

UACM

Universidad Autónoma
de la Ciudad de México

NADA HUMANO ME ES AJENO

COLEGIO DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

LICENCIATURA EN INGENIERÍA DE SOFTWARE

**Modelado biomecánico e implementación de un prototipo de
software
para pacientes con deficiencia en la marcha humana**

TRABAJO RECEPCIONAL QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN INGENIERÍA DE SOFTWARE

PRESENTA

Angel Cruz Olvera

Director de la Trabajo recepcional
Dr. Gerardo Hernández Hernández

Codirector
M. en C. Héctor Alonso Benítez García

Ciudad de México, enero de 2024

Agradecimientos

Quisiera expresar mi sincero agradecimiento al Dr. Gerardo Hernández Hernández, mi director, por su invaluable orientación, apoyo constante y sabios consejos durante todo el proceso de este arduo trabajo. Agradezco también al M. en C. Héctor Alonso Benítez García, mi codirector, por su paciencia, dedicación y acompañamiento a lo largo del desarrollo de este proyecto, cuya contribución fue esencial para su culminación.

Agradezco profundamente a mis profesores por compartir su conocimiento y brindarme las herramientas necesarias para llevar a cabo esta investigación. El respaldo y estímulo brindado por mis compañeros y amigos fueron vitales durante los momentos difíciles.

Expreso mi más profundo agradecimiento a mi familia, cuyo amor, comprensión y ánimo fueron mi mayor fortaleza en todo momento. En especial, agradezco a mi madre, Gloria Cruz Olvera, por su sacrificio en pro de mis metas académicas.

Finalmente, deseo reconocer y agradecer a las dos personas que llevaron a cabo las pruebas del software desarrollado. Su colaboración fue fundamental para la exitosa conclusión de este proyecto de investigación. Cada uno de ustedes ha dejado una huella imborrable en este trabajo y su contribución ha sido invaluable. Sin el respaldo y apoyo de todos ustedes, este logro no habría sido posible.

Dedicatoria

Deseo dedicar las páginas de este trabajo como una expresión de mi profundo agradecimiento hacia ustedes.

A mi madre, Gloria Cruz Olvera, agradezco su sacrificio, apoyo inquebrantable y amor constante, gracias a los cuales he logrado alcanzar mis sueños. Su presencia y respaldo serán eternamente apreciados. A mi hermana, Carmen Alicia Andaluz Cruz, quien me brindó su apoyo durante todo el proceso, escuchando y ofreciendo consejos para mantenerme firme a lo largo de la extensa jornada de investigación y redacción de este proyecto. Agradezco también a mi abuela, María Gloria Olvera Paramo, por su constante presencia a pesar de las circunstancias que la vida nos ha presentado.

Por último, quiero reconocer a dos grandes amigos: a Emmanuel De Jesús Gonzales Ramos, cuya amistad incondicional fue un soporte invaluable durante los momentos más desafiantes del proyecto; y a Miriam Montserrat Morales Gómez, cuya ayuda fue fundamental para culminar el proyecto sin complicaciones.

Con todo mi amor y gratitud hacia cada uno de ustedes.

Resumen

Este trabajo se enfoca en el desarrollo de un programa destinado al análisis de la marcha en individuos con dificultades para caminar, especialmente aquellos que utilizan prótesis. Según los datos del censo del INEGI de 2020, en México hay más de 7 millones de personas con discapacidades o limitaciones en sus extremidades inferiores, siendo el 43% hombres y el 57% mujeres. A lo largo de la historia, se han desarrollado diversos modelos estéticos y dispositivos avanzados, sin embargo, se hace hincapié en la importancia de una adecuada rehabilitación tras la adquisición de una prótesis. Para analizar la marcha, se utiliza el dispositivo Kinect de Microsoft, originalmente diseñado para videojuegos y posteriormente adaptado con este propósito específico. A pesar de su abandono en la industria de los videojuegos, se ha demostrado su utilidad mediante herramientas de programación como el toolbox para Kinect de MATLAB. Esta aplicación permite capturar y analizar la posición de las articulaciones a partir de 25 puntos clave proporcionados por el dispositivo. Como resultado, se obtiene un video de la marcha, acompañado de una representación gráfica del esqueleto humano. En el marco de este proyecto, se realizaron pruebas utilizando el programa en dos pacientes: uno con marcha normal y otro con marcha limitada debido al uso de una prótesis. Los datos recopilados son útiles para realizar un estudio de antropometría.

Contenido

1	Objetivos	10
1.1	Objetivo general.....	10
1.2	Objetivos específicos.....	10
2	Justificación	11
3	Introducción.....	12
I	Estado del arte	13
I.1	Introducción	14
I.2	Edad antigua: 3500 A.C. a 300 A.C.	15
I.3	Tecnología de vida: Siglo XXI	16
I.4	Técnicas de rehabilitación	19
I.4.1	Técnicas tradicionales	19
I.4.2	Técnicas modernas	21
II	Marco teórico.....	23
II.1	Marcha humana y modelo biomecánico	24
II.2	Análisis de movimiento.....	26
II.2.1	Sistemas ópticos	27
II.2.2	Sistemas electromecánicos	29
II.2.3	Sistemas electromagnéticos.....	30
II.2.4	Sistemas de referencia inercial	31
II.3	Dispositivo Kinect	32
II.3.1	Dispositivo Kinect y especificaciones técnicas	33
II.3.2	Adaptador para conexión a la computadora	36
II.4	Proyectos realizados con Kinect	37
II.5	MATLAB (Matrix Laboratory).....	43
II.6	Cinemática directa	44

III	Desarrollo de software	48
III.1	Planteamiento del problema	49
III.2	Análisis de requisitos	50
III.2.1	Requisitos funcionales	50
III.2.2	Requisitos no funcionales	51
III.2.3	Restricciones	51
III.3	Casos de uso	51
IV	Implementación de un prototipo.....	64
IV.1	Introducción	65
IV.2	Configuración Kinect-Computadora y Kinect-MATLAB	70
IV.3	Verificación de adquisición de datos desde el dispositivo Kinect a la interfaz de Matlab.....	72
IV.4	Elaboración de un algoritmo para la adquisición de datos 74	
IV.5	Cinemática directa para la marcha humana.....	77
IV.6	Interfaz gráfica de usuario (BodyScan).....	80
V	Resultados	88
VI	Conclusiones y trabajo futuro.....	96
	Referencias.....	99
	Glosario	105

Índice de figuras

Figura 1: Comparativa de población general con limitación o discapacidad por actividad.	14
Figura 2: Poema Indu Rig-Veda.	15
Figura 3: Prótesis de un dedo de pie.	16
Figura 4: Prótesis Plus.	17
Figura 5: Prótesis Otto Bock 3R60.	17
Figura 6: Prótesis GEOFLEX.	18
Figura 7: Prótesis C-LEG.	18
Figura 8: Pierna Da Vinci Award Nominee.	19
Figura 9: Rehabilitación de paciente en barras paralelas.	20
Figura 10: Rehabilitación en pasamanos.	21
Figura 11: Lokomat en funcionamiento.	22
Figura 12: Exoesqueleto portátil Hank.	22
Figura 13: Ciclo de marcha humana.	24
Figura 14: Posición anatómica.	25
Figura 15: Modelo biomecánico.	26
Figura 16: Análisis del movimiento.	27
Figura 17: Sistemas ópticos activo y pasivo.	28
Figura 18: Sistema electromecánico.	29
Figura 19: Sistema electromagnético para MoCap.	30
Figura 20: Traje de sensores inerciales.	31
Figura 21: Localización de los Joints(articulaciones) del esqueleto que se obtiene a través del Kinect.	32
Figura 22: Versiones dispositivo Kinect.	34
Figura 23: (1) adaptador de corriente, (2) hub de puertos de conexión, (3) cable USB 3.0.	36
Figura 24: Adaptador Kinect a la computadora original.	36
Figura 25: Adaptador Kinect a la computadora genérico.	37
Figura 26: Configuración del radar para reconstrucción de objetos 3D..	38
Figura 27: Panel de control de sistema de asistencia para discapacitados.	39
Figura 28: Robot StarLETH.	40
Figura 29: Modelo 3D humanoide Darwin-OP.	40

Figura 30: Fumigación de olivos automática.	41
Figura 31: Usuario interactuando con helicóptero a escala.....	42
Figura 32: Interfaz gráfica para el control de vuelo.	42
Figura 33: Configuración para Denavit-Hartenbeg.....	46
Figura 34: Caso de uso interfaz intuitiva.	53
Figura 35: Caso de uso longitud de zancada.	55
Figura 36: Caso de uso longitud de paso.	56
Figura 37: Caso de uso velocidad de marcha.	58
Figura 38: Caso de uso efecto de acortamiento de la pierna.	59
Figura 39: Caso de uso grafica de esqueleto.	61
Figura 40: Caso de uso muestra de video de profundidad.	63
Figura 41: Métodos de autenticación sistema multifactor.....	66
Figura 42: Interfaz showFaces y resultados después de ejecutarlo.	67
Figura 43: KinectStudio mostrando una secuencia grabada.	68
Figura 44: Interfaz de usuario mostrando una postura correcta.	69
Figura 45: Sistema de entrenamiento con visión artificial.....	70
Figura 46: Interfaz Gráfica Kinect Browser v2.0.....	71
Figura 47: Parámetros de verificación del dispositivo.	71
Figura 48: Vista previa de la conexión de MATLAB y Kinect.	74
Figura 49: Diagrama de flujo para adquirir datos.	75
Figura 50: Muestra de puntos clave.	76
Figura 51: Grafica de esqueleto.	76
Figura 52: graficar puntos de Kinect en video.	77
Figura 53: Proceso para réplica de esqueleto.	77
Figura 54: configuración de un miembro inferior para su análisis cinemático con el meto de Denavit-Hartenberg.	78
Figura 55: Ventana de bienvenida.	80
Figura 56: Ventana acerca de.	81
Figura 57: Ventana principal.	82
Figura 58: Distribución de paneles.	83
Figura 59: Muestra de datos en video.	84
Figura 60: Muestra de datos en grafica.	84
Figura 61: Cálculo de longitud de paso.....	85
Figura 62. Cálculo longitud de zancada.	85
Figura 63: Cálculo de la cinemática directa.	85

Figura 64: Muestra de datos espacio temporales.	86
Figura 65: Muestra de datos de la cinemática directa.	86
Figura 66: Comparación de la información de la marcha normal obtenida con el Kinect vs la calculada con la cinemática directa.	87
Figura 67: Comparación grafica de parámetros espacio temporales.....	91
Figura 68: Antropometría propuesta por Drillis y Contini.	92
Figura 69: comparación de datos adquiridos para los eslabones de la marcha normal.....	94
Figura 70: comparación de datos adquiridos para los eslabones de la marcha deficiente.	95

Índice de Tablas

Tabla 1: Comparativa de especificaciones entre ambas versiones [22]. .	35
Tabla 2: Descripción caso de uso interfaz intuitiva.....	51
Tabla 3: Descripción caso de uso longitud de zancada.	53
Tabla 4: Descripción caso de uso longitud de paso.....	55
Tabla 5: descripción caso de uso velocidad de marcha.	57
Tabla 6: Descripción caso de uso efecto de acortamiento de la pierna. ..	58
Tabla 7: Descripción caso de uso grafica de esqueleto.	60
Tabla 8: Descripción caso de uso muestra de video de profundidad.....	61
Tabla 9: Comando de verificación para conexión MATLAB Y Kinect. .	72
Tabla 10: parámetros Denavit-Hartenberg.	78
Tabla 11: Especificaciones técnicas de la computadora de pruebas.....	89
Tabla 12: Resultados para los parámetros espacio temporales.....	90
Tabla 13: Tamaño de eslabones utilizando antropometría.	93
Tabla 14: Resultados del tamaño de segmentos de miembros inferiores para la marcha normal.....	93
Tabla 15: Resultados del tamaño de segmentos de miembros inferiores para la marcha deficiente.	94

1 Objetivos

1.1 Objetivo general

El presente trabajo tiene como objetivo diseñar e implementar un prototipo de adquisición de datos mediante el dispositivo Microsoft Kinect que permita a especialistas analizar la postura de pacientes en proceso de rehabilitación con deficiencia en su marcha.

1.2 Objetivos específicos

Con el propósito de lograr un desarrollo adecuado del prototipo, se han definido una serie de objetivos que abarcan diversos aspectos fundamentales para el desarrollo del proyecto. Estos objetivos se han formulado con el fin de asegurar un enfoque integral y robusto en cada fase del proyecto.

- 1) Identificar los componentes de hardware y software adecuados; así como los requisitos necesarios para la construcción de un prototipo funcional
- 2) Adecuar un espacio de trabajo conforme a las especificaciones técnicas del hardware a ocupar.
- 3) Adquirir datos de forma automática mediante Kinect.
- 4) Implementar un prototipo funcional para realizar pruebas.
- 5) Interpretar los datos obtenidos para verificar si la aplicación funciona de manera correcta.

2 Justificación

Para rehabilitar a un paciente con deficiencia en la marcha; ya sea por un accidente, problema de nacimiento u otro diagnóstico médico que impida realizar esta actividad con normalidad, se utilizan métodos tradicionales y modernos para observar el avance. Realizar este tipo de estudios requiere de espacios adecuados que generalmente tienen un costo elevado. Por otro lado, uno de los problemas más comunes son los errores en la medición del ciclo de marcha, debido a que es difícil implementar un diagnóstico general habiendo en algunos casos diferencias significativas en las fases de marcha de cada individuo. Por ello, la construcción de sistemas de software y hardware para el análisis biomecánico por medio de visión artificial se ha hecho importante en la actualidad.

Dentro de la industria existen sistemas especializados para analizar la marcha de los pacientes, los cuales, no son accesibles para todos los hospitales, clínicas o especialistas en el área debido a los altos costos que llegan a tener. Por otra parte, en la rama educativa se ha diseñado software con distintos dispositivos que no necesariamente fueron contruidos para rehabilitación o aplicaciones médicas, como los sistemas realizados con *Kinect de Microsoft*, los cuales son portátiles y bastante económicos a diferencia de otros dispositivos que pueden realizar las mismas tareas.

3 Introducción

Este trabajo tiene como objetivo desarrollar un prototipo de software para el análisis de la marcha humana, con el apoyo de hardware adecuado para la adquisición automática de datos.

Se reconoce que modelar y analizar la marcha es un tema complejo, debido a factores físicos y espaciales que pueden impedir la obtención de resultados precisos. Sin embargo, el objetivo del desarrollo es simplemente realizar un prototipo funcional, teniendo en cuenta las limitaciones de tiempo y recursos. El propósito general es obtener parámetros que describan cómo se comporta el ciclo de marcha en un espacio adecuado y controlado, con la intención de aplicar estos hallazgos en un contexto profesional. Un aspecto fundamental de la investigación es la exploración de la factibilidad para establecer un laboratorio móvil económico, con necesidades computacionales mínimas. Para esto, se considera un modelo biomecánico del cuerpo humano, el cual se basa en puntos estratégicos que representan las articulaciones de mayor relevancia anatómica y funcional. Además, con la ayuda de parámetros utilizados en aplicaciones deportivas, se busca encontrar patrones de movimiento en el ciclo de marcha para los pacientes. Este enfoque promete abrir nuevas vías para el análisis y la mejora software especializado.

I Estado del arte

A lo largo de la historia y en diversas circunstancias, se ha necesitado intervenir quirúrgicamente a personas para amputar miembros del cuerpo, principalmente miembros inferiores. Por motivos como las guerras, los soldados perdían en batalla alguna pierna o parte de ella, llegando a la necesidad de buscar alguna alternativa para que el sujeto con esa pérdida tuviera una calidad de vida lo más normal posible. Así mismo, con el tiempo se entendió la necesidad de amputar algún miembro inferior de un paciente, ya sea por traumatismos, infecciones, diabetes, cáncer, malformaciones congénitas, etc. Con base en la necesidad de buscar alternativas para que una persona con la falta de un miembro recobrara su autoestima o funciones motrices, se inventaron las prótesis. En una primera instancia las prótesis eran puramente estéticas y disimulaban la falta de una parte del cuerpo. Posteriormente, con los avances de la tecnología las prótesis comenzaron a evolucionar al grado de que, en la actualidad, es posible que realicen funciones muy similares a las de la parte del cuerpo suplantado.

En general, una prótesis es un dispositivo artificial que se integra al cuerpo con la finalidad de reemplazar un órgano o extremidad que falta. En este sentido, la prótesis tiene que cumplir, en cierta medida, la función original de la parte del cuerpo [2].

I.1 Introducción

En el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) existen 4 millones de derechohabientes con diabetes. Esta enfermedad crónico-degenerativa provoca aproximadamente 38 mil 400 muertes al año y es la principal causa de amputaciones no traumáticas, con más de 4 mil 500 al año [1]. Por otra parte, con cifras obtenidas de un estudio realizado por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en el año 2020 [3], se estima que de los 126,014,024 habitantes en México, 20,114,338 cuentan con alguna limitación o discapacidad, siendo el 54% mujeres y 46% hombres; donde 7,305,220 (Figura 1) pertenecen al grupo donde la actividad es caminar, subir o bajar con 43% hombres y 57% mujeres.

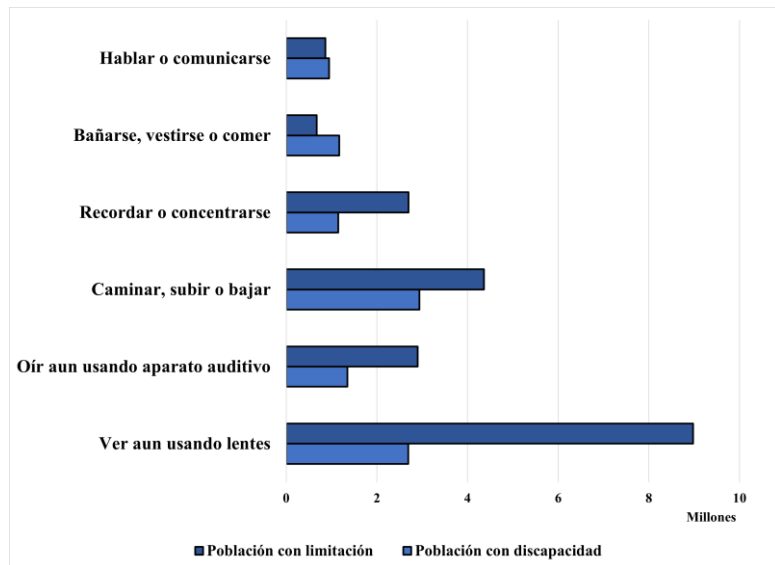


Figura 1: Comparativa de población general con limitación o discapacidad por actividad.

I.2 Edad antigua: 3500 A.C. a 300 A.C.

Existe el registro de una prótesis en un poema sagrado de la India llamado *Rig-Veda* (Figura 2), escrito en sánscrito entre 3500 y 1800 A.C., en el que se relata como la reina *Vishpla* perdió la pierna izquierda en batalla y fue reparada con una prótesis de hierro para volver a luchar [4]. Según los registros históricos, el reemplazo de miembros comienza en la quinta dinastía egipcia (2750-2650 A.C.), para lo cual, los arqueólogos dan referencia de una tablilla empleada como miembro artificial durante ese periodo, así como de muletas simples y bases esféricas hechas de madera y cuero [5].



Figura 2: Poema Indu Rig-Veda.

Uno de los primeros usos de un miembro artificial fue en el año 484 A.C. Este miembro fue usado por un guerrero persa llamado *Hegesisstratus*, quien, al ser capturado y encadenado, se cortó un pie reemplazándolo por uno hecho de madera [6]. Recientemente, científicos británicos descubrieron en Egipto la prótesis de un dedo de pie (Figura 3). Está fue construida con un centro de madera, una

cobertura de bronce y ataduras de piel, y esta data de las guerras samnitas alrededor del 300 A.C. [7].



Figura 3: Prótesis de un dedo de pie.

Probablemente, con estos descubrimientos se puede suponer que los egipcios fueron los pioneros de la tecnología protésica, ya que elaboraban sus extremidades protésicas con fibras.

I.3 Tecnología de vida: Siglo XXI

En 1975, Ysidro M. Martínez, inventó una prótesis debajo de la rodilla, la cual evitó algunos de los problemas asociados a los miembros artificiales convencionales. Martínez se amputó a sí mismo como un acercamiento teórico de su diseño. Sin embargo, él no logró reproducir el miembro natural del tobillo o pie, el cual, visto por sí mismo, es la causa del caminar antiestético o no natural. Su prótesis tiene un alto centro de masa y es ligera en peso. Lo anterior facilita la aceleración y la desaceleración del caminar, además de

reducir la fricción que se genera [5]. Zahedi menciona que las primeras prótesis inteligentes fueron las Prótesis Plus (Figura 4), fabricadas por Chas A. Blatchford en 1993. Estas contaban con un microprocesador que controlaba localmente los mecanismos, con el objetivo de disminuir el esfuerzo realizado por el paciente al realizar cualquier actividad y tenía la ventaja de que no se limitaba a una sola velocidad al caminar [8].

En las publicaciones de Blumentritt & Werner-Scherer se describe el diseño de una prótesis inteligente creada en 1994. Esta se llamó Otto Bock 3R60 (Figura 5), y poseía estabilidad mecánica por el movimiento de los centros instantáneos de rotación [9].

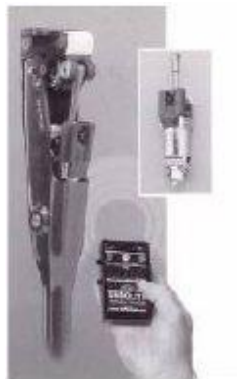


Figura 4: Prótesis Plus.

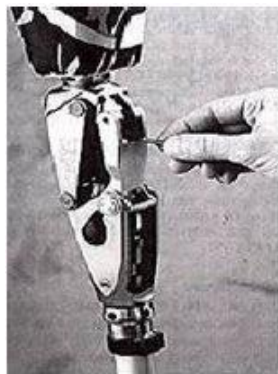


Figura 5: Prótesis Otto Bock 3R60.

Para 1999 se había creado la prótesis *GEOFLEX* (Figura 6), por *Motion Technology for Life*, con base en mecanismos policéntricos, cuyo control era por fricción. Su objetivo era evitar que algún

tropiezo provocara una caída [10]. La *C-LEG* fue un modelo (Figura 7), en el que el uso de microprocesadores combinados con cilindros hidráulicos marco grandes avances tecnológicos, agregando sensores para adquirir datos como peso, cargas verticales, movimientos en el plano sagital y movimientos en las uniones de la rodilla; logrando así mejor control en la etapa de marcha [11].

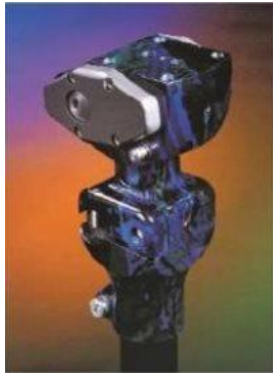


Figura 6: Prótesis GEOFLEX.



Figura 7: Prótesis C-LEG.

En año el 2006, se diseñó la prótesis 802 *Nylon Knee* que usaba una combinación de cilindros con mecanismos de tipo sujeción para el manejo de la extensión y flexión de la pierna, así como un control de fricción [12]. La prótesis *Da Vinci Award Nominee* (Figura 8), estaba equipada con un control remoto que permitía ajustar la velocidad de la marcha, desde caminar hasta correr, según la preferencia del usuario en tiempo real y también podía manipularse el momento de oscilación al empezar a dar el paso. Esta manejaba sistemas hidráulicos controlados electrónicamente [13].



Figura 8: Pierna Da Vinci Award Nominee.

I.4 Técnicas de rehabilitación

La OMS en 1969 define rehabilitación como la asistencia médica encargada de desarrollar las capacidades funcionales y psicológicas del individuo y activar sus mecanismos de compensación, a fin de permitirle llevara cabo sus actividades de forma autónoma y dinámica. El avance se mide en parámetros funcionales, en el restablecimiento de su movilidad, cuidado personal, habilidad manual y comunicación [14]. Existen técnicas para poder llevar a cabo el objetivo de la rehabilitación, algunas de ellas son las siguientes.

I.4.1 Técnicas tradicionales

Las barras paralelas (Figura 9) son utilizadas para rehabilitación física con deficiencia en la marcha, permitiendo a los pacientes recuperar cualidades que ayuden a mejorar su marcha, como la fuerza, el equilibrio o el manejo de la base de sustentación. La estructura principal es de cuatro metros de longitud y la regulación en la altura, así como la separación entre las barras, pueden variar

entre los 50 a 90 cm. El uso principal es caminar la distancia antes menciona junto con el terapeuta, de acuerdo con un programa preestablecido conforme a una valoración inicial [15].



Figura 9: Rehabilitación de paciente en barras paralelas.

Otra técnica es el pasamanos (Figura 10), el cual consiste en barras de apoyo incluidas en escaleras, rampas o en lugares que se requiera disminuir el riesgo en caídas. Su objetivo es permitir al paciente dar la sensación de estabilidad en un recorrido que implique bajar o subir. Existen estructuras que combina el pasamanos y rampas [15]. Algunas de sus características principales son:

- La barra del pasamanos debe tener una cara superior convexa con un material antideslizante y una cara inferior plana.
- La altura varía de acuerdo con la edad del paciente. Para la población infantil esta entre 65 a 75 cm, mientras que, para la población adulta, entre 80 a 90 cm.



Figura 10: Rehabilitación en pasamanos.

I.4.2 Técnicas modernas

Lokomat es un robot desarrollado por la empresa *Hocoma*, lanzado en 2001. Consiste en un sistema bípedo suspendido en una caminadora, donde el paciente es colocado ayudado de un arnés en sus miembros inferiores, mismos que son introducidos en los miembros mecánicos del robot. El objetivo de este robot es simular la marcha humana, con la finalidad de que las extremidades del paciente aprendan a caminar nuevamente por imitación. El movimiento durante el tratamiento es monitoreado y mostrado en una pantalla. En la Figura 11 se muestra el funcionamiento del sistema *Lokomat* el cual se ubica en el hospital siglo XXI de la Ciudad de México.

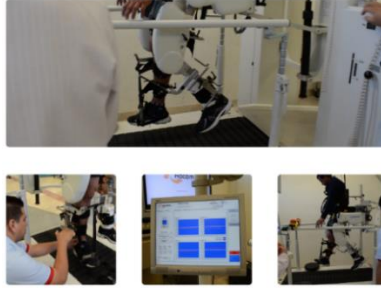


Figura 11: Lokomat en funcionamiento.

En la actualidad, la tecnología ha evolucionado a los exoesqueletos, los cuales son máquinas de un armazón externo cuyo funcionamiento se basa en circuitos eléctricos, sensores y motores. Para lograr su objetivo de ayudar a individuos a poder caminar de nuevo, se coloca el armazón en el cuerpo. El tamaño del exoesqueleto depende de la limitación que presente el paciente. Con esto ayuda a sostener el peso y realizar la marcha humana. Existen exoesqueletos (Figura 12) que son controlados manualmente por el paciente o con sensores biométricos conectados al sistema nervioso para funcionar de manera autónoma. Los precios al inicio de su aparición eran elevados, pero se han ido desarrollando sistemas cada vez más asequibles.



Figura 12: Exoesqueleto portátil Hank.

II Marco teórico

La marcha humana es un proceso complejo de modelar, puesto que el ciclo que lo compone está definido por una fase de apoyo y una fase de oscilación o balanceo. Este ciclo puede ser analizado mediante un modelo biomecánico que ubica puntos precisos para cada articulación de las extremidades inferiores. Para realizar un análisis adecuado, existen diversos sistemas, algunos de ellos consisten en colocar marcadores, que son capturados por una computadora, y algunos otros utilizan trajes con sensores que facilitan la adquisición de estos puntos.

Un hardware reconocido en la industria de los videojuegos, que cuenta con sensores para adquisición de datos de manera automática, para convertir la información variada y compleja del ciclo de marcha en datos comprensibles y útiles, es el *Kinect* desarrollado por la compañía *Microsoft*, el cual es ideal para desarrollar un prototipo funcional para el análisis de marcha. El *Kinect* puede utilizarse junto con *MATLAB*, como entorno de desarrollo para facilitar el manejo de matrices, ya que los datos obtenidos se presentan en esta estructura de datos.

II.1 Marcha humana y modelo biomecánico

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores (Figura 13), que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipolar, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo [16].

Más que el desarrollo de un reflejo innato, la marcha humana es una actividad aprendida. Durante el ciclo de marcha humana, cada uno de los dos miembros inferiores pasa por dos fases:

- **Fase de apoyo:** en la cual el pie de referencia está en contacto con el suelo.
- **Fase de oscilación o balanceo:** en la cual el pie de referencia está suspendido en el aire

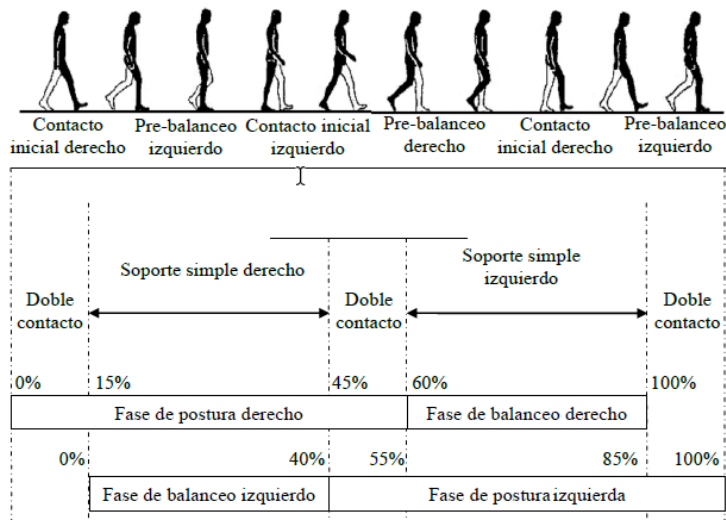


Figura 13: Ciclo de marcha humana.

La biomecánica es la aplicación de métodos y técnicas de la ciencia mecánica que sirve para el análisis y comprensión de los sistemas biológicos, ya que analiza las propiedades mecánicas de los tejidos, sistemas y movimientos de los organismos vivos, y tiene como finalidad tratar con la descripción técnica y anatómica de los movimientos que se utilizan en la medicina. Para este análisis, el cuerpo se divide en diferentes planos (Figura 14) [17].

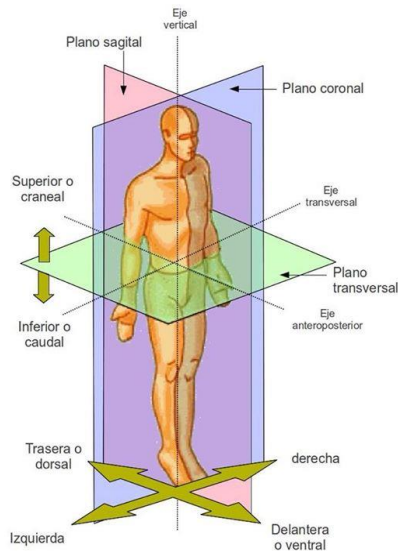


Figura 14: Posición anatómica.

El cuerpo humano puede ser modelado como un conjunto de segmentos rígidos, los cuales varían dependiendo de la intención del análisis. Por ejemplo, si estamos interesados en el estudio de la marcha podemos elegir una configuración de referencia como se

muestra en la Figura 15, la cual se divide en 16 segmentos y 15 articulaciones anatómicas.

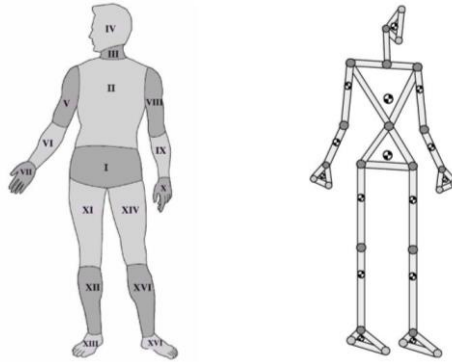


Figura 15: Modelo biomecánico.

II.2 Análisis de movimiento

Esta técnica no invasiva, que puede implementarse mediante el uso de distintos dispositivos, tiene el objetivo de medir la cinemática y la cinética suministrando al mismo tiempo cualquier otra información útil para completar el cuadro biomecánico del gesto motor (Figura 16). Este estudio es objetivo, cuantitativo y multifactorial, y puede utilizarse tanto para estudiar las limitaciones funcionales derivadas de una determinada patología, como en el ámbito de una mejora de la prestación deportiva. Cada movimiento se debe analizar individualmente para entender las variables

biomédicas que lo describen y que pueden explicar su evolución [18].



Figura 16: Análisis del movimiento.

Para ayudar a los especialistas, existen los sistemas de análisis, los cuales permiten, a través de un conjunto de software y hardware, realizar una adquisición de datos mediante sensores, con los cuales, se obtiene información importante que es procesada en una computadora, misma que se ocupa posteriormente, para determinar la postura de un paciente con alguna limitación, durante rehabilitaciones, en filmaciones de películas, para interactuar con videojuegos, etc. A continuación, se enuncian algunos de estos sistemas.

II.2.1 Sistemas ópticos

Estos se conforman de una o más cámaras; así como de una red de sensores capaces de captar las diferentes posiciones que se desean analizar. La información es recogida a través de imágenes 2D

obtenidas del hardware antes mencionado y con ayuda de expertos se determina la posición adecuada de marcadores en el cuerpo [19]. Existen dos tipos de sistemas ópticos:

- Activos: se ocupan marcadores que emiten luz, la gran mayoría utilizando dispositivos emisores de luz (*LED*, por sus siglas en ingles). Este tipo de marcador permite el desplazamiento en grandes distancias, pero se suele necesitar cableado alrededor del cuerpo
- Pasivos: son marcadores que no emiten luz, pero necesitan ser de materiales reflectantes, puesto que la luz ambiente es reflejada en estos para ser captados en las cámaras y poder realizar el análisis



Figura 17: Sistemas ópticos activo y pasivo.

II.2.2 Sistemas electromecánicos

Para este tipo de análisis, se emplean trajes adaptables al cuerpo con potenciómetros en las articulaciones. Con esto, lo que se mide es la variación de tensión en el potenciómetro con el movimiento. Una de las ventajas principales de este enfoque es que se cuenta con un alcance muy grande y un costo bajo. Entre sus desventajas, solo miden traslaciones relativas entre las articulaciones y no traslaciones globales, por lo que no es posible realizar el seguimiento completo del usuario. Asimismo, no es posible calcular rotaciones complejas, sino que, dada la posición, los potenciómetros solo son capaces de detectar el grado de apertura [20].



Figura 18: Sistema electromecánico.

II.2.3 Sistemas electromagnéticos

Se componen de sensores electromagnéticos situados en el cuerpo, un trasmisor y una unidad central a la que se conectan los sensores. El funcionamiento es el siguiente: el trasmisor genera un campo magnético captado por los receptores que se transmite a la unidad central donde se procesa, finalmente, las señales se envían a la computadora. El procesamiento en tiempo real depende en gran parte de computadoras de gran capacidad, por lo que, aunque el sistema puede ser de bajo costo en el proceso de adquisición, su costo se eleva al ocupar una computadora con características más especializadas [21].



Figura 19: Sistema electromagnético para MoCap.

II.2.4 Sistemas de referencia inercial

Es un sistema de referencia en el que las leyes del movimiento cumplen las leyes de Newton, por lo tanto, la variación del sistema es igual a las fuerzas reales sobre el sistema. Un sensor inercial es aquel capaz de medir valores respecto a dichos marcos de referencia. Por lo que una unidad inercial o *Inertial Magnetic Unit (IMU)*, se integra por tres giroscopios y tres acelerómetros junto con un reloj que permite asignar tiempo, tanto a los valores medidos por los sensores, como a los valores obtenidos por mecanismos de calibración y debidos a perturbaciones originadas por cambios de temperatura o a otros agentes externos [21]. Para poder utilizar este tipo de sensores, es necesario conocer la posición y la velocidad angular de cada sensor a utilizar.



Figura 20: Traje de sensores inerciales.

II.3 Dispositivo Kinect

Kinect es un dispositivo inicialmente pensado como un simple controlador de juego, que gracias a los componentes que lo integran, es capaz de capturar el esqueleto humano, reconocerlo y posicionarlo en el plano. Gracias a toda la información que captura este dispositivo, los desarrolladores de software pueden hacer uso de él para programar toda una serie de aplicativos cuyo activo principal es la interacción con los elementos “virtuales” a través de los distintos movimientos del cuerpo humano. Los puntos principales que captura este dispositivo se muestran en la Figura 21.

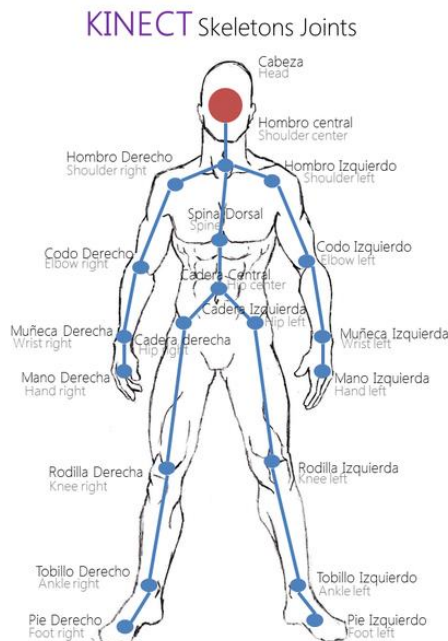


Figura 21: Localización de los Joints(articulaciones) del esqueleto que se obtiene a través del Kinect.

II.3.1 Dispositivo Kinect y especificaciones técnicas

Los elementos principales que conforman al dispositivo Kinect son los siguientes:

- **Cámara de vídeo de color RGB.** Funciona a modo de *webcam*, capturando las imágenes en vídeo. El sensor *Kinect* utiliza esta información para obtener detalles sobre objetos y personas en una habitación.
- **Emisor IR.** El emisor de infrarrojos es capaz de proyectar una luz infrarroja en una habitación. A medida que la luz infrarroja incide sobre una superficie, el patrón se distorsiona. Esta distorsión es leída gracias a su otro componente, una cámara de profundidad.
- **Cámara de profundidad.** Analiza los patrones infrarrojos emitidos por el emisor y es capaz de construir un mapa 3D de una habitación y de todos los objetos y personas que se encuentran dentro de ella.
- **Conjunto de micrófonos.** El sensor *Kinect* tiene incorporado cuatro micrófonos de precisión capaces de determinar de dónde vienen los sonidos y las voces. También es capaz de filtrar el ruido de fondo.
- **Motor de inclinación.** Este motor tiene la capacidad de ajustar, el sensor *Kinect* sobre la base. Es capaz de detectar

el tamaño de la persona que está delante para ajustarse arriba y abajo según convenga.

Los elementos anteriores vienen perfectamente ensamblados en una barra horizontal de unos 28 cm, sobre una base para apoyar el dispositivo, esta base cuenta con rosca para colocar un trípode y así ajustar la altura de uso. Dentro de las especificaciones técnicas más importantes se encuentra, que la segunda versión es la más adecuada para poder trabajar, puesto que detecta seis cuerpos al mismo tiempo y 25 articulaciones por cada uno, esto permite tener un margen amplio de captura de datos, a comparación de los dos cuerpos y 20 articulaciones proporcionadas por la versión uno. En la Tabla 1 se tiene una comparativa completa entre ambas versiones.



Figura 22: Versiones dispositivo Kinect.

Tabla 1: Comparativa de especificaciones entre ambas versiones [22].

Característica	Kinect v1	Kinect v2
Tipo de sensor de profundidad	Luz estructurada	Tiempo de vuelo
Resolución de cámara de color (RGB)	640 x 480, 30 fps	1920 x 1080, 30 fps
Resolución de cámara infrarroja (IR)	320 x 240, 30 fps	512 x 424, 30 fps
Campo de visión de la imagen de color (RGB)	62° x 48.6°	84.1° x 53.8°
Campo de visión de la imagen de profundidad	57° x 43°	70° x 60°
Rango de medición operativo	0.8 m – 4 m (Predeterminado) 0.4 m – 3.5 m (Cerca)	0.5 m – 4.5 m
Articulaciones del esqueleto definidas	20 articulaciones	25 articulaciones
Número máximo de esqueletos seguidos	2	6

II.3.2 Adaptador para conexión a la computadora

El adaptador para poder conectar *Kinect* a una computadora está conformado por un adaptador de corriente, un *hub* de puertos de conexión y un cable *USB 3.0* (Figura 23). Existen dos tipos de adaptador, el original (Figura 24) y el genérico (Figura 25). En este trabajo se ocupará el adaptador genérico debido a que en 2017 el último stock del original salió a la venta y hoy en día es muy complicado conseguir la versión oficial.

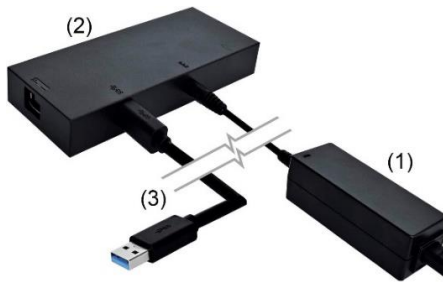


Figura 23: (1) adaptador de corriente, (2) hub de puertos de conexión, (3) cable *USB 3.0*.

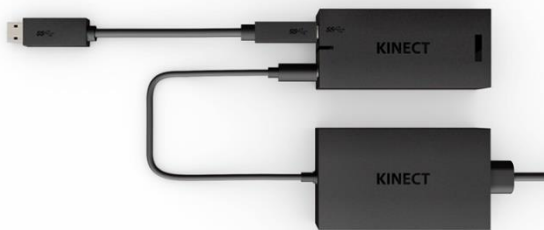


Figura 24: Adaptador Kinect a la computadora original.

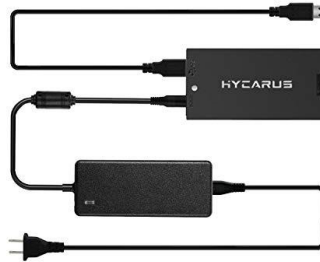


Figura 25: Adaptador Kinect a la computadora genérico.

II.4 Proyectos realizados con Kinect

Una de las aplicaciones más conocidas es un sistema radar para reconstrucción de objetos en 3D. Este sistema permite escanear un objeto y reconstruirlo en una *GUI* hecha en *MATLAB*. Este tipo de proyecto puede ser útil para utilizarlo dentro de espacios que han sido afectados por accidentes o desastres naturales. Un diagrama sencillo de la configuración del sistema se muestra en la Figura 26. Para la adquisición de sus datos optaron por utilizar la primera versión del *Kinect* y *MATLAB* [23].

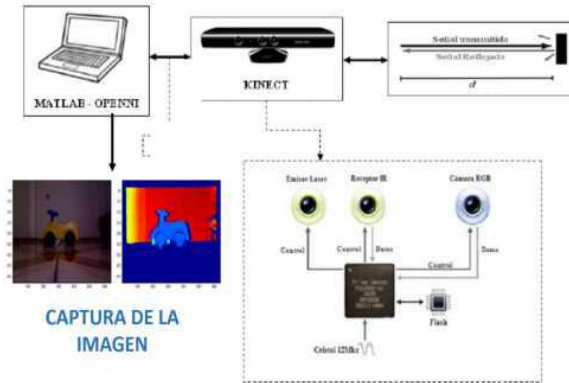


Figura 26: Configuración del radar para reconstrucción de objetos 3D.

Otro proyecto interesante es la implementación de un sistema de asistencia para el control de habitaciones de personas discapacitadas mediante reconocimiento de voz y movimiento corporal de miembros superiores realizado con un dispositivo *Kinect*, programación en Lenguaje *C#* y *Arduino*. Mediante este sistema, el individuo puede controlar la intensidad de las luces, recorrer persianas, abrir ventanas y puertas, así como el nivel de inclinación de una cama. La aplicación consta de una interfaz gráfica para utilizar con las manos y los métodos anteriormente mencionados (Figura 27) [24]. Este trabajo es ideal para personas que se mueven en sillas de ruedas o que sólo tienen la posibilidad de mover sus brazos.

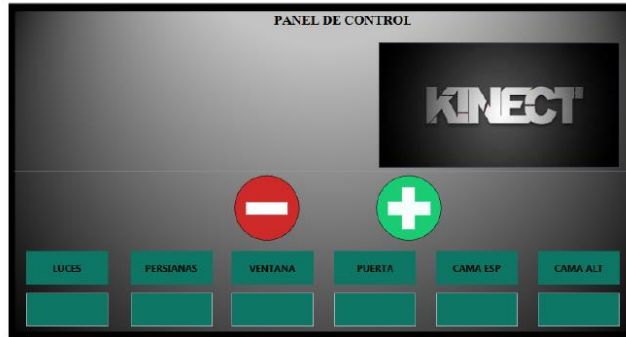


Figura 27: Panel de control de sistema de asistencia para discapacitados.

También existe *StarIETH*, un cuadrúpedo robótico autónomo para mapear terrenos con ayuda de un dispositivo *Kinect V2*, que permite obtener los movimientos realizados en una ruta específica, incluyendo en el trayecto obstáculos a evadir para analizar la eficiencia del robot (Figura 28) [25]. De igual manera, dentro del área de animación 3D, *Darwin-OP* es una integración entre el dispositivo *Kinect* y el motor de juegos *Unity*, con la finalidad de animar un robot humanoide realizado en el software de animación *Maya* (Figura 29). Esto permite realizar la captura de movimientos naturales a personajes de videojuegos. Ocupando este sistema los costos son menores y no se requiere de equipo especializado [26].



Figura 28: Robot StarlETH.

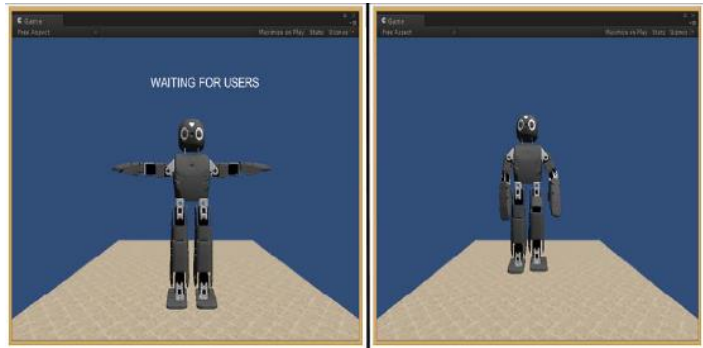


Figura 29: Modelo 3D humanoide Darwin-OP.

Otro dispositivo especializado en la agricultura para el control de plagas se desarrolló en 2013. Este es un sistema capaz de aplicar sustancias plaguicidas por medio del software de desarrollo *MATLAB* y el dispositivo *Kinect*. Este sistema permite detectar cuatro grupos de clasificación gracias a los algoritmos *Fuzzy C-Means* con Gustafson, *K-Means* y máquina de soporte vectorial, los cuales, deben identificar de entre los grupos solo las hojas de árboles de olivo. Una vez localizado el grupo adecuado con ayuda de la cámara de profundidad del dispositivo *Kinect* colocado en la parte

frontal de un tractor, el sistema es capaz de abrir las boquillas correspondientes para el riego del líquido [27].

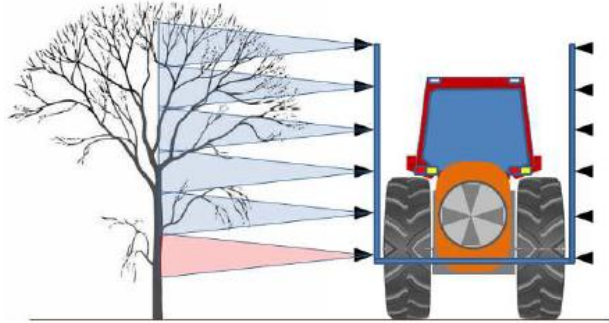


Figura 30: Fumigación de olivos automática.

Por otro lado, en ocasiones es necesario manipular vehículos pequeños como drones y al mismo observar si están volando de manera correcta. Estos drones son capaces de llevar objetos pequeños para ayudar a personas atrapadas en escombros causados por desastres naturales. Esto puede ser posible gracias a una aplicación con interfaz gráfica y manipulación de vuelo con gestos realizados con el brazo. En la Figura 31 se puede observar a un usuario manipulando un helicóptero a escala con ayuda de gestos corporales reconocidos por un dispositivo *Kinect*, asimismo la Figura 32 muestra la interfaz, donde se observan los parámetros de vuelo clásicos de un tablero real [28].



Figura 31: Usuario interactuando con helicóptero a escala.



Figura 32: Interfaz gráfica para el control de vuelo.

En el transcurso de la investigación de estos proyectos, se emplea como recurso el entorno de desarrollo integrado (*IDE*, por sus siglas en inglés) *MATLAB*. Este software se destaca por ofrecer una gama de herramientas y recursos que resultan beneficiosos en la creación y ejecución de aplicaciones de visión artificial, particularmente aquellas que hacen uso de *Kinect*.

II.5 MATLAB (Matrix Laboratory)

MATLAB es una abreviatura de “Laboratorio de matrices” por sus siglas en inglés que se refiere a un lenguaje de programación de cuarta generación, el cual fue diseñado por Cleve Moler. El objetivo de *MATLAB* era encontrar una forma más fácil de realizar programas de algebra lineal y computación numérica para que los estudiantes no utilizaran Fortran. En 1984 se lanzó la primera versión de Matlab comercial [29].

Las características principales de este lenguaje y su plataforma de programación son las siguientes [30]:

- Lenguaje de alto nivel para informática científica y de ingeniería.
- Entorno de escritorio optimizado para exploración, diseño y resolución de problemas iterativos.
- Gráficos para visualizar datos y herramientas para crear gráficos personalizados.
- Aplicaciones para ajuste de curvas, clasificación de datos, análisis de señales, ajuste de sistemas de control y muchas otras tareas.
- Cajas de herramientas complementarias para una amplia gama de aplicaciones científicas y de ingeniería.
- Herramientas para crear aplicaciones con interfaces de usuario personalizadas.

- Interfaces para *C/C++*, *Java*, *.NET*, *Python*, *SQL*, *Hadoop*, y *Microsoft Excel*.
- Opciones de implementación libres de regalías para compartir programas de *MATLAB* con usuarios finales.

Con el propósito de analizar el ciclo de marcha previamente descrito en términos matemáticos, se recurre al concepto de cinemática directa. Esta rama de estudio se emplea para la representación y descripción de la trayectoria de manipuladores robóticos, comúnmente utilizados en líneas de producción industrial masiva.

II.6 Cinemática directa

La cinemática directa consiste en determinar la posición y orientación del extremo final de un robot con respecto al sistema de referencia de su base cuando se conocen los valores de cada articulación y sus parámetros geométricos [31]. Uno de los enfoques para resolver el problema anterior es el método de *Denavit-Hartenberg*, el cual establece de manera sistemática un sistema de coordenadas de forma matricial. Este método está representado por cuatro transformaciones básicas, que dan como resultado la transformación homogénea A_i [32]:

$$A_i = Rot_{z,\theta_i} Trans_{z,d_i} Trans_{x,a_i} Rot_{x,\alpha_i} =$$

$$\begin{pmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_i) & -\sin(\alpha_i) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
= \begin{pmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i)\cos(\alpha_i) & \sin(\theta_i)\sin(\alpha_i) & a_i\cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i)\cos(\alpha_i) & -\cos(\theta_i)\sin(\alpha_i) & a_i\sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

para poder resolver la transformación homogénea anterior se tienen los siguientes parámetros: a_i tamaño del eslabón, α_i giro del eslabón en el eje x, d_i desplazamiento del eslabón y θ_i giro del eslabón en el eje z, donde el subíndice i representa en i-esimo elemento que compone el sistema, esto para cada parámetro. Las cuatro transformaciones se describen como, Rot_{z,θ_i} es la rotación en el eje z correspondiente al ángulo θ_i , $Trans_{z,d_i}$ es la translación en el eje z tomando el desplazamiento d_i , $Trans_{x,a_i}$ es la translación en el eje x con respecto al tamaño a_i y Rot_{x,α_i} que corresponde a la rotación del eje x para el ángulo α_i . La matriz A_i se puede dividir en dos componentes, el primero una matriz 3x3 que corresponde a la rotación y el segundo un vector de translación, estos ubican el marco de referencia correspondiente conforme al marco de origen.

El eslabón es una de las partes o segmentos que componen la estructura mecánica de un robot manipulador, este es rígido y conecta entre si articulaciones o juntas, lo que permite que el robot pueda moverse y cambiar su configuración espacial. La Figura 33

muestra una configuración ideal para poder utilizar el método *Denavit-Hartenberg*.

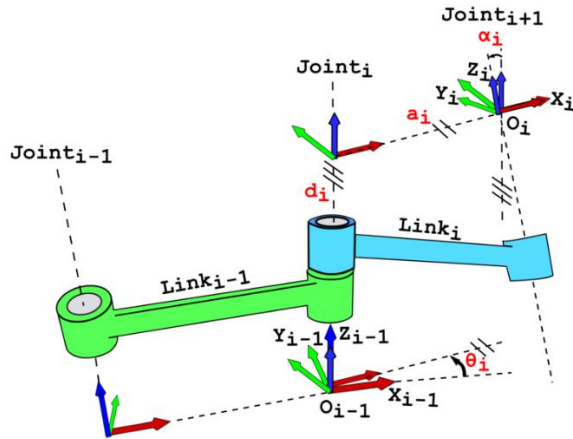


Figura 33: Configuración para Denavit-Hartenberg.

Para construir una solución por este método se pueden seguir los siguientes pasos:

- Paso 1: etiquetar y ubicar los ejes z , para cada articulación.
- Paso 2: establecer el marco de referencia base a lo largo del eje z_0 , teniendo en cuenta que los ejes x_0 e y_0 deben formar un marco de referencia en el espacio.

El algoritmo prosigue con la ejecución desde el paso 3 hasta el paso 5, llevando a cabo un ciclo que busca identificar las transformaciones homogéneas para valores de $i = 1, \dots, n - 1$.

- Paso 3: ubicar el origen del marco o_i , si z_i se intersecta con z_{i-1} ubicar o_i en la intersección, pero si z_i es paralelo a z_{i-1} ubicar o_i a lo largo del eje z_i correspondiente.
- Paso 4: establecer el eje x_i a lo largo de la normal entre z_{i-1} y z_i conforme al o_i o en la dirección normal al plano z_{i-1} y z_i si se intersectan.
- Paso 5: establecer y_i para completar un marco de referencia en el espacio, siguiendo la regla de la mano derecha.
- Paso 6: establecer el marco de referencial final $x_n y_n z_n$, aplicando la regla de la mano derecha es preferible establecerlo en el centro de la articulación final.
- Paso 7: teniendo todos los marcos establecidos construir la tabla de parámetros *Denavit-Hartenberg* con los parámetros descritos anteriormente a_i, α_i, d_i y θ_i
- Paso 8: formas las transformaciones homogéneas A_i sustituyendo los datos de la tabla de parámetros Denavit-Hartenberg.
- Paso 9: por último, se realiza la construcción de T_n^0 como el producto punto de todas las transformaciones homogéneas resultantes $T_n^0 = A_1 \cdot A_2 \cdots A_{n-1} \cdot A_n$, obteniendo la orientación y posición del marco de referencia de la articulación final.

III Desarrollo de software

En el desarrollo de software existe un proceso esencial conocido como ciclo de vida del software, el cual presenta diversas etapas a lo largo de la construcción de un producto, que son el análisis de requisitos, el diseño de software, el desarrollo, las pruebas y el mantenimiento. En este capítulo se realizan las primeras dos etapas. En el análisis de requisitos, que consiste en recopilar las necesidades que requiere cumplir el software en su funcionamiento, se tienen 19 requisitos funcionales para este proyecto, cuatro requisitos no funcionales y una restricción. En una segunda etapa se aborda el diseño de software, que utiliza diagramas para facilitar la comprensión de los diferentes procesos que resultan de los requisitos, estos diagramas actúan como un mapa, guiando el desarrollo y asegurando que la etapa de desarrollo sea más fácil. Los diagramas que se ocupan en este proyecto son los casos de uso y de flujo.

III.1 Planteamiento del problema

Se requiere desarrollar un software capaz de determinar la biomecánica de la marcha humana y así poder conocer los parámetros de movimiento considerando las siguientes métricas: longitud de paso, longitud de zancada y velocidad de marcha. Con el propósito de facilitar una rehabilitación adecuada, se busca observar a pacientes que presentan deficiencias en su marcha, para eventualmente poder desarrollar una prótesis adecuada que se ajuste a las características físicas de individuos que carecen de alguno de sus miembros inferiores. Este software deberá contar con una interfaz gráfica fácil de entender y usar, donde la prioridad es mostrar las métricas antes mencionadas, una sección de video para observar al paciente y una gráfica del esqueleto para encontrar el diagnóstico adecuado realizando un seguimiento del ciclo de marcha. Se pueden considerar utilizar otros datos que sean de ayuda para dicho diagnóstico, como son el tiempo de apoyo, tiempo de balanceo y cadencia. Todos los resultados tendrán que mostrarse en línea, teniendo en cuenta que existen márgenes de error, que el video debe ser lo más fluido posible para una observación correcta y que, así como el tiempo de inicio debe ser lo suficientemente corto para que permita visualizar los requerimientos. De existir algún error en el funcionamiento el software debe ser capaz de mostrar mensajes para solucionarlo.

III.2 Análisis de requisitos

Gracias al planteamiento del problema es posible obtener una lista de requisitos que se dividen en 19 requisitos funcionales, 4 requisitos no funcionales y 1 restricción, todos representados a través de 19 casos de uso. La documentación completa de este análisis se encuentra en el Apéndice A.

III.2.1 Requisitos funcionales

- RF01: Interfaz intuitiva.
- RF02: Mensajes de funcionamiento.
- RF03: Cálculo de longitud de zancada.
- RF04: Cálculo de longitud de paso.
- RF05: Cálculo de velocidad de marcha.
- RF06: Cálculo de efecto de acortamiento de la pierna.
- RF07: Cálculo de ángulos.
- RF08: Cálculo de eslabones.
- RF09: Cálculo de cinemática directa.
- RF10: Gráfica de esqueleto.
- RF11: Muestra de video de profundidad.
- RF12: Muestra de puntos clave en el video.
- RF13: Configuración de intensidad de color.
- RF14: Comparación grafica de articulaciones.
- RF15: Muestra de datos espacio temporales.

- RF16: Muestra de datos cinemática directa.
- RF17: Control encendido/apagado.
- RF18: Adquisición de datos.
- RF19: Indicador de funcionamiento.

III.2.2 Requisitos no funcionales

- RFN01: Procesamiento de video fluido.
- RFN02: Tiempo de respuesta corto.
- RFN03: Configuración de drivers.
- RFN04: Centrado de pantalla.

III.2.3 Restricciones

- RT01: Software para funcionamiento.

III.3 Casos de uso

Para poder describir de manera gráfica los requerimientos funcionales se tienen los casos de uso correspondientes. Los siguientes diagramas son los más importantes para cumplir con el desarrollo del software en cuestión. En el Apéndice B es posible visualizar todos los diagramas correspondientes.

Tabla 2: Descripción caso de uso interfaz intuitiva.

Nombre: Interfaz intuitiva.	Actores: Usuario, BodyScan.
Intereses y objetivos:	
Usuario: Poder utilizar la aplicación de manera correcta.	

BodyScan: desplegar de manera adecuada todos los elementos que conforman la interfaz.	
Precondiciones: tener el software “instalado” en su computadora.	
Garantía de éxito: manejar el software sin errores.	
Escenario de éxito 1.- El usuario abre la interfaz. 2.- La aplicación despliega la ventana de bienvenida. 3.- El usuario da clic en iniciar. 4.- La aplicación muestra la pantalla de inicio. 5.- El usuario da clic en el switch: “on”. 6.- La aplicación inicia el procesamiento. 7.- La aplicación muestra datos 8.- El usuario da clic en el switch: “off”. 9.- La aplicación detiene el procesamiento. 10.- El usuario cierra la ventana. 11.- La aplicación destruye la ventana.	Escenario alternativo 2a.- ventana acerca de: 1.- El usuario da clic en acerca de. 2.- La aplicación despliega la ventana acerca de. 3.- El usuario cierra la ventana. 4.- La aplicación regresa a la ventana de bienvenida. 2b.- cerrar aplicación: 1.- El usuario da clic en el botón cerrar. 2.- La aplicación destruye la ventana.

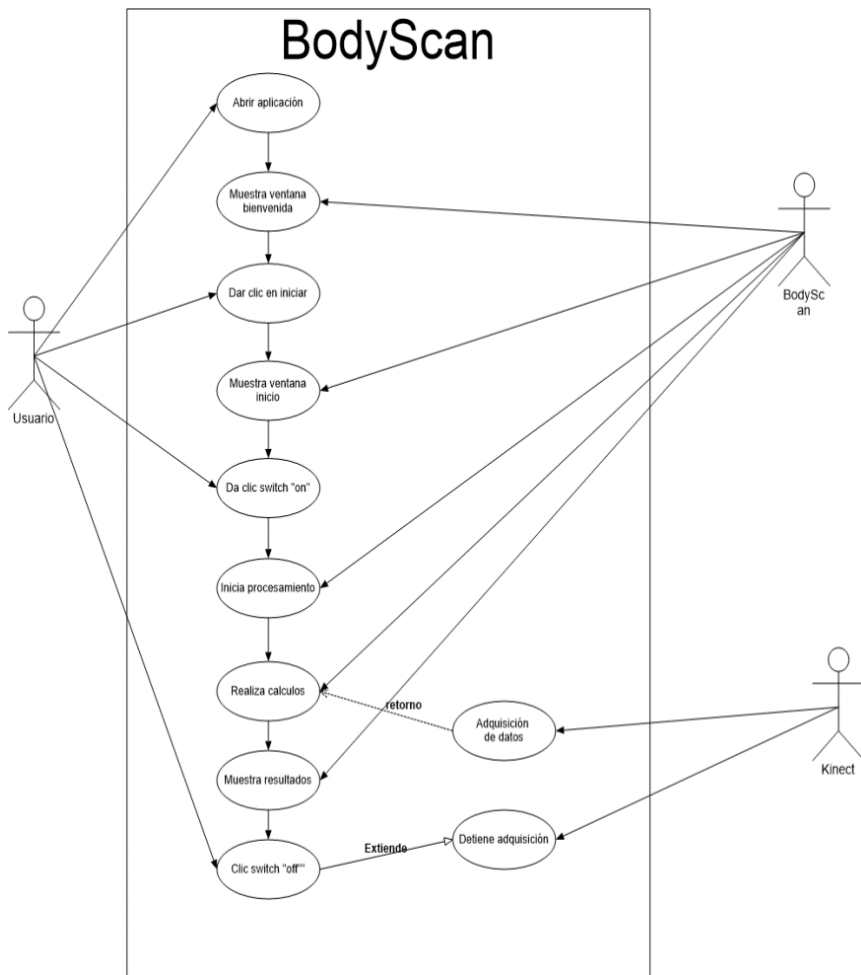


Figura 34: Caso de uso interfaz intuitiva.

Tabla 3: Descripción caso de uso longitud de zancada.

Nombre: Calculo de longitud de zancada.	Actores: BodyScan, Kinect.
Intereses y objetivos: BodyScan: realizar la medición de la longitud de zancada.	

Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	
Garantía de éxito: calcular la longitud de zancada.	
Escenario de éxito 1.- El Kinect se encuentra adquiriendo datos. 2.- La aplicación asigna [0,0,0] a inicial. 3.- Se compara con una referencia = 2.8. 4.- La aplicación toma como final la coordenada del tobillo derecho. 5.- La aplicación realiza el cálculo. $\ final - inicial\ $ 6.- Se asigna final a inicial.	Escenario alternativo 1a.- no hay datos 1.- La aplicación muestra un mensaje de error. 2.- La aplicación se detiene. 4a.- no es igual a la referencia 1.- La aplicación asigna 0 a LZ. 2.- Inicial sigue igual.

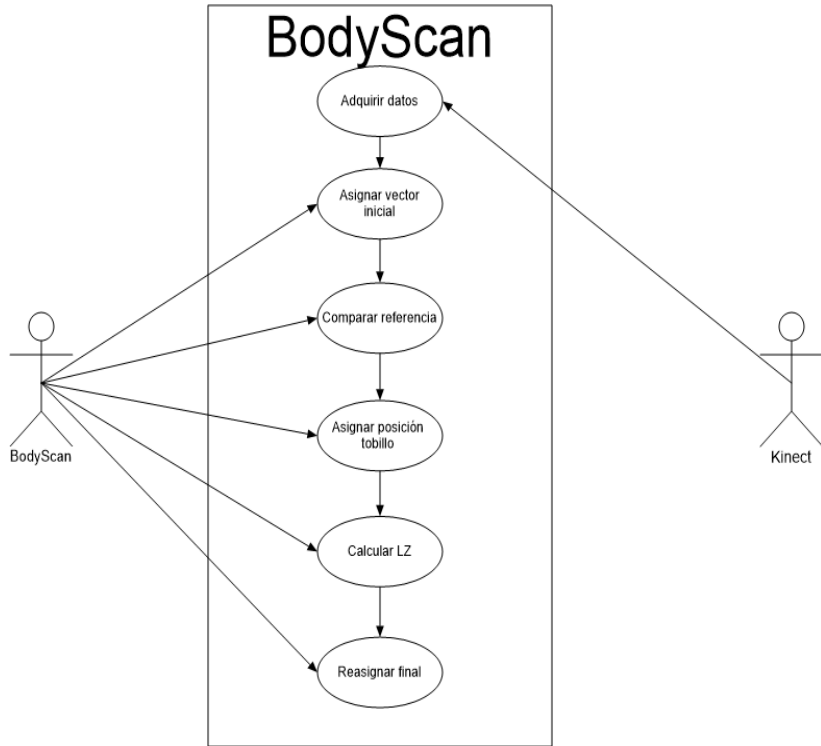


Figura 35: Caso de uso longitud de zancada.

Tabla 4: Descripción caso de uso longitud de paso.

Nombre: Calculo de longitud de paso.	Actores: BodyScan, Kinect.
Intereses y objetivos: BodyScan: realizar la medición de la longitud de paso. Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	
Garantía de éxito: calcular la longitud de paso.	

Escenario de éxito	Escenario alternativo
<p>1.- El Kinect se encuentra adquiriendo datos.</p> <p>2.- La aplicación toma las coordenadas y de ambos tobillos.</p> <p>3.- La aplicación realiza el cálculo.</p> <p>$tobilloI - tobilloD$</p>	<p>1a.- no hay datos</p> <p>1.- La aplicación muestra un mensaje de error.</p> <p>2.- La aplicación se detiene.</p>

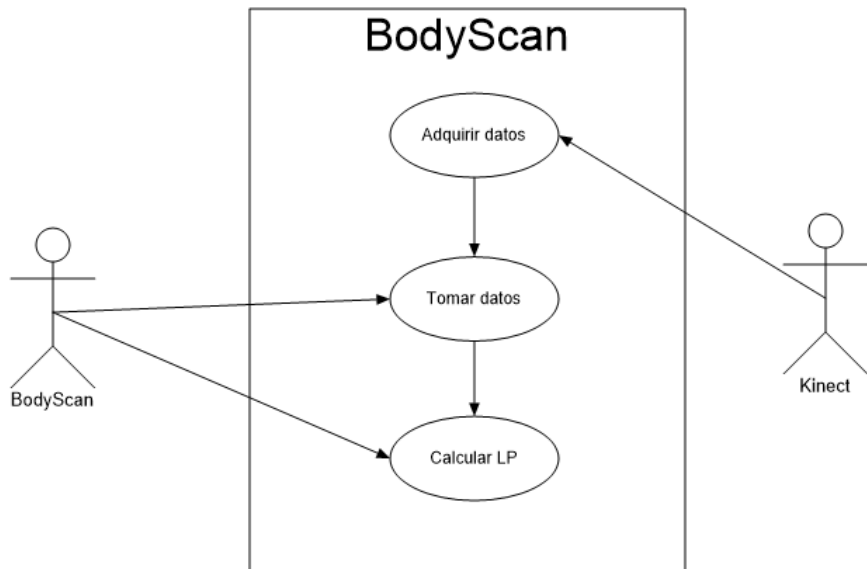


Figura 36: Caso de uso longitud de paso.

Tabla 5: descripción caso de uso velocidad de marcha.

Nombre: Calculo de velocidad de marcha	Actores: BodyScan, Kinect
Intereses y objetivos: BodyScan: realizar la medición de la velocidad de marcha. Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	
Garantía de éxito: calcular la velocidad de marcha.	
Escenario de éxito 1.- El Kinect se encuentra adquiriendo datos. 2.- Toma el dato de LP. 3.- La aplicación realiza el cálculo LP/time.	Escenario alternativo 1a.- no hay datos 1.- La aplicación muestra un mensaje de error. 2.- La aplicación se detiene.

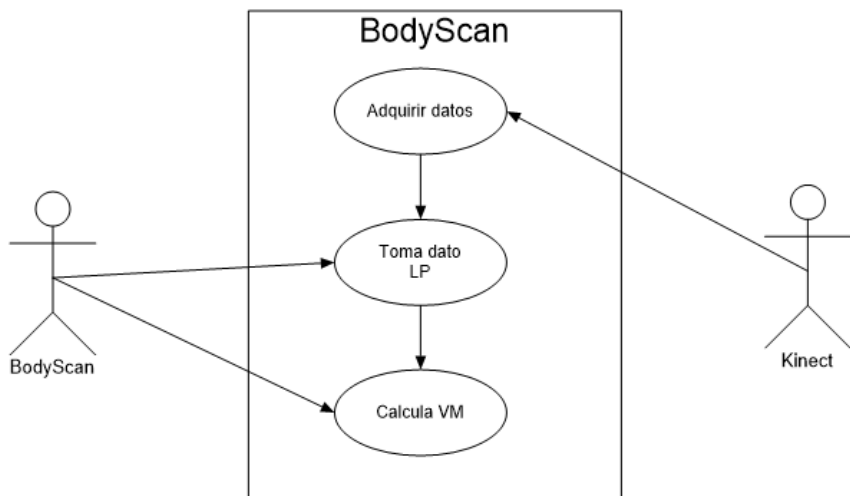


Figura 37: Caso de uso velocidad de marcha.

Tabla 6: Descripción caso de uso efecto de acortamiento de la pierna.

Nombre: Calculo de efecto de acortamiento de la pierna.	Actores: BodyScan, Kinect.
Intereses y objetivos: BodyScan: realizar la medición del efecto de acortamiento de la pierna. Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	
Garantía de éxito: calcular el efecto de acortamiento de la pierna.	
Escenario de éxito 1.- El Kinect se encuentra adquiriendo datos.	Escenario alternativo 1a.- no hay datos

<p>2.- La aplicación calcula e como rodilla – tobillo.</p> <p>3.- La aplicación calcula EAP como:</p> $\left(\frac{\max(e) - \min(e)}{\max(e)} \right) * 100$	<p>1.- La aplicación muestra un mensaje de error.</p> <p>2.- La aplicación se detiene.</p>
---	--

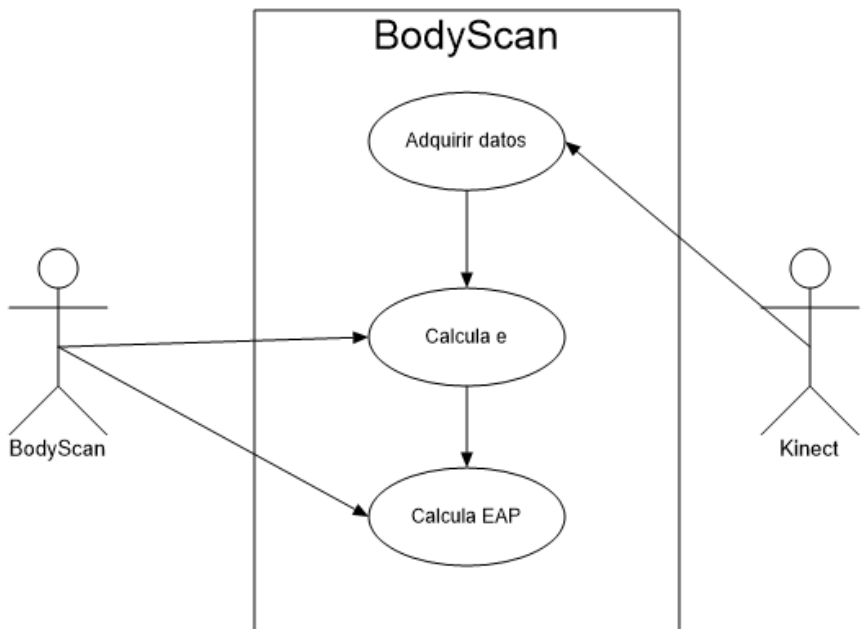


Figura 38: Caso de uso efecto de acortamiento de la pierna.

Tabla 7: Descripción caso de uso grafica de esqueleto.

Nombre: Grafica de esqueleto.	Actores: BodyScan, Kinect.
Intereses y objetivos: BodyScan: dibujar la réplica aproximada del cuerpo del paciente en un objeto de tipo “ejes”. Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	
Garantía de éxito: dibujar el esqueleto del paciente.	
Escenario de éxito 1.- El Kinect se encuentra adquiriendo datos. 2.- La aplicación toma los valores para cada articulación. 3.- La aplicación calcula los vectores para unir cada articulación. 4.- La aplicación dibuja en los ejes la aproximación, graficando puntos y vectores.	Escenario alternativo 1a.- no hay datos 1.- La aplicación muestra un mensaje de error. 2.- La aplicación se detiene. 4a.- no hay datos que graficar 1.- La aplicación no grafica nada.

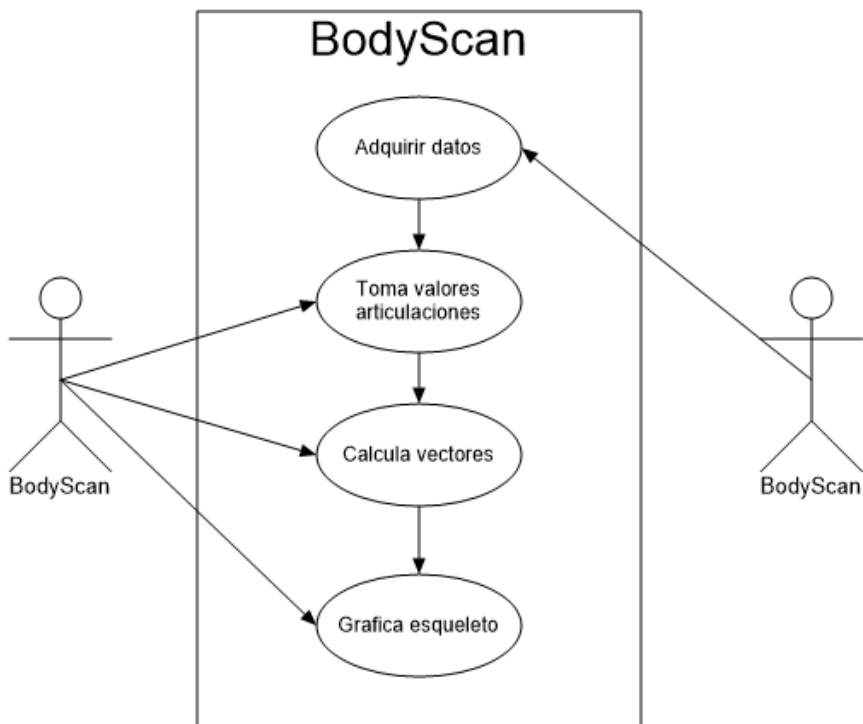


Figura 39: Caso de uso grafica de esqueleto.

Tabla 8: Descripción caso de uso muestra de video de profundidad.

Nombre: Muestra de video de profundidad.	Actores: BodyScan, Kinect.
Intereses y objetivos: BodyScan: mostrar el video obtenido de la cámara de profundidad en un objeto de tipo “ejes”. Kinect: realiza la adquisición de datos.	
Precondiciones: tener abierta la aplicación y adquiriendo datos.	

Garantía de éxito: mostrar el video de profundidad.	
<p>Escenario de éxito</p> <p>1.- La aplicación crea un objeto figure.</p> <p>2.- Se verifica si es un objeto figura.</p> <p>3.- El Kinect adquiere datos de la cámara.</p> <p>4.- La aplicación configura el objeto tipo ejes.</p> <p>5.- La aplicación toma imagen de la cámara.</p> <p>6.- La aplicación muestra la imagen en el objeto tipo ejes.</p>	<p>Escenario alternativo</p> <p>1a.- no hay datos</p> <p>1.- La aplicación muestra un mensaje de error.</p> <p>2.- La aplicación se detiene.</p>

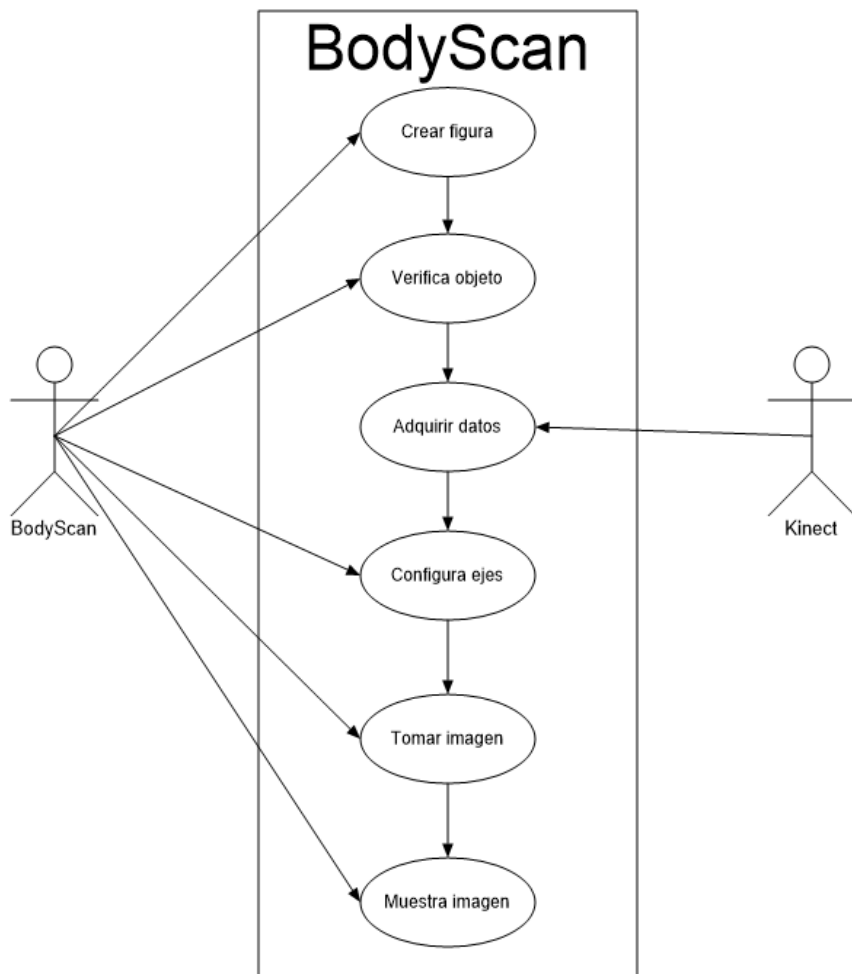


Figura 40: Caso de uso muestra de video de profundidad.

IV Implementación de un prototipo

Con las dos etapas anteriores del ciclo de vida del software completadas, se procede al desarrollo o implementación del producto. Este producto cuenta con una interfaz intuitiva que presenta los datos adquiridos durante la adquisición, realizando un tratamiento que utiliza fórmulas matemáticas para calcular cuatro parámetros importantes que describen la marcha humana: la longitud de paso, la longitud de zancada, el efecto de acortamiento de la pierna y la velocidad de marcha. Además, se implementa un modelo de cinemática directa para corroborar que los resultados presentados por la adquisición sean lo más cercanos posibles a la realidad. El desarrollo se implementó en MATLAB con la ayuda de la documentación oficial proporcionada [33].

IV.1 Introducción

El propósito de este capítulo es tener una idea general de la configuración del dispositivo *Microsoft Kinect* junto con el lenguaje de programación de *MATLAB*. Para lograr la adquisición se necesita realizar una conexión entre el hardware y el software mencionado anteriormente que obtendrá los datos necesarios para visualizar los puntos importantes que indiquen la postura correcta de un paciente. Ya que el propósito por el que fue construido el *Microsoft Kinect* se relaciona con la interacción de un usuario con videojuegos, aquí se destacará la implementación de todo el sistema que llevará al *Kinect* a un propósito diferente al original. Anteriormente, en el Capítulo 2, se han mencionado algunos sistemas desarrollados con *Kinect* de propósito general. En este apartado servirán de ejemplo proyectos especializados relacionados con el cuerpo humano.

En la actualidad, un tema importante es la seguridad en sistemas informáticos. En 2016, se desarrolló en la UNAM un sistema de autenticación multifactor realizado con un dispositivo *Microsoft Kinect* y lenguaje *C#*, que consiste en acceder a instalaciones por medio de una tarjeta impresa en la cual se muestran los métodos de autenticación biométrica y palabras clave para el acceso físico (Figura 41 a). El sistema de autenticación biométrica consta de la detección de la altura de la cabeza dentro del rango del *Kinect* (Figura 41 b) y de la posición de los brazos (Figura 41 c) [34].

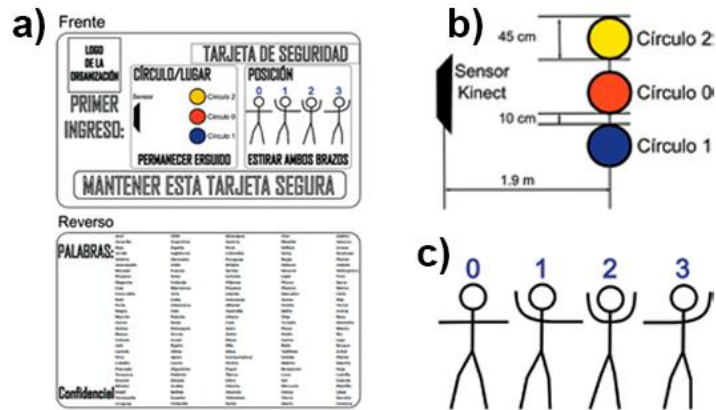


Figura 41: Métodos de autenticación sistema multifactor.

Un proyecto interesante es el modelado 3D de cabeza mediante *Kinect*. Este proyecto utiliza una versión modificada del programa *HDFaceBasics* para la obtención de la nube de puntos que genera el modelo 3D de la cabeza. Para poder tratar los datos diseñaron una interfaz llamada *showFaces* en *MATLAB*, con la cual se carga la nube de puntos generada por *Kinect*, ajustando ciertos parámetros, se puede visualizar el modelo de un rostro real (Figura 42) [35].

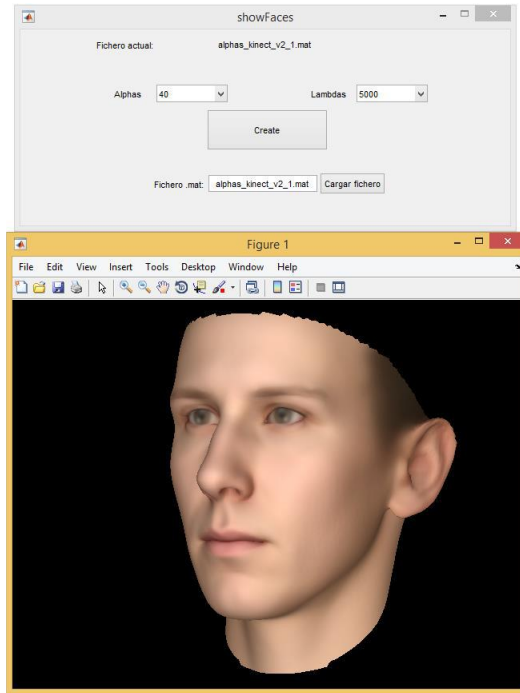


Figura 42: Interfaz showFaces y resultados después de ejecutarlo.

Por otro lado, existen sistemas de entrenamiento contruidos a partir de los datos que se pueden obtener de un *Kinect*. Concretamente, un sistema de entrenamiento para *karate* y el *Kinect* permite el reconocimiento de movimientos básicos y *katas* (en karate un kata es una secuencia establecida de golpes y bloqueos lanzados al aire). Este sistema pretende ser una herramienta para que aquellas personas que practican *karate* puedan entrenar determinadas *katas* usando tecnologías actuales (la Kinect en este caso), así como iniciar a las personas interesadas en este deporte (Figura 43) [36]. Este

sistema fue elaborado en España en la Universidad Politécnica de Barcelona.

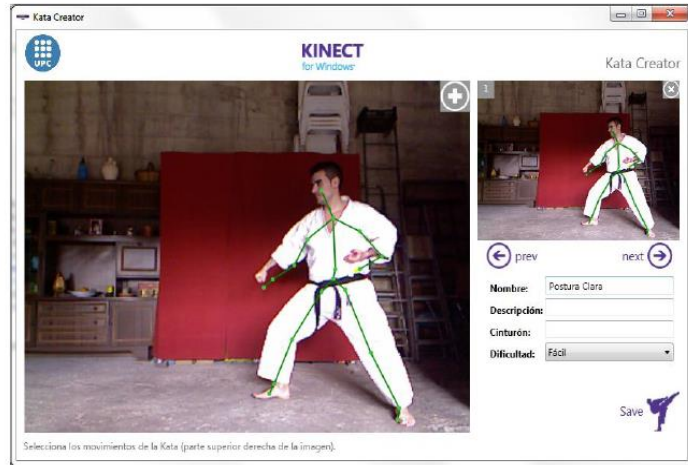


Figura 43: KinectStudio mostrando una secuencia grabada.

Otro tema importante en las actividades diarias son los problemas de espalda por adoptar una postura incorrecta. Para corregir este tipo de complicaciones, se ha desarrollado un sistema de análisis de postura por medio de adquisición de datos mediante *Kinect*, donde la postura se analiza por medio de la medición del ángulo formado por dos vectores para cada articulación que conforma nuestro cuerpo. Mediante la interfaz se muestran las imágenes de ambas cámaras integradas al *Kinect*, un esqueleto dibujado para ver los puntos obtenidos y las medidas de los diferentes ángulos. Mientras la medición obtenida se encuentre entre el intervalo de ángulos aceptados significa que la postura es correcta, si no es el caso, un

especialista encontrará el tratamiento adecuado para corregir la postura del paciente [37].

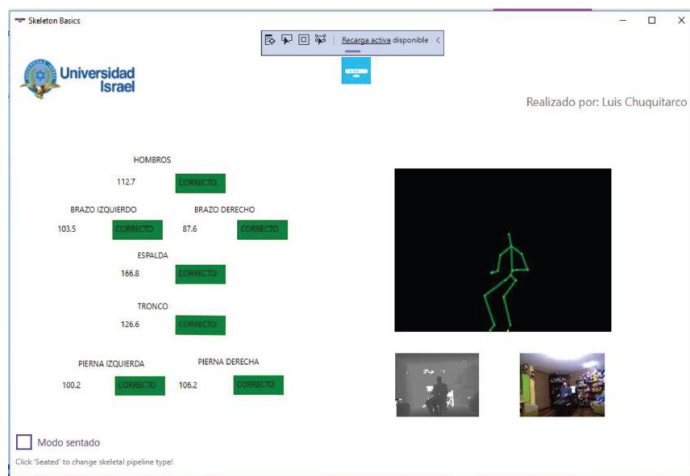


Figura 44: Interfaz de usuario mostrando una postura correcta.

En el caso de deportistas, una buena condición física es indispensable, y para estos casos, con la visión artificial adquirida por *Kinect*, se ha construido una aplicación capaz de calcular parámetros esenciales para practicar algún deporte, entre las cuales se encuentran el salto vertical u horizontal, flexibilidad de extremidades y el índice corporal. Todos estos datos son guardados de forma personal en una base de datos que posteriormente sirve para realizar un análisis de forma personal y detallada, que al final ayudara a desarrollar un entrenamiento adecuado y así mejorar las actividades físicas [38].

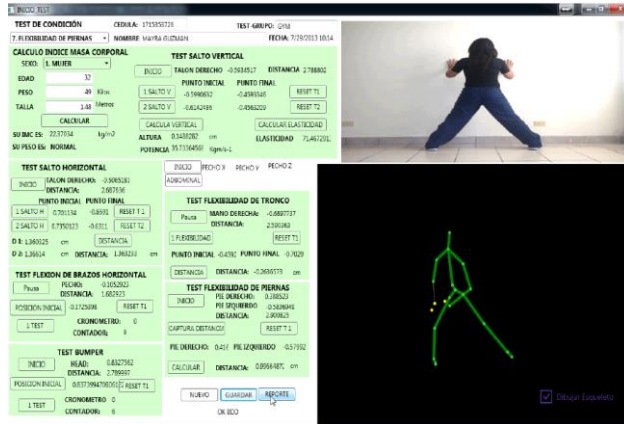


Figura 45: Sistema de entrenamiento con visión artificial.

IV.2 Configuración Kinect-Computadora y Kinect-MATLAB

Antes de comenzar cualquier actividad de desarrollo es necesario realizar dos configuraciones importantes para poder trabajar de manera adecuada, estas son la configuración del dispositivo *Kinect* con la computadora y la configuración de *MATLAB* con *Kinect*. Es indispensable cumplir con este proceso ya que, de no hacerlo, no será posible interactuar con el programa.

Otra actividad indispensable es adquirir el controlador *Kinect for Windows Runtime 2.0*. Con el driver instalado, abrir el programa *Kinect Browser v2.0* (Figura 46), en la pestaña *ALL* se observa la opción - *Kinect Configuration Verifir*, con ella se iniciará la verificación de funcionamiento del dispositivo, donde se mostrarán las cámaras de profundidad y de color (Figura 47). Por último, se

debe agregar *Image Acquisition Toolbox Support Package for Kinect* desde el *toolbox* para terminar el enlace del Kinect con la computadora.

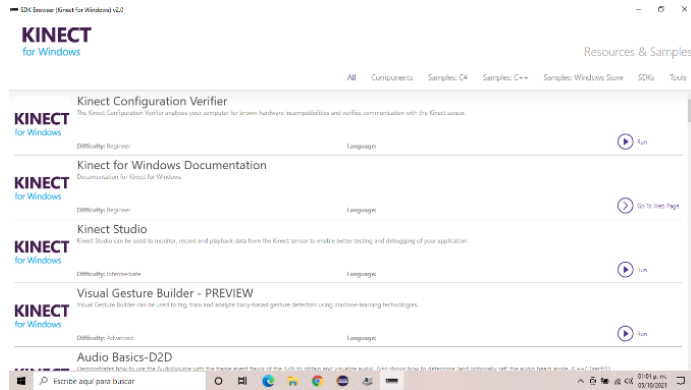


Figura 46: Interfaz Gráfica Kinect Browser v2.0.

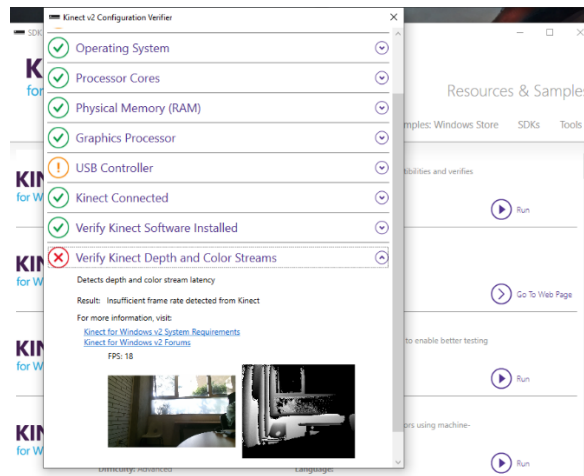


Figura 47: Parámetros de verificación del dispositivo.

IV.3 Verificación de adquisición de datos desde el dispositivo Kinect a la interfaz de Matlab

Para poder verificar el funcionamiento del *Kinect* con el lenguaje de *MATLAB* es necesario hacer uso de una serie de comandos. En el sitio oficial de *Mathworks*, es posible encontrar las instrucciones para realizar este procedimiento. En la Tabla 9, se muestran los comandos principales para la adquisición de datos.

Tabla 9: Comando de verificación para conexión MATLAB Y Kinect.

Comando	Descripción
imaqhwinfo ('kinect')	Proporciona información acerca de los sensores del dispositivo Kinect.
kinectDeviceInfo.DeviceInfo()	Muestra la información de alguno de los sensores del dispositivo. Solo basta con colocar el índice correspondiente dentro del paréntesis, 1 para sensor de color o 2 para sensor de profundidad.
videoinput('kinect',indice)	Genera un objeto de tipo entrada de video que representa la conexión entre

	MATLAB y uno de los sensores, donde el índice 1 es para el sensor de color y 2 para el sensor de profundidad.
preview()	Genera una vista previa de la imagen en tiempo real de los sensores. Dentro del paréntesis se coloca la variable a la cual se le asignó el comando videoinput.
delete()	Elimina la vista previa generada por el comando preview.

Una vez que la configuración es satisfactoria, se mostrará una vista previa de las cámaras de ambos sensores funcionando correctamente (Figura 48), en todo caso, siempre hay que verificar que los *drivers* estén en funcionamiento y que la configuración de *MATLAB* sea la correcta.

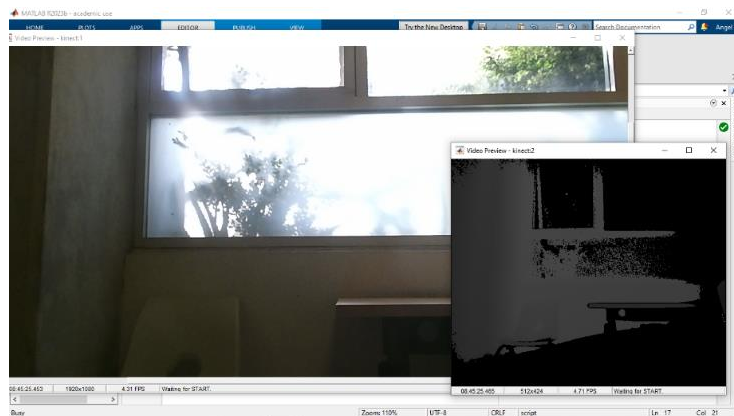


Figura 48: Vista previa de la conexión de MATLAB y Kinect.

IV.4 Elaboración de un algoritmo para la adquisición de datos

Una vez configurado el entorno de desarrollo, es el momento de visualizar los datos obtenidos por parte del dispositivo *Kinect*. La forma más adecuada de realizar esta operación es con la ayuda de un ciclo que, en cada iteración, verifique si existe un objeto de imagen creado, donde se deberá visualizar la cámara de profundidad y los puntos obtenidos. Una idea más clara del funcionamiento se muestra en siguiente diagrama de flujo (Figura 49):

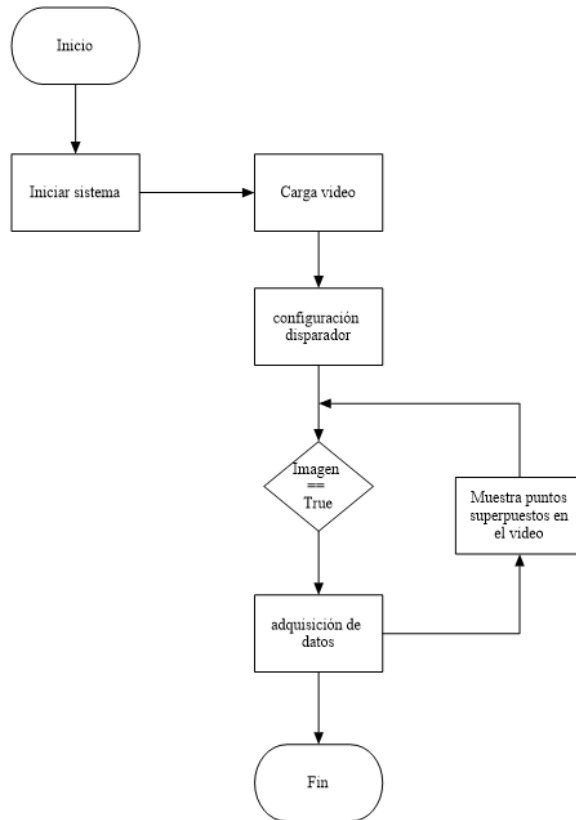


Figura 49: Diagrama de flujo para adquirir datos.

Existen dos posibles escenarios para observar los datos. El primero es mostrar la cámara de profundidad con los puntos sobrepuestos en la imagen. Con esto solo se puede analizar los puntos clave de las articulaciones (Figura 50). En el segundo escenario se observa un esqueleto completo graficado en un espacio de ejes coordenados, con el cual, pueden analizarse con más detalle los movimientos que realiza un individuo (Figura 51). El criterio para elegir alguno de los dos escenarios depende del análisis que se necesite realizar.



Figura 50: Muestra de puntos clave.

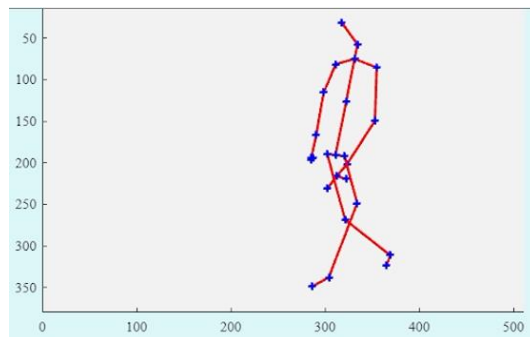


Figura 51: Grafica de esqueleto.

Ahora bien, para obtener los resultados anteriores, para el caso uno solo es cuestión de asignar a una variable los puntos encontrados por parte del *Kinect* y graficarlos directamente en el objeto de imagen (Figura 52), por otra parte, para generar un esqueleto completo se necesita un arreglo conformado con los vectores que componen cada articulación. Este arreglo se procesa en un par de ciclos que hacen coincidir los puntos obtenidos por el dispositivo con cada articulación y graficar cada conexión generando el esqueleto

completo de un individuo (Figura 53). Se puede consultar el Apéndice A para más detalles.

```
skeletonJoints = depthMetaData.DepthJointIndices(:, :, depthMetaData.IsBodyTracked);
hold on;
plot(skeletonJoints(:, 1), skeletonJoints(:, 2), '*');
hold off;
```

Figura 52: graficar puntos de Kinect en video.

```
for i = 1:24
    for body = 1:nBodies
        X1 = [skeletonJoints(app.SkeletonConnectionMap(i, 1), 1, body);
              skeletonJoints(app.SkeletonConnectionMap(i, 2), 1, body)];

        Y1 = [skeletonJoints(app.SkeletonConnectionMap(i, 1), 2, body);
              skeletonJoints(app.SkeletonConnectionMap(i, 2), 2, body)];

        plot(app.axsPuntos, X1, Y1, 'LineWidth', 2, 'LineStyle', '-', ...
              'Marker', '+', 'Color', app.colors(body), 'MarkerEdgeColor', 'b');
    end
    hold(app.axsPuntos, 'on');
end
hold(app.axsPuntos, 'off');
```

Figura 53: Proceso para réplica de esqueleto.

IV.5 Cinemática directa para la marcha humana

En el Capítulo 2 se mencionó el método *Denavit-Hartenberg* para obtener la posición y orientación de la articulación final para un manipulador robótico de n grados de libertad. Para estudiar el comportamiento de la marcha se consideró el siguiente sistema tomando en cuenta las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y pie de uno de los miembros inferiores. En la Figura 54 se observa la configuración de marcos de referencias para realizar el método antes mencionado, donde q_i corresponde a θ_i .

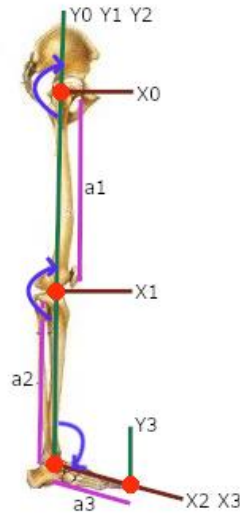


Figura 54: configuración de un miembro inferior para su análisis cinemático con el método de Denavit-Hartenberg.

Los parámetros para encontrar la posición y orientación del pie se observan en la Tabla 10, teniendo en consideración dos ángulos importantes.

Tabla 10: parámetros Denavit-Hartenberg.

Link	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	$-a_1$	0	0	$\theta_1 + 90^\circ$
2	$-a_2$	0	0	$\theta_2 - 90^\circ$
3	$-a_3$	0	0	$\theta_3 + 90^\circ$

A continuación, se sustituyen los valores de tabla en la matriz A_i para obtener las transformaciones homogéneas para los tres enlaces del sistema. Las transformaciones quedan de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
A_1 &= \begin{pmatrix} -\text{Sen}(\theta_1) & -\text{Cos}(\theta_1) & 0 & a_1 \text{Sen}(\theta_1) \\ -\text{Cos}(\theta_1) & -\text{Sen}(\theta_1) & 0 & -a_1 \text{Cos}(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
A_2 &= \begin{pmatrix} \text{Sen}(\theta_2) & \text{Cos}(\theta_2) & 0 & -a_2 \text{Sen}(\theta_2) \\ -\text{Cos}(\theta_2) & \text{Sen}(\theta_2) & 0 & a_2 \text{Cos}(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
A_3 &= \begin{pmatrix} -\text{Sen}(\theta_3) & -\text{Cos}(\theta_3) & 0 & a_3 \text{Sen}(\theta_3) \\ \text{Cos}(\theta_3) & -\text{Sen}(\theta_3) & 0 & -a_3 \text{Cos}(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

Con los resultados anteriores, se tiene la transformación T_3^0 siguiente:

$$\begin{aligned}
&T_3^0 = \\
&\begin{pmatrix} -\text{Sen}(\theta_{1,2,3}) & -\text{Cos}(\theta_{1,2,3}) & 0 & a_1 \text{Sen}(\theta_1) - \text{Cos}(\theta_{1,2}) + a_3 \text{Sen}(\theta_{1,2,3}) \\ \text{Cos}(\theta_{1,2,3}) & -\text{Sen}(\theta_{1,2,3}) & 0 & -a_1 \text{Cos}(\theta_1) - a_2 \text{Sen}(\theta_{1,2}) - a_3 \text{Cos}(\theta_{1,2,3}) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

donde $\theta_{1,2,3}$ es $\theta_1 + \theta_2 + \theta_3$.

La matriz resultante en una matriz anterior puede descomponerse en una matriz de 3x3 para la orientación y un vector 3x1 para la posición como se muestra a continuación:

$$\text{Rot}_z = \begin{pmatrix} -\text{Sen}(\theta_{1,2,3}) & -\text{Cos}(\theta_{1,2,3}) & 0 \\ \text{Cos}(\theta_{1,2,3}) & -\text{Sen}(\theta_{1,2,3}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$Trans = \begin{pmatrix} a_1 Sen(\theta_1) - a_2 Cos(\theta_{1,2}) + a_3 Sen(\theta_{1,2,3}) \\ -a_1 Cos(\theta_1) - a_2 Sen(\theta_{1,2}) - a_3 Cos(\theta_{1,2,3}) \\ 0 \end{pmatrix}$$

IV.6 Interfaz gráfica de usuario (BodyScan)

Con el algoritmo antes descrito, se desarrolló una interfaz gráfica para analizar mejor los datos que puede obtener *Kinect*. Esta interfaz se compone de tres ventanas: bienvenida, principal y acerca de. La ventana de bienvenida cuenta con dos botones y el logotipo del software (Figura 55); la ventana acerca de, muestra datos de contacto (Figura 56); y la ventana

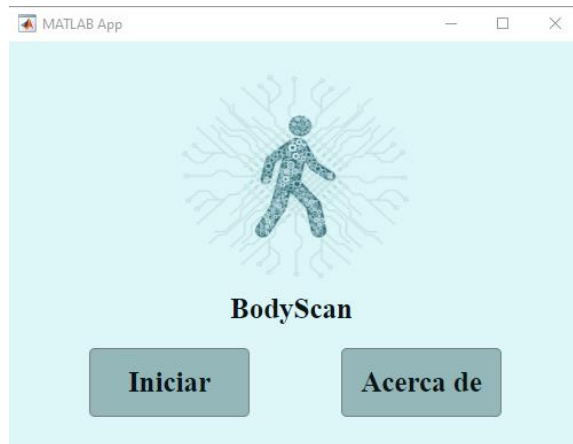


Figura 55: Ventana de bienvenida.

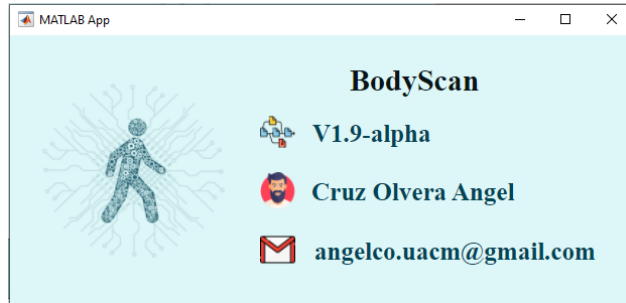


Figura 56: Ventana acerca de.

principal es la que contiene todos los elementos necesarios para poder realizar un análisis completo del paciente, los cuales son:

1. Espacio para muestra de video de profundidad.
2. Ejes para graficar la réplica del esqueleto del paciente.
3. *Switch* para control de encendido/apagado.
4. Caja de texto para mensajes de funcionamiento.
5. Indicador de funcionamiento.
6. Perillas para el control de intensidad de color de video.
7. Paneles para el análisis de datos.

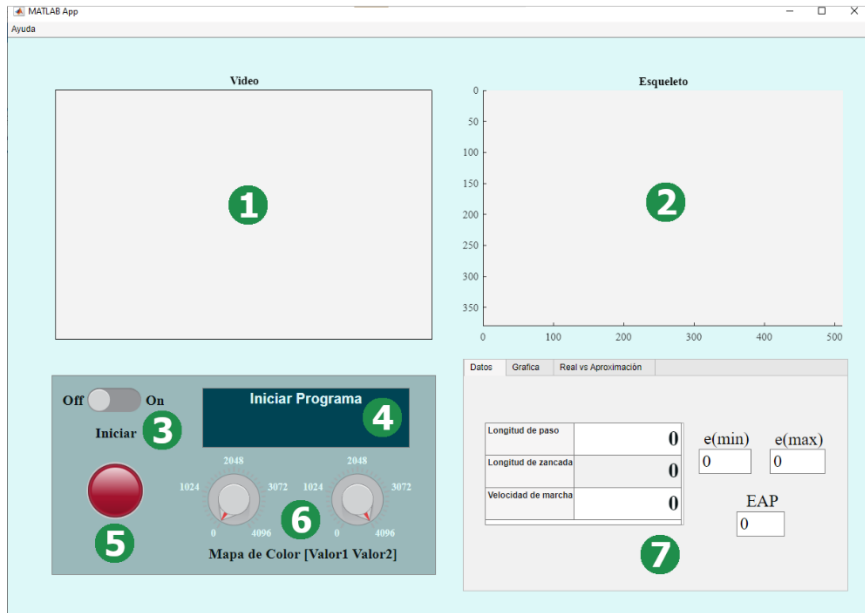


Figura 57: Ventana principal.

Dentro de los paneles se encuentran tres pestañas (Figura 58):

- Datos espacio temporales.
- Graficas de comparación para articulaciones (cadera, rodilla, tobillo y pie).
- Comparación de puntos adquiridos y el modelo de cinemática directa.

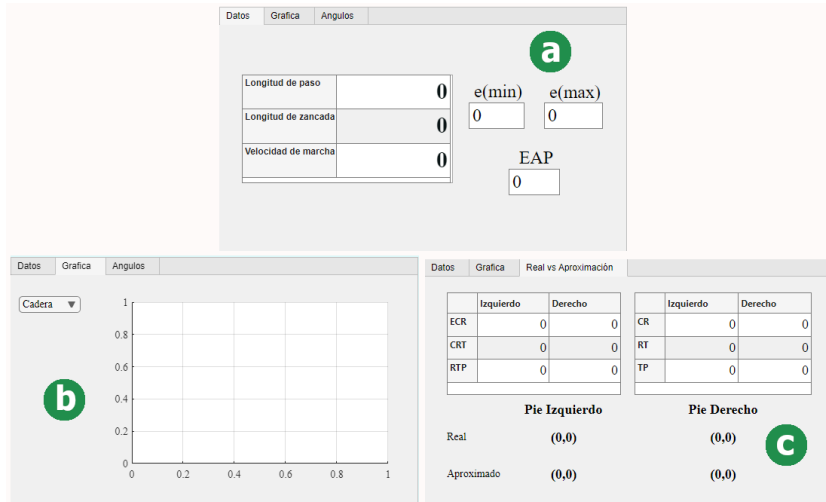


Figura 58: Distribución de paneles.

Para iniciar se da clic en el *switch* para cambiar su estado a encendido. El paso siguiente es configurar los ajustes necesarios para iniciar la adquisición de datos: crear un objeto de video, configurar *frames* y crear en objeto de video. Posteriormente, se inicia la adquisición de datos, donde se obtienen dos arreglos principales: *DepthJointIndices* (25 x 2 x 6) que contiene las coordenadas *x,y* y *JointPositions* (25 x 3 x 6) que incluye las coordenadas *x,y,z*. Estas coordenadas corresponden a los puntos para las 25 articulaciones del cuerpo (Figuras 59 y 60). Una vez que se tienen los datos anteriores se pueden calcular los datos biomecánicos y la cinemática directa (Figuras 61, 62 y 63) con las siguientes funciones: cálculo de longitud de paso, cálculo de longitud de zancada y cálculo de cinemática directa. En cada iteración se muestran los cálculos

realizados en la interfaz (Figuras 64 y 65). Finalmente, el software termina de procesar hasta dar clic de nuevo en el *switch* cambiando su estado a apagado.

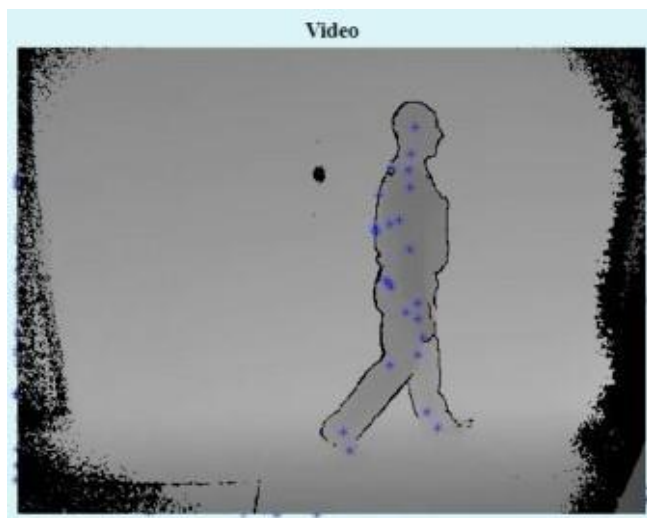


Figura 59: Muestra de datos en video.

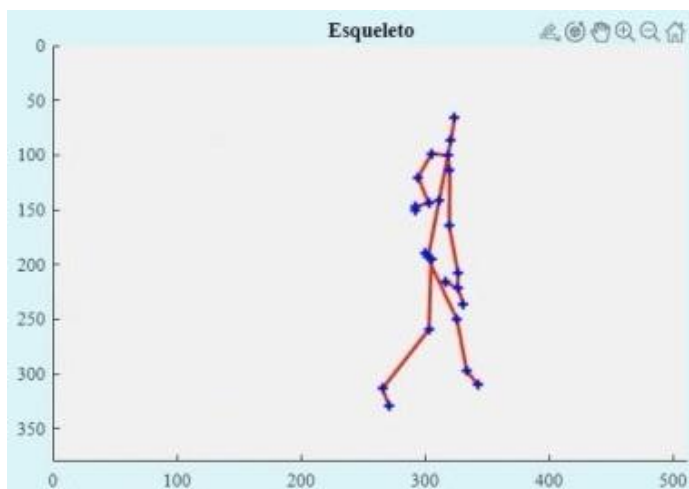


Figura 60: Muestra de datos en grafica.

```

startT = datetime('now');
LP = abs(datos(15,2) - datos(18,2));
endT = datetime('now');
time = seconds(endT-startT);

```

Figura 61: Cálculo de longitud de paso.

```

ref = 2.8;
if round(inicial,1) < ref
    final = datos(15,:);
    LZ = norm(final-inicial);
    inicial = final;
else
    LZ = 0;
    inicial = inicial;
end

```

Figura 62. Cálculo longitud de zancada.

```

function [x,y] = posicion(~,angulos,links)
    x = links(1)*sin(angulos(1))
        -links(2)*cos(angulos(1)+angulos(2))
        +links(3)*sin(angulos(1)+angulos(2)+angulos(3));

    y = -links(1)*cos(angulos(1))
        -links(2)*sin(angulos(1)+angulos(2))
        -links(3)*cos(angulos(1)+angulos(2)+angulos(3));
end

```

Figura 63: Cálculo de la cinemática directa.

Datos	Grafica	Real vs Aproximación
Longitud de paso	0.3469	
Longitud de zancada	0.1598	
Velocidad de marcha	65.4500	
e(min)		e(max)
0		0.6102
EAP		
100		

Figura 64: Muestra de datos espacio temporales.

Datos	Grafica	Real vs Aproximación
	Izquierdo	Derecho
ECR	138	17
CRT	147	167
RTP	126	155
Pie Izquierdo		
Real	(271.21,328.85)	
Aproximado	(205.58,230.7)	
	Izquierdo	Derecho
CR	64.3265	65.6477
RT	65.7503	47.4048
TP	16.2848	15.8893
Pie Derecho		
Real	(342.65,310.13)	
Aproximado	(257.1,132.18)	

Figura 65: Muestra de datos de la cinemática directa.

Para corroborar el funcionamiento de la adquisición de datos realizada por el dispositivo *Kinect*, se realizó una comparación de ambos pies utilizando el modelo de cinemática directa. Para poder obtener una aproximación del pie a través de las ecuaciones de cinemática directa resultantes en este capítulo, se requiere el cálculo

de los ángulos espina-cadera-rodilla, cadera-rodilla-tobillo y rodilla-tobillo-pie, así como los eslabones cadera-rodilla, rodilla-tobillo y tobillo-pie. Teniendo la información de los ángulos y eslabones se sustituyen en las ecuaciones de translación para conseguir las coordenadas (x,y). Por último, estas coordenadas se suman al punto de la cadera obtenido de la adquisición para tener el punto del pie. Una comparación de esta aproximación se muestra en la Figura 66.

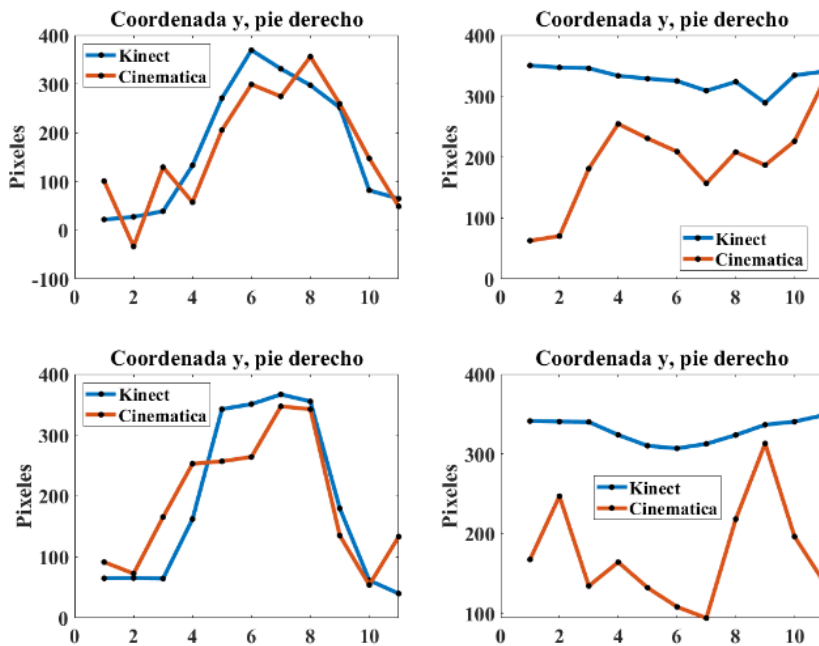


Figura 66: Comparación de la información de la marcha normal obtenida con el Kinect vs la calculada con la cinemática directa.

V Resultados

Se llevaron a cabo dos pruebas para evaluar el funcionamiento del prototipo desarrollado. Estas pruebas consistieron en realizar un ciclo de marcha en línea recta frente al dispositivo de adquisición durante la recopilación de datos. Participaron dos sujetos: uno con marcha normal y otro con una deficiencia en su marcha causada por una prótesis de miembro inferior a la altura de la rodilla. El análisis de los resultados demostró que existe diferencia entre ambas marchas, arrojando que hay 11 cm/s en la velocidad de marcha y 8 cm en la longitud de zancada de diferencia entre ellas, otro dato importante considerados en el análisis, es el tamaño de los eslabones que componen los miembros inferiores.

Con el fin de validar el desempeño del prototipo construido, se ha dispuesto de un entorno especialmente controlado con dimensiones de 4.5 m de largo por 2.76 m de ancho. Este espacio ha sido delimitado para ajustarse al campo de visión de la cámara de profundidad, que abarca 2 m en dirección horizontal y otros 2 m en la vertical. Para llevar a cabo estas pruebas, se ha empleado una computadora que cumple con las especificaciones técnicas detalladas en la Tabla 11, garantizando así que el proceso se lleve a cabo de manera eficiente y precisa.

Tabla 11: Especificaciones técnicas de la computadora de pruebas.

Característica	Valor
Procesador	Intel Core i7-4770 3.40GHz, 4 núcleos y 8 hilos.
Memoria RAM	DDR3 12GB.
Almacenamiento	SSD 894GB.
Puertos	USB 3.0.
Tarjeta Grafica	NVIDIA GeForce GT 635 2GB VRAM.

Con el propósito de verificar el rendimiento del prototipo desarrollado en la adquisición de datos, se llevaron a cabo dos tipos de marcha distintos, uno de los cuales involucra una limitación en el miembro inferior derecho debido a una prótesis a nivel de rodilla.

Para analizar los datos recopilados, se han tomado en consideración parámetros espacio temporales, tales como la longitud de paso, longitud de zancada y velocidad de marcha. La Tabla 12 presenta los valores correspondientes a estos parámetros para ambos sujetos, proporcionando así una perspectiva detallada sobre la dinámica de las marchas evaluadas.

Tabla 12: Resultados para los parámetros espacio temporales.

	Longitud de paso (cm)		Longitud de zancada (cm)		Velocidad de marcha (cm/s)	
	Normal	Deficiente	Normal	Deficiente	Normal	Deficiente
1	32.05	34.24	20.64	246.19	47.83	37.62
2	31.14	29.26	2.76	32.51	24.52	60.97
3	33.39	30.69	4.7	4.1	42.27	50.31
4	47.95	32.08	111.84	0.97	72.66	61.7
5	35.64	37.68	61.52	1.07	74.25	64.96
6	38.04	33.42	2.64	85.24	64.48	59.68
7	34.69	32.07	15.98	40.76	65.45	34.86
8	29.78	30.89	76.13	66.9	57.28	32.86
9	26.75	37.14	47.25	26.44	53.49	34.39
10	34.34	25.73	60.12	6.08	54.51	26.25

De acuerdo con los datos presentados en la Tabla 11, se puede establecer que la media para la longitud de paso es de 34.38 cm para la marcha normal, mientras que en la marcha deficiente es de 31.55 cm. Asimismo, para la longitud de zancada, se registran valores de 40.36 cm y 51.32 cm respectivamente. Por último, la velocidad de marcha se sitúa en 55.67 cm/s y 47.57 cm/s respectivamente.

Con las medias obtenidas anteriormente, es notable, que, en la marcha normal, la longitud de zancada es más corta pero la velocidad es mayor en comparación con la marcha con limitación. Esto implica un margen de diferencia de 11 cm en la longitud de zancada, indicando una mayor amplitud en el caso de la deficiencia y 8 cm/s en la velocidad de marcha, lo que la hace más lenta.

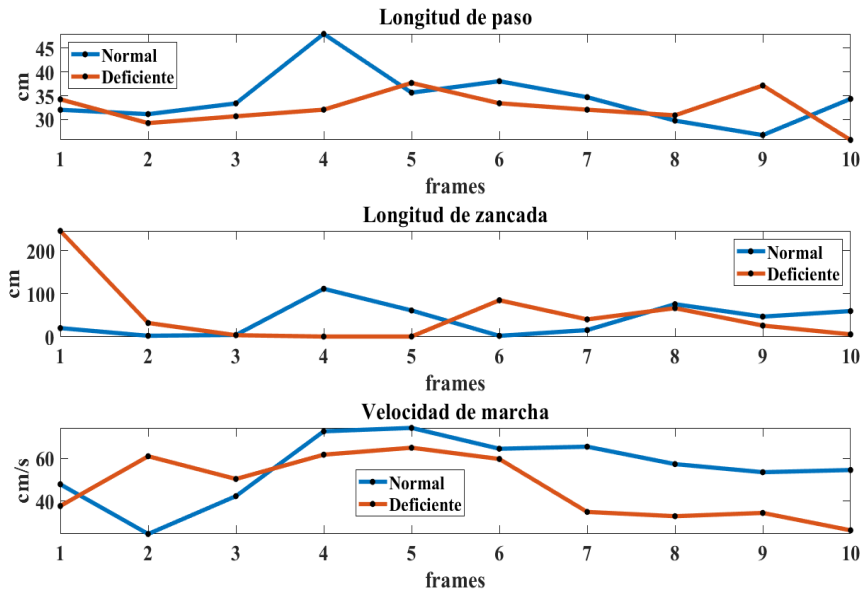


Figura 67: Comparación grafica de parámetros espacio temporales.

Con el propósito de profundizar en los parámetros mencionados, Murray señala que los valores promedio para un grupo de individuos entre 20 y 65 años son los siguientes: 78 cm para la longitud de paso, entre 155 cm y 158 cm para la longitud de zancada, y 151 cm/s para la velocidad de marcha [40]. Al comparar estos datos con los resultados presentados en la Tabla 12, se evidencia que los cálculos

realizados por el software se encuentran por debajo de las expectativas establecidas.

Por otro lado, con el objetivo de realizar un análisis más detallado de la adquisición de datos, se cuenta con la altura de ambos pacientes, que corresponde a 172 cm para el individuo con marcha normal y 165 cm para aquel que presenta deficiencia. Se ha empleado la metodología antropométrica propuesta por Drillis y Contini [39], la cual implica la obtención de medidas del cuerpo humano utilizando la estatura y porcentajes específicos para cada segmento del cuerpo (ver Figura 68). Los segmentos calculados para ambos pacientes se presentan detalladamente en la Tabla 13.

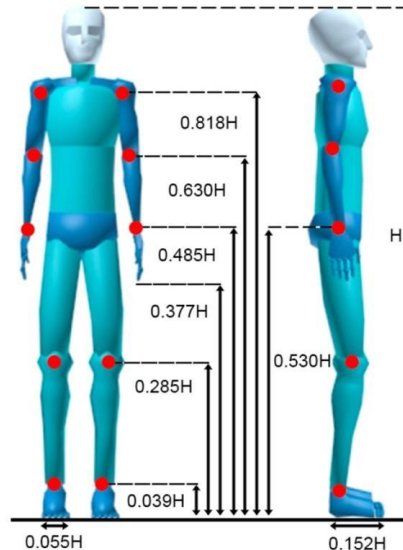


Figura 68: Antropometría propuesta por Drillis y Contini.

Tabla 13: Tamaño de eslabones utilizando antropometría.

Segmento	Normal (cm)	Deficiente (cm)
Cadera-Rodilla	42.14	40.42
Rodilla-Tobillo	49.02	47.02
Tobillo-Pie	26.14	25.08

Una vez que se dispone del parámetro para comparar las medidas calculadas mediante el software, se observa, con el respaldo de las Tablas 13 y 14, una diferencia aproximada de 20 cm a 30 cm para el segmento cadera-rodilla, de 10 cm a 20 cm para el segmento rodilla-tobillo, y de 1 cm a 10 cm para el segmento tobillo-pie en el contexto de la marcha normal (Figura 69).

Tabla 14: Resultados del tamaño de segmentos de miembros inferiores para la marcha normal.

Cadera - Rodilla (cm)		Rodilla - Tobillo (cm)		Tobillo - Pie (cm)	
Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
63.33	70.08	76.11	57.79	21.75	20.89
64.51	74.26	72.66	54.65	21.46	20.85
67.07	75.45	60.81	56.20	19.17	20.95
74.37	74.65	57.55	55.41	19.99	15.01
64.33	65.65	65.75	47.40	16.28	15.89
65.00	62.24	55.41	52.95	17.60	16.34
64.08	57.31	47.56	47.54	17.67	15.88
59.36	64.21	54.85	48.24	18.34	16.18
77.63	56.46	65.32	68.38	16.56	21.49
75.45	61.83	54.52	59.15	25.03	25.51
67.55	72.15	63.86	56.14	20.07	26.11

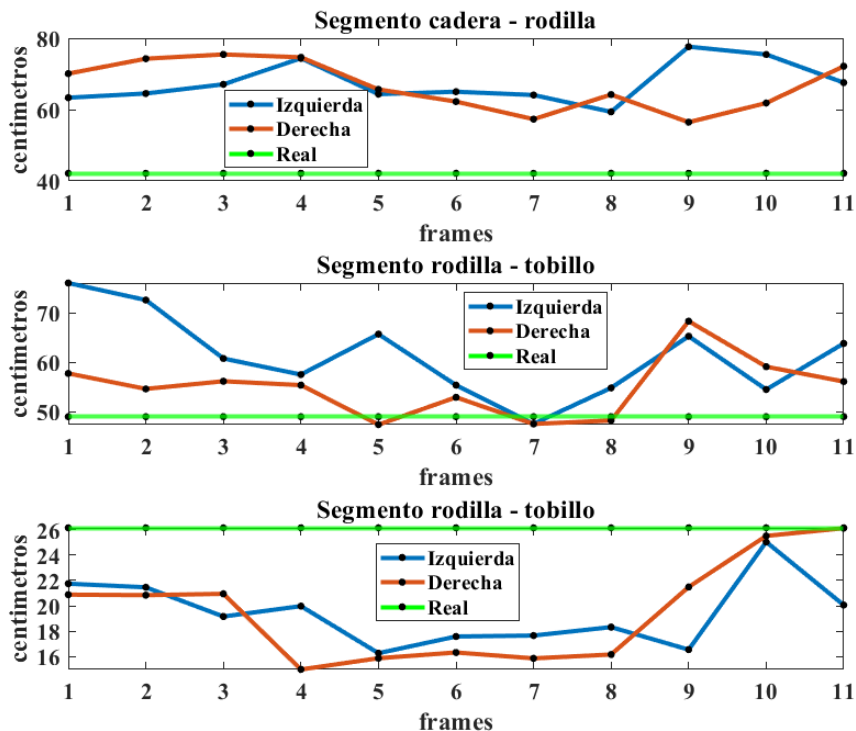


Figura 69: comparación de datos adquiridos para los eslabones de la marcha normal

Ahora para el caso de la marcha deficiente (Figura 70) se observa una variación que abarca desde los 20 cm hasta los 80 cm para el segmento cadera-rodilla, de 10 cm a 30 cm en el segmento rodilla-tobillo, y de 5 cm a 10 cm para el segmento tobillo-pie, según se detalla en las Tablas 13 y 15.

Tabla 15: Resultados del tamaño de segmentos de miembros inferiores para la marcha deficiente.

Cadera - Rodilla (cm)		Rodilla - Tobillo (cm)		Tobillo - Pie (cm)	
Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
64.91	80.12	64.44	57.87	12.47	17.77

63.28	76.56	70.09	62.71	14.60	20.00
82.16	75.13	55.93	50.86	16.61	10.69
61.49	55.55	50.31	44.24	17.71	14.01
63.68	61.02	53.64	45.49	18.76	14.02
58.34	69.44	53.63	61.36	17.41	15.20
54.80	56.48	51.45	58.37	15.34	17.01
76.48	62.05	47.38	67.34	17.87	18.76
73.90	68.91	52.97	61.27	16.67	20.84
94.86	68.24	59.48	71.80	10.01	16.91
69.39	67.35	55.93	58.13	15.74	16.52

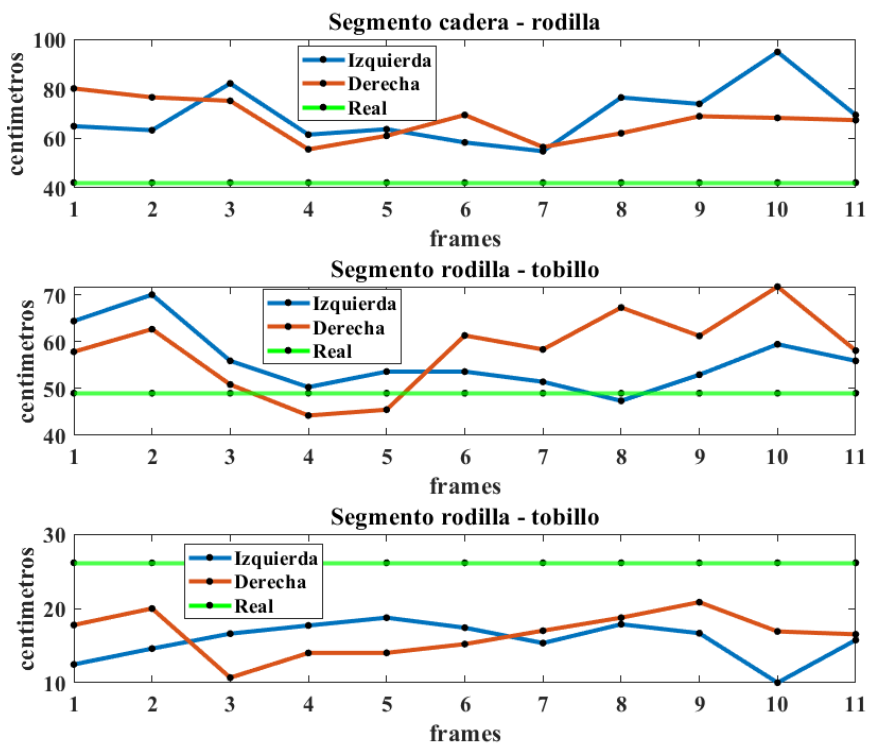


Figura 70: comparación de datos adquiridos para los eslabones de la marcha deficiente.

VI Conclusiones y trabajo futuro

La construcción del prototipo ha enfrentado desafíos significativos a lo largo del proyecto. Un aspecto crucial se relaciona con el procesamiento computacional. A pesar de que el equipo utilizado en las pruebas es adecuado para visualizar el funcionamiento general, se revela insuficiente para llevar a cabo pruebas más complejas. Estas pruebas más detalladas serían esenciales para obtener una visión más completa del alcance potencial del software desarrollado.

El hardware empleado para la adquisición de datos cumplió con las expectativas al obtener automáticamente información una vez configurado y utilizado. Logró un reconocimiento de los 25 puntos correspondientes a las articulaciones del cuerpo, tal como describe el proveedor en su documentación técnica. En cuanto al software utilizado para el desarrollo, su facilidad de manejo de matrices permitió la manipulación y análisis de los datos capturados por Kinect. Esta capacidad proporciona datos analizables que resultan idóneos para el monitoreo de la marcha humana a lo largo de un ciclo completo.

La configuración del entorno para verificar el desempeño es eficiente para evaluaciones rápidas, pero es importante considerar un espacio más amplio. Esto posibilitaría la exploración de diversas distancias para la colocación del Kinect, evaluando su capacidad de reconocimiento a mayores distancias. Asimismo, es esencial contar con un margen adicional para abarcar ciclos de marcha de mayor amplitud.

En relación con los resultados obtenidos, es fundamental destacar que, con un número limitado de muestras, no se está logrando una correspondencia precisa con las dimensiones reales de los miembros inferiores de los sujetos de prueba. Por lo tanto, es necesario llevar a cabo un estudio más completo, en colaboración con especialistas. Con el propósito de optimizar el rendimiento, resulta esencial adquirir equipamiento informático que incluya hardware dedicado al procesamiento gráfico, lo que permitiría obtener videos fluidos y datos más precisos. Otro aspecto que considerar es la calibración de la cámara de profundidad, dado que el marco de referencia seguido por *Kinect* no se alinea correctamente con el entorno real, generando discrepancias en las medidas. Como línea de trabajo a futuro, se pueden considerar los siguientes puntos:

- El desarrollo de un módulo de inicio de sesión para usuarios finales (médicos, auxiliares, enfermeros o cualquier rol dedicado a la rehabilitación).

- La conexión a la base de datos para registro de pacientes, así el acceso a los registros generados por la aplicación.
- La inclusión de módulos adicionales para ampliar el análisis del cuerpo humano.
- La actualización de la *GUI* para tener más opciones para usuarios finales.
- El uso de *Deep learning* para aproximar las posturas en video en lugar de usar Kinect.

Referencias

- [1] Miranda, P. (2018). Diabetes causa 4 mil amputaciones al año, El Universal, México, Recuperado de <https://www.eluniversal.com.mx/nacion/seguridad/diabetes-causa-4-mil-amputaciones-al-ano>.
- [2] Pérez, J. and Gardey, A. (2013). Definición de prótesis, definicion.de, recuperado de <https://definicion.de/protesis/>
- [3] Instituto Nacional de Geografía. (2010). Población con limitación o discapacidad por entidad federativa y tipo de actividad que realiza o condición mental según sexo, Tabulados. México, C.D.M.X.
- [4] Sanders, Gloria T. (1986). Amputation Prosthetics in F.A. Davis Company (Ed), Philadelphia, Pa., USA.
- [5] Bellis, M. (2005) The History of Prosthetics, en Inventors. San Francisco, E.U.A. pp. 2-3.
- [6] Ficarra, B. J. (1943). Amputations and prostheses through the centuries, Medical Record. Vol. 156. No. 94. pp. 239.
- [7] Finch. J. (2007). Descubren en Egipto la Prótesis más antigua del mundo, El mundo, Madrid, España, pp. 27.
- [8] Zahedi, S. (1993). The results of the field trial of the Endo lite Intelligent of the Prosthesis, Proceedings of the XII International Congress of INTERBOR.
- [9] Blumentritt, S and Werner-Scherer, H. (1997). Desing principles, biomechanical data and clinical with a polycentric knee offering

controlled stance phase knee flexion. A preliminary report
Washington D.C.

[10] White, C. (1999). Walk ThisWay. Ohio Willow Wood Company.
Motion Technology for Life.

[11] Michael, J.W. (1999). Modern prosthetic knee mechanisms.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 361(47):39-47.

[12] Aulie Devices, I. (2006). The 802 Nylon Knee. U.S.A.,
<http://www.auliedevices.com/Products.html>.

[13] Pahl, E. and Sedlmeier, F. (2006). Da Vinci Award Nomination.
Ottobock C-Leg. U.S.A.

[14] Esquivel, V. (2012). Semana Nacional de Rehabilitación y
Educación Especial, Ministerio de Educación Pública, Costa Rica.

[15] Calero, P. A. (2020). Ayudas técnicas para la marcha.
Conceptos y prescripción,

Perafán-González DY. (Ed. científica). Perspectivas de la marcha
humana. Cali, Colombia: Editorial Universidad Santiago de Cali, p.
137-183

[16] Hernández, Thalia. D. (2013). Control de prótesis pie-tobillo
para la marcha humana normal durante la fase de apoyo. Sección de
estudios de posgrado e investigación, Instituto Politécnico Nacional,
México, D.F

[17] Michael W. Whittle (2007). Gait Analysis an Introduction,
Butterworth Heine-mann Elsevier, 4th. Ed.

- [18] Microgate. Análisis de movimiento, medical.microgate.it, recuperado de <https://medical.microgate.it/es/soluciones/analisis-del-movimiento>
- [19] Requena, N. (2017). Captura de movimiento: historia y análisis en los videojuegos. MeriStation, https://as.com/meristation/2017/07/27/reportajes/1501135200_167918.html
- [20] Perez, Á. (2019) Solución de captura de movimiento y seguimiento de articulaciones del cuerpo humano con Kinect 2.0, Universidad Carlos III de Madrid, Leganés, España.
- [21] Rodero, M. B. Martinez, A. and Gomez, M. (2016). Procesado de señales proporcionadas por sensores inerciales: Evaluación de la marcha post-ictus, Pamplona.
- [22] Al-Naji, Ali Abdullelah. Gibson, Kim. Lee, Sang-Heon and Chahl, Javaan. (2017). Real Time Apnoea Monitoring of Children Using the Microsoft Kinect Sensor: A Pilot Study. *Sensors*. 17(2): 286. 10.3390/s17020286.
- [23] Barberan, Jenneffer J. and Domínguez, Rodrigo F. (2016). Sistema Radar para reconstrucción de Objetos 3D mediante la utilización del dispositivo Kinect. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Facultad de Informática y Electrónica. Riobamba, Ecuador.
- [24] Quishpe, L. Ulloa and Diego, E. (2014). Implementación del modelo de una habitación con un sistema de asistencia para

discapacitados, mediante el uso de sensor de interfaz natural de usuario Kinect de Microsoft. Universidad Politécnica Salesiana Sede Quito. Quito, Ecuador.

[25] Fankhauser, P. Bloesch, M. Gehring, C. Hutter, M. and Siegwart, R. (2014) Robot-Centric elevation mapping with uncertainty estimates. Autonomous Systems Lab, ETH Zurich, Switzerland

[26] Benitez, A. Medina, M. A. Medina, M. Á. and Mora, J. (2016) Animación de un modelo 3D del robot Darwin-OP utilizando Kinect. Pistas Educativas, México, Puebla, No. 120, Vol. 38

[27] Correa, C. Valero, C. Barreiro, P. Ortiz-Cañavate, J. and Gil, J. (2013). Usando Kinect como Sensor para Pulverización Inteligente, VIII Congreso Ibérico de Agroingeniería y Ciencias Hortícolas, Madrid, España

[28] Berra, E. and Cuatle, J. R. (2013). Interfaz Natural para el control de un drone mediante Kinect, Journal de Ciencia e Ingeniería, Vol. 5, No. 1, Puebla, México

[29] Reclu IT (2020). ¿Qué es Matlab?, recluit.com, <https://recluit.com/que-es-matlab/#.YZbssNDMJph>

[30] MathWorks, Descripción del Producto de Matlab, https://la.mathworks.com/help/matlab/learn_matlab/product-description.html?lang=en

- [31] Garcia, Roberto. C. Transformación de Denavit-Hartenberg (algoritmo). [presentación de diapositivas]. <https://tinyurl.com/24evrqxk>
- [32] Spong, Mark. W. Seth, Hutchinson and Vidyasagar. (2004). Robot Dynamics and Control, 2da edición
- [33] Mathworks. Acquisition Using Kinect for Windows Hardware. https://la.mathworks.com/help/imaq/acquisition-using-kinect-for-windows-hardware.html?s_tid=CRUX_lftnav
- [34] Moumtadi, F. García, Luis A. (2016). Autenticación Multifactor con el uso de un sensor Kinect. ITECKNE. Vol. 13. Num. 1, pp. 53 – 65.
- [35] Larumbe, A. Villanueva, A. Cabeza, R. (2015). Modelo 3D de cabeza mediante Kinect. E.T.S de Ingeniería Industrial, Informática y de Telecomunicación. Pamplona, España.
- [36] Ángel Rodríguez Estévez (2013). Sistema de entrenamiento con Kinect. Facultad de informática de la Universidad Politécnica de Barcelona (UPC), España.
- [37] Albarracín, W. Jurado, F. Chuquitarco, L. Proaño, I. C. (2020). Análisis y corrección de la postura empleando la tecnología de la cámara Kinect, Iberian Journal of Information Systems and Technologies, Quito, Ecuador, p. 227 – 236, No. E25
- [38] Guzmán, M. A. Toscano, W. H. (2013). Sistema de Captura y evaluación del movimiento del cuerpo humano, Universidad politécnica salesiana, Quito, Ecuador.

[39] Drillis, R. J. y Contini, R. (1966). Body segment parameters. Technical Report 1166.03, School of Engineering and Science, New York University.

[40] Murray, M.P.; Drought, B. y Kory, R.C. (1964). Walking Patterns of Normal Men. En: The Journal of Bone And Joint Surgery. No. 46 p. 335-360.

Glosario

Algoritmo: es un conjunto de instrucciones definidas, ordenadas y acotadas para resolver un problema, realizar un cálculo o desarrollar una tarea.

Antropometría: ciencia que estudia las medidas y dimensiones de las diferentes partes del cuerpo humano.

Driver: es un pequeño software que conecta el sistema operativo directamente con los componentes del hardware de la PC.

Dynamic Time Warping (DTW): es uno de los métodos utilizados para medir la similitud entre los datos de las series temporales.

Fortran: lenguaje de programación de alto nivel de propósito general, procedimental e imperativo, que está especialmente adaptado al cálculo numérico y a la computación científica.

Frame: imagen concreta dentro de una sucesión de imágenes en movimiento.

Hardware: El hardware hace referencia a todos los componentes materiales y físicos de un dispositivo, es decir, aquellos que se pueden ver y tocar.

HUB: también llamado concentrador, es un aparato que hace de puente al que podemos concentrar varios dispositivos, generalmente

electrónicos, usando una conexión del dispositivo al que queremos conectar estos aparatos.

Integrated development enviroment: aplicación informática que proporciona servicios integrales para facilitar al desarrollador o programador el desarrollo de software.

Inertial Magnetic Unit (IMU): es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos.

Interfaz de usuario: Ayuda a que una persona cumpla un objetivo a través de una serie de interacciones humano-máquina.

Interfaz gráfica de usuario (GUI): utiliza un conjunto de imágenes y objetos gráficos para representar la información y las diferentes acciones disponibles que se pueden realizar.

Light Emitting Diode (LED): es un elemento capaz de recibir una corriente eléctrica moderada y emitir una radiación electromagnética transformada en luz.

Programa: Es un tipo de *software* que funciona como un conjunto de herramientas diseñadas para realizar tareas y trabajos específicos en tu computador.

Prototipo: Es una muestra o modelo el cual se usa para el lanzamiento de un producto en fase de prueba.

Software: El software es la parte digital del ordenador, es decir, el conjunto de instrucciones, programas y reglas informáticas que el equipo requiere para funcionar. No tiene, por consiguiente, una existencia física, sino que es intangible e inmaterial.

Sistema: es el conjunto constituido por los elementos físicos y lógicos (software) necesarios para captar información, almacenarla, procesarla y realizar operaciones con ella.

Sistema operativo: El sistema operativo es el software que coordina y dirige todos los servicios y aplicaciones que utiliza el usuario en una computadora, por eso es el más importante y fundamental. Se trata de programas que permiten y regulan los aspectos más básicos del sistema.

Toolbox: Conjunto de herramientas o recursos que se proporcionan para ayudar en el desarrollo de software.

Universal Serial Bus (USB): protocolo de conexión que permite enlazar diversos periféricos a un dispositivo electrónico (frecuentemente, un ordenador) para el intercambio de datos, el desarrollo de operaciones y, en algunos casos, la carga de la batería del dispositivo o dispositivos conectados.

Webcam: cámara de vídeo miniaturizada que se puede conectar a un ordenador para grabar imágenes o emitir las en directo a través de Internet.