada Y oscila entre 18.19 cm y 18.57 cm y su diferencia máxima es 0.38 cm. Por último, en la coordenada Z, oscila entre 1.86 m y 1.90 m y su diferencia es de 4 cm, esto es debido a la trayectoria que recorre el participante hacia el Kinect que es de aproximadamente 3.5 metros.

La desviación estándar nos indica que tan dispersos de la media aritmética se encuentran los valores del CG en la posición 220 durante la marcha. En la última fila encontramos los niveles de confianza que nos indica la precisión de las capturas. Los valores resaltados en azul aguamarina nos indican que están fuera del rango.

Capítulo 5

De acuerdo a la sección 4.4. Análisis de datos e interpretación de los resultados obtenidos, y del Anexo E.1.3. Comparación y Análisis de la ubicación del CG total entre el estudio tradicional y el sistema desarrollado con el Sensor Kinect. Se logró tener la información suficiente para destacar las siguientes conclusiones y algunos trabajos futuros.

5.1. Conclusiones

1. Con este sistema se logró automatizar el Modelo para determinar el Centro de Gravedad segmentario, que facilita a los especialistas el proceso de la obtención de la ubicación del CG parcial de cada segmento y el CG total en adultos en condiciones de marcha, haciendo uso del sensor de bajo costo Kinect. Además, proporciona el almacenamiento de las coordenadas de las articulaciones y del CG total en los tres ejes de coordenadas durante la marcha para su posterior análisis.
2. El sistema implementando tiene dos beneficios muy importantes para los expertos en salud: Permite realizar el cálculo de la ubicación del CG total de acuerdo al sexo del paciente, lo cual se logra aplicando los estudios de De Leva. Y, en segundo término, permite la visualización en tiempo real del CG parcial y total a través de la función Skeleton tracking.
3. Este sistema ofrece una interfaz amigable para uso de los especialistas, debido a que facilita llevar el registro de los datos personales de los usuarios y efectuar las capturas pertinentes de manera fácil. Aunque no se ha realizado una prueba de usabilidad exhaustiva.
4. Se adaptaron las fichas técnicas usadas por los especialistas para el registro de los datos personales del paciente y se automatiza estas fichas en el proceso de registro de acuerdo a las sugerencias planteadas.
5. A partir de la representación gráfica en dos y tres dimensiones de los datos capturados de los participantes, del análisis estadístico de los mismos y de la comparación entre los Kinegramas manuales con los Kinegramas del Sensor Kinect, se obtuvo el siguiente resultado: el sistema permite el cálculo y la ubicación del CG total en condiciones estáticas o dinámicas del participante y

facilita una representación gráfica del CG durante la marcha desde el punto de vista de los especialistas.

6. Se debe mencionar que las pruebas iniciales que se han elaborado en este Proyecto de grado dan resultados prometedores y satisfactorios en la ubicación del CG total y parcial durante la marcha, lo cual permitiría la realización de más pruebas para contribuir en el diagnóstico postural.
7. A partir de algunas capturas realizadas con el sistema de los participantes en posiciones no convencionales diferentes a las de la marcha, se ha comprobado que el sistema calcula y representa la ubicación del CG total de acuerdo a la variación de la posición del participante de manera aceptable desde el punto de vista de los especialistas.
8. Se diseñó e implementó una solución de bajo costo basada en el sensor Kinect para la captura de imágenes y datos de un adulto durante la marcha, que establece la ubicación del centro de gravedad total en condiciones dinámicas, con el fin de dotar a los especialistas de una herramienta para diagnósticos posturales.
9. Debido a que las personas no tienen el mismo patrón de marcha para cada una de las pruebas, introducen cierta variabilidad en los rangos de la ubicación de las coordenadas de las articulaciones en el momento de capturar datos a través del dispositivo Kinect para la estimación del CG. Sin embargo, se puede apreciar que cumple con los patrones de variación mínimos.

5.2. Trabajos Futuros

1. Incorporar un algoritmo que permita obtener el ángulo de rotación pélvica, para lograr un análisis de soporte del centro de gravedad total durante la marcha.
2. Integrar un dispositivo con mayor calidad de la cámara RGB para las tomas fotográficas del paciente, asimismo, que pueda realizar una rotación de 180 ° para establecer un análisis del Centro de gravedad del plano Sagital durante la marcha y que cumpla con la misma funcionalidad del Sensor Kinect para captura de esqueletos y de profundidad.
3. Optimizar el algoritmo para almacenar cada una de las exploraciones que se realice a cada individuo. Con el objetivo de tener un control de las imágenes

capturadas y los archivos pertinentes relacionados con el Centro de gravedad total.

4. Realizar pruebas de usabilidad exhaustivas con los especialistas para mejorar las interfaces que presenta el sistema.
5. Con un estudio similar, realizar un número de pruebas considerables a una población más grande de pacientes con diferentes estaturas. Con el fin de caracterizar los parámetros de normalidad para las variaciones del Centro de gravedad de acuerdo a la talla de las personas.
6. Realizar una optimización del presente algoritmo para establecer el comportamiento del Centro de gravedad en los deportistas en posiciones no convencionales de la marcha, con el fin de obtener un avance en la biomecánica del deporte.
7. Utilizar sensores para mejorar la exactitud en la ubicación de los puntos anatómicos en el individuo en la toma de datos de cada articulación, en la implementación del método Centro de gravedad segmentario.

Referencias

- [1] F. Kendall, «Músculos: pruebas, funciones y dolor postural,» Madrid, Marbán, 2007.
- [2] C. Daniels y Worthingham, «Fisioterapia: ejercicios correctivos de alineación y función del cuerpo,» 2 Ed, España, Doyma, 1987.
- [3] J. Daza Lesmes , Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano, Bogotá: Ed. Médica Panamericana S.A, 2007.
- [4] I. Miralles Rull, «Biomecánica de los movimientos coordinados,» de *Postura*, pp. 295-299.
- [5] M. Izquierdo Redín y J. López Elvira, «Control y análisis del equilibrio y la estabilidad en la actividad física y el deporte,» de *Biomecánica y Bases Neuronales de la Actividad Física y el Deporte.*, Madrid, Ed. Médica Panamericana S.A, 2008, pp. 260-279.
- [6] D. Carrasco Bellido , Biomecánica de la Actividad Física y el Deporte, Madrid: Universidad politécnica de Madrid, 2005.
- [7] M. Garduño Ramón, A. Morales Hernández, L. Morales Hernández , I. Cruz Albarrán y R. Osornio Rios, «Determinación de parámetros dimensionales en imágenes de líneas gravitacionales de referencia postural por medio de un sensor Kinect,» Cuernavaca Morelos, México , 2014.
- [8] J. Muñoz, R. Cassibba, H. Castro , W. Holtz, P. Muñoz y A. Vinagre, «Errores en la determinación del centro de gravedad del cuerpo humano mediante el stick figure,» Instituto de Ciencias de la Rehabilitación y el Movimiento. Universidad General San Martín , Argentina, 2009.
- [9] C. Serrano Castaño, «Modelo Integral para el Profesional en Ingeniería,» de *Modelo para la construcción de soluciones* , Universidad del Cauca, pp. 43-58.
- [10] G. Ramón Suarez , «Análisis postural por imagenología computarizada: Apic v-8,» Medellín, Colombia, 2008.
- [11] J. A. Diego Más y D. C. Garzón Leal, «Gestión automatizada de la prevención de riesgos ergonómicos mediante sensores de profundidad,» de *18th International Congress on Project Management and Engineering*, Valencia, España, 2014.
- [12] D. C. Garzón Leal y J. A. Diego Más, «Uso del sensor Kinect para la estimación del error cometido al emplear el método OWASA de evaluación postural,» de *18th International Congress on Project Management and Engineering*, Valencia, España, 2014.

- [13] A. Aguado, «Reconocimiento de posturas mediante Kinect en ROS,» Universidad Euskal Herriko del País Vasco Unibertsitatea, 2015.
- [14] J. P. Chuya Sumba , M. d. c. Cuenca Soto y K. M. Delgado Guacara, «Diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores Kinect,» Universidad politécnica Salesiana. Cuenca, Ecuador, 2013.
- [15] H. P. Moisés, «Evaluación ergonómica en tiempo real mediante sensores de profundidad de bajo coste (Kinect),» Universidad Politécnica de Valencia, España, 2013.
- [16] G. R. M. Antonio, «Segmentación de imágenes obtenidas a través de un sensor Kinect con criterios morfológicos y atributos visuales de profundidad,» Universidad Autónoma de Querétano, San Juan de Río, 2014.
- [17] J. A. García Arias y J. Bestier Padilla , «Sistema para determinar el centro de gravedad de un deportista practicante de tejo,» UNIVERSIDAD DEL QUINDIO, Armenia. , 2014.
- [18] I. V. e. al, «Human walking,» Baltimore , William & Wilkins , 1981, pp. 134-62.
- [19] I. V. E. H. Saunders JB, «The major determinants in normal and pathological gait.,» J Bone Joint Surg , 1953, pp. 35-A:543-58.
- [20] X. Aguado Jodar, «Biomecánica del movimiento,» Universidad de castilla la Mancha, España. Ciudad Real , 2004.
- [21] H. Wallmann, «Orthopedic Physical Therapy Clinics of North America,» Primera edición. Editorial Saunder., 2002.
- [22] D. Winter , «Review Article: Human Balance and Posture Control During Standing and Walking,» Gait and Posture, 1995.
- [23] J. A. Rodriguez , «Fisioterapia. Todo sobre el Centro de Gravedad en el Cuerpo Humano,» 19 septiembre 2015. [En línea]. Available: <http://fisioterapia.blogspot.com.co/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>.
- [24] V. y. G. M. Soto, «PARÁMETROS INERCIALES PARA EL MODELADO,» *Revista de Motricidad. Universidad de Granada*, vol. 2, pp. 169-189, 1996.
- [25] J. E. S. J. O. y M. M. , «Detección de objetos utilizando el sensor Kinect,» de *Twelfth LACCEI Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology (LACCEI'2014)*, Guayaquil, Ecuador., July 22 - 24, 2014.
- [26] S. M. Marcos , *Sistema interactivo para manejo de electrodomésticos en entornos domésticos.*, Universidad de Zaragoza, España, 2013.
- [27] J. P. C. Sumba , M. d. C. C. Soto y K. M. D. Guaraca, *Diseño e implementación de un sistema para el análisis del movimiento humano usando sensores kinect.*, Cuenca, Ecuador, 2013.

- [28] E. M. Viforcós, *Aplicación de las cámaras 3D al reconocimiento de actividades*, Madrid: Universida Carlos III de Madrid, 2012.
- [29] U. d. Alicante, «Servicio de Informática ASP.NET MVC 3 Framework,» [En línea]. Available: <https://si.ua.es/es/documentacion/asp-net-mvc-3/1-dia/modelo-vista-controlador-mvc.html>. [Último acceso: 23 Septiembre 2017].
- [30] S. Jaramillo Valbuena, S. Cardona y D. Villa Zapata, «Arquitectura MVC (Model-View-Controller), Estructuras de acceso directo por llave y XML,» de *Programación avanzada en Java*, Armenia, Quindío, Ediciones Elizcom, 2008, pp. 120-121.
- [31] J. M. Drake y P. López, *Verificación y Validación. Ingeniería de Programación (4º Físicas)*, Santander , 2009.
- [32] J. L. Devore, «Cap 7. Intervalos estadísticos basados en una sola muestra,» de *Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias*, Santa Fe, México D.F. , Novena Edición. Cengage Learning Editores, S.A, 2016, pp. 254-284.
- [33] D. A. Fernandez Prieto, «Alteraciones Posturales de la espalda y la columna vertebral,» (AZACOT), Asociación Zamorana de Traumatología y Cirugía Ortopédica, Junta de Castilla y León, España, 2011.
- [34] e. a. Johansson, «en Riemann and Lephart,,» 2002.
- [35] L. M. Flores Pally, «Syllabus de la asignatura Biomécanica estática,» Universidad de Aquino, Bolivia, 2014.