CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD ZACATENCO

DEPARTAMENTO DE CONTROL AUTOMÁTICO

"Aplicación de técnicas de Robótica y Visión Artificial en la Rehabilitación Neuromotriz"

Tesis que presenta

Rodrigo Mallén Mendoza

Para obtener el grado de

Maestro en Ciencias

En la Especialidad de

CONTROL AUTOMÁTICO

Director de la Tesis:
Dr. Juan Manuel Ibarra Zannatha

México, Distrito Federal. Septiembre 2013

.

‘‘Así es -suspiró el
coronel-. La vida es la cosa mejor
que se ha inventado’’

‘‘No hay medicina que
cure lo que no cura la felicidad’’

**Gabriel García
Márquez**

Agradecimientos

A mi madre y a mi hermano por su paciencia, comprensión y apoyo incondicional durante estos dos años.

A mis amigos Hugo Reyes, Román Rodríguez, Miguel Maldonado, Chelinsky, Hunter, Aurora, Pete, Vic, Héctor, Charles, Diego, Marco, Richard, Karina y al Dr. Joaquín Collado por su amistad y momentos invaluables durante mi paso por el departamento de Control Automático.

A mi asesor, el Dr. Juan Manuel Ibarra, por su paciencia, comprensión y por creer en el presente proyecto y en mi persona.

A mi co-asesor, el Dr. Luis Eduardo Rodríguez Cheu, por su apoyo total y su sincera amistad.

A la M. en C. Ivett Quiñónes Urióstegui, a la Dra. Petra Wiederhold y al Dr. Alejandro Malo Tamayo por su tiempo y su disposición para la revisión del presente documento.

Al CINVESTAV y su Departamento de Control Automático, por permitirme continuar con mi desarrollo académico en una institución de gran prestigio.

Al CONACyT, por el apoyo económico, sin el cual me hubiera sido imposible continuar mis estudios.

Índice general

Resumen ..... **VII**

Introducción ..... **X**

Objetivo y metas XI
Estructura de la tesis XI

1. Antecedentes **1**

1.1. Panorama de la rehabilitación neuromotriz en la actualidad 1
1.2. Tecnologías en el mercado basadas en visión 3D 5
1.3. Tecnologías con énfasis en rehabilitación y aplicaciones médicas *6*

2. Entorno kinect **10**

2.1. Introducción 12
2.2. Paquetería de Software OpenNI. 13
2.3. Compendio de algoritmos y funciones encapsuladas. 13

3. Modelos cinemáticos **24**

3.1. Introducción. 24
3.2. Biomecánica del brazo humano, un resumen. 24
3.3. Breve reseña sobre biomecánica de espalda, terminología y convenciones médicas. 29
3.4. Propuesta de modelo cinemático inverso de brazo humano. 33
3.5. Modelo de orientación de torso 44

4. Sistemas que integran el proyecto **49**

4.1. Sistema de medición de ángulos articulares (videogoniometría) en miembros superiores 49
4.2. Sistema de medición visual de equilibrio en torso 59
4.3. Sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas 72
4.4. Sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz 82

5. Análisis de resultados **89**

5.1. Introducción 89
5.2. Calibración y caracterización del sistema de videogoniometría 89
5.3. Evaluación del desempeño del sistema de videogoniometría 93

6. **Conclusiones y trabajo futuro** **97**

6.1. Conclusiones 97
6.2. Publicaciones 98
6.3. Trabajo futuro 99
6.4. Colaboraciones 100

Bibliografía y referencias **101**

RESUMEN

En esta tesis se presenta un sistema integral de apoyo complementario a la rehabilitación neuromotriz. Este sistema se divide en un conjunto de etapas que ofrecen una valoración del paciente, un seguimiento en su tratamiento de rehabilitación y un conjunto de actividades didácticas que potencian la aceleración del proceso de rehabilitación cuya finalidad de que el paciente logre resultados satisfactorios en un tiempo más corto. Las patologías de interés para este proyecto son las debidas a daños en el sistema nervioso central (SNC), que desencadenan la pérdida parcial o total del movimiento en diversos sectores del sistema músculo-esquelético. Dichos daños en el SNC se originan por eventos traumáticos como hemorragias de los vasos cerebrales o coágulos de sangre, así como por la formación de depósitos de grasa en las paredes de los vasos sanguíneos que irrigan el corazón o el cerebro. Entre los diagnósticos más comunes se encuentran el Accidente Cerebro Vascular (ACV) y la Parálisis Cerebral, los cuales son catalogados como Enfermedades Cerebro Vasculares (ECV). En la actualidad, según cifras de la OMS [15], el ACV afecta a un estimado de 15 millones de personas en todo el mundo, mientras que un 34% de las defunciones por enfermedades cardiovasculares se debe a ECV. Sin embargo, la motivación que nos lleva a realizar este proyecto se debe a una de las grandes cualidades del SNC: "Su capacidad de regeneración (plasticidad)". Dicha cualidad permite la recuperación, mediante procesos de rehabilitación, de la capacidad sensorial y motriz mediante la reconversión de algunas zonas del cerebro.

En la actualidad tales procesos de rehabilitación involucran la codependencia paciente-rehabilitador para su funcionamiento, es decir, se requiere la presencia física de un médico o fisioterapeuta que funge como guía y apoyo en todas y cada una de las tareas asignadas al paciente para su recuperación. Esto se traduce en un evidente alto costo tanto económico como de personal, ya que la cantidad de pacientes que se puede atender está en función de la cantidad de fisioterapeutas, el espacio de trabajo y los recursos monetarios disponibles.

Es por todo esto que el objetivo de este proyecto es la creación de un novedoso sistema de valoración-rehabilitación basado en técnicas de robótica, visión artificial, realidad virtual y realidad aumentada, que represente una alternativa de bajo costo, portable, accesible y fácil de utilizar para pacientes en proceso de rehabilitación. La meta principal de este sistema es complementar el proceso clásico de rehabilitación tipo paciente-rehabilitador mediante una serie de actividades que potencien la aceleración y pronta mejora del estado de salud del paciente al mismo tiempo de evaluar su progreso.

El sistema de ayuda a la rehabilitación, objeto de este proyecto, está conformado por los siguientes cuatro sistemas:

- Sistema de medición de ángulos articulares (videogoniometría) en miembros superiores.
- Sistema de medición visual de equilibrio en torso.
- Sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas mediante una mesa de escritura virtual.

- Sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz (juego de realidad virtual y aumentada).

Dichos sistemas involucran la implementación de técnicas de robótica tales como la cinemática directa e inversa, transformaciones homogéneas y factorizaciones en ángulos de Euler como productos de matrices de rotación. Así mismo, conceptos de visión artificial tales como interpolación bicúbica para cambio de tamaño, suma de imágenes, cambio de representación de espacio color, sustracción de fondo, identificación de patrones, luz estructurada y profundidad a partir del enfoque.

Este proyecto se realizó en el marco de la colaboración entre CINVESTAV (México) y la ECI Julio Garavito (Colombia), cabe destacar que hubo oportunidad de aplicar los resultados en una clínica de rehabilitación de Colombia.

Abstract

In this thesis project an integral system for complementary support in neuromotor rehabilitation is presented. This project is divided in a set of steps that offer a patient assessment, a monitoring of his rehabilitation treatment and a set of didactic activities that improve the acceleration of the rehabilitation process yielding satisfactory results in shorter periods. The project is designed to attack those diseases that are related with damage in the central nervous system (CNS), which trigger the partial or total loss of the movement in diverse sectors of the musculoskeletal system. Such damages in the CNS are there because of traumatic events, like hemorrhages of the cerebral vessels or blood clots, as well as the formation of fat repositories on the blood vessels walls that irrigate blood to the heart and brain. Among the most common diagnostics are the stroke and the cerebral palsy which are cataloged as vascular-brain diseases. Nowadays, according to the World Health Organization [15], the stroke affects about 15 million people around the world, while a 34% of the deaths caused by cardiovascular diseases are actually vascular-brain diseases. Nevertheless, the motivation that has taken us in the way of developing this project is mainly because of one of the greatest and most important attributes of the CNS: "Its regeneration capability", also known as CNS Plasticity. Such capability allows the recovery (by means of rehabilitation processes) of the sensorial and motion capacities through the reconversion and rearrangements of the several brain areas. Nowadays, in order to ensure the success of such rehabilitation processes, a codependency between the patient and the therapist is absolutely necessary. In other words, the process requires the presence of a doctor or a therapist in the role of a "guide" or as the person who brings support to the patient through every single task. So, inevitably, this produces high financial costs, because the amount of patients that one could attend is directly proportional to the amount of manpower available in a hospital or medical clinic, as well as the workspace and other related facts.

That's why, as we mentioned at the beginning of this abstract, this project is trying to develop a novel evaluation-rehabilitation system, based on robot-manipulator techniques as well as computer

vision, virtual reality, and augmented reality ones. A system that represents a low-cost, portable and easy-to-use alternative for patients in rehabilitation processes. The main goal is to complement the traditional rehabilitation process (patient-therapist) by means of a suit of activities that provide an evaluation scheme and a short-time improvement of the patient health, as well as a progress evaluation.

This thesis project is conformed by the following four systems:

- System for articulation angles measurement (video-goniometry) for upper limbs.
- System for visual measurement of the balance.
- System for visual evaluation of the calligraphic attitudes by means of a virtual writing table.
- System for attitudes analysis in visual-motor coordination (a virtual and augmented reality videogame).

These systems involve the implementation of robotics techniques such as direct and inverse kinematics, homogenous transformations and Euler-angle factorizations as products of rotation matrices. In the same way, it also involves computer vision techniques such as bicubic interpolation for image resizing, image addition, color-space representation, background subtraction, pattern identification, structured light and depth from focus.

This project was developed as part of the colaboration between CINVESTAV (México) and ECI Julio Garavito (Colombia); it is worth to mention that we had the opportunity of applying our results in a rehabilitation center in Colombia.

INTRODUCCIÓN

El Accidente Cerebro Vascular (ACV) es la principal causa no-congénita de deficiencia neuromotriz. Esta enfermedad afecta a los vasos sanguíneos que riegan el cerebro y se conoce con muchos nombres diferentes como: ataque cerebral, apoplejía o derrame cerebral, entre otros.

Junto con el ACV, la ruptura de la médula es también una de las principales causas de discapacidad en el mundo tanto en los adultos como en jóvenes, y se estima que en los próximos 20 años este hecho continuará [1]. Un derrame cerebral o la ruptura del camino nervioso a menudo conduce a alteraciones de tipo motor y cognitivo, las cuales son irreparables y pueden durar toda la vida. Dichos daños tienen una fuerte incidencia en el sistema motor, neuromuscular y/o en el sistema musculo-esquelético. Los síntomas varían en función del área cerebral afectada. Desde síntomas puramente sensoriales hasta los puramente motores, pasando por los síntomas sensitivo-motores. Entre los más frecuentemente diagnosticados se encuentran: Pérdida de fuerza en un brazo o una pierna, dificultad al caminar, pérdida de equilibrio o de coordinación. Esto tiene implicaciones importantes en la realización de las actividades de la vida diaria, como la restauración de la función motora normal en la extremidad superior, mejor conocida como hemipléjica, en estos casos se ha observado que menos del 15% de los pacientes con parálisis inicial han logrado una recuperación exitosa [2]. Después de un accidente cerebrovascular, la recuperación es posible por medio de mecanismos de plasticidad cortical, es decir, gracias a la plasticidad del Sistema Nervioso Central (SNC), este tipo de padecimientos admiten una rehabilitación que permite la recuperación de la capacidad sensorial y motriz mediante la reconversión de algunas zonas del cerebro, lo que significa que otras áreas asumen la función de la lesionada. Este mecanismo del cerebro ha sido observado por una transferencia de la función de las áreas circundantes de la lesión [3] y en otros casos por un cambio hacia el hemisferio contralateral [4]. Investigaciones recientes en el área de rehabilitación demuestran que la utilización de diferentes técnicas de rehabilitación como la manual o tradicional, la maquinaria especializada y los sistemas de realidad virtual y realidad aumentada tipo videojuego, permiten al usuario entrar en un proceso de activación de los sistemas musculares, nervioso y cerebral para encontrar nuevos caminos y estructuras de activación en el área motora y cognitiva [5].

Los programas de rehabilitación recomendados para pacientes con este tipo de padecimientos deben atender tanto los aspectos motores como los relacionados con el habla, los trastornos visuales, las actividades de la vida diaria y las secuelas incapacitantes como la espasticidad, para que el sobreviviente del ACV pueda alcanzar un grado de independencia suficiente como para retomar, al menos parcialmente, sus actividades habituales.

A. *Objetivo*

En este contexto se propone el presente proyecto de tesis, cuyo objetivo general es el de desarrollar métodos innovativos para la rehabilitación de pacientes con ACV basados en técnicas de robótica y visión artificial. Este objetivo incluye cuatro metas, cada una de las cuales corresponde a un sistema de interés para diferentes tareas del proceso de rehabilitación.

- Sistema de medición de ángulos articulares (videogoniometría) en miembros superiores.
- Sistema de medición visual de equilibrio en torso.
- Sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas mediante una mesa de escritura virtual.
- Sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz (juego de realidad virtual y aumentada).

B. *Estructura de la tesis*

En el capítulo 1 se presentan los antecedentes en el área de rehabilitación neuromotriz en función de dos aspectos: Primero, la fisioterapia y terapia ocupacional, y segundo, el rubro de la tecnología aplicada (visión artificial, realidad virtual, realidad aumentada y robótica, entre otros). Así mismo se hace mención de los sistemas existentes en el mercado actual, y cuya línea de aplicación es semejante a la propuesta en ésta tesis, presentándose un cuadro comparativo de características y costos.

En el capítulo 2 se presenta un panorama general del software empleado como base para la realización de los proyectos constituyentes de la tesis, así como una descripción de la fundamentación teórica que ampara a los algoritmos encapsulados en dicho software.

Por su parte, el capítulo 3 detalla el análisis de los modelos cinemáticos directo e inverso propuestos para el brazo humano en una simplificación a 4 grados de libertad. De igual modo se sustenta, con base en la biomecánica del miembro superior, el uso de la cinemática inversa propuesta.

En el capítulo 4 se exponen en detalle los sistemas que integran el proyecto de tesis, haciendo énfasis en los fundamentos teóricos y conceptuales que lo componen, así como en las herramientas de hardware y software empleados para su realización.

En el capítulo 5 se presenta un análisis y una valoración de resultados, fundamentados principalmente en dos aspectos: i) El desempeño de los dos sistemas propuestos de medición respecto a los sistemas ya existentes; y ii) El desempeño de los dos sistemas propuestos para rehabilitación en base a la valoración del mismo por parte de los médicos colaboradores, quienes dictaminan la trascendencia e importancia de éste proyecto.

Finalmente, en el capítulo 6 se mencionan las conclusiones, colaboraciones, publicaciones y trabajo futuro que resultaron como producto del desarrollo de este proyecto.

Capítulo 1

ANTECEDENTES

1.1. Panorama de la rehabilitación neuromotriz en la actualidad

La rehabilitación es un proceso que, desde la edad antigua, el ser humano ha utilizado para paliar los dolores pasajeros y aquellos que provienen de trauma o accidentes de índole músculo-esquelética.

En la mayoría de estos métodos, el fisioterapeuta ha utilizado sus manos para masajear, sobar o calentar la musculatura (o la ruptura de ligamentos artificiales creados después de una operación). El rol fundamental del fisioterapeuta involucra la intervención directa en la práctica clínica en un proceso que incluye la evaluación, el diagnóstico, la planeación, la intervención y la revaloración del paciente.

El progreso y desarrollo de la ciencia amplían en gran medida los horizontes de la medicina. Es así que se han venido realizando aplicaciones prácticas de los descubrimientos científicos en los laboratorios de las universidades, al mismo tiempo que se han incrementado los conocimientos anatómicos, de fisiología y de medidas terapéuticas. En el campo de la fisioterapia, se desarrolló la terapia manipulativa articular, así como la hidroterapia, balneoterapia y la masoterapia. La primera de ellas, como lo ilustra la figura 1, se enfoca primordialmente en el tratamiento de lesiones y cuadros patológicos del aparato locomotor mediante manipulaciones articulares analíticas basadas en el estudio biomecánico de las mismas.

Figura 1: Fisioterapia manipulativa articular en un típico centro de rehabilitación. [Crédito de la imagen: 123RF].

Como segundo punto se tiene a la hidroterapia, la cual consiste en la utilización del agua para al tratamiento de enfermedades neuromotrices y de índole musculo-esquelética. Su acción terapéutica se debe a sus efectos térmicos y/o mecánicos. La hidroterapia utiliza la reacción corporal a los estímulos fríos y calientes, la aplicación prolongada de calor y la presión ejercida por el agua. En general, el agua caliente calma el cuerpo, relajando la activad de los órganos internos, mientras que el agua fría estimula y aumenta la actividad interna. Debido al éxito de ésta clase de terapias, en la actualidad, los sistemas de hidroterapia se encuentran en diversos centros de rehabilitación alrededor del mundo. Dentro de las técnicas de hidroterapia más empleadas en el tratamiento de padecimientos neuromotrices se encuentran las siguientes:

- Baños de remolino en piscinas terapéuticas
- Baños de contraste
- Masajes subacuáticos
- Chorros a presión

La figura 2 ilustra algunos de éstos métodos en la práctica. En clínicas como la de la Universidad de la Sabana, en Bogotá, Colombia, se llevó a cabo además, la implementación de ciertos métodos innovativos de estudio y análisis de marcha subacuática basados en técnicas de visión artficial y sensores de electrogoniometría como se puede apreciar en la figura 3, donde se puede ver la instalación de ciertas marcas adheridas al costado de la pierna derecha de una paciente. Dichas marcas sirven como identificadores a ser detectados y rastreados por el sistema de visión artificial con el fin de identificar ciertas patologías y patrones en el caminar de la persona.

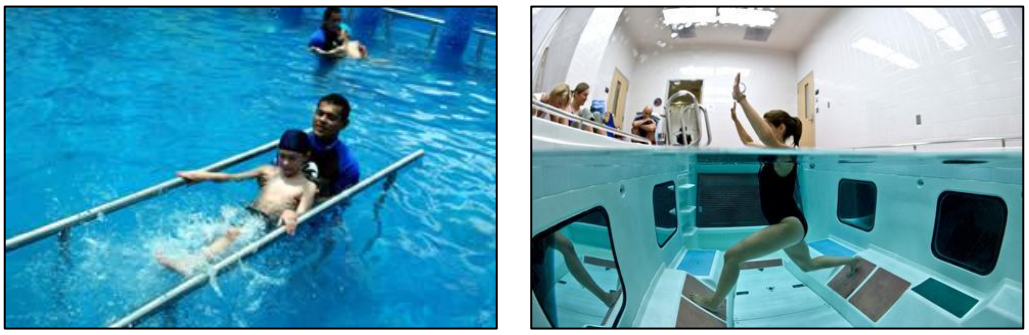


Figura 2: Terapias de masaje subacuático y piscina de hidromasaje [imágenes: Clínica teletón México y Piscina SWIMEXs Dr's Choice, Santiago de Chile]

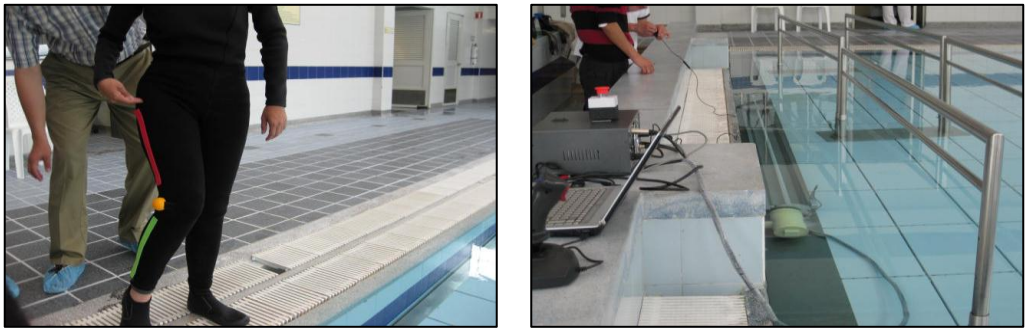


Figura 3: Electrogoniometría y visión para el análisis de marcha. [Imágenes cortesía de Luis E. Rodríguez Cheu].

Es muy importante hacer hincapié en la disponibilidad de otros métodos más avanzados tecnológicamente hablando, como el uso de robots para potenciar la musculatura y producir movimiento articular, ejemplos de estos métodos son los propuestos por Carignan C. R. [6] y Krebs H. I [7]. En estos métodos robóticos se ve la necesidad de utilizar, además de tecnología de hardware, interfaces de software que le permitan al paciente introducirse en ambientes virtuales que desencadenen la obligación de emplear las partes motora y cognitiva en cooperación. En la figura 4 se ilustra una de las aplicaciones precursoras en el ámbito de la rehabilitación neuromotríz por medio de interfaces hápticas en medios virtuales, enfocada principalmente a la recuperación de la capacidad de retroalimentar información de posición de objetos y de la fuerza con la que estos son alcanzados y tomados en tareas cotidianas del hogar. Éste sistema llamado *Breakfast at Tiffany's* desarrollado por el MIT hace apenas 7 años, marcó una nueva manera de atacar no solo la fisioterapia de miembro superior en el ámbito motriz, sino que también dio paso a una nueva herramienta de terapia ocupacional que en muy pocos años estaremos viendo en los principales centros de rehabilitación alrededor del mundo.

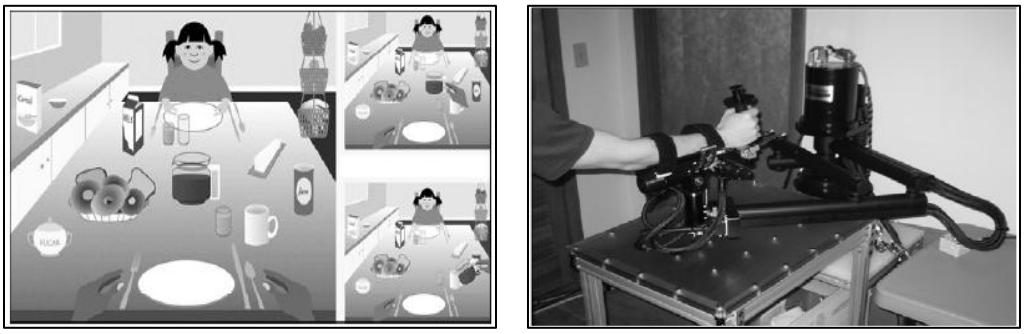


Figura 4: Desarrollado en 2006 por el MIT, "Breakfast at Tiffany's" fue uno de los primeros sistemas hápticos de realidad virtual con fines de rehabilitación músculo-esquelética en el mundo.

En estudios realizados por psicólogos se ha demostrado que estos juegos liberan la mente del usuario, haciendo que deje de sentir dolor debido a la utilización de su mente para sobreponerse a los retos ahí presentados. Siguiendo en la línea de la realidad virtual y la robótica aplicadas a la rehabilitación, nos encontramos con otro de los sistemas precursores de éste ámbito, el llamado Tobillo de Rutgers. Este sistema desarrollado en 2002 por la Universidad de Rutgers en Estados Unidos, ofrece un sistema de rehabilitación de tobillo para uso en casa que permite, entre otras cosas, un monitoreo constante por parte del terapeuta, además, permite llevar a cabo una variedad de ejercicios mientras se interactúa con un ambiente virtual, enfocándose principalmente en el desarrollo y potenciación de la fuerza, la flexibilidad, la coordinación y el equilibrio del paciente. Por si fuera poco, el dispositivo virtual lleva a cabo también funciones de diagnóstico médico mediante la medición del rango de movimiento del tobillo, el esfuerzo y la coordinación. La interface de rehabilitación ortopédica consiste de actuadores neumáticos doblemente actuados, potenciómetros lineales y sensores de fuerza de 6 grados de libertad. En cuanto al controlador, este contiene un microprocesador Intel Pentium y un sistema de adquisición de datos para las señales de las válvulas de control electroneumáticas. El dispositivo puede también moverse y suministrar fuerzas y torques en 6 grados de libertad directamente sobre ciertas partes clave del tobillo. Esto se traduce en un mando de control manipulado a través del propio pie de la persona,

mediante el cual se puede navegar o llevar a cabo ciertas tareas que se solicitan en el ambiente virtual del sistema.

Figura 5: Sistema integral de realidad virtual y detalle del dispositivo de rehabilitación de tobillo

Por otra parte, en países en vías de desarrollo, donde el costo de la tecnología hace que se utilicen otras más económicas como las utilizadas en los sistemas de entretenimiento de comercialización masiva adaptándolas a fines de rehabilitación, tal es el caso de las consolas de videojuegos Xbox 360 o Wii, las cuales han permitido que los pacientes se introduzcan en ambientes virtuales de rehabilitación. Pero esto no garantiza que todos los pacientes que interactúan con estos juegos se rehabiliten, pues no es posible saber si las terapias están mejorando el estado del paciente, para ello debería ser posible cuantificar la actividad diaria de movilidad y carga sobre los músculos. En este sentido se han encontrado varios juegos desarrollados por centros de investigación, grupos y empresas que ya cuentan con desarrollos que permiten que el médico o especialista pueda programar la terapia, y analizar los resultados de la misma. De acuerdo a la Dra. Catalina Gómez de la clínica de la Universidad de la Sabana, la rehabilitación también se ataca desde el punto de vista del origen del padecimiento. Por ejemplo, para el caso de un problema motor, lo clásico es usar procedimientos donde el rehabilitador utiliza metodologías clásicas de manipulación, así como el uso de máquinas mecánicas y/o electromecánicas, con diferentes principios físicos como el uso de resistencia para potenciar la musculatura. En el caso de problemas cognitivos, como prioridad fundamental se encuentra el uso de sistemas de software, haciendo énfasis en la organización y la generación de estrategias, además de la potenciación de la memoria. Ejemplos de estas aplicaciones son el robot Manus del MIT [9] o el robot Lokomat [10], los cuales se ilustran en la figura 6.

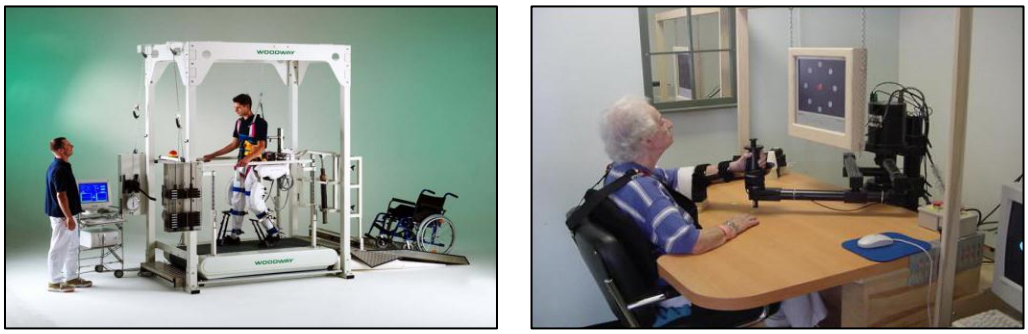


Figura 6: Sistema de marcha Lokomat basado en exoesqueleto y sistema de rehabilitación integral de brazo Manus.

Las tendencias actuales obligan a los investigadores a utilizar y trabajar en nuevas estrategias de rehabilitación, donde involucren aspectos de robótica, realidad virtual, juegos en ambientes de retos, realimentación de esfuerzos y monitorización de variables biomecánicas en el sistema músculo esquelético. Estas aplicaciones suelen cubrir otros campos de aplicación como son la biomecánica, la robótica y la ergonomía.

1.2. Tecnologías en el mercado basadas en visión 3D

En la actualidad, las tecnologías de la información y de las comunicaciones desarrolladas para un nicho de mercado en específico son adoptadas cada vez más para otros propósitos. Esto se debe a su gran capacidad de adaptabilidad y de respuesta a problemáticas que, si bien pueden llegar a ser semejantes a las planteadas de primera instancia, no siempre resultan aterrizando en el campo para el que fueron diseñadas. Tal es el caso del sensor de profundidad Kinect desarrollado en 2009 por la empresa de origen israelí PrimeSense como un encargo de Microsoft. El objetivo principal del desarrollo de dicho sensor era el de revolucionar el mercado de los controles (o mandos) para la entonces nueva generación de consolas de videojuegos que se avecinaba. Así mismo, Microsoft necesitaría competir con los sistemas Wiimote de Nintendo y PlayStation Move de Sony, los cuales ofrecían alternativas inalámbricas a las versiones antiguas de mandos a distancia que se habían presentado en años anteriores. Kinect, sin embargo, representaría una gran ventaja, ya que a diferencia de los otros dos sistemas mencionados, éste no necesitaría un dispositivo electrónico que el jugador o usuario llevase consigo en sus manos. Para el sistema Kinect, el usuario es el propio mando a distancia, controlando la dinámica del videojuego con ademanes, posturas y movimientos del cuerpo en general, incluso en ocasiones mediante comandos de voz.

Todas estas cualidades hicieron que gente del ámbito tanto académico como comercial voltearan la vista hacia la tecnología Kinect, con la visión de poder aprovechar al máximo las características que dicho sensor podía ofrecer. Uno de los motivos primordiales de enfocar la atención en éste maravilloso equipo radica en la capacidad de contar con un sensor de profundidad multipropósito de bajo costo, fácil adquisición y una relativa facilidad en cuanto a su uso. El capítulo 2 de esta tesis ofrece un panorama más amplio no solo del sensor Kinect como tal, sino también del entorno que lo rodea tanto en lo que se refiere a hardware como a las paqueterías de software actualmente desarrolladas para el aprovechamiento de las señales que dicho sensor provee.

Ahora bien, como se comentaba anteriormente, la explotación de ésta tecnología en otros rubros ajenos al de los videojuegos ya se está dando en la actualidad, sin embargo éste es solo el comienzo de la consolidación de Kinect como herramienta esencial en el futuro de las aplicaciones de interacción natural hombre-máquina, realidad virtual y realidad aumentada de bajo costo. Campos como el de la robótica, medicina, comunicación, artes visuales, diseño gráfico, mercadotecnia e incluso las nuevas pantallas de televisión conocidas como *Smart TVs*

son algunos de los nichos en donde ya se ha implementado ésta tecnología de manera exitosa. Sin embargo se prevé que para el próximo año ya se tenga también la versión portable miniatura de ésta tecnología para celulares. De hecho, la propia compañía PrimeSense ya lanzó al mercado su nuevo sensor *Capri 1,25* el cual es capaz de integrarse en una Tablet o Smart Phone para poder desarrollar aplicaciones de visión 3D para dichos aparatos.

Para el caso que nos atañe nos enfocaremos a continuación en las tecnologías basadas en visión 3D con enfoque en el campo de la medicina y la rehabilitación, así mismo se hace un compendio de las características y los costos de dichas tecnologías.

1.3. Tecnologías con énfasis en rehabilitación y aplicaciones médicas

Tal y como se comentó en la sección anterior, a continuación se muestra el resultado de una investigación acerca de algunos sistemas integrales basados en visión 3D que actualmente representan un apoyo en el sector médico y de rehabilitación. Dichos sistemas tienen como elemento primario un sensor de profundidad Kinect o semejante. Así mismo, éstos se encuentran ya sea en fase de desarrollo o bien, plenamente consolidados en el mercado, es decir, en ciertos casos se cuenta ya con una documentación de carácter público, mientras que en otros casos no.

1.3.1 Uso del sensor Xbox Kinect para el diagnóstico de desórdenes mentales

Proyecto desarrollado por la Universidad de Minnesota bajo la dirección del profesor Nikolaos Papanikolopoulos del departamento de Ingeniería y Ciencias de la Computación en colaboración con el Instituto para el Desarrollo de la Niñez y la Escuela de Medicina, ambas de la Universidad de Minnesota [11].

Mediante éste proyecto se explora el uso de la tecnología de visión 3D Kinect para el diagnóstico de niños que muestran síntomas de un conjunto de desórdenes mentales entre los cuales se encuentran el trastorno obsesivo–compulsivo y el desorden de déficit de atención.

El sistema en su conjunto fue desarrollado en el Centro de Sistemas Robóticos Distribuidos y se basa en una monitorización de video continuo mediante un conjunto de sensores Kinect distribuidos alrededor de un pequeño cuarto cerrado. Dentro de dicho cuarto se ubica al niño cuyo comportamiento se analizará, para lo cual se le proporcionan juguetes acordes a su edad para que comience a jugar sin interrupción alguna.

Las observaciones provenientes de los sensores Kinect en forma de video son posteriormente analizadas y clasificadas mediante un software de código abierto, ajustándose a las demandas de los médicos quienes interpretan dichos datos.

El análisis de video consiste en la búsqueda de ciertos patrones de comportamiento típicos de un individuo con padecimientos como el antes mencionado TOC (Trastorno

Obsesivo-Compulsivo). Éste proyecto en conclusión establece, mediante el uso del sensor Kinect, un lenguaje común entre la información del comportamiento de un individuo, la información clínica, y la información ingenieril.

1.3.2. Virtual Rehab: Plataforma de Rehabilitación

Desarrollado por la empresa española VirtualWare, VirtualRehab es un sistema de rehabilitación física que permite la monitorización y seguimiento desde cualquier lugar del mundo de pacientes víctimas de accidentes cerebro-vasculares o enfermedades neuromusculares, así como del proceso terapéutico de mejoramiento de movilidad para gente de la tercera edad. Los pacientes pueden realizar complejos programas de rehabilitación a través de terapias divertidas tanto en su centro de rehabilitación cómo en sus propios hogares [12].

VirtualRehab requiere un sensor Kinect para Windows (distinto al Kinect para Xbox), una PC y una conexión a Internet. El sistema emplea el sensor para llevar a cabo la captura del movimiento de algunas regiones de interés en el cuerpo del paciente, tales como caderas, rodillas, hombros y torso, y de éste modo introducir al paciente en un ambiente virtual de rehabilitación. Cada sesión queda registrada, gracias a Microsoft® Azure, una tecnología de datos en la nube que permite al paciente realizar los ejercicios de fisioterapia, tanto desde un centro de rehabilitación como desde su propia casa.

El sistema cuenta con 9 juegos de realidad virtual que permiten rehabilitar distintas funciones internas afectadas a través de programas personalizados de rehabilitación física. Entre ellos destacan los déficits motores (parálisis, paresias), los trastornos del movimiento y de la postura, los problemas de equilibrio y la falta de coordinación, entre otros.

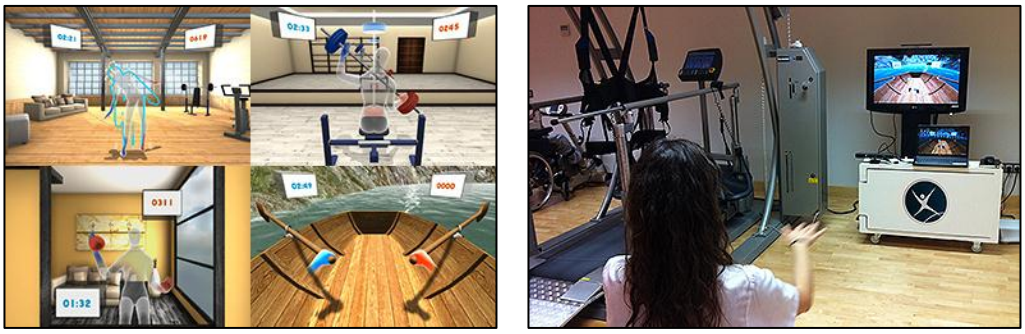


Figura 7: Interface de juegos de realidad virtual del sistema Virtual Rehab y su implementación en un centro de rehabilitación. [Imágenes: Sitio web de Virtual Rehab]

1.3.3. Sistema de rehabilitación virtual, adaptable y clínicamente amigable basado en el sensor Microsoft Kinect

Encabezado por Meghan Huber, una estudiante de doctorado de la Northeastern University, este proyecto involucra el desarrollo de un sistema que utiliza el sensor

Kinect, el middleware OpenNI y el software Matlab con el objetivo de proveer ejercicios de rehabilitación a todas aquellas personas con discapacidades motoras provocadas principalmente por accidente cerebro vascular o parálisis cerebral, o bien como auxiliar en la rehabilitación de cirugías músculo-esqueléticas [13].

El sistema le permite a un clínico evaluar la funcionalidad del paciente, así como desarrollar y desplegar ejercicios de terapia a modo de juego, además de ser flexible y personalizable. La etapa de adquisición y análisis de datos fue desarrollada mediante el uso del software Matlab-Simulink y su recién lanzada librería "Simulink for Natural Interaction Device (NID)". Para el año 2014, el equipo de desarrollo de la Northeastern University planea llevar a cabo las pruebas en pacientes reales bajo las típicas condiciones de las clínicas de rehabilitación así como en los hogares de los pacientes.

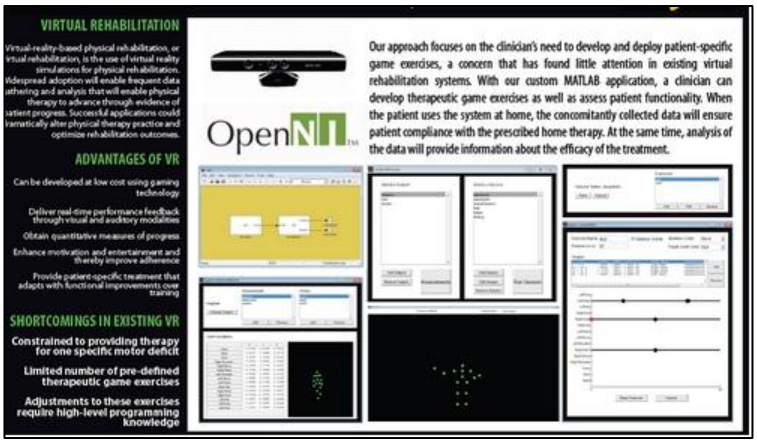


Figura 8: Algunos de los elementos visuales e interfaces que ofrece el sistema de rehabilitación virtual de Meghan Huber.

1.3.4. Pictogram Room: La Habitación de los Pictogramas

Pictogram Room es un sistema que se compone de un conjunto de actividades ocio-educativas de descarga gratuita, diseñadas para dar respuesta a una serie de necesidades propias de las personas con Trastorno del Espectro del Autismo (TEA) para las que hasta ahora era muy difícil intervenir. Dificultades en la comprensión del lenguaje corporal, el reconocimiento de uno mismo, la imitación o la atención conjunta, representan problemas en las habilidades críticas para el desarrollo del niño con TEA que se pueden abordar de forma lúdica dentro de *La Habitación de los Pictogramas*, donde los niños o adultos con autismo, con el apoyo del educador y también en compañía de otros niños sin autismo, aprenden mientras se divierten jugando [14].

Mediante un sistema de sensado 3D, y a través del reconocimiento de movimiento, se consigue reproducir la imagen del propio jugador "aumentándola" con una serie de elementos gráficos y musicales que guiarán su aprendizaje. Para utilizar este proyecto, se

necesita una PC con al menos un sistema operativo Windows 7, un sensor Kinect y una superficie de proyección (televisión, pantalla o pared) en la cual visualizar las imágenes de La Habitación de los Pictogramas.

Los juegos de La Habitación de los Pictogramas, pensados para aprovechar los puntos fuertes de las personas con autismo, se organizan dentro de varios bloques según su cometido a nivel pedagógico: Trabajo individual, interacción con el educador, conciencia de uno mismo, atención, imitación y comunicación. Todas las actividades cuentan con una estructura común y se pueden jugar con uno o dos jugadores (alumno-educador), pudiendo personalizarse distintos aspectos de las mismas, tanto visuales como de funcionamiento.

Pictogram Room es fruto de la colaboración entre el Grupo de Autismo y Dificultades del Aprendizaje del Instituto de Robótica de la Universidad de Valencia y la Fundación Orange. Durante la fase de desarrollo se han sucedido las pruebas y test de usuario con la colaboración de las asociaciones Autismo Ávila y Autismo Burgos. El proyecto ha contado, además, con el apoyo del Ministerio de Industria, Turismo y Comercio de España.

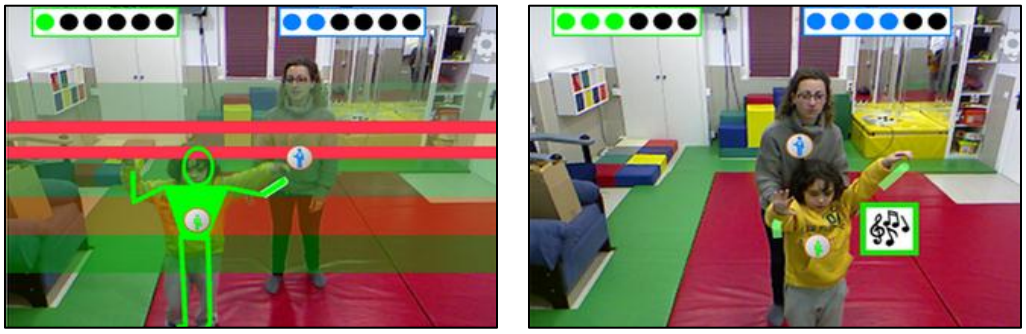


Figura 9: Ambiente de trabajo de algunas de las aplicaciones de realidad aumentada que ofrece Pictogram Room. [Imágenes: Sitio web de Pictogram room]

Capítulo 2

ENTORNO KINECT

2.1. Introducción

Desarrollado en 2009 por la empresa israelí PrimeSense® por encargo de Microsoft, el sensor de profundidad Kinect tuvo como objetivo principal el de revolucionar el mercado de los controles (o mandos) para la entonces nueva generación de consolas de videojuegos que se avecinaba. Así mismo, Microsoft necesitaría competir con los sistemas *Wiimote* de Nintendo y *PlayStation Move* de Sony, los cuales ofrecían alternativas inalámbricas a las versiones antiguas de mandos a distancia que se habían presentado en años anteriores. Kinect, sin embargo, representaría una gran ventaja, ya que a diferencia de los sistemas mencionados, este no necesitaría un dispositivo electrónico que el jugador o usuario llevase consigo en sus manos. Para el sistema Kinect, el usuario es el propio mando a distancia, controlando la dinámica del videojuego mediante ademanes, posturas y movimientos del cuerpo en general, incluso en ocasiones mediante comandos de voz.

Todas estas cualidades hicieron que gente del ámbito tanto académico como comercial voltearan la vista hacia la tecnología Kinect, con la visión de poder aprovechar al máximo las características que dicho sensor podía ofrecer. Uno de los motivos primordiales de enfocar la atención en este maravilloso equipo radica en la capacidad de contar con un sensor de profundidad multipropósito de bajo costo, fácil adquisición y una relativa facilidad en cuanto a su uso.

El sensor Kinect es, en esencia, una barra horizontal de aproximadamente 23cm de largo, conectada a una base circular mediante una articulación de elevación actuada (tilt). La apariencia física del sensor se muestra en la figura 10.

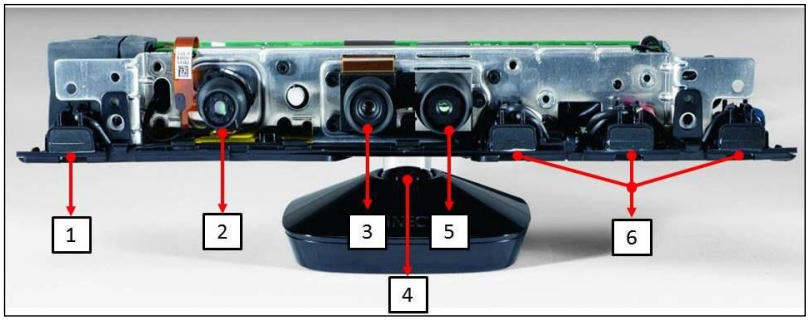


Figura 10: Estructura y componentes del sensor Kinect.

1) Micrófono derecho.
2) Emisor de infrarrojos (IR).

3) Cámara RGB (sensor CMOS).
4) Servomecanismo de elevación (tilt).
5) Cámara IR (sensor CMOS monocromático IR).
6) Arreglo de micrófonos izquierdos.

La cámara RGB ofrece tres posibles resoluciones espaciales a elegir: i) 640×480 pixeles a 30fps; ii) 640×480 pixeles a 15fps; iii) 1280×960 pixeles a 12fps. Su campo de visión horizontal es de 57º y el vertical es de 43º; Finalmente, su ángulo de elevación es de ±30º respecto a la horizontal.

Por otro lado, en cuanto a profundidad, el sensor Kinect cuenta con un rango de 0.4m a 8m, y se ofrece en dos versiones. La primera, conocida como *"modo por defecto"*, se caracteriza por tener dos rangos dentro de los cuales la información generada no es del todo confiable: *demasiado cerca* (entre 0.4m y 0.8m) y *demasiado lejos* (entre 4m y 8m), quedando como rango óptimo el que va de los 0.8m a los 8m. La segunda versión, conocida como "*modo cercano"*, tiene un rango útil que va de 0.4m a 3m, teniendo entonces un rango *demasiado lejos* entre los 3m y los 8m, tal como se muestra en la figura 11. Además, la segunda versión puede alimentarse directamente mediante el puerto USB, haciendo innecesaria la conexión a la línea de corriente alterna. Finalmente, sus dimensiones son menores.

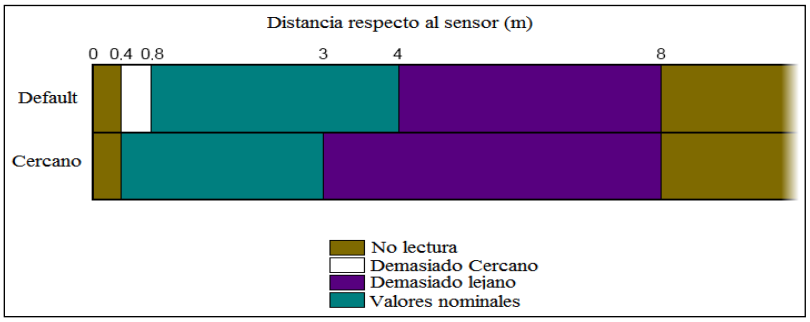


Figura 11: Rangos de profundidad de las versions de Kinect.

En noviembre de 2010, a un año de haberse dado a conocer el sensor Kinect, Adafruit Industries® ofreció una recompensa monetaria a quien fuera capaz de desarrollar un controlador de código abierto para el sensor Kinect. Así, el 10 de noviembre de dicho año, se anunció al español Héctor Martín como el ganador. Su controlador fue desarrollado para trabajar sobre la plataforma GNU/Linux permitiendo el uso de la cámara RGB así como la obtención de un mapa de profundidad. A partir de dicho acontecimiento, desarrolladores de todo el mundo se han dado a la tarea de extraer y explotar las prestaciones que Kinect es capaz de ofrecer más allá de su eventual uso en juegos de video. Es por esto que en la actualidad se pueden identificar 5 librerías de código abierto para la extracción, acondicionamiento y uso de la información obtenida por el sensor Kinect, dichas librerías son: OpenKinect/libfreenect, CLNUI, Microsoft Kinect SDK, OpenNI/NITE y SimpleOpenNI.

Debido a su amplia aceptación, documentación disponible, funcionalidad y flexibilidad de uso en diversas plataformas y sistemas operativos, en este proyecto se ha optado por utilizar el paquete OpenNI versión 1.5.4.

2.2. Paquetería de software OpenNI

En el sentido estricto, OpenNI (Open Natural Interaction) es una arquitectura de software libre multiplataforma que provee ciertas APIs para el desarrollo de aplicaciones que involucren *interacción natural*. El propósito principal de OpenNI es constituir una API estándar que permita la comunicación tanto con:

- Sensores de visión y de audio: Dispositivos que "ven" y "escuchan" el entorno en cuestión.

  Como con:

- Middleware de visión y de audio: Componentes de software que analizan e interpretan la información visual y auditiva obtenida de la escena o entorno en cuestión. Cabe mencionar que un middleware es un software que asiste a una aplicación para interactuar o comunicarse con otras aplicaciones.

OpenNI entonces provee dos cosas: i) Un conjunto de APIs a ser implementadas por dispositivos sensores; y ii)Un conjunto de APIs a ser implmentadas por componentes middleware. Gracias a que no se requiere de una dependencia entre el dispositivo sensor y el correspondiente middleware, las APIs de OpenNI permiten que las aplicaciones sean escritas y portadas sin un esfuerzo adicional sobre diferentes módulos middleware, es decir, siguiendo la lógica: "escríbase una vez, impleméntese donde sea". Las APIs de OpenNI permiten también que los desarrolladores de middleware puedan escribir algoritmos que se ejecuten sobre datos tipo *raw*, para que así, dichos algoritmos puedan trabajar sobre datos provenientes de cualquier tipo de sensor. Así mismo, por su naturaleza, OpenNI permite a las empresas manufactureras construir sensores que potencien aplicaciones desarrolladas bajo esta arquitectura. Gracias a esto, se pueden escribir aplicaciones de interacción natural sin la limitante de estar sujetos a una marca de sensores o de middleware en especial.

Por otro lado, la API estándar de OpenNI permite también a los desarrolladores de aplicaciones basadas en interacción natural, obtener información valiosa de la escena 3D en cuestión mediante la utilización de ciertos tipos de datos calculados a partir de los dispositivos sensores, por ejemplo, representaciones de cuerpo completo de una persona (esqueletización), representación de la ubicación 3D de una mano, mapas de profundidad, etc.

Para poder tener una mejor percepción y entendimiento de la lógica de funcionamiento de OpenNI, la figura 12 ilustra un diagrama conceptual de tres capas, las cuales representan la interacción entre niveles de operación de un sistema de interacción natural en general. En la parte inferior del diagrama se muestran los dispositivos sensores que capturan la información visual y

auditiva de la escena en cuestión. Posteriormente la capa intermedia representa propiamente a OpenNI, es decir, la arquitectura que provee las interfaces de comunicación entre los dispositivos sensores y los elementos middleware requeridos. Finalmente en la capa superior se tienen los paquetes de software de alto nivel que "implementan" las aplicaciones de interacción natural con base en OpenNI.

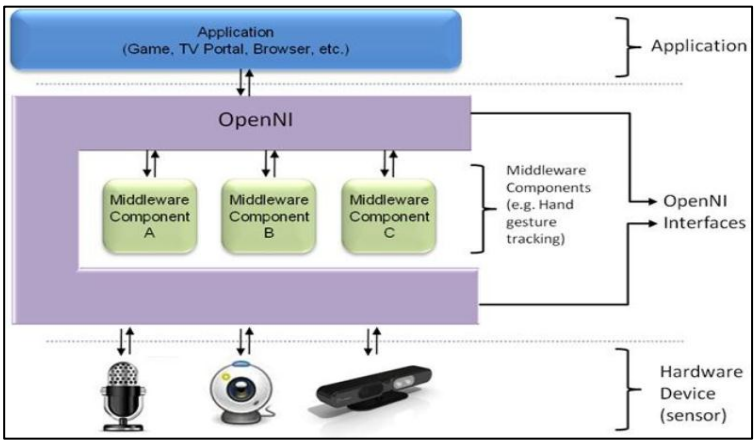


Figura 12: Esquema integral multicapa en el que se basa el funcionamiento de OpenNI

2.3. Compendio de algoritmos y funciones encapsuladas.

Como se mencionó anteriormente y como lo ilustra la figura 12, los componentes middleware constituyen una etapa crucial para la interpretación de la información proveniente de los sensores, ya sea por medio de dispositivos de visión 2D, 3D o dispositivos de audio. Es por ello que, poco después de su creación, OpenNI estableció un vínculo fraternal con la empresa PrimeSense para estandarizar el uso de su middleware de nombre "NITE" como la opción óptima para la integración con OpenNI. En esta sección se ofrece un resumen de las funciones y algoritmos que NITE proporciona para el desarrollo de aplicaciones de interacción natural, algunos de los cuales se han empleado en la realización de este proyecto de tesis.

2.3.1. Control por medio de ademanes:

Representa una manera de manipular o controlar la dinámica de una aplicación mediante ademanes o comandos gestuales hechos con cualquiera de las dos manos.

Premisas: La mano a detectar debe permanecer dentro del campo de visión del sensor, y no debe estar siendo ocluida parcial o totalmente por algún otro objeto o cuerpo presente en la escena. La salida del campo de visión produce inmediatamente la pérdida del seguimiento de la mano, y por ende, del control por medio de ademanes.

Detección de ademanes: Como se mencionó anteriormente, el término "control por ademanes" se refiere a la capacidad que un usuario puede adquirir para controlar una aplicación mediante ciertos ademanes (o movimientos) realizados con la mano. El hecho de adquirir el control de la aplicación involucra efectuar ciertas acciones que modifiquen la dinámica de la misma, dichas acciones pueden ser, en general, el iniciar una subrutina o

simplemente la terminación de la aplicación. En la versión 1.5 de NITE empleada en este proyecto, los ademanes disponibles son los siguientes seis que se ilustran a continuación:

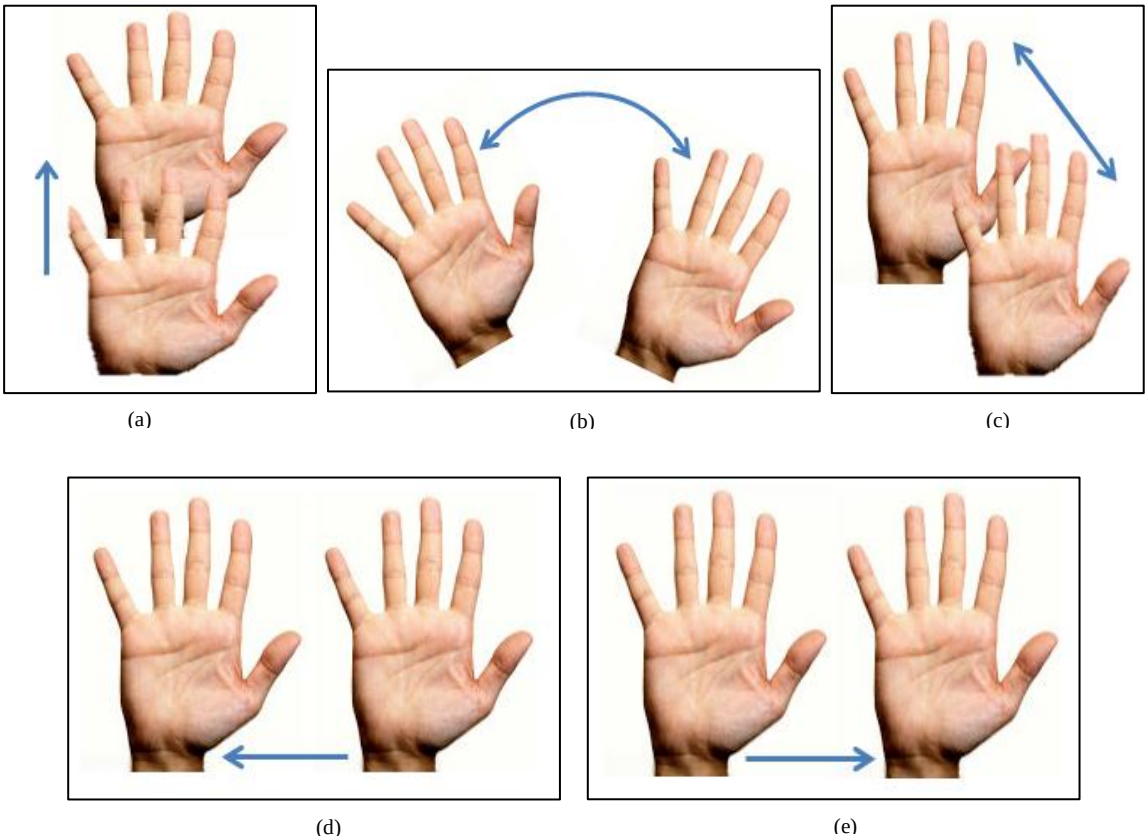


Figura 13: Ademanes disponibles en NITE 1.5 para el control de la dinámica de una aplicación. ***(a) Rise hand, (b) Wave, (c) Click, (d) Swipe left, (e) Swipe right.***

Todos los ademanes presentados en la figura 13 sirven para efectuar una acción dentro de la aplicación que se esté desarrollando, sin embargo, solo 3 de estos (incisos a, b y c) pueden emplearse también para detectar de primera instancia la mano del usuario, es decir, para obtener el control gestual de la aplicación. Dichos ademanes se conocen en la literatura de NITE como *focus gestures*. Como se verá más adelante en el capítulo 4, el focus gesture empleado en la realización del proyecto de la mesa de escritura virtual para ejercicios de caligrafía, es el *rise hand* (o simplemente *rise*), los motivos se abordan en dicho capítulo.

Una vez que se logra obtener control gestual sobre la aplicación, nadie más puede relevar o pasar sobre dicho control. Como se mencionó anteriormente, solo la desaparición de la mano por motivos tales como oclusiones o movimientos fuera del campo de visión, pueden llevar a la pérdida del control de dicha mano sobre la aplicación. Las siguientes recomendaciones son necesarias para poder efectuar un correcto control gestual:

- Tratar de mantener alejada del cuerpo la mano que lleva a cabo el ademán.
- La palma o el dorso de la mano deben permanecer visibles (mano abierta) y con los dedos apuntando hacia arriba respecto a la posición del sensor.
- El movimiento asociado al ademán no debe ser muy lento pero tampoco muy rápido.
- El ademán *Click*, como se ilustra en la figura 13 (c), se lleva a cabo manteniendo la mano alzada, posteriormente se efectúa un movimiento adelante-atrás en dirección al sensor como si se estuviese empujando y retrayendo la mano rápidamente. En este movimiento de ida y de venida la mano debe recorrer al menos 20cm de distancia.
- El ademán *Wave*, como lo ilustra la figura 13 (b), se efectúa con la mano alzada moviendo la misma 5 veces de un lado a otro a modo de saludo.
- Los ademanes *Swipe left* y *Swipe right*, se emplean principalmente para proporcionar un control restringido y momentáneo sobre la aplicación, por ejemplo para hacer un efecto de cambio de página o de lienzo en una aplicación de escritura o dibujo virtual.
- Si se presenta dificultad para obtener el control mediante algún *focus gesture*, tratar de pararse más cerca al sensor (aproximadamente a 2m de distancia) y efectuar nuevamente el ademán.

Respuesta de NITE ante la detección de un ademán:

Al detectarse un cierto ademán durante la ejecución de una aplicación, se produce la siguiente información relacionada a este:

- Estado: Inicio de detección del ademán / Consolidación del ademán.
- Tipo: Click, Wave, etc.
- Ubicación: Lugar en el espacio de trabajo donde se llevó a cabo el ademán.

Es importante mencionar también que, por su naturaleza, las respuestas que se presentan con mayor frecuencia dentro de una aplicación de control gestual son las referentes a los ademanes *rise hand candidate* y *hand candidate move*.

Seguimiento (tracking) de mano:

Como se ha mencionado reiteradamente a lo largo de esta sección, la mano que lleva a cabo el control de la aplicación es la primera que fue detectada mediante un *focus gesture*. Ahora bien, en cuanto al seguimiento de dicha mano, cabe señalar que la salida constantemente producida por NITE en cada frame es la posición de la mano en coordenadas del mundo real con unidades de milímetros. Se tomaron en cuenta las siguientes recomendaciones para la realización y el correcto funcionamiento de las aplicaciones desarrolladas en este proyecto:

- Tratar de que la mano que efectúa el control se encuentre siempre aislada de otros objetos, incluyendo cualquier otra parte del propio cuerpo del usuario.

- Evitar tocar otros objetos con la mano que efectúa el control.
- En caso de que se pierda el seguimiento de la mano por efectos de iluminación, sacar la mano del campo de visión e introducirla nuevamente en él para reiniciar el proceso de detección y seguimiento.

2.3.2. Segmentación de usuario:

El propósito del algoritmo de segmentación de usuario es el de identificar y rastrear a uno o más usuarios presentes de cuerpo entero en la escena. A cada usuario se le asigna un único y persistente número de identificación (ID). La salida principal del proceso de segmentación de usuario es un mapa de etiquetado, el cual consiste en asignarle a cada pixel de la escena una etiqueta, la cual identifica la pertenencia de dicho pixel a un usuario en particular. La figura 14 ilustra una típica segmentación (mapa de etiquetado) para una escena con 3 usuarios.

Figura 14: Segmentación de escena con 3 usuarios y mapa de etiquetado generado.

En el punto número 3 se verá cómo es que el algoritmo de seguimiento de esqueleto utiliza este mapa para generar una esqueletización del usuario. Toda imprecisión producida por el algoritmo de segmentación de usuario se ve reflejada de manera directa en la imprecisión de la pose de dicho esqueleto.

Recomendaciones y problemas presentes en el algoritmo:

Algunos de los escenarios que producen resultados imprecisos en el proceso de segmentación de usuario son los siguientes:

- Ubicaciones y/o movimientos del usuario muy cercanos a paredes, sillas, etc.
- Dos o más usuarios moviéndose y tocándose al mismo tiempo.
- Mover el sensor o cambiarlo de posición mientras el proceso de segmentación se esté llevando a cabo.

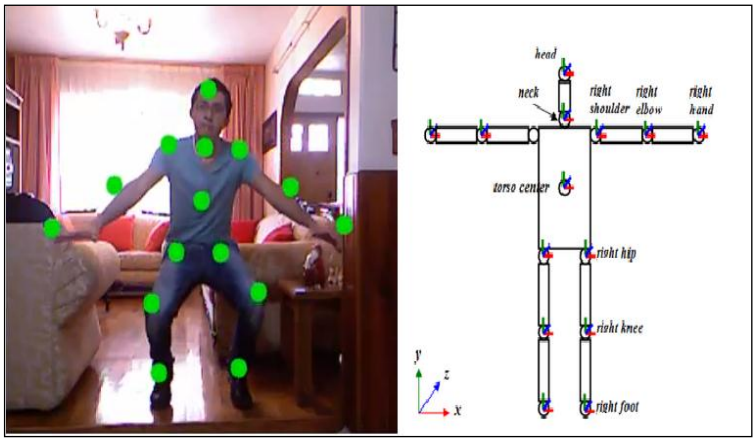
Bajo oclusiones o situaciones donde el usuario abandone el campo de visión, su número de identificación (ID) se perderá inmediatamente o bien, podrá pasar a reasignarse a otro usuario que entre en la escena.

Si el usuario no permanece visible durante más de 10 segundos, este se considera como *perdido*, generándose un evento por parte de la API que alerte este hecho. Ya que los ID son reutilizados, una vez que el usuario se ha considerado como perdido, se efectúa un nuevo proceso de detección y calibración de este usuario en caso de que regrese a formar parte de la escena.

2.3.3. Seguimiento (tracking) de esqueleto:

Como se mencionó anteriormente, una de las cualidades más interesantes de OpenNI es la capacidad de obtener una representación virtual de cuerpo completo de una o más personas ubicadas en el campo de visión de un sensor de profundidad (Kinect). Esta representación es en realidad un esqueleto que se puede desplegar en pantalla superpuesto con la imagen RGB obtenida. Dicho esqueleto está construido a partir de la unión de un total de 15 puntos de interés correspondientes a ubicaciones de algunas articulaciones y partes del cuerpo humano, tales como cabeza, cuello, torso, hombros, codos, manos, caderas, rodillas y pies. La obtención de dichos puntos se logra mediante un proceso de dos etapas que involucra el cálculo de un mapa de profundidad usando el concepto de luz estructurada, seguido de la inferencia de la pose del cuerpo humano por métodos de aprendizaje de máquina y de segmentación del cuerpo del usuario (como se mencionó anteriormente en esta sección). Para una explicación más a fondo véase [16]. Como se verá en el capítulo 4, esta esqueletización del cuerpo humano es útil para los fines que persigue el sistema de medición de ángulos articulares en miembros superiores desarrollado en esta tesis.

La figura 15 muestra la típica distribución de los puntos de interés obtenidos por el middleware NITE, así mismo, mediante las técnicas antes descritas, se puede obtener la representación ilustrada en la parte izquierda de dicha figura.



a) b)

Figura 15. a) Puntos identificados por NITE para la conformación del esqueleto; b) Esquema ideal.

Como se puede apreciar, se muestran los 15 puntos identificados, con base en los cuales se puede crear un esqueleto virtual del usuario, así mismo se puede acceder a las coordenadas (*x*,*y*,*z*) de dichos puntos gracias a la clase *SkeletonCapability* que NITE nos provee para la adquisición en tiempo real de tales posiciones.

Premisas: La mitad superior del cuerpo del usuario (tronco) debe permanecer dentro del campo de visión (escena). Así mismo, el usuario debe pararse a una distancia promedio de 2.5m para mejores resultados de detección e inferencia de pose. A fin de mejorar dichos procesos, se recomienda también no usar ropa muy holgada y/o cabello largo.

Calibración automática: El proceso de auto-calibración habilita a la aplicación de la capacidad de comenzar a detectar y rastrear al usuario sin la necesidad de requerir una pose de calibración pre-programada. En versiones de NITE anteriores a la 1.5, el usuario debía permanecer fijo y de pie por un corto periodo de tiempo (2 s aprox.) en una *pose de calibración*, para que pudiera ser identificado por el algoritmo de inferencia de pose. Una de las poses de calibración más utilizadas es la llamada PSI (Ψ), la cual se ilustra en la figura 16.

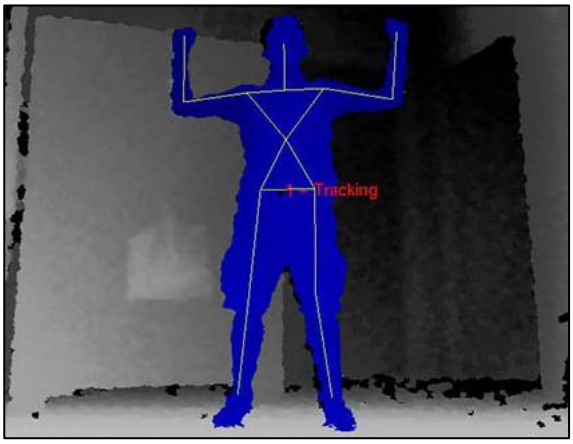


Figura 16: Pose PSI para calibración del sistema de detección de usuario.

Debido a que en muchas ocasiones una persona con alguna discapacidad o padecimiento que limite la movilidad de sus miembros superiores, no puede llevar a cabo esta pose de calibración, se ha decidido entonces emplear la calibración automática para los fines de este proyecto, la cual, como se acaba de mencionar, no requiere de ninguna pose en especial para llevar a cabo la calibración del usuario o paciente en cuestión.

Debido a la naturaleza estadística y recursiva del algoritmo de inferencia de pose, la calidad de la esqueletización mejora iterativamente con el tiempo, lo cual representa un seguimiento más fiel de la posición del usuario [16]. Por ende, el esqueleto dibujado (como se ilustra en las figuras 15 y 16) podría verse titubeante o ruidoso al inicio de la calibración, volviéndose más preciso y suave en el transcurso de los segundos siguientes.

Algunas limitantes de la calibración automática:

- El mecanismo de auto-calibración presenta mejores resultados en usuarios ubicados de pie que en usuarios sentados.
- La mayor parte del cuerpo del usuario debe permanecer visible en el campo de visión del sensor, de otro modo el proceso de auto-calibración no se llevará a cabo.
- El usuario debe permanecer al menos a 1m de distancia del sensor, de otro modo el proceso de auto-calibración no se iniciará.

Algunas recomendaciones para la calibración automática:

Las siguientes recomendaciones ayudan a que el proceso de calibración se efectúe de una manera más rápida y con mejores resultados, sin embargo, son válidas únicamente para la etapa de auto-calibración, es decir, dentro de los primeros segundos del usuario dentro de la escena.

- Usuario de frente al sensor y parado lo más erguido posible.
- Los brazos o manos no se encuentran obstruyendo u ocluyendo el área del torso.
- Tratar de no efectuar movimientos rápidos o bruscos que dificulten la identificación del usuario.

Respuesta de NITE ante la generación de un esqueleto del usuario:

La API de NITE regresa un conjunto de posiciones y orientaciones de los puntos de interés (articulaciones) que conforman el esqueleto, tal y como se aprecia en el costado derecho de la figura 15. Es importante hacer notar que, debido a que se trata propiamente de un sistema de visión, las dimensiones de los segmentos de recta (eslabones) que conforman el esqueleto virtual (por ejemplo, el húmero que representa el segmento entre el punto del hombro y el del codo) suelen variar en función del grado de oclusión que dicho segmento presente.

Por otro lado, las posiciones que devuelve la API de NITE son, en cierto modo, más precisas que las orientaciones. Este detalle es muy importante, ya que representa una de las consideraciones más importantes que se tuvieron en cuenta durante la realización de este proyecto de tesis, en especial para las aplicaciones de videogoniometría y de medición de equilibrio en torso. Para explicar con mayor detalle la diferencia en cuanto a las precisiones que nos referimos, comparemos por ejemplo, dos maneras distintas (métodos directo e indirecto) de calcular la posición de la mano de un avatar inmerso en un videojuego para la consola Xbox y el sensor Kinect. Una manera (método directo) es tomar directamente la posición de la mano del usuario o jugador quien controla el avatar, la cual se infiere directamente de los algoritmos de aprendizaje de máquina empleados por NITE para la estimación de la pose del usuario [16]. Sin embargo, otra opción (método

indirecto) podría ser utilizar las posiciones y orientaciones del torso, hombro y codo del usuario para utilizarlas como variables articulares en el cálculo de la cinemática inversa de la mano como punto terminal de una cadena cinemática robótica, y de este modo obtener la posición de la mano de manera indirecta. No obstante, como es bien sabido, para poder obtener un modelo cinemático inverso de la mano del avatar, se requiere que las dimensiones de sus eslabones (brazo y antebrazo) sean de dimensión fija, puesto que las propias dimensiones del avatar son evidentemente fijas. Este último hecho contrasta con la observación hecha en el párrafo anterior, por lo que, como es de esperarse, el método indirecto de cálculo de la posición de la mano rara vez coincidirá de manera exacta con el método directo, el cual es sin lugar a dudas, más estable.

Comentarios adicionales:

Una de las herramientas más útiles que NITE proporciona es la obtención de una *variable de confiabilidad (VC)* de la medición. Dicha variable puede tomar 3 distintos valores y se define de la siguiente manera:

$$VC = \begin{cases} 1\ , & tracking\ de\ esqueleto\ correcto \\ 0\ , & tracking\ de\ esqueleto\ erróneo \\ 0.5\ , & tracking\ heurísitco\ activo \end{cases}$$

El valor de 1 se toma cuando el algoritmo ajusta de manera correcta la pose del esqueleto virtual a la pose actual del usuario. Esto sucede cuando la ubicación y posición de éste obedecen a las premisas, limitantes y recomendaciones presentadas en los párrafos anteriores. Por otro lado, el valor de 0 se toma en el caso contrario, en particular cuando existen oclusiones muy evidentes que imposibilitan el seguimiento de una o más partes del cuerpo del usuario. En la figura 17 se muestra una típica oclusión de brazo derecho.

Figura 17: Seguimiento erróneo de brazo derecho, VC de hombro derecho = VC de codo derecho = VC de mano derecha = 0.5

Así mismo, el valor de 0.5 surge solo en un caso especial en el que se habilita una función denominada *skeleton heuristics.*

2.3.4 Skeleton heurisitics (heurística de esqueleto):

Esta función actúa como un estimador de la posición de una o más partes del cuerpo del usuario cuando éstas se encuentran bajo oclusión, o bien, fuera del campo de visión del sensor. Debido a la gran ventaja que esto representa, en dos de las aplicaciones desarrolladas en este proyecto de tesis se utiliza de manera obligada la función *skeleton heuristics* para la obtención de un mejor y más robusto seguimiento de esqueleto. Esto significa que el valor de 0.5 representa un término medio de confiabilidad en la medición, ya que no se puede asegurar que la posición estimada sea en realidad la posición verdadera de la o las articulaciones ocluidas.

Los casos en los que la heurística entra en acción son los siguientes:

- Si un brazo completo tiene una VC=0, entonces el brazo virtual (esqueleto) se reacomoda a una posición pre-programada que consiste en colocar el brazo completamente extendido en posición vertical hacia abajo tal y como se aprecia en la figura 17. En dicho caso, las VC de las articulaciones que conforman el brazo (hombro, codo y mano) se re-asignan a un valor de 0.5 cada una.
- Si una pierna completa tiene una VC=0, como en el caso de la figura 18 donde la pierna derecha está totalmente ocluida por la izquierda, nuevamente se lleva a cabo un reacomodo como el que se muestra en la parte derecha de dicha figura, reasignando como en el caso anterior un valor de 0.5 para las articulaciones de cadera, rodilla y pie.

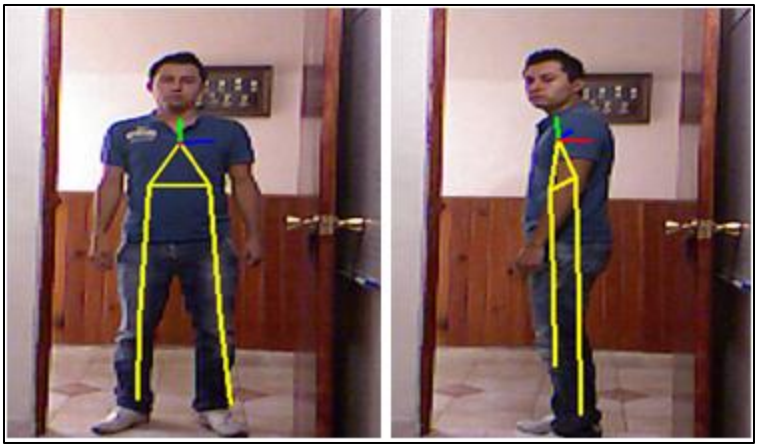


Figura 18: Función heurística aplicada a seguimiento de esqueleto, oclusión en pierna derecha.

- A fin de evitar brincos visuales o transiciones rápidas entre una posición de VC=1 y una posición basada en heurística (VC=0.5), la función *skeleton heurisitics* se ha diseñado para llevar a cabo una transición suave de una posición a otra a lo largo de un determinado número de frames.
- Cabe aclarar que, como se ha visto en los puntos anteriores, el seguimiento heurístico solo se ejecuta al existir una VC de cero para todas las articulaciones que

conforman un miembro, por ende, si solo se encontrara ocluido el codo, la función heurística no entraría en operación para la estimación de la posición del brazo completo.

Finalmente, cabe señalar que no es posible calcular la orientación de órganos terminales como las manos y los pies, debido a que no se cuenta con un eslabón superior a ellos que pueda servir como referencia para obtener sus orientaciones. Caso similar a lo que sucede con una cadena cinemática robótica.

Definición de las articulaciones y representación de coordenadas:

El lado derecho de la figura 15 ilustra el sistema de coordenadas y una representación del esqueleto de un usuario de frente al sensor. Las posiciones y orientaciones de las articulaciones que conforman dicho esqueleto están dadas en el sistema de coordenadas del mundo real (mm). El origen de tal sistema es la ubicación del propio sensor, el eje *x* positivo apunta a la derecha, el eje *y* positivo apunta hacia arriba, y el eje *z* positivo apunta hacia dentro de la escena, es decir, en la dirección en la que la profundidad se incrementa.

Por su parte, las orientaciones de las articulaciones se representan como matrices de rotación ortonormales de 3x3, una por cada articulación. Estas matrices modelan una rotación entre el referencial del sensor Kinect (llamémosle referencial "global") y el referencial propio de cada una de las articulaciones (llamémosle refenciales "locales"). En términos prácticos, la primera columna de dicha matriz de rotación se puede ver como un vector de componentes (*x*,*y*,*z*) que modela la dirección del eje *x* del referencial local de la articulación en cuestión. De igual manera, la segunda y tercer columnas harán lo propio para los ejes *y* y *z*. La pose "neutral" definida por NITE es la denominada "pose T", la cual se muestra en la parte derecha de la figura 15. Esta pose, de llevarse a cabo de manera correcta, alinea todos los referenciales locales del cuerpo del usuario con el referencial local del sensor, de modo tal que la matriz de rotación asociada a cada articulación es igual a la identidad.

Problemas presentes en la versión 1.5 de NITE para seguimiento de esqueleto:

- El seguimiento de brazo suele ser menos estable cuando éste se encuentra cerca de otras partes del cuerpo, especialmente cuando se encuentra pegado al torso. Si ambos brazos están pegados al torso, o bien entre sí mismos, pudieran llegar a mezclarse o intercalarse en el esqueleto.
- Hasta la versión 1.5 de NITE, el seguimiento de piernas resulta un tanto ruidoso e inestable, de hecho el desempeño mejora cuando el usuario se para con las piernas separadas. Así mismo, los movimientos bruscos o rápidos (como por ejemplo patadas) suelen ser también causas de un seguimiento poco satisfactorio.
- La identificación de pose también suele tener complicaciones cuando la cabeza del usuario no llega a visualizarse dentro del campo de visión del sensor.

- Debido a la naturaleza del algoritmo de identificación de pose, en algunas ocasiones el seguimiento de esqueleto podría fallar si la pose del usuario llegase a ser poco común, es decir, que las extremidades se encontraran en formas o posiciones poco convencionales.
- En ocasiones el esqueleto virtual dibujado puede llegar a quedarse pasmado o congelado en una pose errónea. Este es un "bug" de la propia API de NITE 1.5 que se espera sea resuelto para las versiones posteriores. Sin embargo, corregir este inconveniente es sencillo, basta con salir del campo de visión del sensor hasta que dicho esqueleto desaparezca (esto puede tomar hasta 5 segundos), y posteriormente entrar de nuevo para que la calibración se efectúe de nuevo.

Finalmente cabe señalar que la información contenida en este capítulo ha sido recopilada en gran parte de las guías oficiales de programación y de algoritmos de OpenNI/NITE, mismas que pueden ser consultadas en [17] y [18].

Capítulo 3

MODELOS CINEMÁTICOS

3.1. Introducción

Tal como se mencionó en el capítulo 2, el Kinect proporciona una estimación de la profundidad de los objetos presentes en la escena, de modo que permite obtener las coordenadas (x, y, z) de un punto en la escena 3D. Además, mediante el uso de comandos OpenNI, es posible tener la estimación de dicha posición 3D para 15 puntos relevantes del cuerpo. Con esta información 3D se debe calcular el valor angular de cada una de las articulaciones del paciente que representan un interés en su proceso de rehabilitación.

La relación matemática que permite obtener dichos ángulos a partir de posiciones 3D se conoce como Modelo Cinemático inverso. Para cadenas cinemáticas en una configuración serie como lo es el brazo o la pierna de una persona se cuenta con metodologías bien conocidas, pero, debido a las particularidades de nuestro problema, se deberá obtener aplicando conocimientos de biomecánica, de cinemática y de geometría a cada una de las articulaciones de interés. Este es el objetivo principal del presente capítulo, el cual comienza con un breve resumen sobre biomecánica del brazo y otro más sobre espalda (torso), terminando con la presentación de la manera en que propusimos obtener las expresiones matemáticas correspondientes a la cinemática inversa de dichas partes de nuestra anatomía.

3.2. Biomecánica del brazo humano, un resumen

A continuación se presentan detalles relevantes de la biomecánica del brazo, aspecto central de interés para esta tesis y que incluye el cálculo de las cuatro variables articulares de miembro superior que debe calcular el sistema de videogoniometría que proponemos. Parte fundamental en el sistema de medición de los ángulos articulares de los miembros del paciente es la cinemática de dichos miembros. Por tal motivo, en este capítulo se aborda el problema de obtención de las ecuaciones que representan la cinemática inversa del brazo y la del torso del paciente con base en la biomecánica de los mismos.

Antes que nada, se definen los planos sobre los cuales se efectúan los movimientos de interés. De este modo, la figura 19 ilustra los planos transversal, coronal, y sagital, así como la nomenclatura de las secciones frontal y posterior de algunas partes de interés en el cuerpo humano que se utilizarán a lo largo del proyecto.

Los hombros enlazan las extremidades superiores con el tronco, y actúan en conjunto con el codo para posicionar y orientar la mano de modo tal que su función motriz terminal se lleve a cabo de manera eficiente. El hombro está conformado por las articulaciones glenohumeral,

acromioclavicular, esternoclavicular y escapulotorácica, así como de las estructuras musculares que actúan sobre las articulaciones antes mencionadas para producir los movimientos más dinámicos y fluidos posibles (figura 20). La ausencia de restricciones óseas permite un gran rango de movimiento a costa de una eventual pérdida de estabilidad conforme el brazo se aproxima a sus límites naturales de movimiento, dicha estabilidad la brindan en gran parte las estructuras musculares y los ligamentos asociados [19], [20].

En términos generales, la biomecánica del hombro es complicada, esto hace que una discusión extensa del tema requiera de un análisis detallado y por separado de cada una de las articulaciones que la conforman. Sin embargo para nuestros fines dicho análisis es innecesario, ya que para el desarrollo y entendimiento del sistema de medición planteado en la presente tesis, únicamente se requiere de un estudio breve sobre la naturaleza, rangos de amplitud y algunos otros pormenores de los movimientos más significativos de hombro y codo; en particular: flexo-extensión de hombro, abducción-aducción de hombro, rotación interna-externa de hombro y flexo-extensión de codo. El motivo de la elección de estos movimientos se debe a que, para fines de valoración y de terapias de rehabilitación, estos son los movimientos analizados y sobre los cuales se trabaja mayormente en el área de fisioterapia. Así mismo, dentro de los movimientos antes mencionados se encuentran los que son capaces de medirse con instrumentación médica, como goniometría o electrogoniometría.

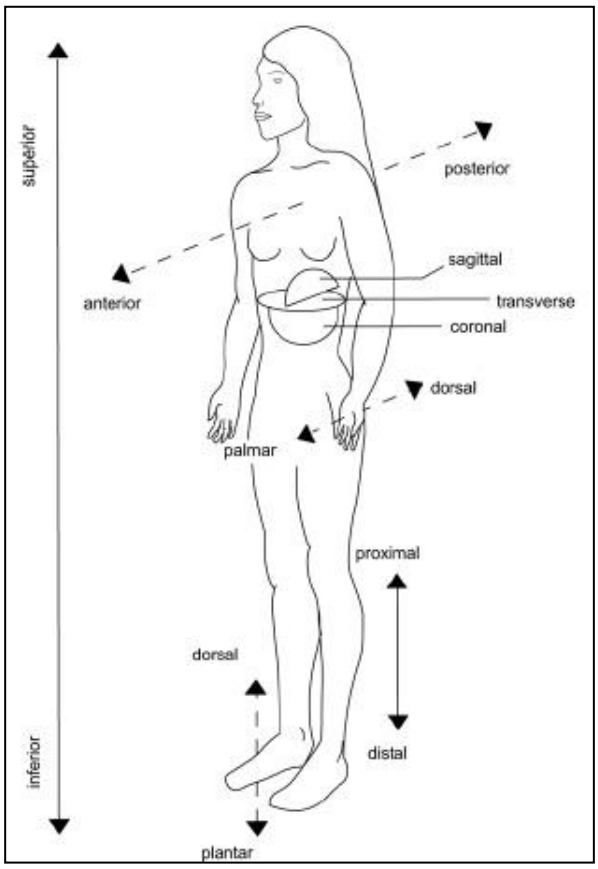


Figura 19: Nomenclatura de planos ortogonales y ejes geométricos del cuerpo humano (ilustración: E. Goldfinger)

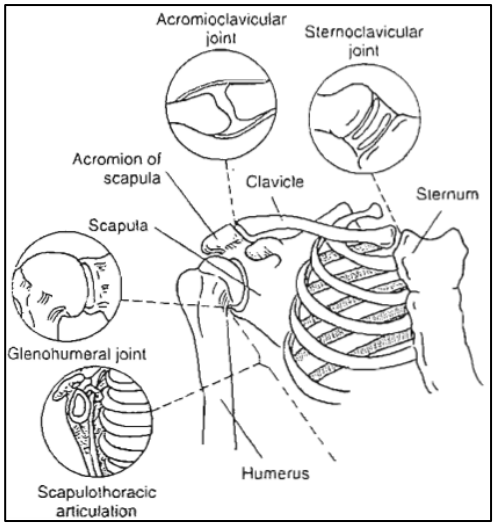


Figura 20: Descripción esquemática de las estructuras óseas del hombro y sus cuatro articulaciones. Los círculos muestran detalles (en vista frontal) de las tres articulaciones denominadas "sinoviales": esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral; y una vista lateral de la articulación escapulotorácica, la cual se considera una articulación hueso-músculo-hueso. (Ilustración: E. Goldfinger)

3.2.1. Flexo-extensión de hombro

Este movimiento se efectúa en dos sentidos sobre el plano sagital en torno a un eje transversal.

i) Flexión: Movimiento de gran amplitud, 180º. Se lleva a cabo en ascenso a partir de la posición de referencia a 0º. La misma posición de flexión total a 180º coincide con una abducción a 180º próxima a la rotación longitudinal.

ii) Extensión: Es un movimiento de menor amplitud, de 45º a 50º aproximadamente. Se lleva a cabo en sentido inverso a la flexión, es decir, de adelante hacia atrás. La figura 21 ilustra el movimiento típico de ésta variable biomecánica.

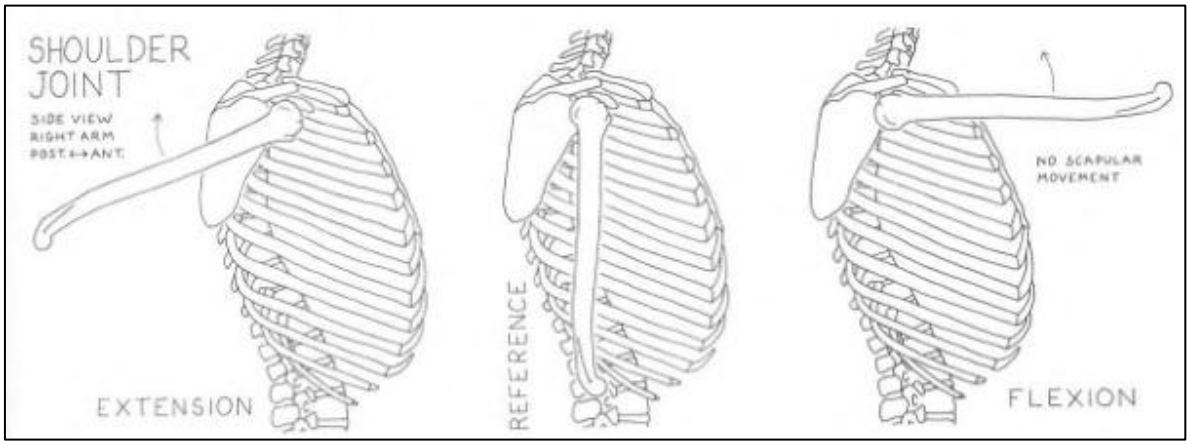


Figura 21: Movimiento de flexo-extensión en hombro derecho (vista lateral). (Ilustración: E. Goldfinger)

3.2.2. Abducción-aducción de hombro (Abd-Add):

Al igual que en el caso anterior, éste movimiento se realiza en dos sentidos:

i) Abducción: Movimiento que aleja al miembro superior del tronco, se realiza en un plano frontal en torno al eje anteroposterior. La amplitud de la abducción alcanza los 180º, el brazo queda vertical por encima del tronco. En cuanto a las acciones musculares y el juego articular, la abducción, desde la posición anatómica pasa por tres estados:

1) Abducción de 0º a 60º que puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral.
2) Abducción de 60° a 120° que necesita la participación de la articulación escapulotorácica.
3) Abducción de 120° a 180° que utiliza, además de la articulación glenohumeral y la articulación escapulotorácica, la inclinación del lado opuesto del tronco.

ii) Aducción: Se lleva a cabo desde la posición anatómica en el plano frontal, sin embargo, de manera independiente son mecánicamente imposibles de realizar debido a la presencia del tronco, por ello, desde el punto de vista anatómico, la aducción no es factible si no se asocia con una extensión, en cuyo caso se logra una aducción muy leve. Así mismo también se puede asociar con una flexión, en cuyo caso la aducción alcanza entre los 30º y los 45º. La figura 22 ilustra el movimiento de esta variable.

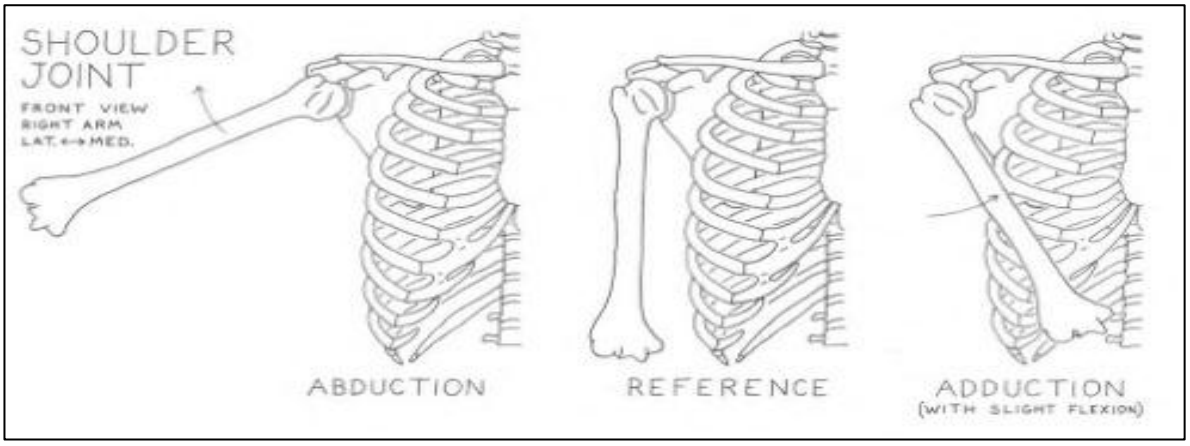


Figura 22: Abd-Add en hombro derecho (vista frontal). (Ilustración: E. Goldfinger).

3.2.3. Rotación interna-externa de hombro:

El movimiento de rotación interna-externa se realiza en dos direcciones:

i) Rotación interna: Desde una posición de flexión de codo, en un plano transversal, se realiza cuando el brazo se acerca al tronco. Este movimiento se frena a los 30º por choque de masa, pero si el movimiento continúa se llega a un alcance máximo de 95º.

ii) Rotación externa: Desde una posición de flexión de codo, en un plano transversal, el brazo se aleja del tronco alcanzando una amplitud máxima de 80º. La figura 23 ilustra el movimiento típico de ésta variable biomecánica.

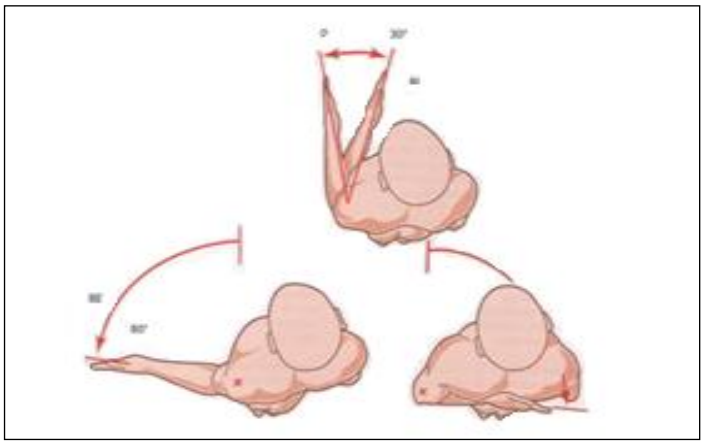


Figura 23: Rotación interna-externa hombro izquierdo (vista superior). (Ilustración: E. Goldfinger).

3.2.4. Flexo-extensión de codo:

El codo es una articulación en forma de bisagra/pivote cuya construcción se puede disociar a su vez en tres articulaciones más, las cuales están envueltas en una sola cápsula. Ésta compleja anatomía ósea permite que se efectúen los movimientos de flexo-extensión y de pronación-supinación en dos planos: el sagital y el transversal, respectivamente. El movimiento de flexo-extensión de la articulación del codo, al igual que en el caso del hombro, se lleva a cabo sobre el plano sagital, dicho movimiento se realiza a través de un deslizamiento y rodadura de las superficies articulares, el rango de amplitud es de 0º a 150º. A pesar del amplio rango de movimiento que posee el codo, solo se le suelen exigir 100º de flexión en actividades de la vida cotidiana. La figura 24 ilustra el movimiento típico de ésta variable biomecánica.

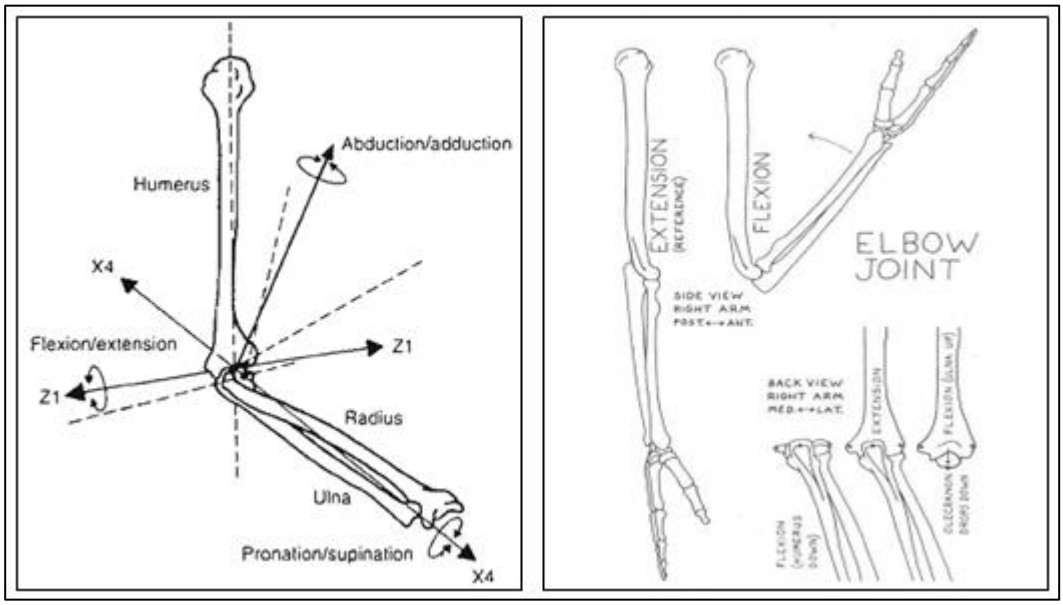


Figura 24: Movimientos de la articulación del codo referenciados con el húmero (izquierda), flexo-extensión de codo derecho en vista lateral (derecha). (Ilustración E. Goldfinger).

3.3. Breve reseña sobre biomecánica de espalda, terminología y convenciones médicas.

La anatomía de la espina dorsal es una de las áreas de interés biomecánico más fascinantes del cuerpo humano. Esto debido a que representa una notable combinación e interacción de fuertes estructuras óseas, flexibles ligamentos y tendones, grandes músculos y nervios altamente sensibles. Debido a estas cualidades, la espalda en su conjunto es el resultado de un maravilloso diseño que por un lado provee fuerza y resistencia para soportar grandes pesos, pero también para proteger largas vías nerviosas que son altamente sensibles. No obstante, por otro lado, provee también una alta flexibilidad que potencia la movilidad del tronco en diferentes planos. Para analizar la biomecánica de la espalda es necesario abordar las partes que componen a la espina dorsal, así como su interacción entre ellas y sus rangos de movilidad, ya que, independientemente del grado de desarrollo que tengan los músculos de nuestra espalda, es la biomecánica de la espina dorsal la que proporciona todos los pormenores relacionados al movimiento y soporte de peso que efectuamos a diario en nuestras tareas cotidianas. Esta sección no pretende dar un tratado sobre biomecánica de espina dorsal, sino por el contrario, pretende proveer las herramientas teóricas más esenciales para sustentar la metodología empleada en el cálculo de la orientación de espalda a nivel torácico y lumbar, ya que como se verá en el Capítulo 4, el sistema de medición visual de equilibrio en torso desarrollado en este proyecto de tesis, calcula una estimación global de la orientación de la espalda en las regiones torácica y lumbar en conjunto.

Por su naturaleza, construcción y funcionalidad, la espina dorsal se divide en cuatro regiones principales: cervical, torácica, lumbar y sacra; dichas regiones se pueden apreciar en la figura 25 en una vista frontal y otra lateral. A continuación se ofrece una breve explicación de cada una de estas regiones y su respectiva función.

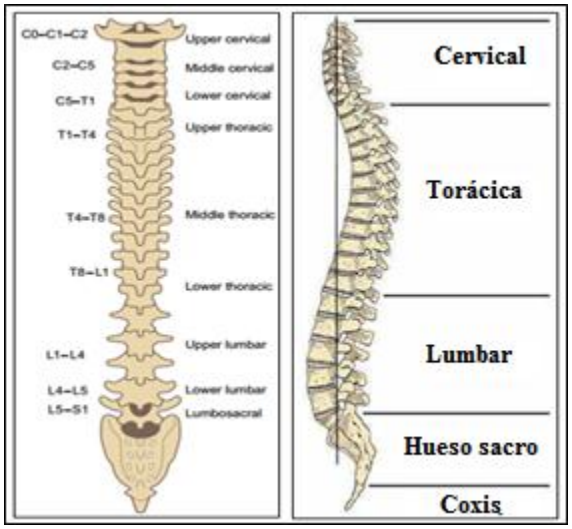


Figura 25: Secciones de la espina dorsal y su nomenclatura. (Ilustración: Kajsa Forssen)

3.3.1. Espina cervical (cuello):

El cuello soporta el peso de la cabeza y protege el tejido nervioso que viene desde el cerebro hacia el resto del cuerpo. Esta sección de la espina dorsal cuenta con siete cuerpos vertebrales nombrados C1 a C7 que se reducen en tamaño conforme se acercan a la base del cráneo. La mayor parte de la rotación de la espina cervical proviene de los dos segmentos más altos (atlas y axis), mientras que los movimientos de flexo-extensión provienen de las vértebras C5-C6 y C6-C7 (cada segmento de movimiento es nombrado con base en los dos cuerpos vertebrales conectados de manera adyacente que intervienen en el movimiento).

3.3.2. Espina torácica (espalda alta):

Está conformada por un total de doce cuerpos vertebrales (T1-T12), el firme acoplamiento de la caja torácica a cada nivel de la espina provee estabilidad y soporte estructural a la espalda, permitiendo movimientos muy pequeños o nulos entre caja y espina torácicas. En términos generales, la espina torácica en su conjunto es básicamente una bóveda diseñada para proteger órganos vitales como el corazón y los pulmones. En términos biomecánicos, la espalda alta no está diseñada para efectuar movimientos independientes, y por ende, las lesiones causadas por ejercicio o movimientos bruscos, a menudo no dañan de manera directa a esta región de la espina dorsal.

3.3.3. Espina lumbar (espalda baja):

La espalda baja tiene mucha más movilidad que la espalda alta, así mismo también es la encargada de soportar todo el peso del torso, lo que la hace evidentemente, la región de la espina dorsal más propensa a lesiones. El movimiento en la espina lumbar se divide a su vez en cinco segmentos, a pesar de que la mayor parte del movimiento en general se lleva a cabo en los segmentos inferiores (L3-L4 y L4-L5). Consecuentemente, estos dos segmentos son los más propensos a sufrir fracturas por desgaste (por ejemplo, la osteoartritis). Los dos discos más bajos (L4-L5 y L5-S1) soportan la mayor tensión y por ende son los más propensos a sufrir hernias.

3.3.4. Espina sacra (parte inferior de la espina dorsal):

Por debajo de la espina lumbar se encuentra un hueso llamado “sacro”, el cual conforma la parte posterior de la pelvis. Este hueso posee una forma triangular que encaja entre las dos partes de la pelvis, conectando la espina dorsal a la mitad inferior del cuerpo. Como se aprecia en la figura 25 y como es de esperarse, la morfología de las estructuras óseas individuales (cuerpos vertebrales) varía según la región de la espina dorsal. Luego entonces, la forma de dichos cuerpos influye directamente en el rango de movimiento que la región es capaz de desempeñar, así como en otros aspectos como la flexibilidad y resistencia. Para los fines que este proyecto requiere (obtención de la orientación) es necesario analizar entonces los rangos de movimiento presentes

en las secciones que nos atañen: Espina torácica y espina lumbar. Para ello, en la figura 27 se ilustran los rangos de movimiento rotacional de cada uno de los cuerpos vertebrales según la región de la espina dorsal a la que pertenecen. Los patrones de movimiento de la espina dorsal dependen, entre otras cosas, de la forma y posición de ciertas partes de los cuerpos vertebrales encargadas de los movimientos articulares, dichas partes son conocidas como articulaciones facetarias (figura 26) y permiten el movimiento rotacional de los cuerpos vertebrales en dos grados de libertad (planos sagital y coronal).

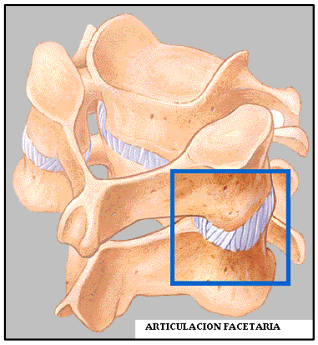


Figura 26: Las facetarias unen dos cuerpos vertebrales en sus extremos laterales. (Ilustración: grhelath.com)

La figura 27 ayuda a visualizar el patrón de cambio de la orientación de las facetarias. En dicha figura se aprecian dos superficies que están inicialmente ubicadas en el plano horizontal. Una secuencia de rotaciones de dichas superficies alrededor de los tres planos espaciales ilustran los rangos de movimiento rotacional sobre tales planos. Así mismo se ilustra una representación gráfica de las inclinaciones de las articulaciones facetarias en varias regiones de la espina dorsal, la cual se obtiene rotando dos planos (que lucen como tarjetas en la figura 27) que yacen en el plano horizontal a través de dos rotaciones consecutivas. Los valores típicos de estas dos rotaciones para cada una de las regiones de la espina dorsal son los siguientes:

a) Espina cervical: -45º , 0º
b) Espina torácica: -60º , 20º (facetaria derecha); -60º , -20º (facetaria izquierda)
c) Espina lumbar: -90º , -45º (facetaria derecha); -90º , 45º (facetaria izquierda)

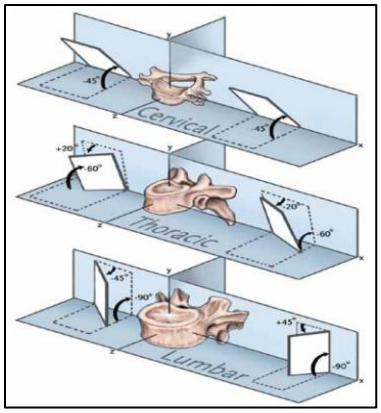


Figura 27: Rangos en los planos coronal y sagital de los cuerpos vertebrales según región. (Fuente: R.A. Banton, Biomechanics of the spine).

Cabe aclarar que los valores anteriores son solo aproximados, ya que existen variaciones dentro de las regiones de la espina dorsal y entre los distintos cuerpos vertebrales.

Finalmente es muy importante señalar también los rangos de movimiento rotacional sobre el plano transversal para la sección lumbar de acuerdo a cada uno de los cuerpos vertebrales que la componen (figura 29), ya que esta rotación es una de las más importantes y comunes en la movilidad diaria del cuerpo humano. Así mismo, es junto con las rotaciones sobre los planos sagital y coronal, una de las variables biomecánicas que se estiman en el sistema de medición de equilibrio desarrollado en esta tesis. La figura 28 ilustra los movimientos de inclinación sobre los planos sagital y coronal. Para una mayor información sobre biomecánica de espalda véase [21] y [22].

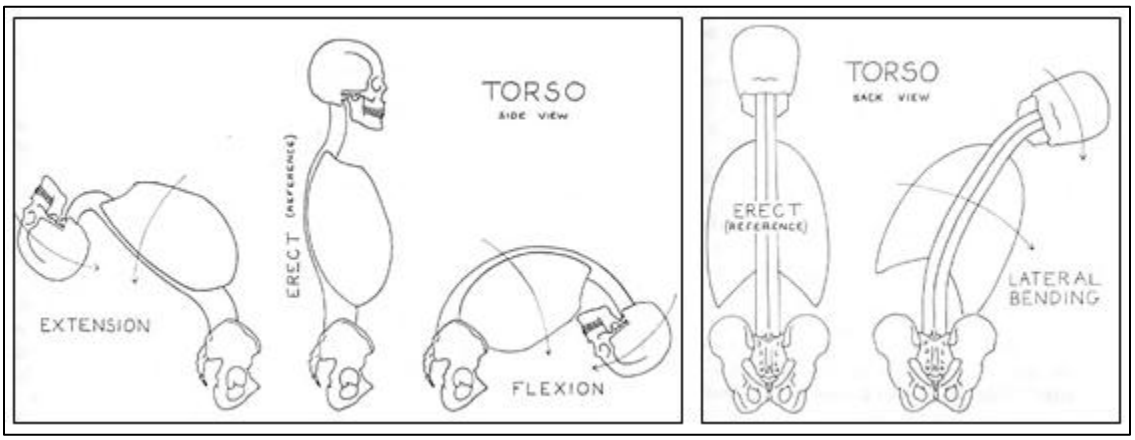


Figura 28: Rotaciones sobre los planos sagital (izquierda) y coronal (derecha) de la espina dorsal. (Ilustración E. Goldfinger)

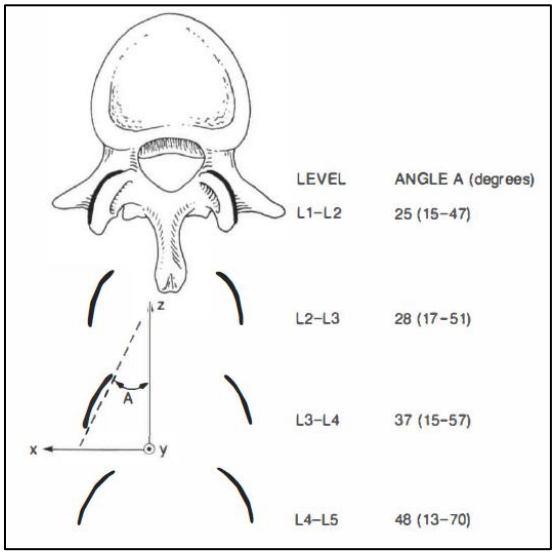


Figura 29: Forma e inclinación de las articulaciones facetarias de la espina lumbar en el plano transversal. (Ilustración E. Goldfinger).

3.4. Propuesta de modelo cinemático inverso de brazo humano.

Una vez definida y explicada la naturaleza de las variables biomecánicas que se pretende medir, se procede a abordar el cálculo del modelo cinemático inverso cuyo planteamiento es el siguiente: Dadas únicamente las posiciones en $\mathbb{R}^3$ de los puntos de interés del esqueleto obtenido mediante OpenNI/NITE (es decir, hombros, codos, manos y torso), encontrar las variables articulares asociadas (q_1, q_2, q_3, q_4) correspondientes a abducción-aducción de hombro, flexo-extensión de hombro, rotación interna-externa de hombro y flexo-extensión de codo respectivamente. La metodología empleada en el cálculo de dicha cinemática se basa enteramente en un enfoque vectorial y trigonométrico, para fines ilustrativos su explicación se da a continuación para el caso de un solo brazo, sin embargo el procedimiento es el mismo para ambos miembros superiores.

3.4.1. Abducción-Aducción de hombro:

Como se mencionó anteriormente en la sección 2.1.1, gracias al middleware OpenNI, podemos obtener vectores de posición en tres dimensiones, para el caso particular del hombro izquierdo (visto de frente) el esquema de la figura 30 nos ayuda a visualizar dicha representación vectorial, así como el referencial del sensor Kinect a partir del cual dichos vectores evolucionan.

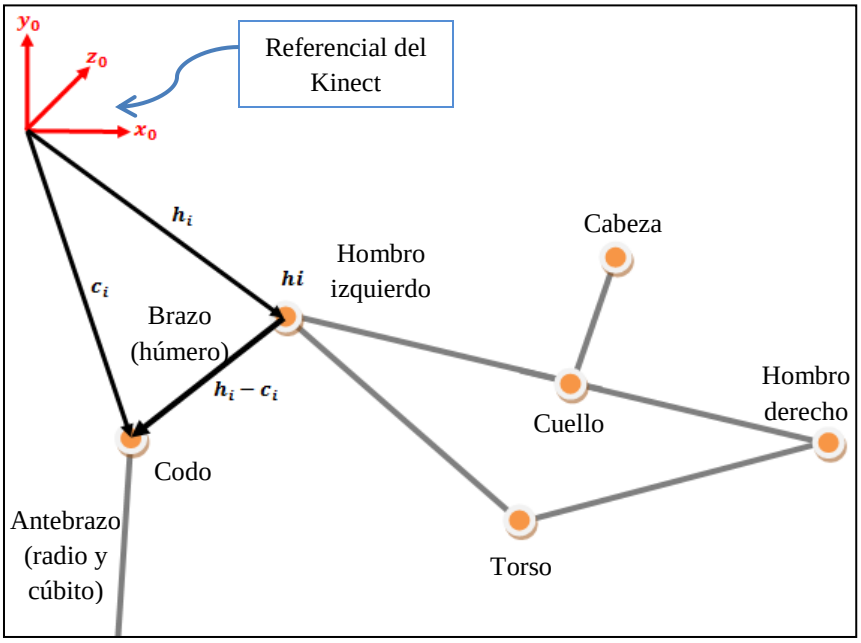


Figura 30: Vectores hombro, codo y húmero izquierdos.

Los vectores h_i y c_i denotan los vectores posición en $\mathbb{R}^3$ del hombro y codo izquierdos respectivamente. Así mismo, el vector $\overrightarrow{h_i - c_i}$ representa al brazo izquierdo y se obtiene a partir de la resta vectorial entre h_i y c_i.

$$\overrightarrow{h_i - c_i} = h_i - c_i \tag{1}$$

Posteriormente éste vector se normaliza para así obtener el vector unitario asociado:

$$\frac{\overrightarrow{h_i - c_i}}{\left|\overrightarrow{h_i - c_i}\right|} = \widehat{h_i - c_i} \tag{2}$$

Este vector unitario representa la dirección en el espacio $\mathbb{R}^3$ del vector asociado al brazo en coordenadas del referencial global del sensor Kinect. Una vez calculado dicho vector, se procede a expresar dichos vectores en un referencial local del cuerpo del usuario. Por conveniencia se optó por elegir el torso, ya que éste brinda una idea general y verídica del movimiento del tronco en su conjunto, es decir, al mover el torso se mueven también ambos hombros en la misma proporción. Una ilustración general de esta idea se muestra en la figura 31.

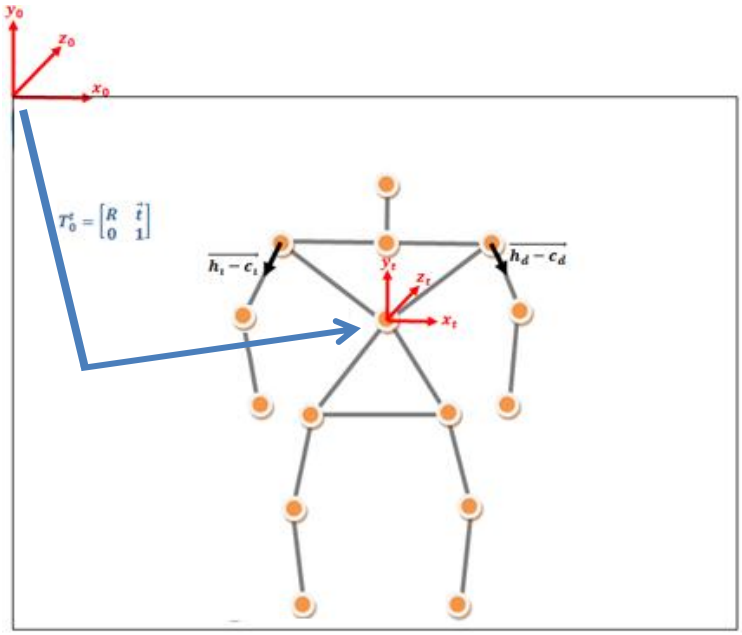


Figura 31: El cambio de representación de un vector en un sistema de referencia distinto al origen, se lleva a cabo mediante una matriz de transformación homogénea, la cual se compone de una matriz de rotación y un vector de traslación.

El vector brazo se multiplica por una matriz de transformación homogénea T_0^t, la cual mapea cualquier vector en el referencial global del Kinect a su respectiva representación en el referencial local asociado al torso. Dicha matriz de transformación consta de una matriz de rotación y un vector de traslación que modelan tanto la orientación como la posición del torso. Contar con una representación de los vectores brazo en este referencial proporciona no sólo validez en nuestras mediciones, sino que además dota al programa de invariancia ante la postura (pose) del usuario (paciente), ya que en muchas ocasiones éste presenta dificultades para permanecer perfectamente erguido o en una alineación frontal paralela al sensor Kinect.

Como se mostró en el Capítulo 2, NITE brinda nuevamente la capacidad de recuperar las matrices de transformación homogénea alusivas a hombros, codos y torso. Pese a que de manera estricta la transformación homogénea incluye la parte de traslación, para nuestro caso en particular no será requerida de manera práctica, debido a que interesa medir únicamente la orientación (ángulos de movimiento rotacional) de los miembros superiores del cuerpo humano, cuyos rangos de movimiento fueron presentados en la sección 3.2. De este modo las ecuaciones resultan de la siguiente manera:

Llamemos H_i al vector húmero izquierdo $\widehat{h_\iota - c_\iota}$, entonces

$$\left(\widehat{h_\iota - c_\iota}\right)(R_0^t) = H_i R_0^t = H_{i_T} \tag{3}$$

Donde H_{i_T} representa al vector húmero transformado al referencial local del torso. De este modo se tiene

$$H_{i_T} = \begin{bmatrix} H_{i_x} & H_{i_y} & H_{i_z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{4}$$

$$H_{i_T} = \begin{bmatrix} H_{i_{T_x}} & H_{i_{T_y}} & H_{i_{T_z}} \end{bmatrix} \tag{5}$$

$$H_{i_{T_x}} = H_{i_x} r_{00} + H_{i_y} r_{10} + H_{i_z} r_{20} \tag{6}$$

$$H_{i_{T_y}} = H_{i_x} r_{01} + H_{i_y} r_{11} + H_{i_z} r_{21} \tag{7}$$

$$H_{i_{T_z}} = H_{i_x} r_{02} + H_{i_y} r_{12} + H_{i_z} r_{22} \tag{8}$$

Las ecuaciones (6), (7) y (8) representan las componentes (x, y, z) del vector brazo izquierdo en el referencial del torso. Ahora bien, una vez que contamos con esta nueva representación, podemos proceder al análisis vectorial correspondiente para la medición de las variables biomecánicas. En la figura 32 se ilustra una posición típica del húmero izquierdo en aproximadamente 45º de abducción por 45º de flexión. Dada esta configuración, podemos mostrar cómo, mediante un análisis de proyecciones vectoriales sobre planos, se puede llegar a la obtención de mediciones muy confiables de los rangos de movimiento para abducción-aducción y flexo-extensión de hombro, es decir, para $q_1 \ y \ q_2$.

Los vectores denotados por $proy_{P_1}\overrightarrow{H_{\iota_T}}$ y $proy_{P_2}\overrightarrow{H_{\iota_T}}$ representan las proyecciones del vector brazo sobre los planos sagital y coronal. Como se muestra en la figura 32, el referencial fijo respecto al cual el vector brazo se desenvuelve, es precisamente el torso. Así, dependiendo del movimiento que presente el brazo, las proyecciones tendrán valores distintos en sus componentes,

sin embargo, para nuestros fines, nos interesa saber qué ángulo se forma al desplazar el brazo sobre cada uno de los planos en cuestión. La proyección de cualquier vector en $\mathbb{R}^3$ sobre un plano puede ser fácilmente calculada mediante la siguiente expresión:

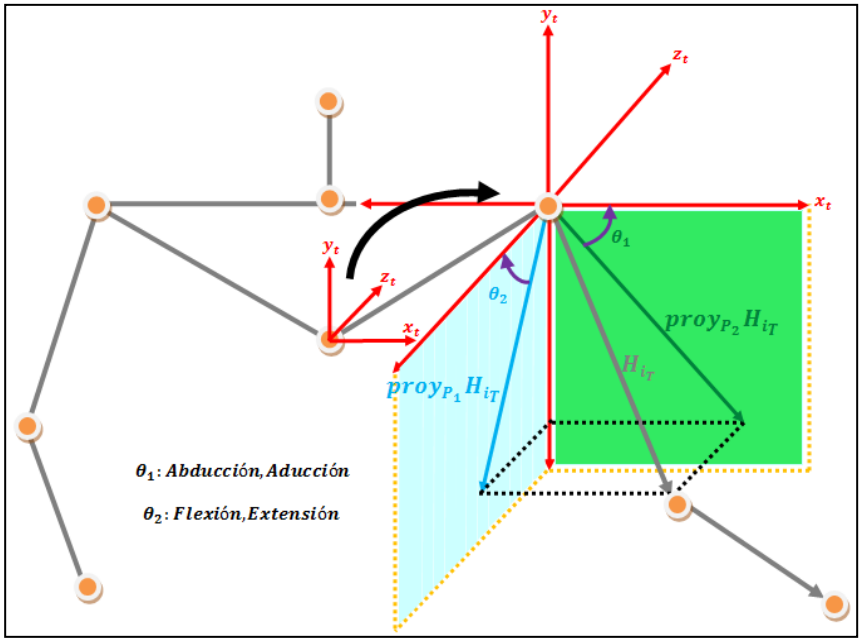


Figura 32: Vector húmero y sus proyecciones sobre los planos sagital y coronal del referencial torso.

$$proy_{\pi}\vec{v} = \vec{v} - (\vec{v} \cdot \vec{n})\,\vec{n} \tag{9}$$

Lo cual se interpreta como la proyección de un vector $\vec{v} \in \mathbb{R}^3$ sobre un plano π. Por su parte $\vec{n}$ es un vector normal al plano. Una de las principales ventajas de haber representado el vector brazo en el referencial local del torso es que, como es fácil de imaginar, los planos (subespacios) sobre los cuales los movimientos de la articulación del hombro se llevan a cabo, conservan su dimensión, es decir, siempre se cuenta con un plano en $\mathbb{R}^2$ para cada uno de los movimientos que nos interesan, en lugar de haber contado con planos en $\mathbb{R}^3$ para el caso del referencial global del sensor Kinect. De este modo, la ecuación para $proy_{\pi}\vec{v}$ escrita arriba, puede ser fácilmente simplificada en alguna de las siguientes:

$$proy_{\pi}\vec{v} = \begin{cases} (v_x, v_y, 0), & \pi = \{p + \lambda u + \mu w:\ \lambda, \mu \in \mathbb{R},\ p = (0,0,0),\ u = (1,0,0),\ w = (0,1,0)\} \\ (0, v_y, v_z), & \pi = \{p + \lambda u + \mu w:\ \lambda, \mu \in \mathbb{R},\ p = (0,0,0),\ u = (0,1,0),\ w = (0,0,1)\} \end{cases} \tag{10}$$

La expresión en la parte superior se refiere a la abducción-aducción, mientras que la segunda se refiere a flexo-extensión. Lo que estas ecuaciones nos dicen es que, para una proyección de un vector en $\mathbb{R}^3$ a un plano en $\mathbb{R}^2$ basta con eliminar la componente que no pertenece al plano sobre

el cual será proyectado. Es decir, la proyección se puede ver como la sombra del vector sobre el plano requerido. Por ello, debido a que la abducción-aducción se lleva a cabo sobre el plano coronal y la flexo-extensión sobre el plano sagital, las componentes del vector $\vec{v}$ se ven reducidas a solo aquellas que forman parte de dichos planos. La siguiente etapa consiste en utilizar estas proyecciones para obtener los ángulos correspondientes a los movimientos de abducción-aducción y flexo-extensión de hombro. El procedimiento involucra el uso de la función arco tangente de dos argumentos ($atan2$), el motivo es evidente, ya que se requiere una función que devuelva un ángulo en el intervalo $(-\pi, \pi]$ o bien $[0,2\pi)$, lo que se logra sumando 2π a los resultados con signo negativo. Así mismo se ve la necesidad de obtener el signo adecuado del ángulo, en función del signo de las componentes del vector en cuestión. En términos de la función "$atan$", la función "$atan2$" puede escribirse analíticamente de la siguiente manera:

$$atan2(y,x) = \begin{cases} \operatorname{atan}\left(\frac{y}{x}\right) & x > 0 \\ \operatorname{atan}\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & y \geq 0, x > 0 \\ \operatorname{atan}\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & y < 0, x < 0 \\ \frac{\pi}{2} & y > 0, x = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & y < 0, x = 0 \\ 0 & y = 0, x = 0 \end{cases} \tag{11}$$

Para cualquier par de componentes reales *x* y *y* de un vector (no ambas cero), la función $atan2(y,x)$ devuelve el ángulo en radianes entre el eje *x* positivo del plano en cuestión, y el vector dado por las coordenadas (x, y). El ángulo resultante es positivo para ángulos medidos en sentido anti-horario (semiplano superior, *y*>0), mientras que es negativo para ángulos medidos en sentido horario (semiplano inferior, *y*>0).

Debido a la naturaleza de las variables biomecánicas y a las convenciones médicas de medición vistas en la Sección 3.2, se requiere hacer una ligera modificación en el uso de la función $atan2$. Primeramente, como se observa en la figura 33, la convención médica para la medición de la abducción exige la posición del brazo en dirección vertical hacia abajo, se considere como *posición de reposo*, o bien, de referencia a 0º. Por ello, se necesita que el ángulo θ_1(en la figura 33) sea medido a partir del eje y_0 y en dirección al vector $proy_{P_2}h$. Finalmente, la expresión resultante para la primera variable biomecánica (Abducción-Aducción), es decir, $q_1 := \theta_1$ es

$$q_1 = atan2(x,y) \tag{12}$$

Siendo x la componente en el eje x_0 del vector $proy_{P_2}h$, mientras que y representa a la componente en el eje y_0 del mismo vector. Esto provee automáticamente una medición a partir del eje y_0 tal y como lo requiere la convención médica. Este enfoque trigonométrico nos permite

además, obtener valores positivos para los movimientos de abducción, y valores negativos para las regiones correspondientes a la aducción.

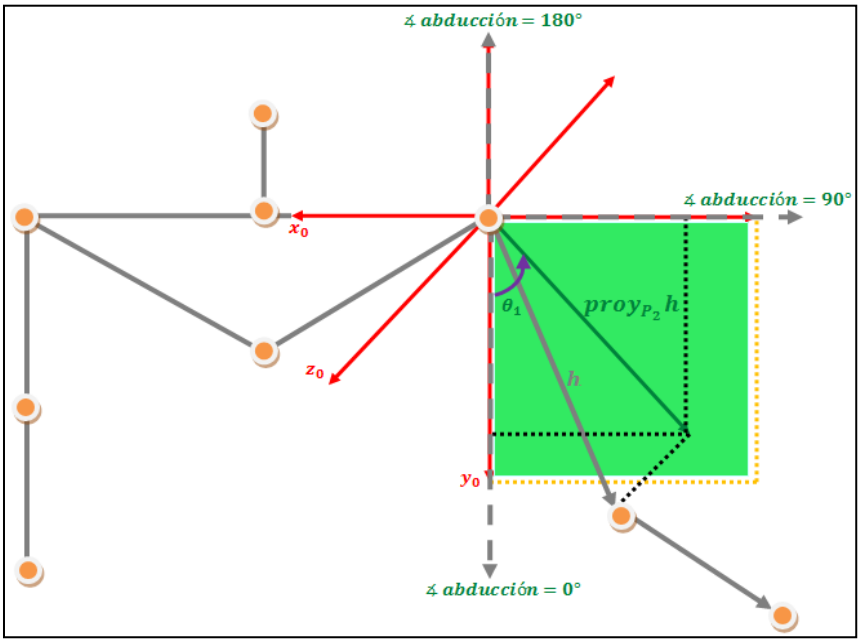


Figura 33: Convención de medida de la variable Abd-Add en brazo izquierdo.

3.4.2. Flexo-extensión de hombro

El caso de la flexo-extensión es muy semejante, el enfoque que se utiliza es el mismo, a diferencia de que ahora se trabaja sobre el plano sagital. La figura 34 ayuda a apreciar mejor este segundo caso. La ecuación para $q_2 := \theta_2$ es entonces

$$q_2 = atan2(z, y) \tag{13}$$

Donde z la componente en el eje z_0 del vector $proy_{P_1} h$, mientras que y representa a la componente en el eje y_0 del mismo vector. La expresión anterior se formula de esa manera, ya que así se puede lograr que en la posición de referencia o reposo (ver figura 21) la medición del movimiento de flexión sea positiva (ángulos > 0) y pertenezca al intervalo $[0, \pi]$, mientras que el movimiento de extensión produzca ángulos negativos en el intervalo $(-\pi, 0]$.

3.4.3. Rotación interna-externa de hombro

La metodología de cálculo para el caso de la medición de la variable $q_3 := \theta_3$correspondiente a la rotación interna-externa, difiere en cierto modo respecto de los dos casos presentados hasta el momento. Lo primero que se necesita hacer es crear un nuevo referencial local en el hombro, es decir, una nueva base ortogonal. Este referencial difiere del anteriormente usado, en el hecho de que el eje x se encuentra ahora ubicado a lo largo del brazo, mientras que los ejes y y z son ortogonales tanto al eje x como entre sí mismos. El procedimiento empleado para la construcción de este nuevo referencial es el siguiente: Se considera el vector brazo como en los casos anteriores, es decir $\overrightarrow{h_i - c_i} = h_i - c_i$ y su versión normalizada $\widehat{h_i - c_i}$. A partir de este último

vector, se calcula un vector coplanar $\hat{h}_{cop}$, el cual se puede obtener simplemente como un múltiplo escalar de alguna de sus componentes, dejando las dos componentes restantes intactas. Una vez que se tienen estos dos vectores $\hat{h}$ y $\hat{h}_{cop}$, se procede a calcular su producto cruz, para así obtener un tercer vector ortogonal a estos dos anteriores, llamémosle a este vector $\hat{z}_h$, luego entonces:

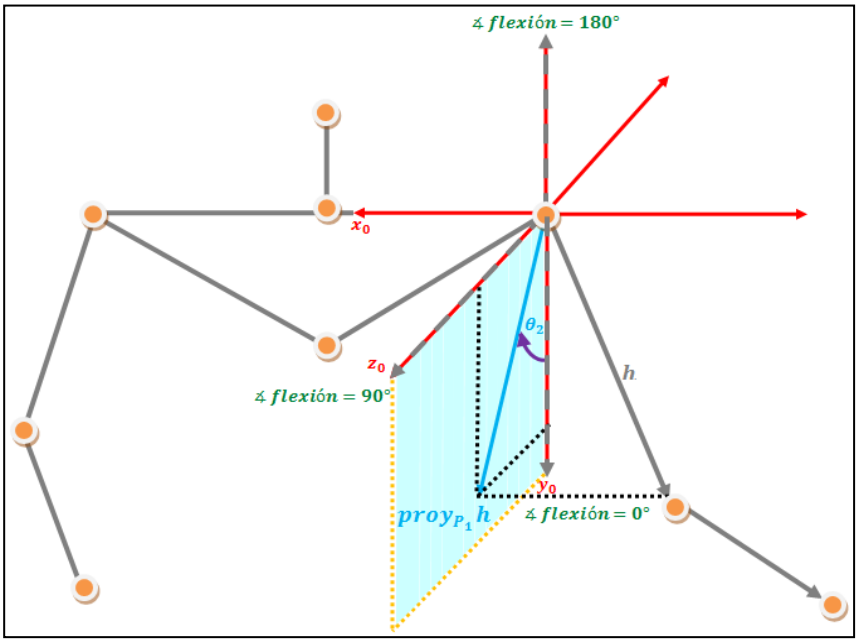


Figura 34: Convención de medida de la variable flexo-extensión de hombro en brazo izquierdo.

$$\hat{z}_h = \hat{h} \times \hat{h}_{cop} \tag{14}$$

El procedimiento se repite una vez más para generar un último vector que complete la base ortogonal. Ahora se calcula el producto cruz entre $\hat{z}_h$ y $\hat{\hat{h}}$

$$\hat{y}_h = \hat{h} \times \hat{z}_h \tag{15}$$

La figura 35 ilustra el nuevo referencial creado y cómo este difiere del referencial anteriormente utilizado. Sin embargo, para poder medir la rotación interna-externa del hombro no es suficiente con la creación de este último referencial local, sino que es necesario apoyarse en algunas de las herramientas que NITE provee. Esencialmente lo que se requiere es una condición que ayude a reconocer cuando se esté llevando a cabo un movimiento de rotación del hombro. Esta tarea no es nada trivial para los algoritmos de visión, ya que por ejemplo, al tenerse una posición de reposo total en el brazo, es decir, de

$$\theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = 0° \tag{16}$$

la rotación se torna imperceptible visualmente, en otras palabras, el algoritmo de visión no es capaz de distinguir cambios en el movimiento del hombro, debido a que en dicha posición, la región alusiva a esta articulación se vuelve visualmente invariante ante rotaciones. Es por ello que, con ayuda de NITE, se introduce una condición de distinción de movimientos. Esta condición diferencia la presencia y la ausencia de una rotación en el hombro al hacerse presente una flexión en el codo.

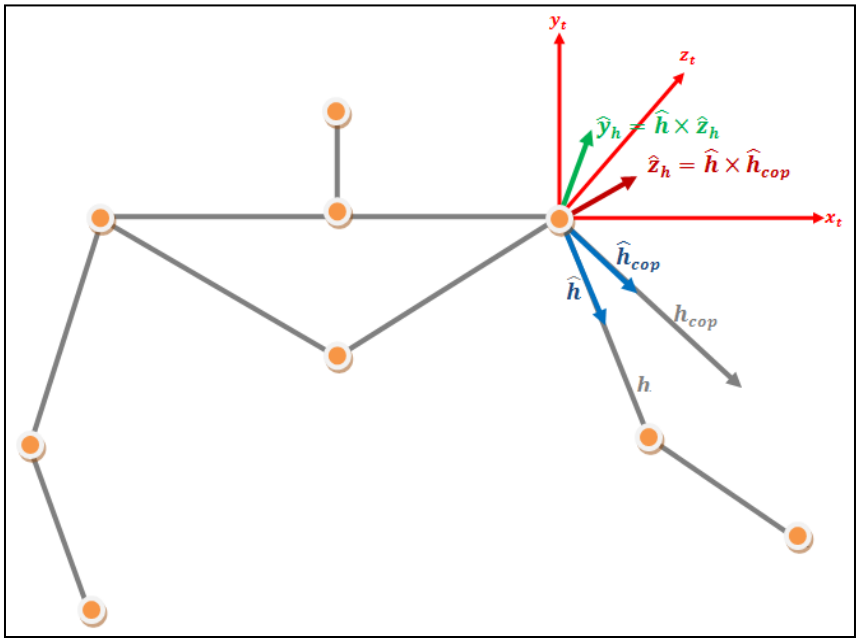


Figura 35: Construcción del Nuevo referencial local del hombro.

En otras palabras, el software identifica una rotación sobre el hombro proporcional al movimiento del antebrazo si y solo si este último se encuentra afectado por una flexión. Esta escuadra formada por brazo y antebrazo proporciona la pose requerida para poder medir de manera efectiva el movimiento de rotación interna-externa sobre el hombro. La pose a la que nos referimos no solo brinda una referencia adecuada para las mediciones, sino que también permite alinear el nuevo referencial creado sobre el hombro para llevar a cabo la medición del ángulo requerido. La figura 36 ilustra este hecho.

El procedimiento de cálculo es semejante a los dos anteriores en el sentido de la utilización de la función $atan2$ para la obtención de la variable que nos atañe. En este caso se hace uso del vector $\hat{z}_h$ y del plano transversal para medir la rotación interna-externa. Primeramente se necesita multiplicar el referencial local construido para el hombro por la matriz de rotación del torso, para que de esta manera las mediciones sean válidas independientemente de la alineación de la persona respecto al sensor.

Sea

$$R_o^T = \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{17}$$

la matriz de rotación que mapea la orientación del referencial global (Kinect) al referencial del torso, se define entonces el producto de cada uno de los vectores que forman el referencial local del hombro (figura 35) por la matriz R_o^T como:

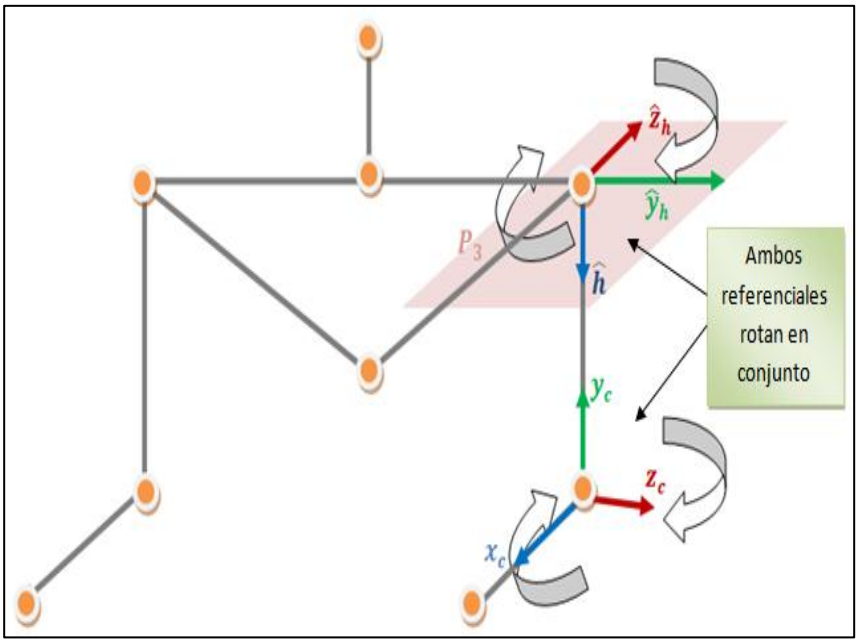


Figura 36: Rotación interna-externa, dependencia de una flexión en codo para la identificación del movimiento.

$$\hat{x}_T = \hat{h}_T = \begin{bmatrix} \hat{h}_x & \hat{h}_y & \hat{h}_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{18}$$

$$\hat{y}_T = \begin{bmatrix} \hat{y}_x & \hat{y}_y & \hat{y}_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{19}$$

$$\hat{z}_T = \begin{bmatrix} \hat{h}_x & \hat{h}_y & \hat{h}_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{20}$$

Estas tres últimas expresiones representan los vectores que conforman los ejes del nuevo referencial local del hombro en coordenadas del torso. Una vez hecho esto, se puede entonces utilizar el vector $\hat{z}_T$ para obtener su respectiva proyección $proy_{P_3}\hat{z}_T$, misma que servirá para

medir la rotación interna-externa al igual que se hizo con los dos casos anteriores. La figura 37 ilustra este hecho.

Debido a que se emplea nuevamente la función $atan2$ y debido también a la convención médica que se utiliza para la medición de esta variable biomecánica, la expresión para $q_3 := \theta_3$ para hombro izquierdo queda constituida de la siguiente manera:

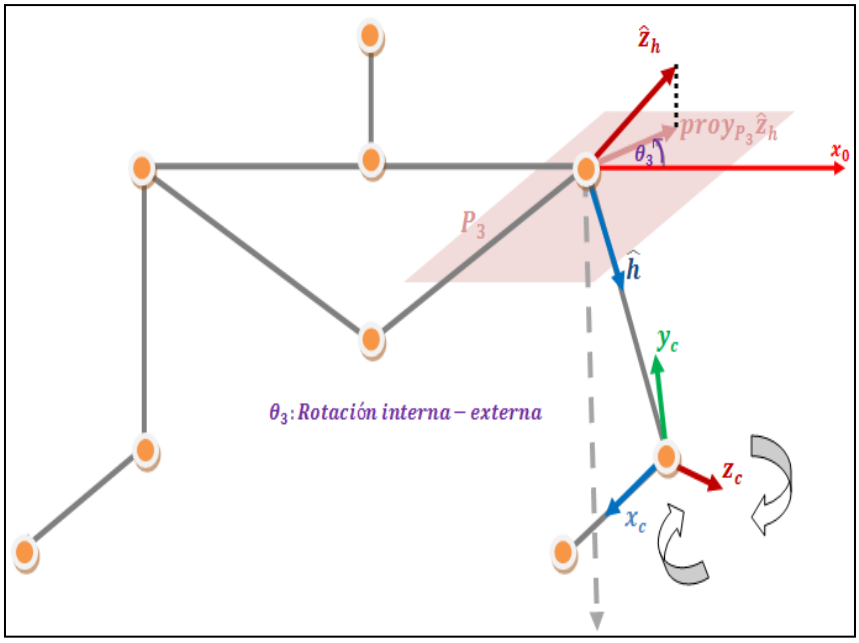


Figura 37: Medición de la rotación interna-externa desde el eje x y hacia el vector $proy_{P_3}\hat{z}_T$

$$q_3 = atan2(z, x) - \frac{\pi}{2} \tag{21}$$

Mientras que para hombro derecho se tiene

$$q_3 = \frac{\pi}{2} - atan2(z, x) \tag{22}$$

Donde z es la componente en el eje z del vector $proy_{P_3}\hat{z}_h$, mientras que x es la componente en el eje x del mismo vector. La compensación de 90º ó $\pi/2$ es necesaria debido a que la convención médica nos dice que la posición de referencia (0º de rotación interna, 0º de rotación externa) es perpendicular al torso, tal y como se muestra en la figura 23, por ello, al sumar o restar $\pi/2$ se logra un corrimiento de 90º respecto a la medición hecha a partir del eje x positivo, obteniendo con ello una medición positiva para los movimientos de rotación interna, y una medición negativa para la región correspondiente a la rotación externa.

3.4.4. Flexo-extensión de codo

La última de las variables biomecánicas que se necesita calcular es la flexo-extensión de codo. El análisis de dicha medición es bastante más simple que en los casos anteriores. El procedimiento es el siguiente: Primeramente se obtienen los vectores correspondientes al brazo y al antebrazo mediante la resta de vectores. En la figura 38 se aprecian los vectores de posición de los puntos alusivos al hombro, codo y mano izquierdos.

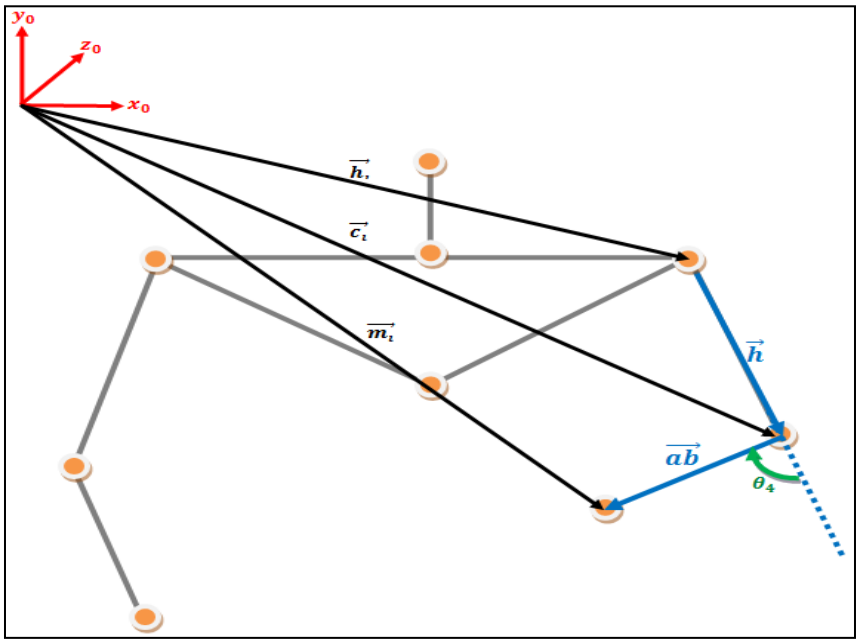


Figura 38: Medición de flexo-extensión en codo.

A partir de estos vectores en $\mathbb{R}^3$, se obtienen los vectores correspondientes al brazo (tal y como se hizo anteriormente) y al antebrazo, denotados como $\vec{h}$ y $\vec{ab}$ respectivamente. El vector brazo normalizado para el miembro izquierdo queda definido como en la ecuación (2), mientras que el vector antebrazo normalizado se define como

$$\widehat{c_i - m_i} = \frac{\overrightarrow{c_i - m_i}}{|\overrightarrow{c_i - m_i}|} \tag{23}$$

Posteriormente, para encontrar el valor angular de la flexo-extensión de codo basta con encontrar el menor ángulo entre vectores. Entonces, la expresión para $q_4 := \theta_4$ queda definida como:

$$q_4 = \text{acos}\left(\frac{\vec{h} \cdot \overrightarrow{ab}}{|\vec{h}||\overrightarrow{ab}|}\right) \tag{24}$$

De este modo se completa el modelo cinemático inverso para la simplificación a 4 grados de libertad del miembro superior izquierdo del ser humano, siguiendo en todo momento las

convenciones de medición empleadas en el lenguaje médico correspondiente. Se tiene finalmente un vector

$$\mathbf{q} = (\mathbf{q_1}, \mathbf{q_2}, \mathbf{q_3}, \mathbf{q_4}) \tag{25}$$

que modela el comportamiento de las variables biomecánicas de interés. El modelo cinemático inverso del miembro superior izquierdo queda entonces conformado por las ecuaciones (12), (13), (21), (22) y (24).

Por su parte, el miembro superior derecho tendrá el siguiente modelo cinemático inverso:

$$q_1 = atan2(x, y)$$

$$q_2 = atan2(y, z)$$

$$q_3 = \frac{\pi}{2} - atan2(z, x)$$

$$q_4 = \text{acos}\left(\frac{\overrightarrow{h_d} \cdot \overrightarrow{ab_d}}{|\overrightarrow{h_d}||\overrightarrow{ab_d}|}\right)$$

3.5. Modelo de orientación de torso

En esta sección se describe el modelo de orientación de torso empleado en esta tesis como parte fundamental en el desarrollo del sistema de medición visual de equilibrio en torso, el cual se detalla en la Sección 4.2. Como se vio anteriormente en la Sección 3.3, los movimientos de inclinación y rotación de la espalda constituyen, a nivel biomecánico, una compleja tarea colectiva de músculos, ligamentos, tendones y huesos (cuerpos vertebrales) que al interactuar entre sí, son capaces de aportar fuerza, flexibilidad y movilidad en una variedad de formas y direcciones. Si bien se observan distintos rangos de movimiento para cada una de las secciones que conforman la espina dorsal, el sistema de medición de equilibrio en torso aquí propuesto, tiene la principal finalidad de proveer mediciones estimadas de la inclinación y rotación del torso a la atura del plexo solar. Sabiendo de antemano que dichas mediciones están en función de las orientaciones de las regiones correspondientes a la espalda alta y baja (espina torácica y espina lumbar), se puede afirmar, sin pérdida de generalidad, que la variable biomecánica medida finalmente es una aproximación de la orientación de estas dos regiones de la espina dorsal, las cuales constituyen la mayor parte de la actividad motora de la espalda.

3.5.1. Modelo de orientación

El modelo de orientación de torso aquí propuesto comienza con la creación de un referencial local en el torso exactamente igual al definido en la Sección 3.4 (ver figura 31). De hecho, se utilizará el mismo planteamiento inicial empleado para el caso del modelo cinemático del brazo. Se presenta entonces la necesidad de obtener una tripleta de ángulos de Euler: $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ que

modelen la orientación tridimensional del torso en cada instante de tiempo (Por instante de tiempo entiéndase cada frame o fotograma tomado a la tasa propia del sensor empleado, para nuestro caso el sensor utilizado es el Kinect y su tasa de muestreo es de 30fps). Recordando las figuras 17 y 18, la aplicación desarrollada dibuja el referencial local del torso como tres vectores ortogonales en colores azul (eje *x*), verde (eje *y*) y rojo (eje *z*), mismos que rotan proporcionalmente a la inclinación y rotación del torso del usuario. Luego entonces, el problema consiste en encontrar los valores escalares de los ángulos de Euler alusivos a dichas rotaciones. Primeramente definiremos ciertos puntos a considerar en el modelo de orientación de torso.

En términos generales, un referencial (tres vectores ortogonales que forman una base en $\mathbb{R}^3$) se puede describir en función de otro, como una composición de rotaciones en ángulos de Euler del primero respecto al segundo o viceversa. Cada una de las rotaciones se desarrolla en torno a un eje, de este modo, debido a que tales rotaciones se llevan a cabo en el espacio $\mathbb{R}^3$, cada rotación individual se representa por medio de una matriz cuadrada de 3x3. Así, para una rotación de θ grados alrededor del eje *x* se tiene:

$$R_x(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \tag{26}$$

Donde $\theta > 0$ indica una rotación en sentido anti-horario sobre el plano $x = 0$. Por su parte, para una rotación de θ grados alrededor del eje *y* se tiene:

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \tag{27}$$

Donde $\theta > 0$ indica una rotación en sentido anti-horario en el plano $y = 0$. Finalmente, para una rotación de θ grados alrededor del eje *z* se tiene:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{28}$$

Donde $\theta > 0$ indica una rotación en sentido anti-horario en el plano $z = 0$. En general, una rotación de θ grados alrededor de un eje arbitrario que pasa por el origen y cuya dirección (de longitud unitaria) está dada por $U = (U_x, U_y, U_z)$.

$$R_U(\theta) = I + (\sin\theta)S + (1 - \cos\theta)S^2 \tag{29}$$

Donde

$$S = \begin{bmatrix} 0 & -U_z & U_y \\ U_z & 0 & -U_x \\ -U_y & U_x & 0 \end{bmatrix} \tag{30}$$

En este caso $\theta > 0$ indica una rotación en sentido anti-horario en el plano $U \cdot (x, y, z) = 0$.

Aprovechando que NITE proporciona la matriz de transformación homogénea que transforma el referencial global del sensor Kinect al referencial local del torso de la persona, la tarea consiste entonces en utilizar la matriz de rotación que forma parte de dicha matriz de transformación homogénea, para obtener los ángulos de Euler correspondientes. La obtención de tales ángulos se lleva a cabo mediante un proceso denominado *factorización en ángulos de Euler*, el cual puede efectuarse a partir de un producto de 2 o 3 matrices de rotación, para nuestro caso en particular emplearemos el de 3 matrices.

En términos generales, un problema común es la factorización de una matriz de rotación como un producto de rotaciones alrededor de los ejes coordenados. La estructura de la factorización depende de las necesidades de la aplicación y del orden que se haya especificado. Por ejemplo, se pudiera requerir la factorización de una matriz de rotación como

$$R = R_x(\theta_x)R_y\big(\theta_y\big)R_z(\theta_z) \tag{31}$$

para los ángulos $\theta_x, \theta_y, \theta_z$. Es decir, el orden es xyz. Otras cinco posibilidades podrían ser: xzy, yxz, yzx, zxy y zyx. Entonces, si se llevara a cabo la factorización como $R = R_x(\theta_{x_0}), R_y(\theta_y), R_x(\theta_{x_1})$, el orden al que nos referiríamos es xyx. Otras cinco posibilidades podrían ser: xzx, yxy, yzy, zxz y zyz. La literatura técnica de NITE especifica que las matrices de rotación proporcionadas son de la forma (31). El procedimiento para obtener el modelo de orientación requerido que se muestra a continuación emplea la notación $c_a = \cos\theta_a$ y $s_a = \sin\theta_a$ para $a = x, y, z$ esto únicamente con fines de abreviación en la escritura de las ecuaciones.

3.5.2. Procedimiento de obtención del modelo de orientación de torso: Factorización $\mathbf{R_xR_yR_z}$:

Si reescribimos la matriz de rotación R de la ecuación (31) como $R = [r_{ij}]$ para $0 \leq i \leq 2$ y $0 \leq j \leq 2$, entonces se tiene:

$$R = \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} \tag{32}$$

Ahora bien, desarrollando el producto de matrices $R_x(\theta_x)R_y(\theta_y)R_z(\theta_z)$ es decir, multiplicando las ecuaciones 26, 27 y 28, e igualando la matriz resultante con la ecuación 32 se obtiene:

$$\begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_yc_z & -c_ys_z & s_y \\ c_zs_xs_y + c_xs_z & c_xc_z - s_xs_ys_z & -c_ys_x \\ -c_xc_zs_y + s_xs_z & c_zs_x + c_xs_ys_z & c_xc_y \end{bmatrix} \tag{33}$$

A partir de esta última ecuación necesitamos obtener los ángulos de Euler requeridos. Para ello, comenzamos por utilizar el término más simple de la matriz del lado derecho, es decir: $s_y = r_{02}$ despejando la variable θ_y se obtiene: $\theta_y = \operatorname{asin}(r_{02})$.

No obstante, a partir de aquí se generan tres casos a considerar:

Caso 1: Si $\theta_y \in \left(-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right)$, entonces $c_y \neq 0$ y $c_y(s_x, c_x) = (-r_{12}, r_{22})$, en cuyo caso $\theta_x = atan2(-r_{12}, r_{22})$, por otro lado $c_y(s_z, c_z) = (-r_{01}, r_{00})$ en cuyo caso $\theta_z = atan2(-r_{01}, r_{00})$. En resumen, el modelo de orientación para el caso 1 está dado por:

$$\theta_y = \text{asin}(r_{02}),\ \theta_x = atan2(-r_{12}, r_{22}),\ \theta_z = atan2(-r_{01}, r_{00}) \tag{34}$$

Caso 2: Si $\theta_y = \frac{\pi}{2}$, entonces $s_y = 1$ y $c_y = 0$, en cuyo caso:

$$\begin{bmatrix} r_{10} & r_{11} \\ r_{20} & r_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_z s_x + c_x s_z & c_x c_z - s_x s_z \\ -c_x c_z + s_x s_z & c_z s_x + c_x s_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\theta_z + \theta_x) & \cos(\theta_z + \theta_x) \\ -\cos(\theta_z + \theta_x) & \sin(\theta_z + \theta_x) \end{bmatrix} \tag{35}$$

De aquí que $\theta_z + \theta_x = atan2(r_{10}, r_{11})$ y como se puede apreciar tenemos un solo grado de libertad, por lo que la factorización no es única, luego entonces:

$$\theta_y = \frac{\pi}{2}, \qquad \theta_z + \theta_x = atan2(r_{10}, r_{11}) \tag{36}$$

Caso 3: Si $\theta_y = -\frac{\pi}{2}$, entonces $s_y = -1$ y $c_y = 0$, en cuyo caso:

$$\begin{bmatrix} r_{10} & r_{11} \\ r_{20} & r_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -c_z s_x + c_x s_z & c_x c_z + s_x s_z \\ c_x c_z + s_x s_z & c_z s_x - c_x s_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\theta_z - \theta_x) & \cos(\theta_z - \theta_x) \\ \cos(\theta_z - \theta_x) & -\sin(\theta_z - \theta_x) \end{bmatrix} \tag{37}$$

De aquí que $\theta_z - \theta_x = atan2(r_{10}, r_{11})$ y como se puede apreciar nuevamente tenemos un solo grado de libertad, por lo que la factorización no es única, luego entonces:

$$\theta_y = -\frac{\pi}{2}, \qquad \theta_z - \theta_x = atan2(r_{10}, r_{11}) \tag{38}$$

En la figura 39 se presenta el pseudocódigo del algoritmo computacional que se ha implementado en este proyecto para el modelo de orientación del torso.

```
if (r02 < +1)
{
    if (r02 > -1)
    {
        thetaY = asin(r02);
        thetaX = atan2(-r12,r22);
        thetaZ = atan2(-r01,r00);
    }
    else  // r02 = -1
    {
        // thetaZ - thetaX = atan2(r10,r11)
        thetaY = -PI/2;
        thetaX = -atan2(r10,r11);
        thetaZ = 0;
    }
}
else  // r02 = +1
{
    // thetaZ + thetaX = atan2(r10,r11)
    thetaY = +PI/2;
    thetaX = atan2(r10,r11);
    thetaZ = 0;
}
```

Figura 39: Pseudocódigo de algoritmo para factorización de ángulos de Euler. A fin de evitar la utilización de la función arco seno, se verifica el valor de r_{02} para los tres posibles casos.

De esta manera, el modelo de orientación queda conformado por las ecuaciones (34), (36) y (38), las cuales se emplean de acuerdo a los tres casos presentados anteriormente.

Métodos algebraicos y trigonométricos como los presentados a lo largo de este capítulo, son útiles en una gran diversidad de aplicaciones de gráficos por computadora para la caracterización de vectores y sistemas de coordenadas. Para un panorama más amplio se recomienda consultar [23].

Capítulo 4

SISTEMAS QUE INTEGRAN EL PROYECTO

En el capítulo anterior se sentaron las bases teóricas que ayudan a sustentan la validez de los cálculos efectuados como parte del desarrollo de los sistemas de medición visual de equilibrio en torso y de goniometría visual 3D. Es ahora momento de pasar a la descripción detallada de cada uno de los sistemas que conforman este proyecto de tesis.

4.1. Sistema de medición de ángulos articulares (videogoniometría) en miembros superiores

Como se comentó en el Capítulo 1, la importancia de proveer herramientas para rehabilitación y evaluación neuromotriz cuyas principales cualidades sean las de ser intuitivas, fáciles de implementar y eficaces, son sin lugar a dudas, una necesidad. Es por ello que en este proyecto se ha hecho especial énfasis en dichas características, así como en la facilidad de uso y de portabilidad en distintos equipos.

El sistema de videogoniometría propuesto fue desarrollado bajo el sistema operativo Windows 7, la codificación de los programas se llevó a cabo en la plataforma Visual C++ 2010; para los algoritmos de visión artificial se empleó la versión 2.4.2 de OpenCV, así mismo, como ya se ha mencionado a lo largo de esta tesis, se utilizaron los paquetes OpenNI versión 1.5.4 y NITE 1.5 para la parte de interacción natural, extracción y procesamiento de información proveniente del sensor Kinect. En cuanto a hardware, solo se necesita un sensor de profundidad Kinect o semejante, como sugerencia se recomienda el sensor Carmine 1.08 de PrimeSense®, así mismo se requiere una PC o laptop de modelo relativamente reciente; algunos procesadores recomendables son: Intel Core Duo, Intel i5, AMD Athlon 64, AMD Athlon FX o más recientes.

4.1.1. Entorno gráfico del sistema de videogoniometría

El sistema de vidogoniometría desarrollado cuenta con una interfaz gráfica muy intuitiva, la cual se puede apreciar en la figura 40. En dicha figura se puede apreciar la distribución de las funcionalidades con las que el sistema cuenta. En la parte central superior se localizan los botones de ejecución de los sistemas de videogoniometría, cabe señalar que también se ha desarrollado en paralelo a este proyecto un sistema para la medición de variables articulares en miembros inferiores (cadera y rodilla) sin embargo, el desarrollo de este sistema aún se encuentra en

valoración, y por ende la consolidación de dicho proyecto va más allá de los alcances de esta tesis, no obstante en la interfaz gráfica diseñada para el sistema de videogoniometría también aparecen los botones asociados a este nuevo prospecto. Por otro lado, en el extremo derecho de la GUI se encuentra un segundo conjunto de botones, estos llevan a cabo un enlace con una base de datos desarrollada en Microsoft Excel para el seguimiento y control de pacientes usuarios de este sistema. A continuación se muestra el diseño de la GUI y las partes que la conforman, las cuales se han numerado del 1 al 8. Cabe señalar que, debido a la colaboración conjunta con la Clínica Teletón de Manizales, Colombia, y a la invaluable contribución de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, de Bogotá, Colombia, los logotipos de dichas instituciones aparecen en nuestro diseño.

Figura 40: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del sistema de videogoniometría.

1. ***Botón para corrección del posicionamiento del sensor:*** Al hacer click sobre este botón se ejecuta un programa que corrige el ángulo de inclinación con el que el servomecanismo de elevación del sensor Kinect (ver figura 10) ajusta el campo de visión. Su objetivo es mantener el sensor en una alineación frontal y paralela respecto a la horizontal, para que de este modo tanto el usuario como la escena puedan apreciarse de la mejor manera, y las mediciones de profundidad sean lo más fieles posibles.

1. ***Botón para iniciar la ejecución de la aplicación (sistema de videogoniometría en miembros superiores).***

2. ***Botón para iniciar la ejecución de la aplicación (sistema de videogoniometría en miembros inferiores).***

3. ***Botón para enlace con base de datos:*** Dependiendo del botón que se accione (miembros superiores o miembros inferiores), se abrirá una base de datos de Microsoft Excel en donde previamente se han almacenado y ordenado los datos alusivos a las sesiones efectuadas con anterioridad, teniendo con esto un registro cronológico para el control de pacientes.

5. ***Botones de graficación individual de variables biomecánicas (miembros superiores):*** El objetivo de este primer conjunto de botones es ejecutar una aplicación desarrollada en Matlab, bajo la cual se lleva a cabo la graficación de manera individual de la variable biomecánica de interés. Cada botón corresponde a una variable biomecánica, por ejemplo, los botones ubicados en el extremo izquierdo de la GUI corresponden a la graficación de la variable flexo-extensión de hombro izquierdo (arriba) y flexo-extensión de hombro derecho (abajo), de este modo, si se diera click sobre el primer botón, se mostraría la gráfica de la evolución de dicha variable a lo largo del tiempo. La apariencia de dichas gráficas se verá más adelante en este capítulo.

6. ***Botones de graficación individual de variables biomecánicas (miembros inferiores):*** Este segundo conjunto de botones lleva a cabo la misma función que para el caso anterior, con la diferencia que en este caso se grafican las variables biomecánicas alusivas a miembros inferiores. Como se mencionó anteriormente, este sistema aún se encuentra en proceso de validación médica, por lo que los resultados de miembros inferiores no se reportan en la presente tesis.

7. ***Botón de graficación colectiva de variables biomecánicas (miembros superiores):*** Este botón ejecuta una aplicación desarrollada también en Matlab, cuyo objetivo es graficar la evolución de *todas* las variables biomecánicas previamente almacenadas en memoria y que se hayan registrado durante la ejecución del sistema de videogoniometría. La diferencia de esta función respecto de la mencionada en los puntos 5 y 6 es que se muestran de una sola vez las gráficas alusivas a la evolución de todas las posibles variables biomecánicas de miembros superiores, y no solo una.

8. ***Botón de graficación colectiva de variables biomecánicas (miembros inferiores):*** Mismo caso que el anterior, pero para miembros inferiores.

4.1.2. Utilización paso a paso del sistema de videogoniometría

El sistema de videogoniometría cuenta con una diversidad de ventajas en cuanto a su uso y compartición con otros equipos de cómputo (PC o laptops) que cuenten con el sistema operativo Windows Vista, Windows 7, o más recientes. Una de estas ventajas es precisamente la facilidad de transferirse entre equipos. La aplicación desarrollada puede ejecutarse directamente desde el archivo ejecutable asociado, o bien, desde un acceso directo en el escritorio, por lo que para un usuario de este sistema no es necesario tener conocimiento alguno sobre lenguajes o plataformas de programación. Luego entonces, al ejecutar la aplicación lo primero que aparecerá en pantalla es la interfaz gráfica de la figura 40. Los pasos subsecuentes para manejar el sistema de videogoniometría se enlistan a continuación:

1. Calibrar el sensor:

El primer paso crucial es verificar que la posición del sensor Kinect sea la adecuada, para ello basta con dar click sobre el botón *posicionar sensor* y se llevará a cabo el posicionamiento frontal paralelo del sensor Kinect tal y como se mencionó anteriormente. Este paso es indispensable, ya que en muchas ocasiones cuando el sensor se transporta constantemente de un lugar a otro sin cuidado, el servomecanismo de este suele inclinarse fácilmente.

2. Iniciar el sistema de videogoniometría:

Al dar click sobre el botón indicado con el número 2 en la figura 40, se ejecuta la aplicación de consola, con lo cual la siguiente ventana de la línea de comandos aparecerá:

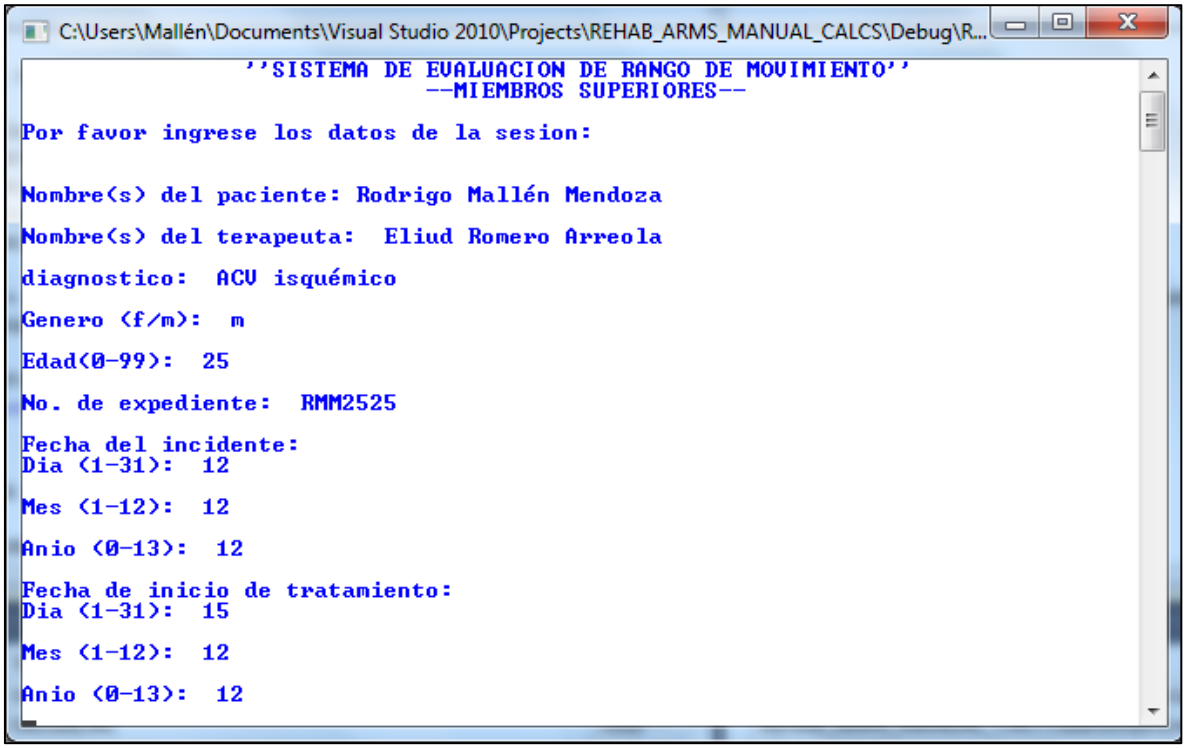


Figura 41: Ventana para alimentación de datos de la sesión.

Como se puede apreciar en la figura 41, en dicha ventana se alimentan los datos de la sesión propios de cada paciente, mismos que serán almacenados por el programa para su posterior registro y presentación en la base de datos. Una vez que se llena el último campo, fecha de inicio de tratamiento, la aplicación continuará su ejecución, abriéndose entonces la ventana principal del sistema de videogoniometría, la cual se muestra a continuación

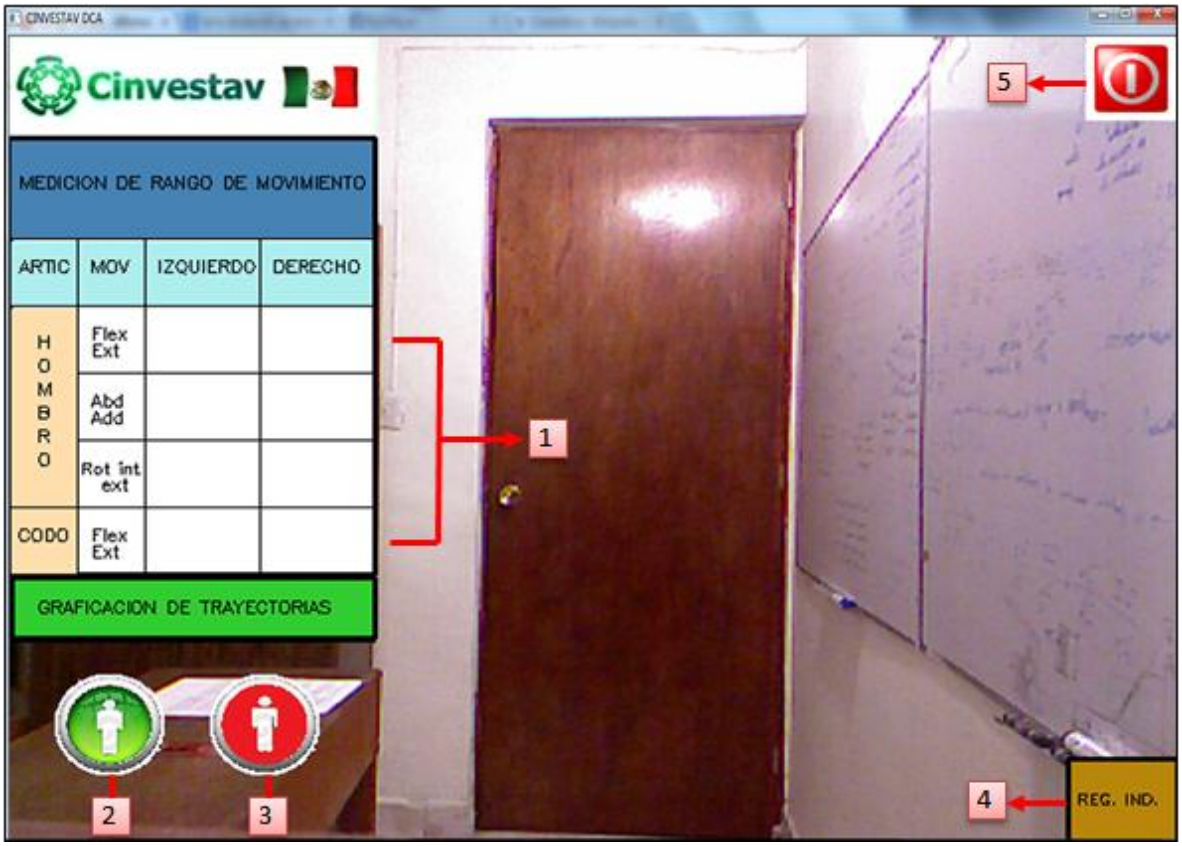


Figura 42: Ventana principal del sistema de videogoniometría y las partes que la conforman.

La descripción de las partes que conforman la ventana principal del sistema de videogoniometría y que se han numerado del 1 al 5 en la figura 42 es la siguiente:

1) Campos para visualización de los valores de las variables biomecánicas e inicio de registro individual de las mismas: En estos campos que aparecen vacíos en la figura 42, se muestran los valores en tiempo real (a 30 fps) que van adquiriendo las variables biomecánicas de ambos brazos. Dichos valores aparecen una vez que el paciente ha sido detectado por el sistema de visión como se verá más adelante. Así mismo, al dar doble click sobre alguno de estos campos se inicia el registro de la evolución de la variable biomecánica en cuestión.

2) Botón de inicio de registro colectivo de todas las variables biomecánicas: La función de este botón es exclusivamente la de iniciar el registro de la evolución de *todas* las variables

biomecánicas (es decir, las 4 variables de miembro superior izquierdo y las 4 del miembro superior derecho).

3) Botón de fin de registro colectivo de todas las variables biomecánicas: Por su parte este botón finaliza el registro de la evolución de todas las variables biomecánicas, dejando los datos listos para su posterior graficación. No obstante, de ser necesario, el proceso de registro puede reiniciarse las veces que el usuario lo desee mediante el botón verde de inicio de registro visto en el punto anterior.

4) Botón de fin de registro individual de variables biomecánicas: Este botón efectúa la terminación del registro de la evolución de alguna de las variables biomecánicas, mismo que haya sido iniciado previamente mediante la activación de alguno de los campos de visualización, tal y como se trató en el punto 1.

5) Botón de terminación de la aplicación: Este último botón finaliza la ejecución del sistema de videogoniometría, por lo que la ventana principal se cierra y automáticamente se regresa a la interfaz gráfica de la figura 40.

3. Ubicar al paciente dentro de la escena (campo de visión del sensor):

Una vez que se abre la ventana principal del sistema de videogoniometría, lo siguiente por hacer es ubicar al paciente usuario dentro de la escena o campo de visión del sensor Kinect, esto con el fin de ser detectado por los algoritmos de reconocimiento de pose presentados en la Sección 2.3.1. Por ello, gracias también a la función de auto-calibración vista en la misma sección, basta con ubicar al paciente dentro de un área lo suficientemente grande como para que su cuerpo sea plenamente percibido en el campo de visión. El sistema de videogoniometría para miembros superiores reconocerá entonces al paciente y dibujará el esqueleto en color amarillo que se muestra en la figura 43 (previamente ilustrado también en la figura 17). Como se puede apreciar, debido a que se trata de un sistema de medición solo de miembros superiores, basta con dibujar únicamente los eslabones del esqueleto que intervienen en el proceso de medición, los cuales, con base en la Sección 3.4 sabemos de antemano que son el torso, los hombros, los codos y las manos. De igual manera, en el punto alusivo al torso se dibuja el referencial local que se describió íntegramente en la Sección 3.5, mostrando en colores azul, verde y rojo a los ejes x, y, z respectivamente. Es necesario también hacer mención de otra característica importante del sistema de videogoniometría. Una de las dificultades más notables que suelen presentar los sistemas basados en visión son las ya abordadas *oclusiones*. Esto significa que en ciertas ocasiones, algunas de las partes que componen el cuerpo u objeto que se desea visualizar, suelen aparecer ocultas o imperceptibles dentro del campo de visión, esto se debe al hecho de que otro objeto se antepone parcial o totalmente al objeto de interés (en este caso, el cuerpo del paciente).

Figura 43: Entorno del sistema de videogoniometría para miembros superiores, usuario detectado y variables biomecánicas visualizadas en tiempo real.

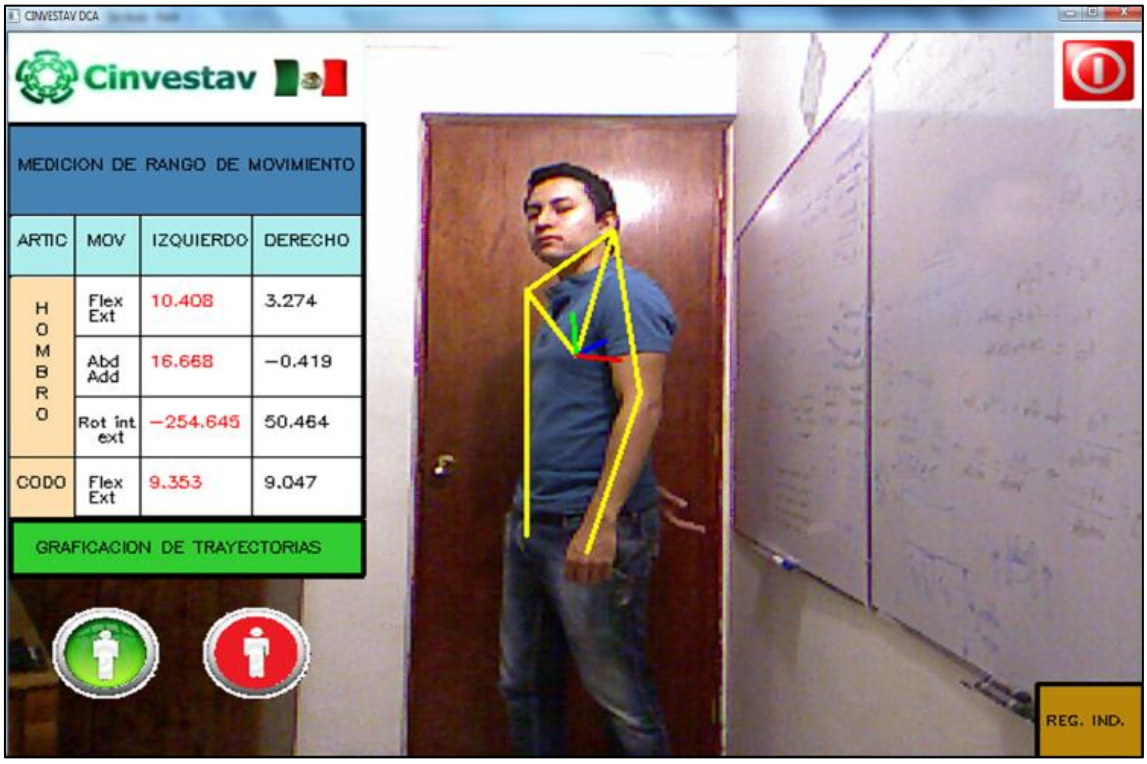


Figura 44: Oclusión en brazo izquierdo, los valores articulares alusivos a dicho brazo se presentan en rojo.

En lo que a nosotros respecta, las oclusiones de ciertas partes del cuerpo humano pueden presentarse por efecto de la propia posición del paciente, produciendo con esto la incorrecta medición de las variables articulares. Un caso bastante probable es el del paciente rotado de modo tal que el sistema de visión no pueda encontrar alguno de los brazos debido a la oclusión del tronco. Para ello, se programó el sistema de videogoniometría de modo tal, que al identificarse una oclusión, los valores de las mediciones aparezcan en color rojo, alertando así al paciente o al terapeuta de una posible medición incorrecta o no verídica, la figura 44 ilustra este hecho. Como se puede apreciar en dicha figura, el grupo de valores en la columna izquierda aparece en rojo. El brazo izquierdo es en realidad el que está siendo ocluido por el tronco pese a que pareciera ser el brazo derecho, esto se debe a que, mediante métodos de procesamiento de imágenes, se ha creado un efecto espejo en la imagen RGB proveniente de la cámara del sensor Kinect. Esto con fin de que al usuario le parezca más sencilla la coordinación de los miembros tal y como sucede al mirarse en el espejo.

4. Registrar y graficar la evolución de una variable biomecánica:

Una vez que se ha detectado al paciente dentro de la escena, nos interesará guardar un registro de la sesión que se encuentre en curso. Para ello, una de las tareas más requeridas dentro de la etapa de valoración pre- y post-rehabilitación es la de medir los valores máximo y mínimo de las variables biomecánicas de miembros superiores del paciente, es decir, tener la capacidad de recuperar los alcances máximos y mínimos de movimiento que un paciente puede efectuar antes y después de una terapia de rehabilitación. Es aquí donde entra el rol de los botones de registro individual y colectivo, mencionados anteriormente en la descripción de las partes que conforman a la ventana de la figura 42.

Como primer punto, al registrar la evolución de una (y solo una) variable biomecánica, por ejemplo abducción-aducción en hombro derecho, aparecerá un mensaje en color naranja en la parte superior de la pantalla principal (ver figura 43) con la leyenda "*Registro de trayectoria iniciado*". Esto le indica al paciente o al terapeuta que se ha iniciado el almacenamiento en memoria de la evolución de la variable biomecánica requerida. Posteriormente, bastaría con dar doble click en el *botón de fin de registro individual de variables biomecánicas* (marcado con el número 4 en la figura 42) para con ello finalizar el registro y almacenamiento de la evolución de la variable biomecánica.

Una vez hecho lo anterior, no es necesario salir del programa para poder visualizar la gráfica obtenida de dicho comportamiento, basta simplemente con restaurar la ventana de la GUI (figura 40) para poder accionar el botón de graficación de resultados (inciso 5 de la figura 40) correspondiente a la variable biomecánica en cuestión, por ejemplo abducción-aducción de hombro derecho. En la figura 45 se ilustra la típica gráfica proporcionada al accionar dicho botón, así mismo se muestran las cualidades más representativas de la misma.

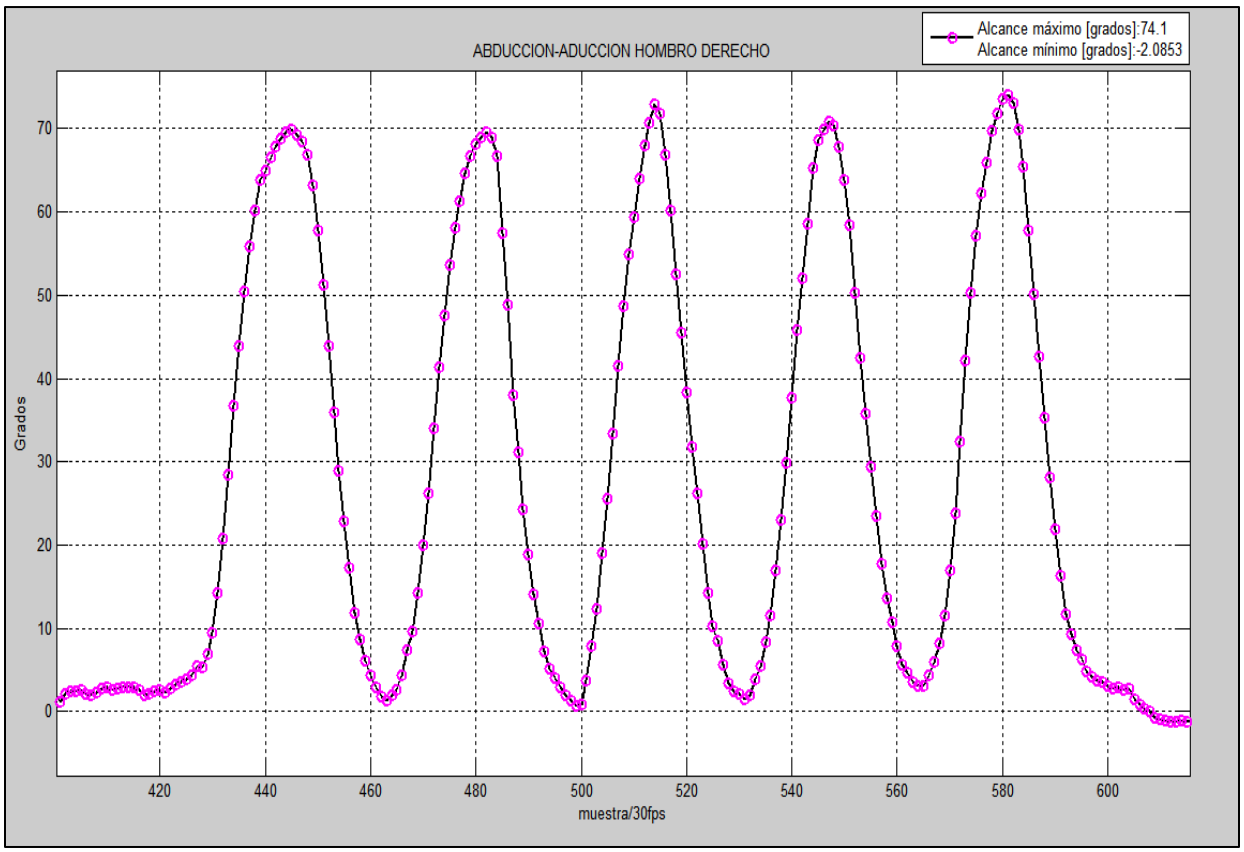


Figura 45: Típica gráfica de la evolución de una variable biomecánica, desarrollada en Matlab y obtenida desde la GUI del sistema de videogoniometría.

Cada uno de los puntos en color magenta representa una muestra o valor de la variable biomecánica tomada a una tasa de muestreo de 30 fps, así mismo, en la esquina superior derecha se muestran los alcances máximo y mínimo, mismos que se generan de manera automática por el programa desarrollado en Matlab para la graficación automática.

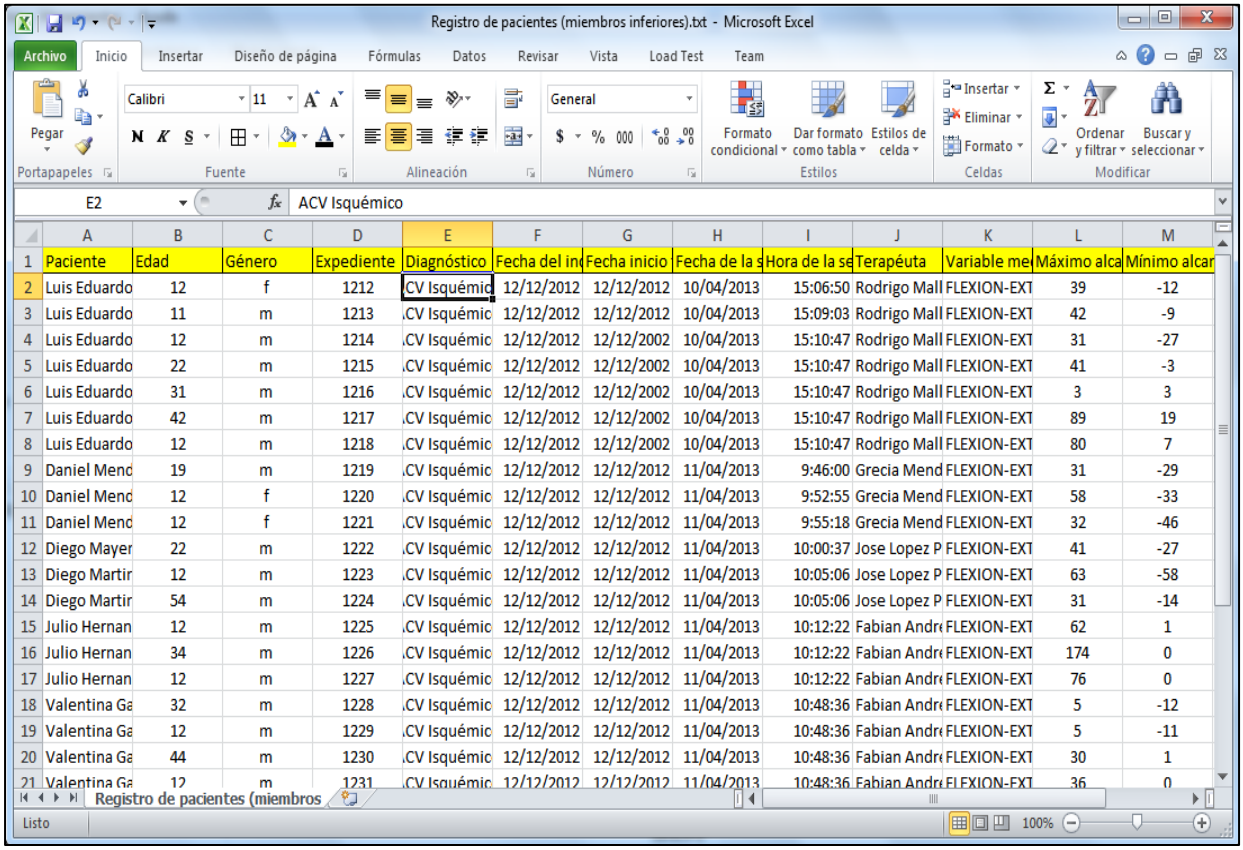
5. Registrar y graficar la evolución de todas las variables biomecánicas:

De manera similar al proceso de registro y graficación de una variable biomecánica como se vio en el punto anterior, para el caso del registro y graficación colectiva basta con dar doble click en el botón circular de color verde identificado con el número 2 en la figura 42, de este modo el proceso comienza y la evolución de todas las variables biomecánicas de ambos miembros superiores serán almacenadas en memoria. Posteriormente, para detener dicho proceso solo se requiere dar doble click sobre el botón rojo adyacente. La leyenda "*Registro de trayectoria iniciado*" aparecerá también durante el tiempo de registro, y desaparecerá al accionarse el botón rojo. El procedimiento para graficar la evolución de todas las variables biomecánicas almacenadas, también se lleva a cabo de manera similar al caso anterior, a diferencia de que en este caso, el botón identificado con el número 7 en la figura 40 es el que se deberá accionar. De este modo en los segundos siguientes se mostrarán en pantalla las ocho

gráficas correspondientes al conjunto completo de variables biomecánicas de ambos miembros superiores. Dichas gráficas cuentan exactamente con el mismo diseño y apariencia que la mostrada en la figura 45.

6. Visualizar los registros de seguimiento de las sesiones de los pacientes:

El paso final en la utilización del sistema de videogoniometría es la consulta de la base de datos donde se guarda la información más relevante alusiva a todas y cada una de las sesiones transcurridas desde la primera vez que se haya ejecutado el sistema de videogoniometría. Como se mencionó anteriormente, dicha base de datos es esencialmente un archivo de Microsoft Excel donde se van almacenando cronológicamente (y en forma descendente) los datos de la sesión. Dichos datos son: Nombre del paciente, edad, género, expediente, diagnóstico, fecha del incidente, fecha de inicio del tratamiento, fecha de la sesión, hora de la sesión, nombre del terapeuta, variable medida, máximo alcance del movimiento y mínimo alcance del movimiento. Como se mencionó en puntos anteriores, solo basta con accionar el botón superior del recuadro identificado con el número 4 en la figura 40, para que de este modo aparezca en pantalla la base de datos generada, tal y como lo ilustra la figura 46.



	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
1	Paciente	Edad	Género	Expediente	Diagnóstico	Fecha del in	Fecha inicio	Fecha de la s	Hora de la se	Terapéuta	Variable me	Máximo alca	Mínimo alcar
2	Luis Eduardo	12	f	1212	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	10/04/2013	15:06:50	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	39	-12
3	Luis Eduardo	11	m	1213	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	10/04/2013	15:09:03	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	42	-9
4	Luis Eduardo	12	m	1214	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2002	10/04/2013	15:10:47	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	31	-27
5	Luis Eduardo	22	m	1215	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2002	10/04/2013	15:10:47	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	41	-3
6	Luis Eduardo	31	m	1216	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2002	10/04/2013	15:10:47	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	3	3
7	Luis Eduardo	42	m	1217	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2002	10/04/2013	15:10:47	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	89	19
8	Luis Eduardo	12	m	1218	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2002	10/04/2013	15:10:47	Rodrigo Mall	FLEXION-EXT	80	7
9	Daniel Mend	19	m	1219	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	9:46:00	Grecia Mend	FLEXION-EXT	31	-29
10	Daniel Mend	12	f	1220	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	9:52:55	Grecia Mend	FLEXION-EXT	58	-33
11	Daniel Mend	12	f	1221	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	9:55:18	Grecia Mend	FLEXION-EXT	32	-46
12	Diego Mayer	22	m	1222	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:00:37	Jose Lopez P	FLEXION-EXT	41	-27
13	Diego Martir	12	m	1223	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:05:06	Jose Lopez P	FLEXION-EXT	63	-58
14	Diego Martir	54	m	1224	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:05:06	Jose Lopez P	FLEXION-EXT	31	-14
15	Julio Hernan	12	m	1225	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:12:22	Fabian Andre	FLEXION-EXT	62	1
16	Julio Hernan	34	m	1226	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:12:22	Fabian Andre	FLEXION-EXT	174	0
17	Julio Hernan	12	m	1227	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:12:22	Fabian Andre	FLEXION-EXT	76	0
18	Valentina Ga	32	m	1228	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:48:36	Fabian Andre	FLEXION-EXT	5	-12
19	Valentina Ga	12	m	1229	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:48:36	Fabian Andre	FLEXION-EXT	5	-11
20	Valentina Ga	44	m	1230	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:48:36	Fabian Andre	FLEXION-EXT	30	1
21	Valentina Ga	12	m	1231	CV Isquémic	12/12/2012	12/12/2012	11/04/2013	10:48:36	Fabian Andre	FLEXION-EXT	36	0

Figura 46: Base de datos para seguimiento de sesiones del sistema de videogoniometría.

Con esto se concluye la descripción referente al sistema de videogoniometría. A continuación se procede con el siguiente sistema de medición desarrollado en esta tesis.

4.2. Sistema de medición visual de equilibrio en torso

Este sistema responde a la necesidad de proveer una herramienta integral para la medición de la orientación en las regiones de la espalda alta (espina torácica) y espalda baja (espina lumbar), lo cual se refleja directamente en el equilibrio del paciente. No obstante, es importante señalar que está medicamente comprobado que las tres regiones de la espina dorsal (cervical, torácica y lumbar) intervienen, aunque no en la misma proporción, en el equilibrio de una persona. Por un lado podríamos tener el caso de un paciente en silla de ruedas, el cual, por su propia condición de permanecer sentado, requeriría de una mayor intervención de las regiones lumbar y torácica para la conservación de su equilibrio, mientras que en el caso contrario, es decir, un paciente de pie, la región cervical interviene en una proporción mucho mayor para estabilizar la cabeza y por ende contribuir al equilibrio global del paciente. El sistema de medición visual de equilibrio propuesto en esta tesis plantea la medición de la orientación del torso de la persona, lo cual, debido a lo antes expuesto, involucra de manera directa la estimación del equilibrio global de la misma. La sustentación teórica de las mediciones efectuadas por este sistema se presenta en detalle en la sección 3.5.

4.2.1. Entorno gráfico del sistema de medición visual de equilibrio en torso

El primer punto a señalar de este sistema es, al igual que en el caso anterior, la interfaz gráfica desarrollada. En la figura 47 se muestra el diseño de esta interfaz y las partes que la componen, como se verá a lo largo de esta sección, pese a que en términos generales este sistema comparte ciertos rasgos con el de videogoniometría, existen ciertas cualidades que lo hacen muy peculiar en cuanto al tipo de información que podemos obtener del mismo. La descripción de las partes que constituyen la GUI de acuerdo a la notación de la figura 47 es la siguiente:

1) ***Botón para corrección del posicionamiento del sensor:*** Al hacer click sobre este botón se ejecuta un programa que corrige el ángulo de inclinación con el que el servomecanismo de elevación del sensor Kinect (ver figura 10) ajusta el campo de visión. Su objetivo es mantener el sensor en una alineación frontal y paralela respecto a la horizontal, para que de este modo tanto el usuario como la escena puedan apreciarse de la mejor manera, y las mediciones de profundidad sean lo más fieles posibles.

2) ***Botón para iniciar la ejecución de la aplicación:*** Como su nombre lo indica, el objetivo de este botón es ejecutar el programa de software alusivo a la aplicación desarrollada.

3) ***Botón para graficar la orientación y posición del torso:*** El objetivo de este botón es ejecutar una aplicación desarrollada en Matlab, bajo la cual se lleva a cabo la graficación tanto de la orientación del punto identificado como "torso" en el esqueleto virtual, como de su respectiva posición, es decir, de la trayectoria (o estela) trazada por dicho punto a medida que el paciente se desplaza en el área de trabajo. Como se verá más adelante, dichas gráficas se presentan en 2 y 3 dimensiones, así como en distintas ventanas con distribuciones variadas de los datos.

4) ***Botón para enlace con base de datos:*** Al accionar este botón se abrirá una base de datos de Microsoft Excel en donde previamente se han almacenado y ordenado los datos alusivos a las sesiones efectuadas con anterioridad, teniendo con esto un registro cronológico para el control de pacientes.

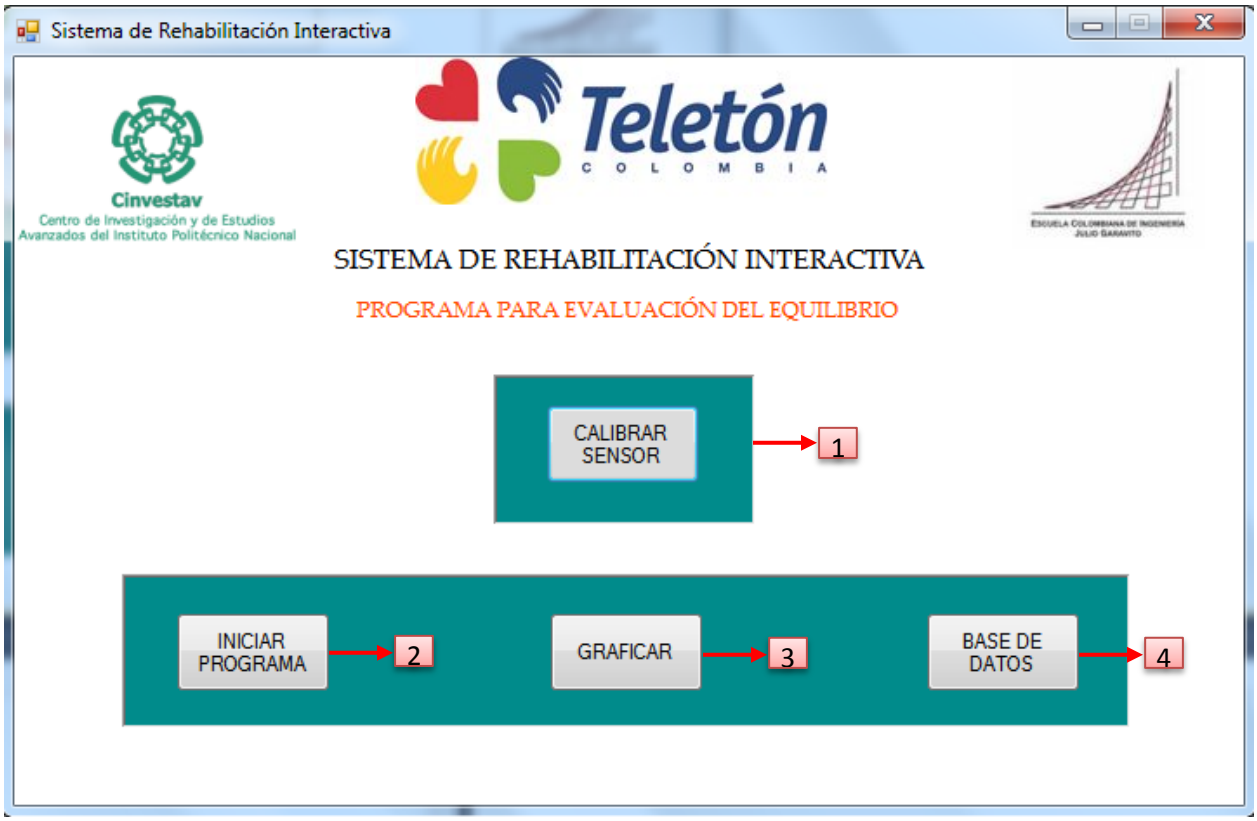


Figura 47: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del sistema de medición visual de equilibrio en torso.

4.2.2. Utilización paso a paso del sistema de medición visual de equilibrio en torso.

Al igual que en el caso del sistema de videogoniometría, al ejecutar la aplicación lo primero que aparecerá en pantalla es la interfaz gráfica que se ilustra en la figura 47. Los pasos subsecuentes para operar el sistema de medición visual de equilibrio se enlistan a continuación:

1. Calibrar el sensor:

Del mismo modo que en el caso anterior, el primer paso crucial es verificar que la posición del sensor Kinect sea la adecuada, para ello basta con dar click sobre el botón *posicionar sensor*, y se llevará a cabo el posicionamiento frontal paralelo del sensor Kinect tal y como se mencionó anteriormente.

2. Iniciar el sistema de medición visual de equilibrio en torso:

Al dar click sobre el botón indicado con el número 2 en la figura 47 se ejecuta la aplicación de consola, con lo cual la siguiente ventana de la línea de comandos aparecerá:

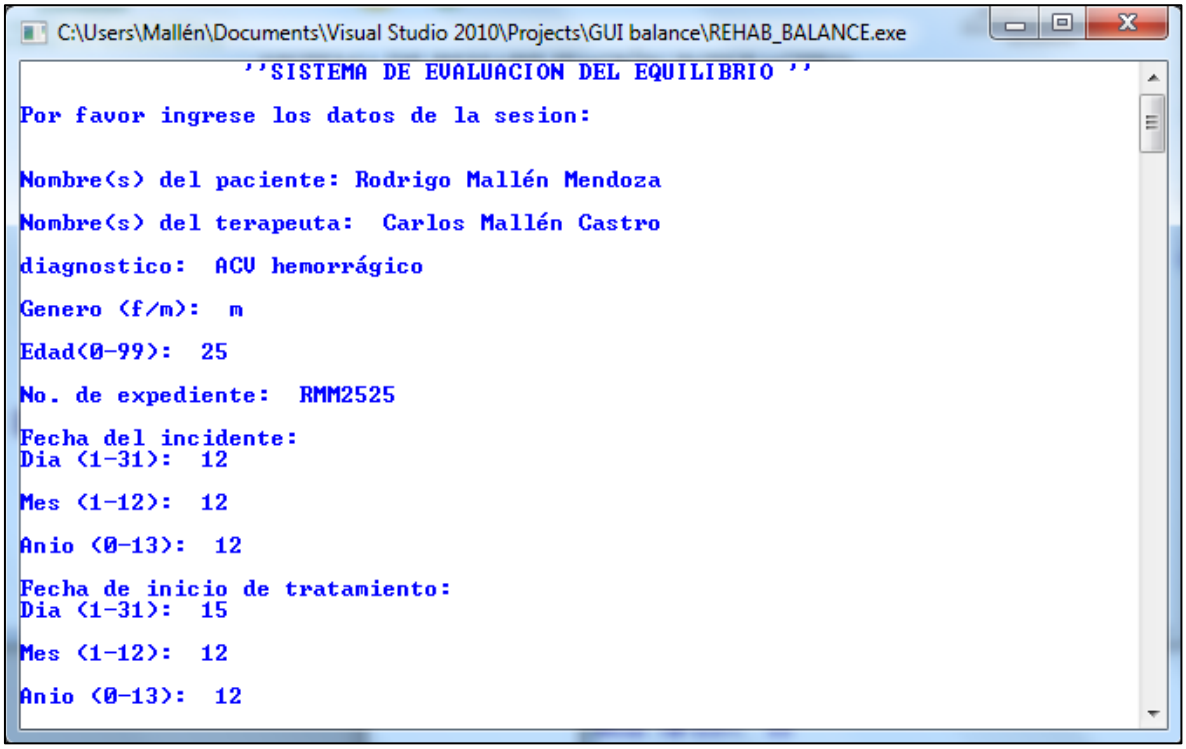


Figura 48: Ventana para alimentación de datos de la sesión (sistema de medición de equilibrio).

Como se puede apreciar en la figura 48, en dicha ventana se alimentan los datos de la sesión propios de cada paciente, mismos que serán almacenados por el programa para su posterior registro y presentación en la base de datos. Una vez que se llena el último campo, fecha de inicio de tratamiento, la aplicación continuará su ejecución, abriéndose entonces la ventana principal del sistema de medición visual de equilibrio en torso, la cual se muestra a continuación en la figura 49. La descripción de las partes que conforman dicha ventana es la siguiente:

1. ***Campos para visualización de los valores de orientación:*** En estos campos que aparecen vacíos en la figura 49, se muestran los valores en tiempo real de la rotación (en grados) sobre cada uno de los ejes coordenados (*x*, *y*, *z*). Es decir, el conjunto de los 3 campos constituyen la

orientación del torso del paciente a medida que este rota o se inclina. Dichos valores aparecen una vez que el paciente ha sido detectado por el sistema de visión tal y como se vio en el caso anterior del sistema de videogoniometría.

2. Botón de inicio de registro de la orientación y posición: La función de este botón es la de iniciar el registro de la evolución de la orientación y posición del torso, es decir, se guardan tanto los valores que van tomando en tiempo real las rotaciones sobre los tres ejes (x,y,z), como la posición tridimensional que adquiere dicho punto.

3. Botón de fin de registro de la orientación: Finaliza el proceso de registro y almacenamiento de la evolución tanto de la orientación como de la posición del punto alusivo al torso.

4. ***Botón de terminación de la aplicación:*** Este último botón finaliza la ejecución del sistema de medición visual de equilibrio, por lo que la ventana principal se cierra y automáticamente se regresa a la interfaz gráfica de la figura 47.

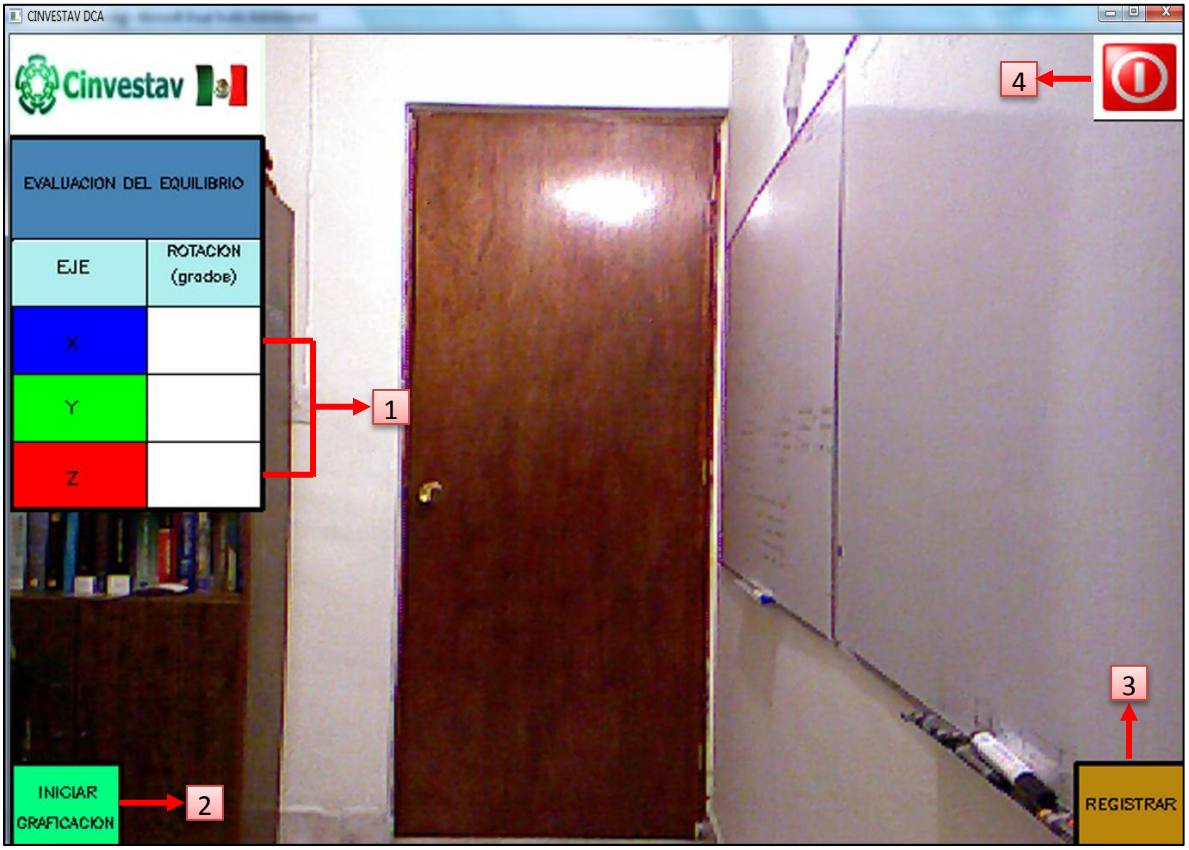


Figura 49: Ventana principal del sistema de medición visual de equilibrio en torso.

3. Ubicar al paciente dentro de la escena (campo de visión del sensor):

Una vez que se abre la ventana principal del sistema de medición visual de equilibrio, lo siguiente por hacer es ubicar al paciente usuario dentro de la escena o campo de visión del sensor Kinect, esto con el fin de ser detectado por los algoritmos de reconocimiento de pose vistos en la Sección 2.3.1. Por ello, gracias también a la función de auto-calibración vista en la misma sección, basta con ubicar al paciente dentro de un área lo suficientemente grande como para que su cuerpo sea plenamente percibido en el campo de visión. Así mismo, la escena debe estar lo más abierta posible y libre de obstáculos (muebles u objetos voluminosos) que propicien las oclusiones del paciente con el medio. El sistema reconocerá entonces al paciente y dibujará el referencial local del torso (tratado previamente en las secciones 3.4 y 3.5) que se muestra en la figura 50. Como se puede apreciar, debido a que se trata de un sistema de medición solo de equilibrio en torso, basta con dibujar únicamente los tres vectores ortogonales que conforman dicho referencial.

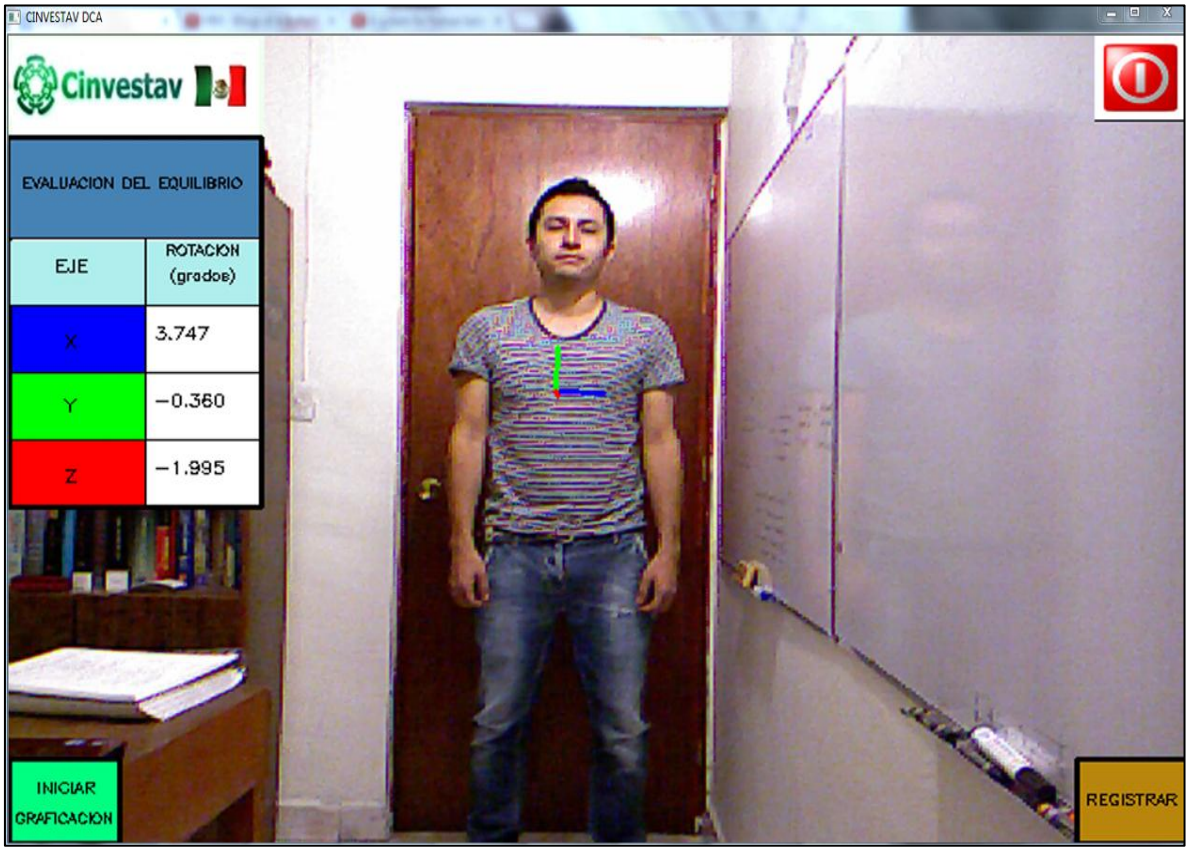


Figura 50: Entorno del sistema de medición visual de equilibrio en torso, usuario detectado, referencial local del torso y orientación visualizada en tiempo real.

4. Visualización alterna de la evolución de la orientación en la ventana secundaria:

Otra de las cualidades principales del sistema de medición visual de equilibrio desarrollado como parte de esta tesis es la capacidad de visualizar la evolución de la orientación del torso en forma de medidores tipo tacómetro. Esta opción se presenta en una ventana alterna a la principal (figura 49), la cual se muestra en la figura 51. En dicha ventana se aprecian tres medidores virtuales tipo analógico, cada uno de ellos posiciona su aguja en el respectivo valor en grados de acuerdo a la rotación sobre el eje en cuestión que se esté desarrollando. Así, por ejemplo para una rotación únicamente sobre el plano sagital (eje *x*, color azul), el medidor del lado izquierdo será el único que registre movimiento. De igual manera cada uno de estos medidores cuenta también con un display digital que presenta la medición en tiempo real en la parte inferior de cada uno de dichos medidores. Finalmente, en la parte central superior de la ventana, el paciente o usuario puede verse a sí mismo en un efecto espejo mientras se desarrolla la sesión.

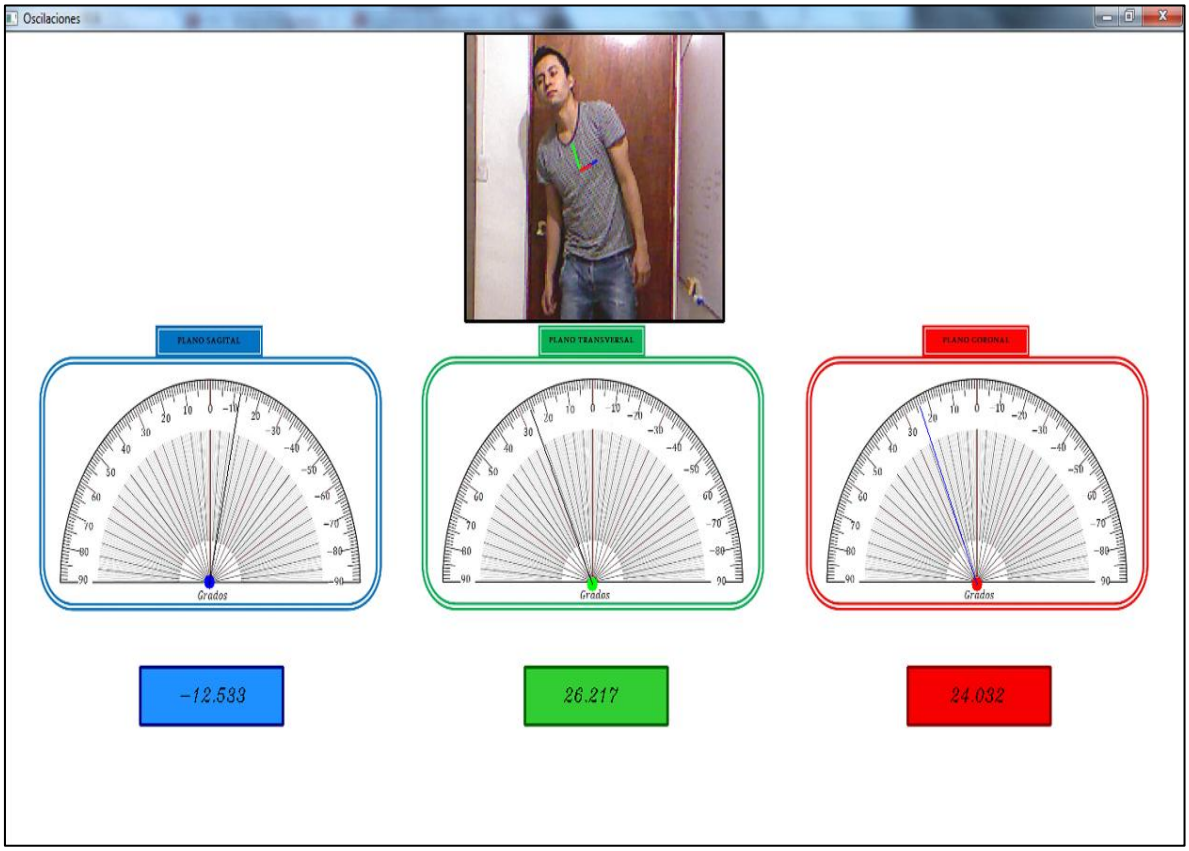


Figura 51: Ventana alternativa del sistema de medición visual de equilibrio en torso.

5. Registrar y graficar la evolución de la orientación y posición en torso:

Una vez que se ha detectado al paciente dentro de la escena, nos interesará guardar un registro de la sesión que se encuentre en curso. Para ello, una de las tareas más requeridas dentro de la

etapa de valoración pre- y post-rehabilitación es la de medir los valores máximo y mínimo de la orientación de torso es decir, tener la capacidad de recuperar los alcances máximos y mínimos de los movimientos de rotación e inclinación que un paciente pueda efectuar antes y después de una terapia de rehabilitación. Es aquí donde entra el rol del botón de registro, mencionado anteriormente en la descripción de las partes que conforman a la ventana de la figura 49.

Como primer punto, al registrar la evolución de la posición y orientación del torso, aparecerá un mensaje en color naranja en la parte superior de la pantalla principal (ver figura 50) con la leyenda "*Registro de trayectoria iniciado*". Esto le indica al paciente o al terapeuta que se ha iniciado el almacenamiento en memoria de la evolución de la posición y orientación del torso. Posteriormente, bastaría con dar doble click en el *botón de fin de registro* (botón 3 de la figura 49) para con ello finalizar el proceso de registro y almacenamiento.

Una vez hecho lo anterior, no es necesario salir del programa para poder visualizar las gráficas obtenidas de la sesión, basta simplemente con restaurar la ventana de la GUI (figura 47) para poder accionar el botón de graficación de orientación y posición (botón 3 de la figura 47) del torso.

En las figuras 52, 53 y 54 se ilustran las típicas gráficas proporcionadas al accionar dicho botón, así mismo se muestran las cualidades más representativas de las mismas.

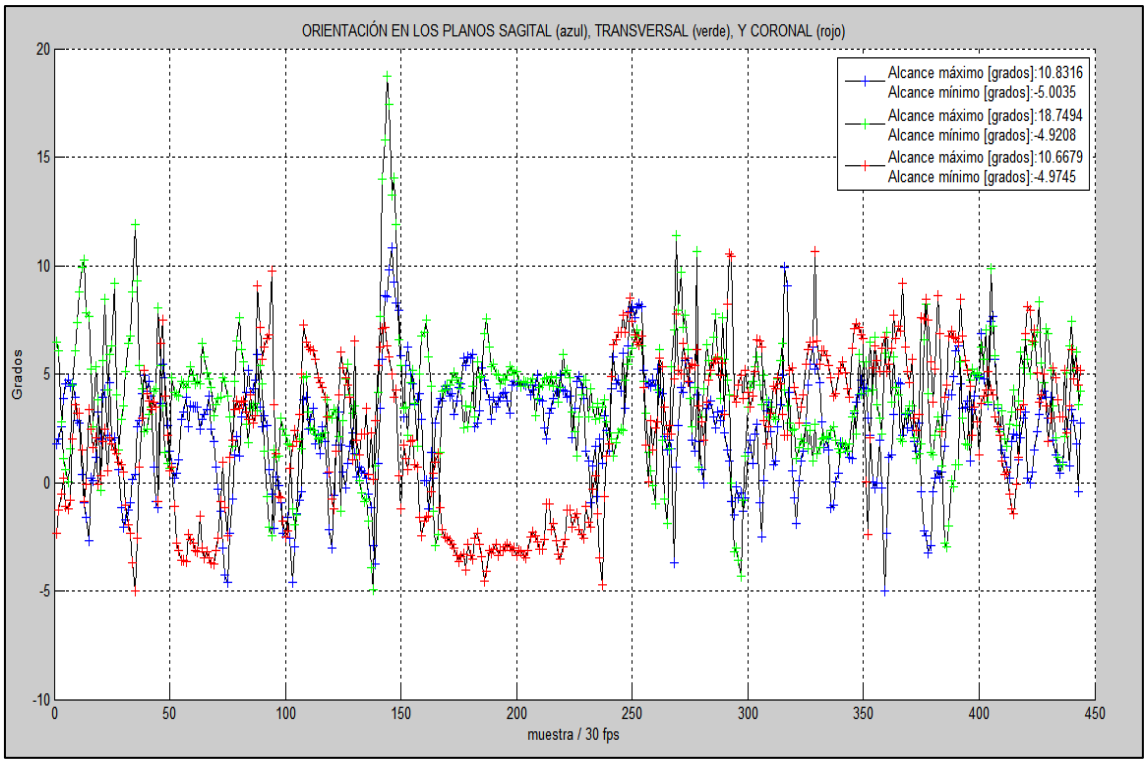


Figura 52: Gráfica de orientación (grados) en los tres planos, presentación conjunta de datos.

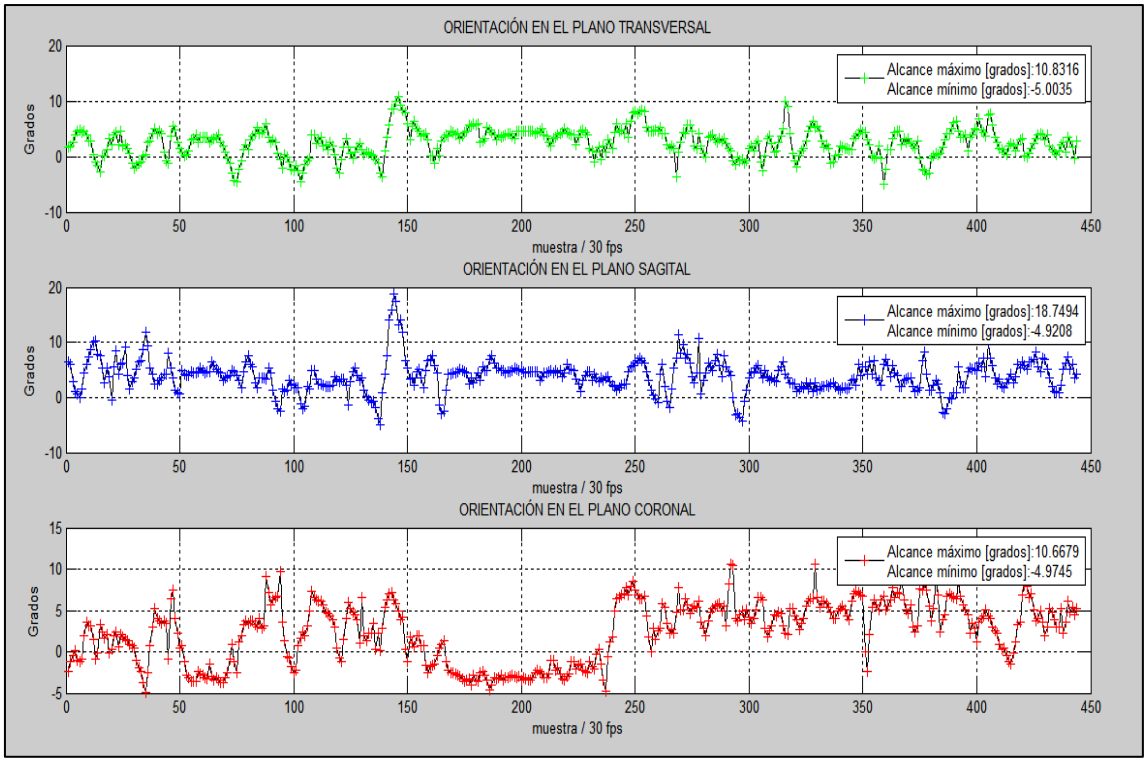


Figura 53: Gráfica de orientación (grados) en los tres planos, presentación de datos por separado.

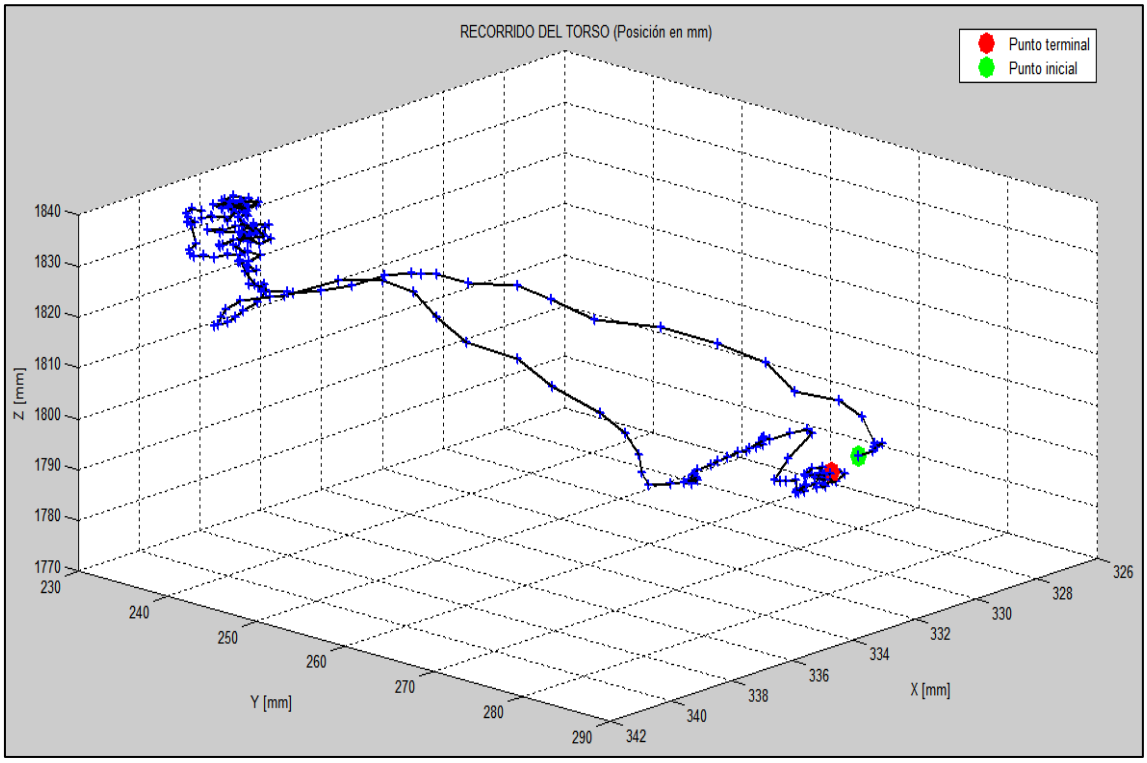


Figura 54 a). Vista 3D

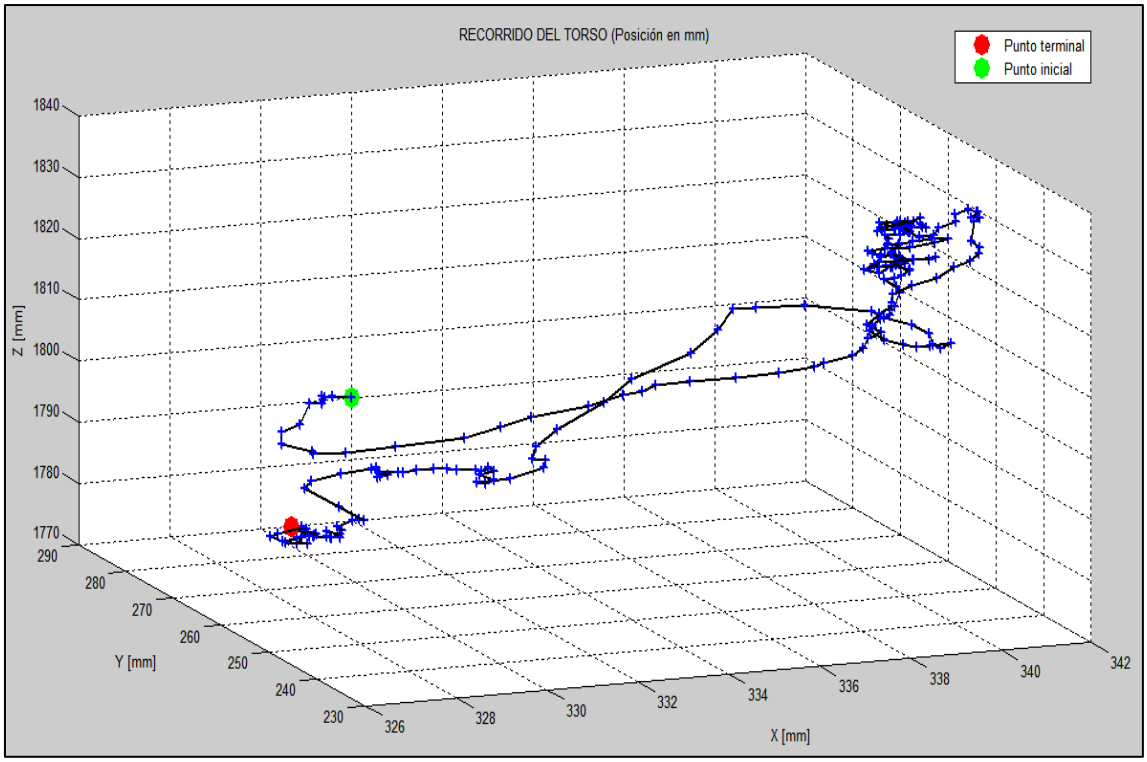


Figura 54 b). Vista 3D

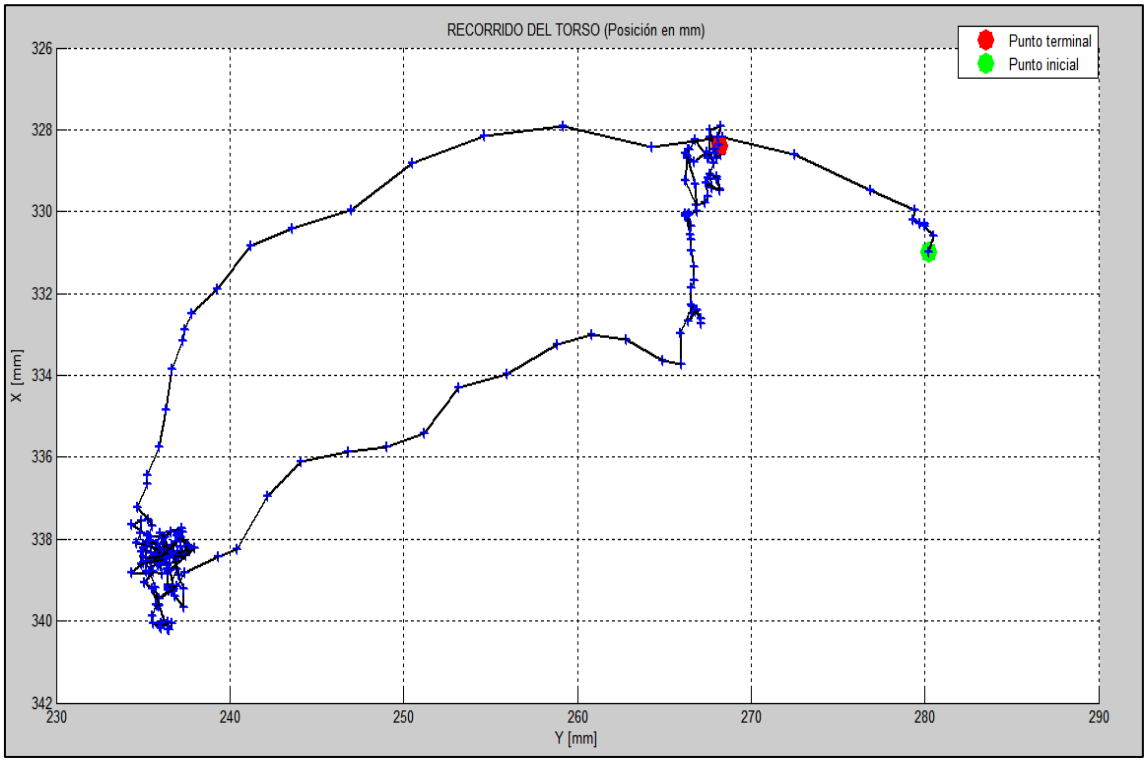


Figura 54 c). Vista 2D correspondiente al plano coronal.

En la figura 52 se muestra la primera de las gráficas entregadas por el sistema de medición visual de equilibrio, en ella se aprecia de manera superpuesta la evolución (en grados) de la orientación del punto del esqueleto alusivo al torso. En color azul se presenta el plano sagital, en color verde el plano transversal y en color rojo el plano coronal. Así mismo, en la esquina superior derecha se generan de manera automática los valores máximos y mínimos de cada una de estas rotaciones que conforman la orientación total del torso.

Como segundo punto tenemos la gráfica de la figura 53, en la cual se presenta la misma información de la figura 52, con la diferencia de que en este caso la presentación de la trayectoria evolutiva de la rotación (o inclinación) del torso se hace de manera individual (por separado), proporcionando así una segunda perspectiva de los datos obtenidos. Así mismo, se generan (al igual que en el caso anterior) los valores máximo y mínimo alcanzados durante la sesión.

Finalmente, las gráficas de la figura 54 ilustran la evolución de la posición del punto alusivo al torso en un formato 3D. Esta representación permite visualizar la trayectoria en los tres planos (sagital, transversal y coronal) ya sea de manera conjunta, como se aprecia en los incisos a y b, o bien de manera individual como se muestra en el inciso c. Debido a que dichas gráficas se generan mediante una aplicación ejecutable diseñada en Matlab, cualquiera de estas es capaz de obtenerse a partir del uso del botón de rotación 3D ( ) con el que cuentan las ventanas donde se presentan las gráficas. De este modo, se tiene una herramienta sencilla capaz de proveer una visualización de la posición ya sea en 2D o 3D de manera inmediata.

6. Integración con sistema Wii Fit para generación de bio-feedback:

Las gráficas obtenidas en el punto anterior, tanto de orientación como de posición del torso, tienen su principal aplicación dentro de un subsistema desarrollado en el presente proyecto de medición visual de equilibrio. Se trata de una integración del videojuego *Wii Fit* (desarrollado para la consola Nintendo Wii®), la plataforma *Wii Balance Board* y nuestro sistema de medición visual de equilibrio en torso. Esto con la finalidad de constituir un sistema integral de valoración y rehabilitación del equilibrio en pacientes con limitaciones de índole motriz o neuromotriz. Cabe señalar que un sistema con características semejantes fue propuesto en 2011 por un grupo de investigadores de la Universidad Politécnica de Valencia, con el nombre de "eBaViR" (easy Balance Virtual Rehabilitation), para un mayor panorama acerca de este proyecto se recomienda consultar la referencia [23].

Como primer paso para describir la integración que hemos desarrollado, es necesaria una pequeña descripción acerca de los elementos que la conforman. La *Wii Balance Board*, es una plataforma sobre la cual un usuario se para firmemente, y mediante sus movimentos de inclinación y rotación del cuerpo en general, es capaz de alterar el llamado *centro de presión* (COP) de la plataforma, controlando con ello la dinámica de un cierto videojuego. El concepto de centro de presión se refiere al punto sobre el cual se debe aplicar la resultante de todas las

presiones ejercidas sobre un cuerpo u objeto para que el efecto de la resultante sea igual a la suma de los efectos de las presiones. La ubicación de dicho punto sobre el cuerpo a menudo depende de la morfología o geometría de este. En particular, debido a la simetría de la *Wii Balance Board* y a las regiones donde se localizan los cuatro sensores de fuerza (esquinas), podríamos afirmar que, para una carga perfectamente equilibrada, el centro de presión se encuentra en el centro de la plataforma como lo ilustra el círculo rojo de la figura 55. De este modo, la plataforma entrega entonces un estimado de la distribución de la presión sobre los cuatro sensores localizados en las esquinas, de modo tal que, un desequilibrio en las fuerzas ejercidas sobre dicha plataforma provocará el cambio en la ubicación del COP.

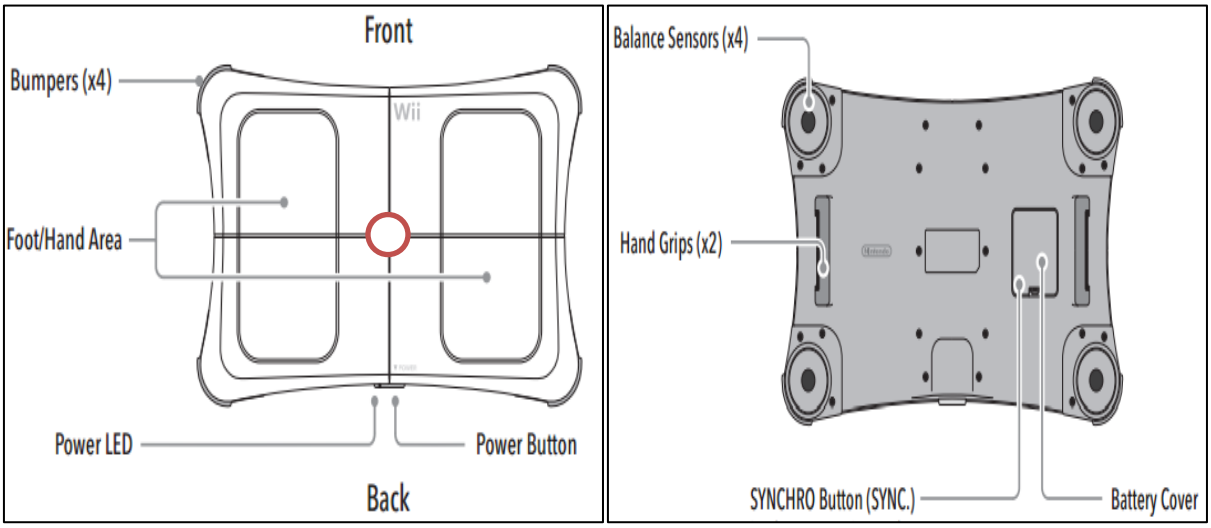


Figura 55: Wii Balance Board y partes que la componen. El círculo rojo representa el COP teórico.

Como se mencionó, esta plataforma funge entonces como el mando (o control) de una serie de videojuegos para la consola Wii de Nintendo, en particular dichos juegos se encuentran concentrados en un disco compacto bajo el nombre de *Wii Fit*. Este conjunto de juegos se divide en secciones, algunas de ellas se enfocan en juegos interactivos para hacer ejercicio tipo aerobics, sin embargo, existe otra sección especializada en juegos para potenciar el equilibrio de la persona y la coordinación visuo-motriz. De este conjunto de juegos, hemos elegido uno en el que se presenta una vela encendida tal y como se ilustra en la figura 56, este juego lleva por nombre *candle stare*, y su objetivo es que el usuario trate de mantener el mayor tiempo posible la flama encendida mediante la estabilización del COP. Es decir, para nuestros fines el jugador será un paciente con las patologías anteriormente señaladas, quien tratará de mantener su COP lo más cercano posible al centro de la plataforma Balance Board, para de este modo mantener la flama encendida, la cual titubeará de manera proporcional a la tasa de variación del COP del paciente. El juego termina cuando dicha variación es tan grande que la flama se apaga por completo. De manera automática, la única variable útil que podemos obtener directamente del juego es el tiempo que el paciente logró mantener la vela encendida.

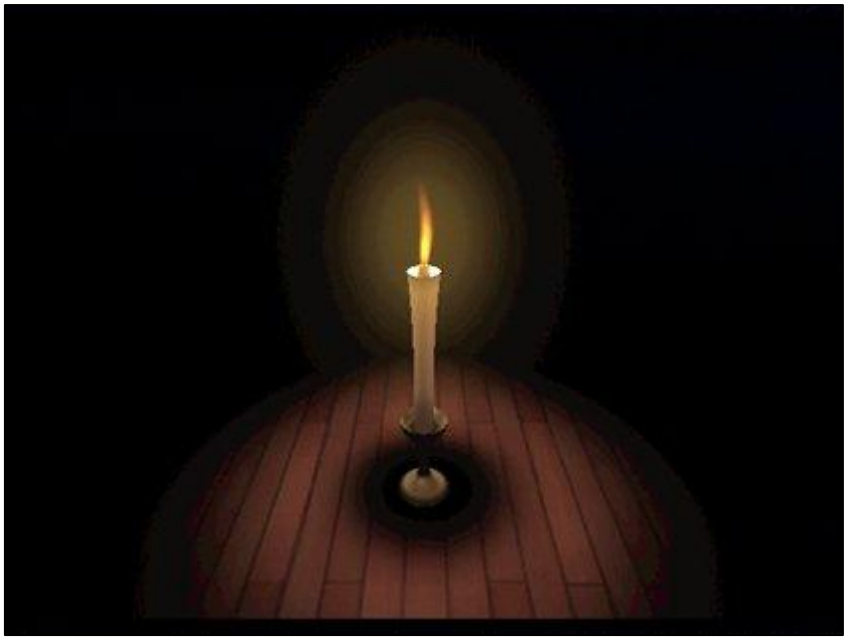
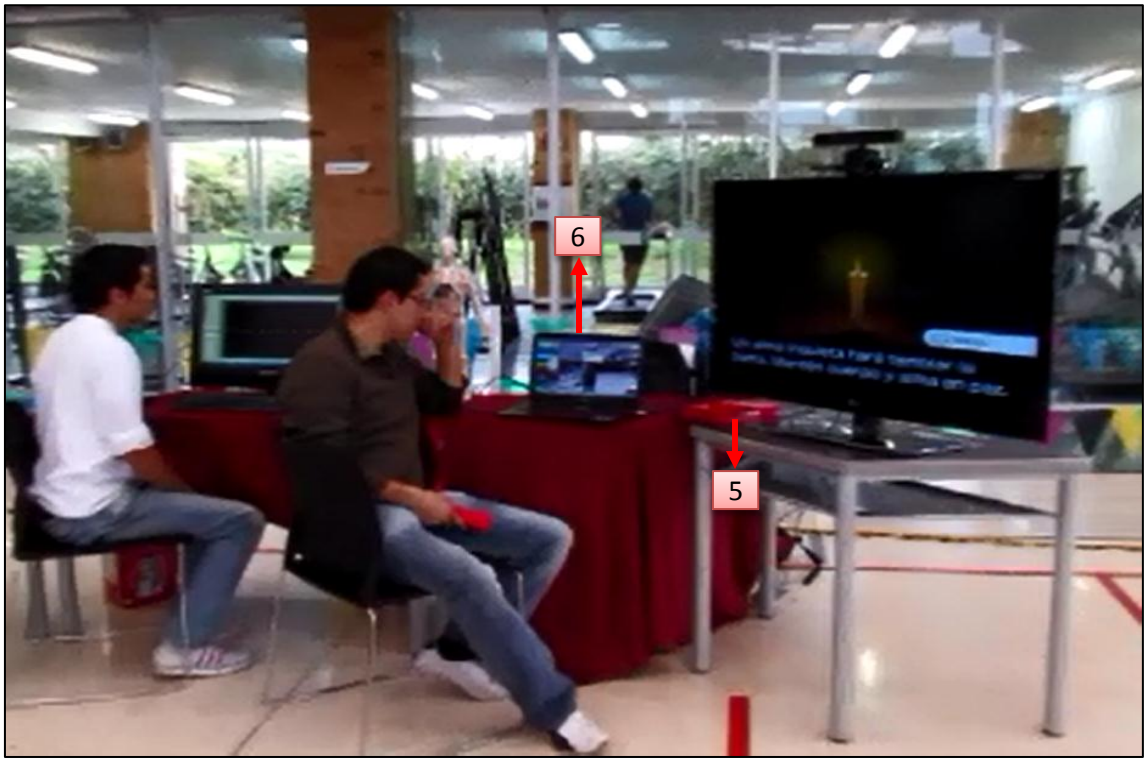


Figura 56: Entorno del juego “candle stare” de Wii Fit.

Es por esto que, aprovechando lo bien que este juego se ajusta a las necesidades de una terapia de rehabilitación de equilibrio, se optó por integrar el sistema de medición visual desarrollado por nosotros al juego *candle stare*. De este modo se puede generar un ambiente integral que potencie al paciente a exigirse cada vez más en un entorno tipo videojuego, integrando a su vez las cualidades que el sistema de medición de equilibrio provee, es decir, las mediciones de orientación y posición del torso. Con esto se logra obtener una importante recolección de datos, los cuales entre otras cosas, le pueden indicar al terapeuta aspectos tales como la dirección en la que el paciente tiende más a compensar el peso por fatiga, malas posturas y diagnósticos propios de la falta de equilibrio en general. En la figura 57-a se ilustra el sistema total en ejecución, como se puede notar, el paciente se debe colocar de frente a la pantalla donde se proyecta el videojuego *candle stare*, así mismo debe estar parado sobre la plataforma Balance Board a una distancia de entre uno y dos metros de la pantalla. Como se aprecia en esta misma figura, tanto el sensor receptor de la plataforma *Balance Board*, como el sensor Kinect, han sido montados sobre la pantalla mediante un soporte especial, el cual permite la operación de ambos sensores al mismo tiempo. Las partes que conforman el sistema integral y que se numeran en las figuras 57-a y 57-b se enlistan a continuación:

1) Plataforma *Wii Balance Board.*
2) Sensor receptor de datos provenientes de la *Wii Balance Board.*
3) Sensor Kinect.
4) Pantalla para la proyección del videojuego *candle stare*.
5) Consola Nintendo Wii.
6) Equipo de cómputo para la ejecución en paralelo del sistema de medición visual de equilibrio en torso.

a)



b)

Figura 57: Integración Wii Fit + Wii Balance Board + Sistema de medición visual de equilibrio en torso.

Con todo esto se logra además una de las principales ventajas del sistema integral propuesto: La generación de un *bio-feedback*, es decir, se consigue obtener un sistema que permite la

retroalimentación visuo-motriz del paciente, y ya que se utiliza un medio virtual tipo “reto”, la potenciación de dicha retroalimentación tenderá a ser mayor, por lo que el proceso de rehabilitación tenderá también a acelerarse.

7. Visualizar los registros de seguimiento de las sesiones de los pacientes:

Finalmente, el último paso que nos resta es, al igual que en el caso del sistema de videogoniometría, acceder a la base de datos para visualizar los registros de las sesiones que se hayan llevado a cabo desde el momento en el que se comenzó a utilizar el sistema de medición visual de equilibrio por vez primera. Tanto el diseño de la base de datos como la información de la sesión, son exactamente los mismos que para el caso del sistema de videogoniometría (figura 46), por lo que omitiremos mostrar alguna imagen que ilustre dicha base. Debido a la propia naturaleza de las variables que se miden en este caso, los últimos campos de la base de datos cambian, de este modo, en lugar de tener campos para el tipo de variable medida (Abducción-Aducción, Flexo-extensión, etc.) y la amplitud máxima alcanzada en cada una de ellas, se tienen ahora campos para registrar únicamente los valores máximos y mínimos de rotación (que puede interpretarse también como *inclinación*) y posición sobre cada uno de los planos durante la sesión.

Con esto concluimos la descripción del sistema de medición visual de equilibrio en torso, así como de todos los pormenores necesarios para su ejecución. En la siguiente sección se trata el tercero de los sistemas desarrollados en este proyecto de tesis.

4.3. Sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas

Uno de los retos más notables en el área de rehabilitación de miembros superiores es la recuperación de las aptitudes de escritura cuando se ha sufrido un accidente cerebro-vascular (ACV), o bien cuando se ha amputado un brazo a diferentes escalas, ya sea desde la amputación de dedos hasta la amputación transhumeral (arriba del codo y antes del hombro) y se ha implantado una prótesis en el lugar del brazo. Llevar a cabo ciertas tareas caligráficas de alta relevancia como la escritura de una firma, puede llegar a ser una hazaña muy difícil de lograr para alguien que haya sufrido algún evento traumático que le haya costado la movilidad parcial o total de alguna parte del miembro superior, o bien como se acaba de mencionar, la propia amputación. En el primer caso, es decir, cuando la persona ha sufrido un ACV, el sistema musculo-esquelético del brazo puede permanecer intacto, sin embargo el sistema nervioso encargado del mando y activación del movimiento suele presentar daños importantes. En el segundo caso, es decir, cuando el evento traumático exige la amputación total o parcial del miembro en cuestión, la alternativa es la implantación de una prótesis que compense la pérdida del miembro, empleando entonces el tejido nervioso, muscular y óseo restante para el entrenamiento del uso y control de la prótesis. Sin embargo, como puede resultar evidente, a mayor cantidad de secciones del brazo perdidas, más complicada y tardada puede resultar la etapa de entrenamiento y adaptación del paciente a su prótesis.

Debido a estos inconvenientes, en esta tesis se propone un sistema cuyo objetivo principal es el de potenciar la pronta recuperación de las habilidades caligráficas más esenciales para llevar a

cabo tareas como la escritura de una firma o nombre propio, esto gracias a la capacidad de producir un bio-feedback mediante un sistema de escritura virtual que asemeja una típica plantilla de ejercicios caligráficos como las que se usan en los niveles preescolares para la enseñanza. El sistema cuenta con tres tipos de plantillas distintas, las cuales se diferencian esencialmente por los patrones a trazar a modo de planas. Cada uno de estos patrones, que se mostrarán con detalle más adelante, tiene un punto de inicio y otro de fin. La tarea es entonces trazar estos patrones de manera virtual, es decir, sin la necesidad de un lápiz y papel físicos. Para comenzar a definir propiamente el sistema desarrollado comencemos por los elementos que lo conforman:

1) Una pantalla plana que se recomienda (por razones ergonómicas) tenga dimensiones de entre 37 y 42 pulgadas.
2) Un cristal (de preferencia anti-reflejante) cuyas dimensiones excedan por al menos 15cm por lado las dimensiones de la pantalla.
3) Un equipo de cómputo.
4) Un sensor Kinect.
5) Un soporte o base de montaje para colocar el sensor Kinect desde el techo y mirando hacia abajo en dirección a la pantalla.
6) Cuatro soportes de goma para suspender el cristal sobre las esquinas de la pantalla al menos a 8cm de esta.

El montaje resultante del sistema basado en los elementos antes mencionados tiene la apariencia que se ilustra en la figura 58.

Figura 58: Montaje total del sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas.

4.3.1. Entorno gráfico del sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas

Para el desarrollo de este tercer proyecto se ha destinado una interfaz gráfica semejante a la de los dos sistemas anteriores, no obstante, en este caso se tienen tres rutinas distintas a efectuar, a las cuales les hemos llamado *patrones*. En la siguiente sección describiremos más a fondo lo que significan dichos patrones. Por ahora nos enfocaremos en las partes que constituyen la GUI del sistema de evaluación de aptitudes caligráficas.

Figura 59: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas.

1) ***Botón para corrección del posicionamiento del sensor:*** Al hacer click sobre este botón se ejecuta un programa que corrige el ángulo de inclinación con el que el servomecanismo de elevación del sensor Kinect (ver figura 10) ajusta el campo de visión. Su objetivo es mantener el sensor en una alineación frontal y paralela respecto a la horizontal, para que de este modo tanto el usuario como la escena puedan apreciarse de la mejor manera, y las mediciones de profundidad sean lo más fieles posibles.

2) ***Primer grupo de botones, inicio de aplicaciones:*** Cada uno de estos botones ejecuta prácticamente la misma aplicación, con la diferencia de que los patrones guía son distintos.

3) ***Segundo grupo de botones, graficación de errores:*** Estos botones despliegan en pantalla una gráfica del error instantáneo cometido durante la última sesión.

4) ***Botón para enlace con base de datos:*** Al accionar este botón se abrirá una base de datos de Microsoft Excel en donde previamente se han almacenado y ordenado los datos alusivos a las sesiones efectuadas con anterioridad, teniendo con esto un registro cronológico para el control de pacientes.

4.3.2. Utilización paso a paso del sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas

Al igual que en los dos sistemas anteriores, al ejecutar la aplicación lo primero que aparecerá en pantalla es la interfaz gráfica que se ilustra en la figura 59. Los pasos subsecuentes para operar el sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas se enlistan a continuación:

1. Calibrar el sensor:

Del mismo modo que en los casos anteriores, el primer paso crucial es verificar que la posición del sensor Kinect sea la adecuada, para ello basta con dar click sobre el botón *posicionar sensor*, y se llevará a cabo el posicionamiento frontal paralelo del sensor Kinect tal y como se ha visto anteriormente. Este paso es indispensable, ya que en muchas ocasiones cuando el sensor se transporta constantemente de un lugar a otro sin cuidado, el servomecanismo de este suele inclinarse fácilmente.

2. Iniciar la ejecución de alguna de las aplicaciones:

Como se pude apreciar en la figura 59, el primer grupo de botones está conformado por un total de tres de estos. Al dar click sobre cualquiera de ellos se abrirá una ventana muy semejante a las ilustradas en las figuras 41 y 48, con la única peculiaridad de que el título cambia, este hecho se puede apreciar en la figura 60. Una vez introducidos los datos de la sesión, aparecerá la ventana principal de la aplicación (figura 61), la cual, dependiendo del botón que se haya presionado (patrón #1, patrón #2 o patrón #3) aparecerá un patrón en particular a seguir (figuras 61-63). Como se mencionó brevemente al inicio de esta sección, el objetivo principal es el de emular de manera virtual un típico ejercicio de caligrafía tipo preescolar, por ello, la pantalla plana y el cristal anti-reflejante juegan el rol del papel o plantilla donde, de manera original, se efectuarían dichos ejercicios. El propósito principal del cristal es esencialmente crear una superficie translúcida y rígida sobre la cual el paciente pueda recargar su mano para llevar a cabo sus ejercicios caligráficos, no obstante, también tiene el propósito de crear un espacio o brecha entre la mano del paciente y la pantalla plana. Ahora bien, para llevar a cabo propiamente el trazado de los patrones, nos apoyaremos de una pluma borrador (goma), la cual evidentemente no rayará, no dibujará ni manchará el cristal anti-reflejante, sino que tendrá únicamente el objetivo de proporcionar al paciente la sensación de estar sujetando una pluma o lápiz real.

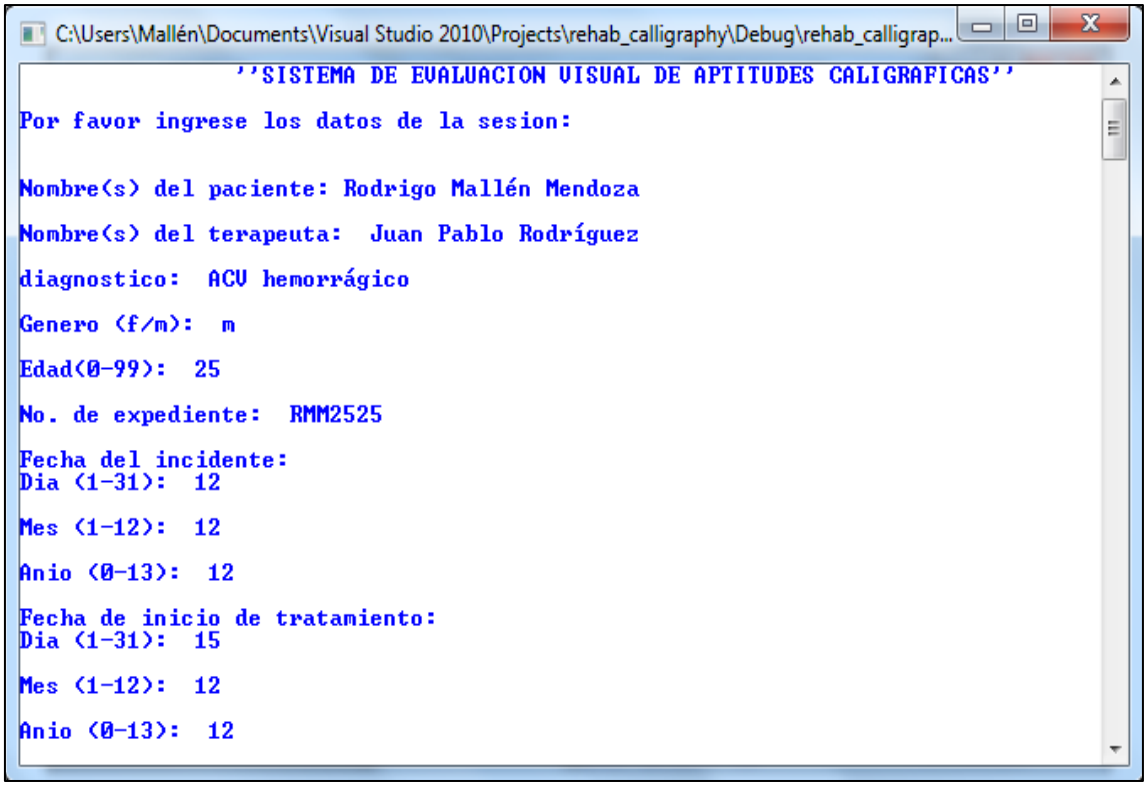


Figura 60: Ventana para alimentación de datos de la sesión (sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas).

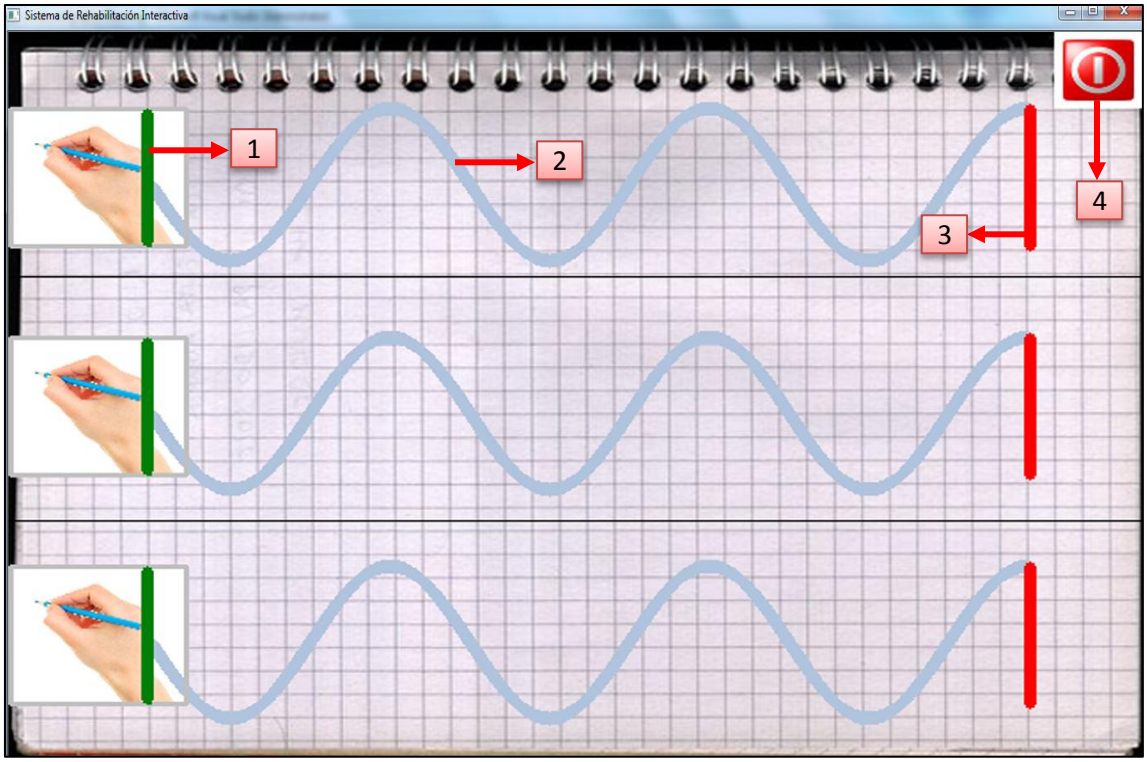


Figura 61: Ventana principal de la aplicación (patrón #1) y sus partes que la conforman.

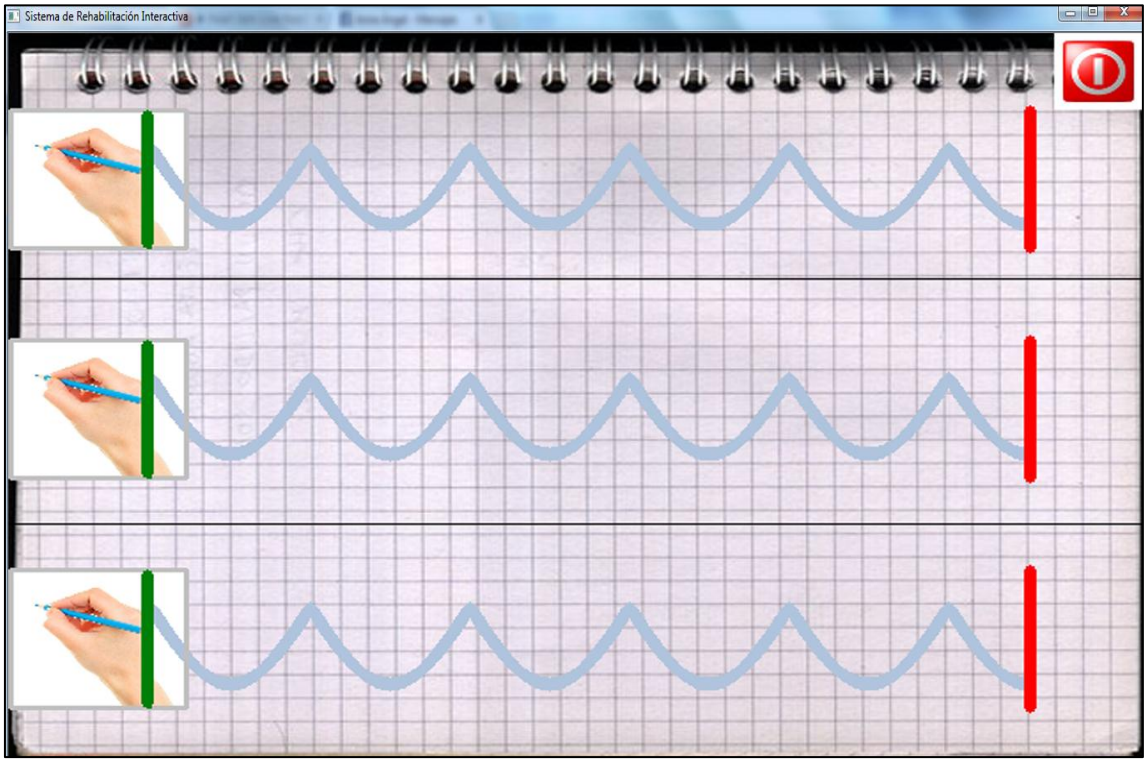


Figura 62: Ventana principal de la aplicación (patrón #2).

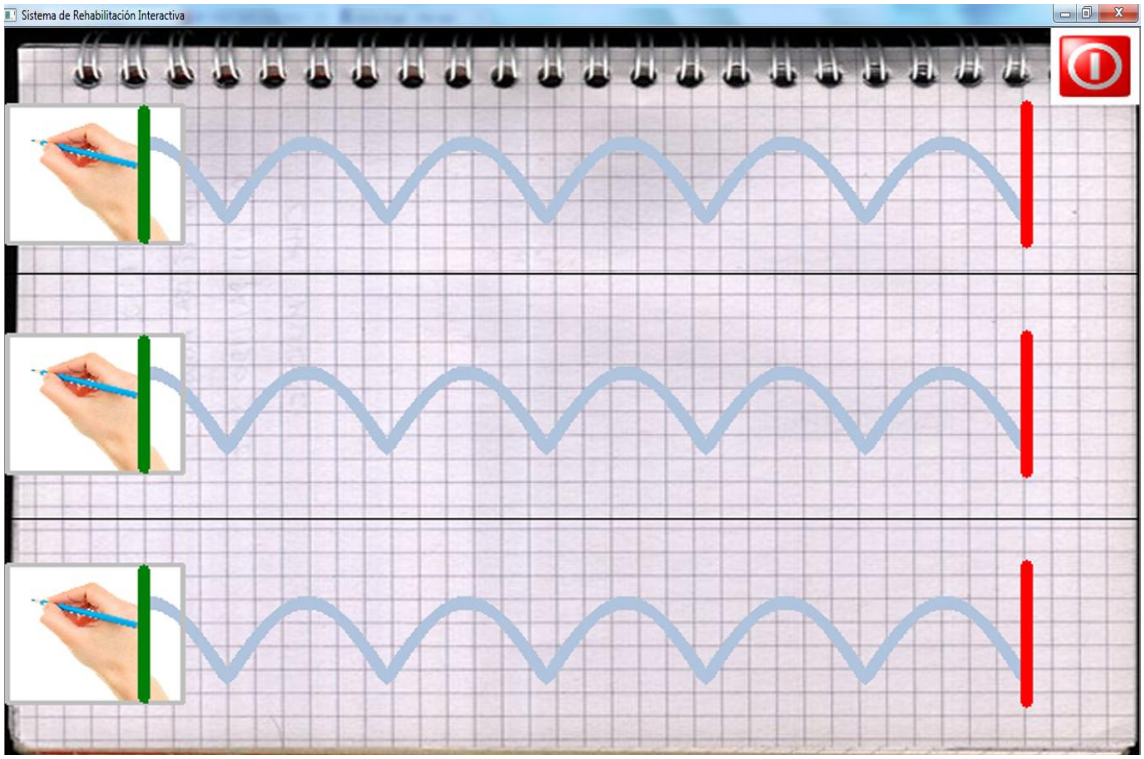


Figura 63: Ventana principal de la aplicación (patrón #3).

Posteriormente, el modo de proceder a la utilización del sistema es el siguiente:

- Con base en la distribución ilustrada en la figura 58, el primer paso es sentar al paciente frente a la mesa virtual, es decir, ubicándose en la silla tal y como se puede apreciar en dicha figura. Se debe cuidar además que la posición y altura de la mesa virtual (pantalla plana + cristal anti-reflejante) sea cómoda y ergonómica para el paciente.
- Como segunda instancia el paciente deberá presentar su mano para ser detectada por el sensor Kinect mediante los algoritmos de detección de mano proporcionados por NITE (vistos previamente en la sección 2.3.). Para esto, la mano con la que se pretenda llevar a cabo el ejercicio deberá colocarse sobre el cristal anti-reflejante mientras se sostiene la pluma borrador en cualquiera de las formas ilustradas en la figura 64, o bien, colocando la mano a unos centímetros por encima de él, haciendo pequeños movimientos circulares o de lado a lado.

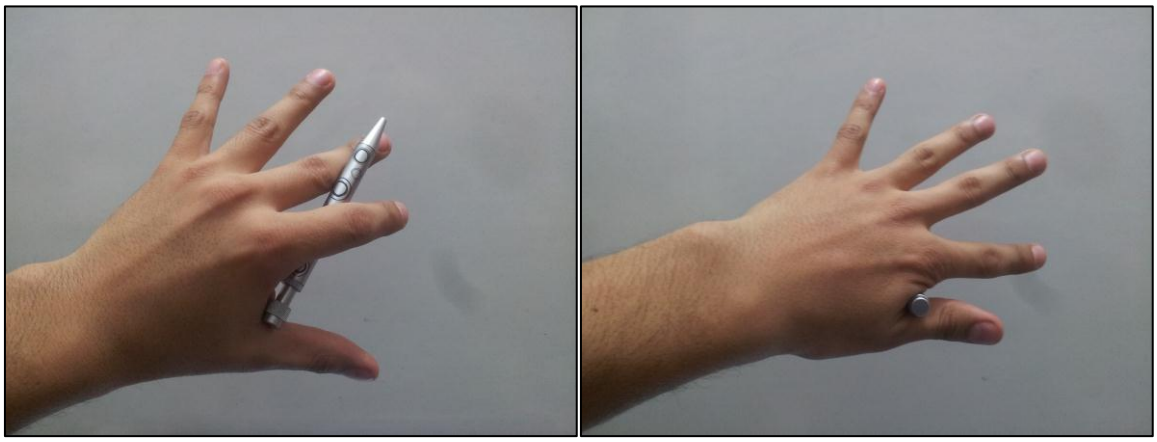


Figura 64: Posiciones recomendadas para la detección de mano en el sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas.

- Al hacer lo anterior, NITE comenzará el proceso de detección de la mano y cálculo del centróide de la misma, con esto se asignará un punto en el centro del dorsal de la mano en cuestión, mismo que utilizaremos para dibujar posteriormente la estela o trayectoria que deje la mano conforme se desplace a lo largo del patrón. Cabe señalar que, para conseguir el correcto montaje total del sistema (como se aprecia en la figura 58), se requiere de un previo proceso de calibración, en el cual se debe cuadrar, alinear y delimitar el campo de visión del sensor Kinect para que la trayectoria que la mano va dibujando coincida en la medida de lo posible con la punta de la pluma borrador. De este modo se logra un efecto mucho más realista de estar dibujando con dicha pluma de manera virtual.
- Al detectarse la mano sobre el campo de visión del Kinect comenzará a aparecer en la pantalla principal la estela que la mano va dejando en su camino. Sin embargo, como

se mencionó anteriormente, la variable de desempeño a medirse por este sistema es el error instantáneo, es decir, la diferencia entre la trayectoria trazada por la mano y la trayectoria fija (patrón), por ello se necesita un punto de referencia a partir del cual comenzar a medir dicho error, y de igual manera, otro punto a partir del cual finalizar la medición. Estas referencias las constituyen las líneas de inicio y fin de carrera (puntos 1 y 3, figura 61) que se encuentran en los extremos de cada uno de los patrones (punto 2, figura 61) que constituyen la pantalla principal. Es decir, al cruzar la línea verde se iniciará el proceso de registro de trayectoria, mientras que, por el contrario, al cruzar la línea roja se dará fin a dicho proceso, quedando almacenados en memoria los datos alusivos al error, los cuales posteriormente se pueden graficar desde la GUI. La figura 65 ilustra el sistema de evaluación de aptitudes caligráficas en ejecución, en dicha figura se muestra la trayectoria que el paciente va dejando conforme se lleva a cabo el ejercicio caligráfico.

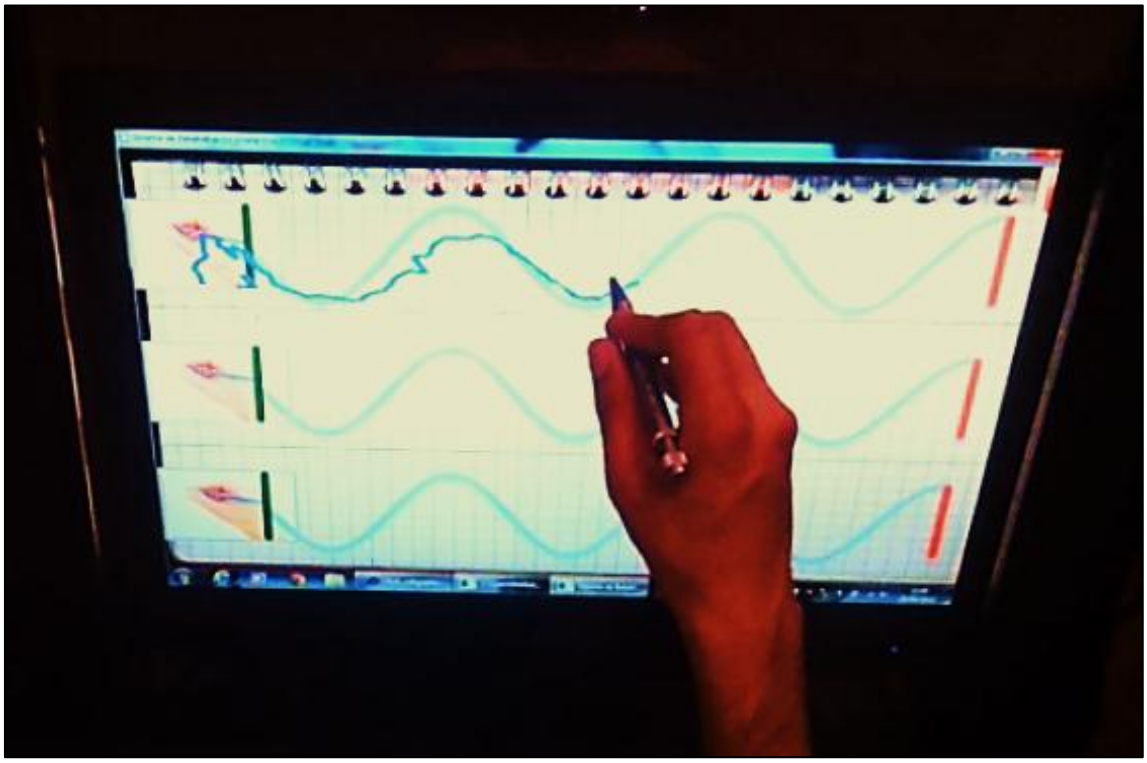


Figura 65: Sistema de evaluación de aptitudes caligráficas en ejecución.

- En caso de querer seguir ejercitando los ejercicios caligráficos, este proceso se puede repetir cuantas veces sea desee sin necesidad de salir de la aplicación. Finalmente, para terminarla basta con dar doble click sobre el botón en color rojo (punto 4, figura 61) ubicado en la esquina superior derecha de la pantalla, con lo cual automáticamente se regresa a la GUI del sistema (figura 59).

3. Registrar y graficar la evolución del error instantáneo:

Al igual que en los sistemas anteriores, una vez que se terminen de realizar los ejercicios caligráficos, el siguiente paso que nos interesará es poder visualizar alguna gráfica que proporcione información interesante acerca del desempeño de la sesión recién concluida. Por ello, debido a la naturaleza de este sistema, resulta adecuada la graficación del error porcentual cometido entre la trayectoria trazada por la mano y la trayectoria base (patrón) en cada instante de tiempo (cada frame). Para esto se desarrolló un programa ejecutable en Matlab al cual se puede acceder automáticamente al presionar alguno de los botones de la sección denotada con el número 3 en la figura 59. Este programa regresará en automático las gráficas del error porcentual instantáneo de cada una de las tres filas de ejercicios que componen la ventana principal de la aplicación. La figura 66 y 67 ilustra los dos diseños en los que se presentan los datos, ya sea en conjunto o por separado, así mismo en la esquina superior derecha se obtiene también el error porcentual promedio cometido por cada fila de ejercicios caligráficos.

Un punto importante a resaltar con respecto al sistema de evaluación desarrollado es la rápida adaptabilidad que un paciente puede lograr respecto a la utilización del sistema, es decir, en un tiempo relativamente corto el paciente puede lograr mejorar sustancialmente sus habilidades caligráficas, y con ello alcanzar que las gráficas resultantes presenten un error porcentual cada vez más bajo. Esto evidentemente es gracias a la retroalimentación (bio-feedback) que el paciente experimenta al encontrarse nuevamente (al igual que con los otros sistemas desarrollados en esta tesis) con un ambiente virtual tipo reto, que lo lleva a exigir cada vez más de sí mismo.

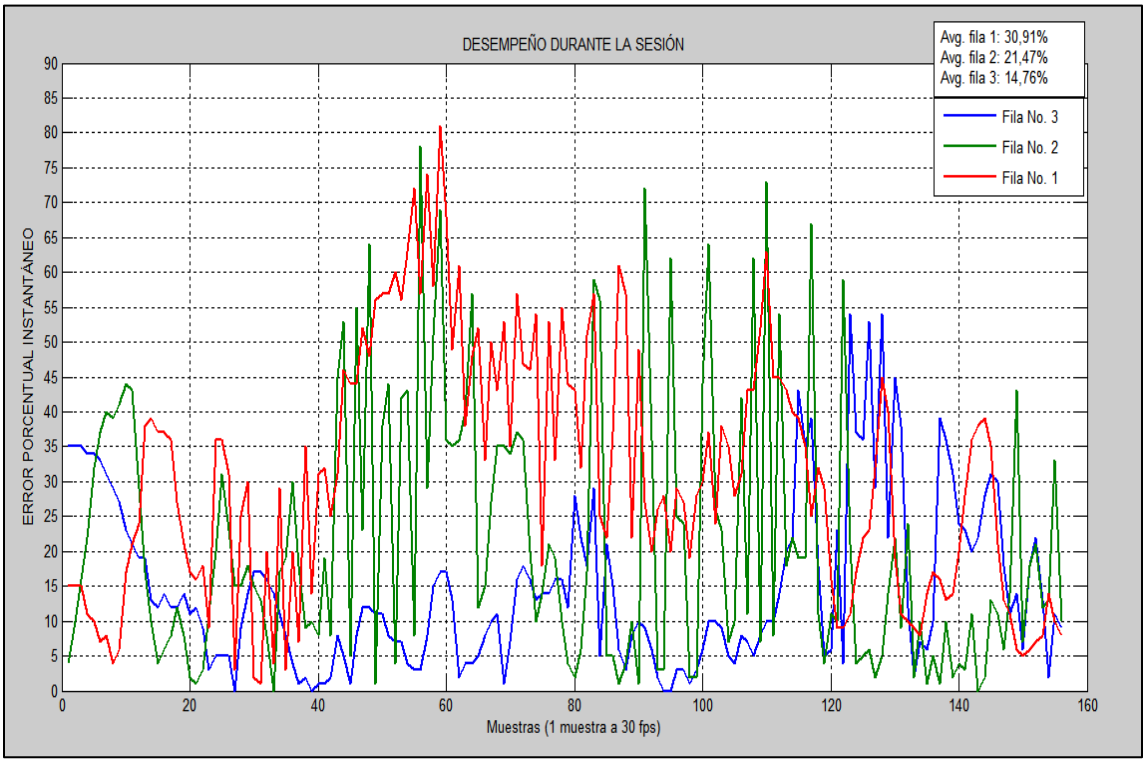


Figura 66: Gráfica del error porcentual instantáneo, presentación conjunta de datos.

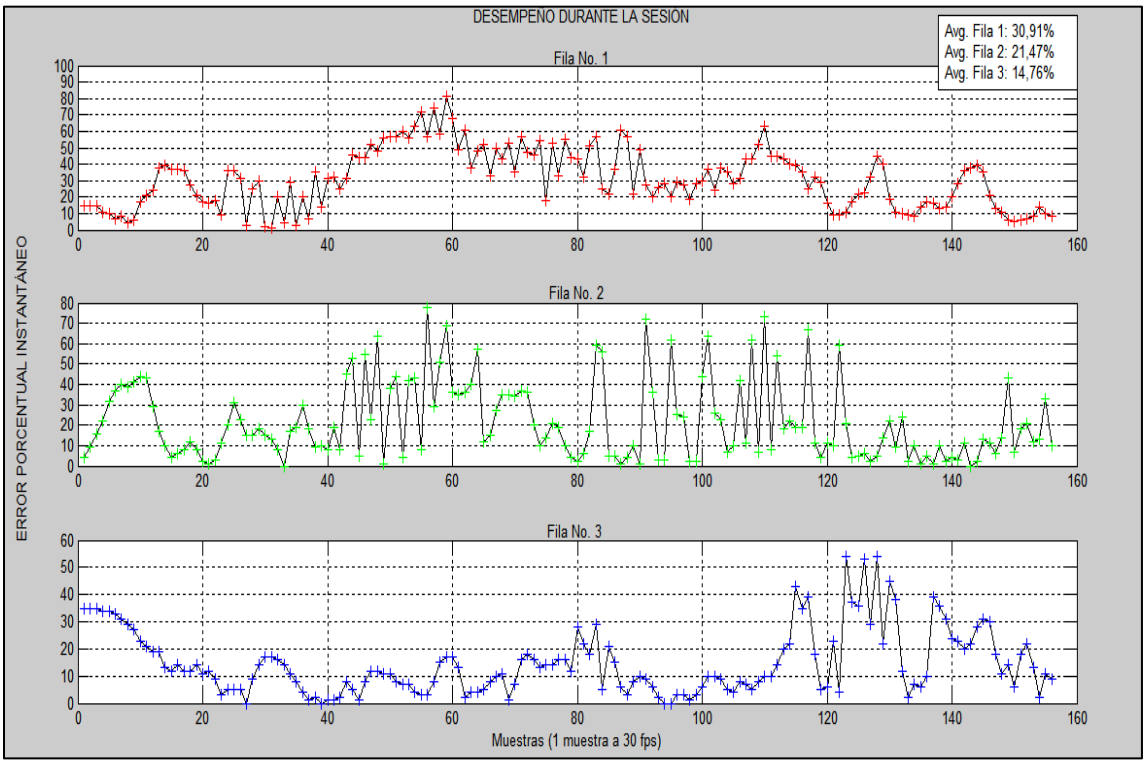


Figura 67: Gráfica del error porcentual instantáneo, presentación de datos por separado.

4. Visualizar los registros de seguimiento de las sesiones de los pacientes:

Para concluir, nos encontramos nuevamente con la capacidad de poder acceder al registro de seguimiento de las sesiones que se hayan llevado a cabo desde el momento en el que se comenzó a utilizar el sistema y hasta la fecha. Tanto el diseño de la base de datos como la información de la sesión, son exactamente los mismos que para los dos sistemas anteriores (videogoniometría y medición visual de equilibrio), por lo que nuevamente omitiremos mostrar alguna imagen que ilustre la base de datos asociada. Sin embargo, como es de esperarse, los últimos campos de dicha base se modifican, guardando ahora los valores del error porcentual promedio para cada una de las filas que componen la ventana de ejercicios caligráficos.

Con esto concluimos la descripción del sistema de evaluación visual de aptitudes caligráficas, así como de todos los pormenores necesarios para su ejecución. En la siguiente sección se trata el último de los sistemas desarrollados en este proyecto de tesis.

4.4. Sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz

Como se mencionó en la sección introductoria de esta tesis, un sistema integral de valoración, seguimiento y ejercicios de rehabilitación, necesita contar con ciertas cualidades fundamentales que propicien y potencien el pronto avance del paciente, pero sobre todo, su interés y disposición por incorporarse y asistir a sus terapias. Es por esto que, para cerrar este proyecto de tesis se ha desarrollado una aplicación didáctica e interactiva a modo de juego de video, la cual se propone como una herramienta para el apoyo complementario al proceso terapéutico de rehabilitación neuromotriz. El juego desarrollado presenta un ambiente virtual tipo juego de basketball, en el cual se dibujan sobre la pantalla una cantidad determinada de balones en colores rojo, azul y verde, así como un total de tres canastas (una roja, una verde y una azul). El objetivo de este juego consiste entonces en que el paciente (que padezca de algún tipo de ECV) identifique y haga la selección del balón por su forma y color, para posteriormente encestarlo en la correspondiente canasta cuyo color sea el mismo que el del balón.

El enfoque principal de este proyecto es proporcionar una herramienta práctica, sencilla de operar e intuitiva, pero sobre todo, atractiva y divertida para pacientes menores de edad, con lo cual crezca su interés por incorporarse a un proceso de rehabilitación, mejorando sus aptitudes de coordinación visual-motriz.

El desarrollo de este proyecto está fundamentado íntegramente en conceptos de realidad virtual y programación, no obstante, involucra la utilización de algunas cualidades propias de los sistemas de realidad aumentada, como son la interacción y agrupación de elementos del mundo real (manos del paciente) con elementos del mundo virtual (balones y canastas de basketball). Esto aunado al seguimiento, control y registro del desempeño de los pacientes, torna el sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz en una opción real de apoyo a las terapias de rehabilitación neuromotriz que se llevan a cabo en la actualidad.

Como es de esperarse, dos de los componentes principales que constituyen este proyecto, son nuevamente el sensor Kinect y el middleware NITE, ya que como se vio en la Sección 2.1.3. gracias a ellos podemos llevar a cabo el seguimiento (*tracking*) de las manos del paciente, teniendo así la posibilidad de utilizar los puntos alusivos a las manos para manipular los objetos virtuales que se encuentran en la escena, es decir, los balones.

Al igual que en el caso de los dos primeros sistemas (videogoniometría y medición visual de equilibrio), a excepción de un equipo de cómputo y un sensor Kinect, no se requiere de mayores herramientas para la operación de esta aplicación.

4.4.1. Entorno gráfico del sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz

Para el desarrollo de este último proyecto se ha desarrollado una interfaz gráfica más atractiva pero igual de funcional e intuitiva que en los casos anteriores. No obstante, como se puede apreciar en la figura 68, algunos de los botones que la conforman tienen funciones distintas, esto es debido a que, más que un sistema de medición, este proyecto está concebido como un videojuego ante el paciente y no como un sistema de evaluación de sus aptitudes. A continuación se detallan las partes que conforman dicho sistema.

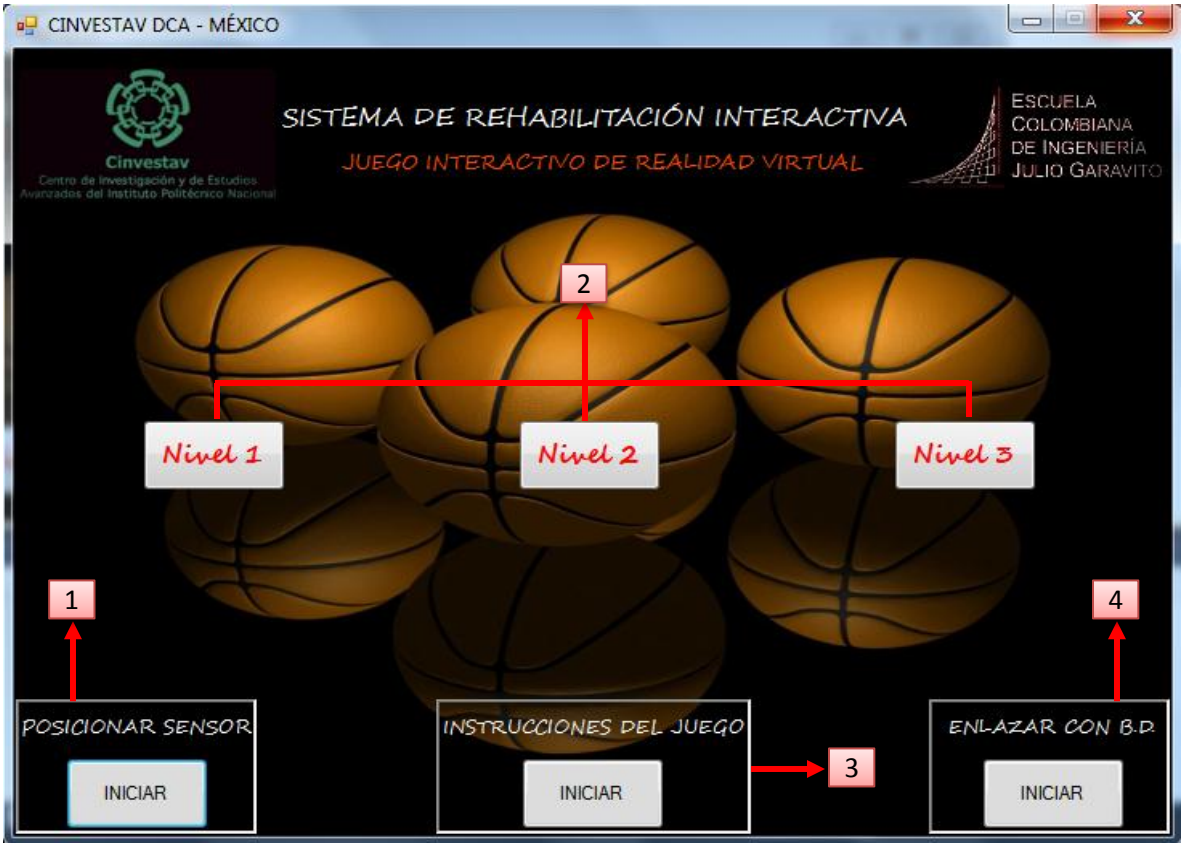


Figura 68: Interfaz gráfica de usuario (GUI) del sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz.

1) ***Botón para corrección del posicionamiento del sensor:*** Lleva a cabo exactamente la misma función que en los tres sistemas anteriores.

2) ***Botones para inicio de las aplicaciones:*** Este grupo cuenta con tres botones, uno para cada nivel de dificultad del juego, mismos que se verán con detalle más adelante.

3) ***Botón de instrucciones del juego:*** Presenta una lista detallada de las instrucciones para emplear correctamente la aplicación.

4) ***Botón para enlace con base de datos:*** Esta aplicación, al igual que las anteriores cuenta con un botón para enlazar con una base de datos de Excel, donde dentro de los datos a almacenar se encuentra el tiempo que le toma al paciente completar el nivel de juego en cuestión. Esto permite el registro y seguimiento del desempeño del paciente durante la sesión.

4.4.2. Utilización paso a paso del sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz

Una vez abierta la GUI de la figura 68, los pasos subsecuentes para operar la aplicación son las siguientes:

1. ***Calibrar el sensor:***

   Del mismo modo que en los casos anteriores, el primer paso crucial es verificar que la posición del sensor Kinect sea la adecuada, para ello basta con dar click sobre el botón *posicionar sensor,* y se llevará a cabo el posicionamiento frontal paralelo del sensor Kinect tal y como se ha visto anteriormente

2. ***Consultar las instrucciones del juego:***

   Una vez calibrada la posición del sensor Kinect, se sugiere consultar las instrucciones del juego para un mayor y mejor entendimiento de su dinámica. Para acceder a dichas instrucciones simplemente se hace click sobre el botón correspondiente, posteriormente las instrucciones del juego aparecerán en pantalla tal y como se ilustra en la figura 69.

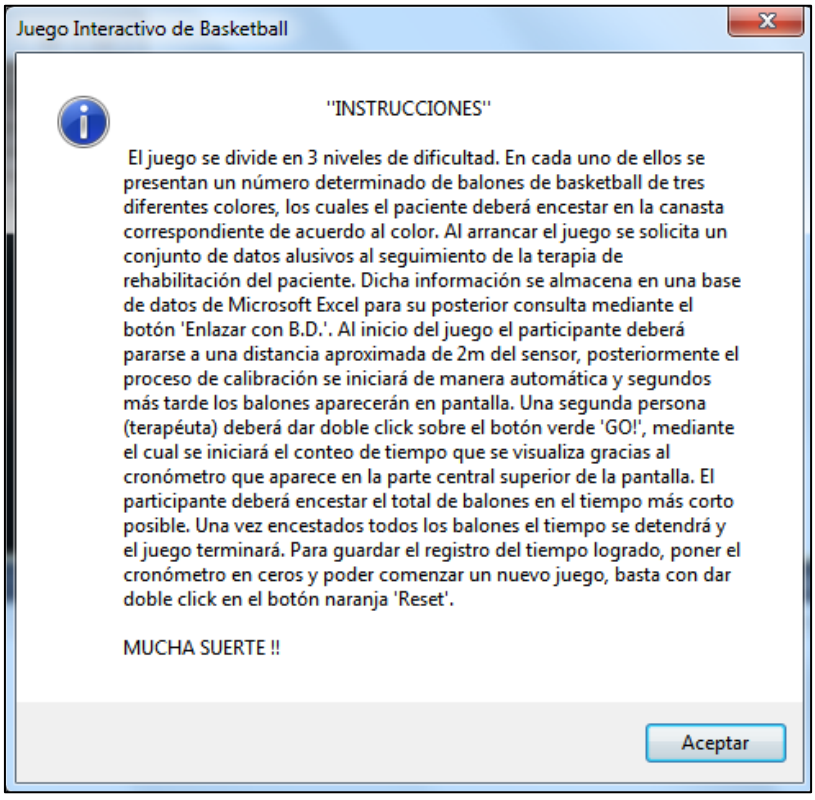


Figura 69: Ventana de instrucciones del juego.

3. ***Iniciar la ejecución de alguna de las aplicaciones:***

   Como se pude apreciar en la figura 68, el número 2 agrupa tres botones. Al dar click sobre cualquiera de ellos se abrirá la típica ventana de alimentación de datos idéntica a las de las

figuras 48 o 60, en ella se han de ingresar los datos alusivos a la sesión, los cuales una vez introducidos, se desplegará automáticamente la ventana principal de la aplicación que se ilustra en la figura 70 junto con las partes que la componen.

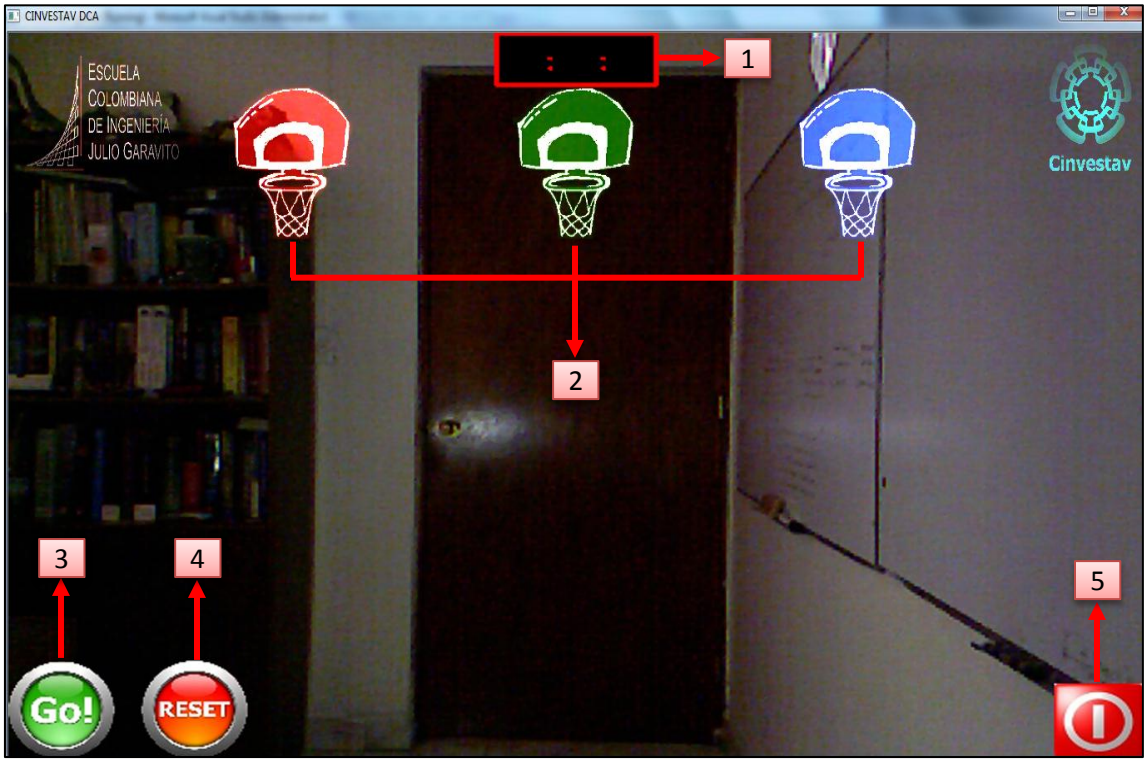


Figura 70: Ventana principal del sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz.

1) ***Cronómetro de tiro:*** Lleva a cabo un conteo de la duración en segundos y décimas de segundo que le toma al paciente completar el nivel.
2) ***Canastas de anotación:*** Cada una de ellas cuenta con un contador en el área del tablero, el cual se inicializa en ceros (figura 71) y se incrementa de uno en uno cada vez que un balón del respectivo color sea encestado en ellas.
3) ***Botón de inicio de juego:*** Al dar doble click sobre él, se iniciará el conteo de tiempo y aparecerán los balones de basketball, siempre y cuando el paciente ya se haya colocado dentro de la escena.
4) ***Botón de reinicio:*** Este botón tiene la función de limpiar el conteo del cronómetro y reiniciar el juego cuantas veces se desee.
5) ***Botón de terminación del juego:*** Este botón nos permite salir de la aplicación y regresar a la GUI (figura 68).

4. <u>Ubicar al paciente dentro de la escena</u>:

Una vez que aparece la ventana principal frente a nosotros, lo siguiente es colocar al paciente dentro del campo de visión del sensor Kinect. Por comodidad se recomienda que éste se ubique al centro de la escena, de este modo se iniciará automáticamente el proceso de detección y calibración del paciente, así mismo, al concluirse dicho proceso aparecerán entonces los balones de basketball dibujados sobre la ventana principal. Dependiendo del nivel de dificultad que se haya elegido en la GUI, la cantidad de balones que aparecerán variará de 3 para el primer nivel, hasta 9 para el tercer nivel, tal y como se muestra en la figura 71.

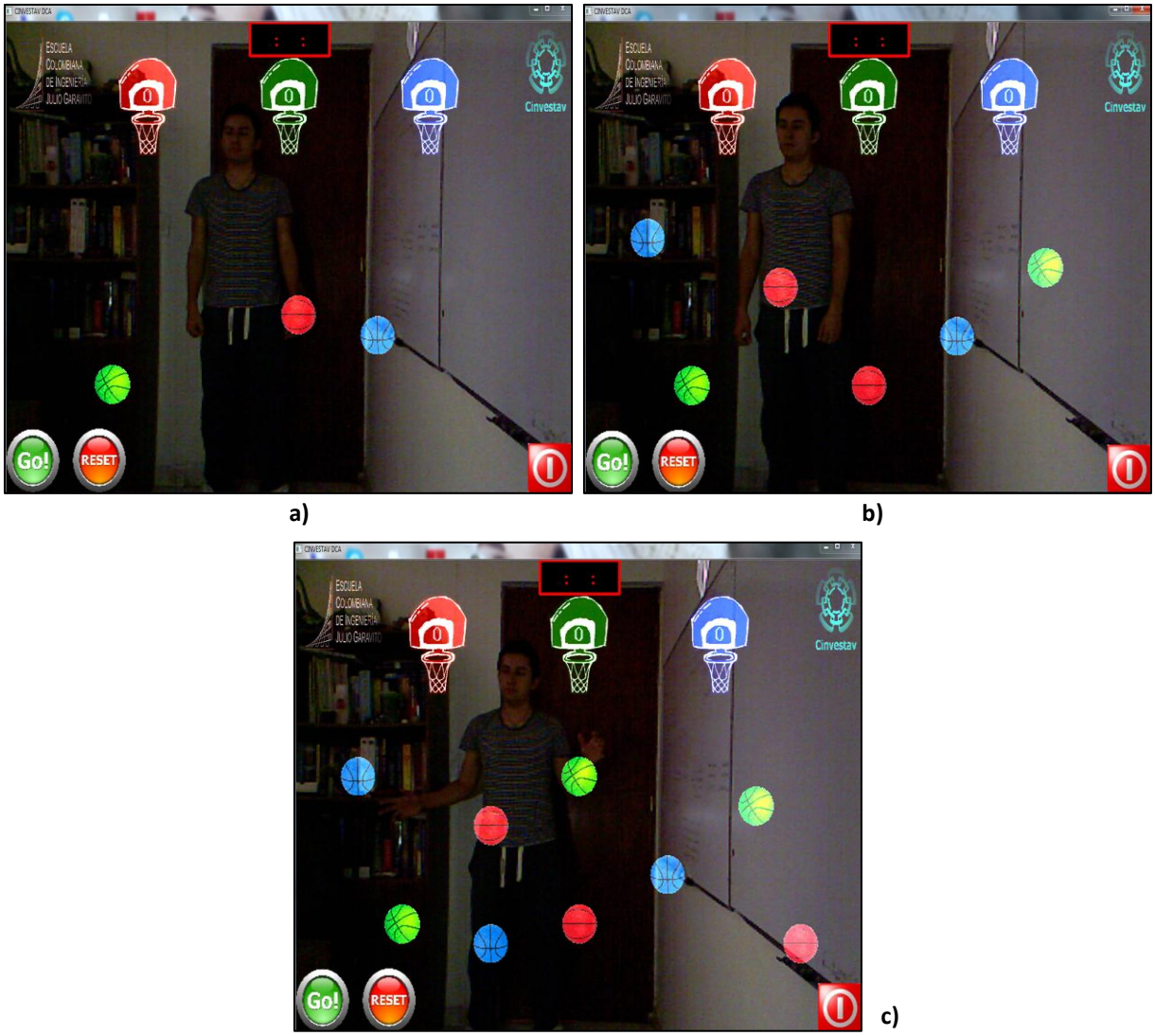


Figura 71: Ventanas principales de los niveles 1, 2 y 3 de dificultad.

5. <u>Iniciar el cronómetro</u>:

Habiendo aparecido los balones sobre la escena, el paso siguiente es iniciar el conteo de tiempo, tarea que debe ser efectuada por el terapeuta o asistente de la sesión a cargo. Al dar doble click sobre el botón verde “GO!”, el cronómetro iniciará su marcha y el paciente deberá

encestar todos los balones en su respectiva canasta en el menor tiempo posible. El procedimiento es por demás sencillo, ya que basta únicamente con que el paciente lleve cualquiera de sus manos (o incluso las dos a la vez) a la posición virtual donde se encuentre algún balón, y éste automáticamente se "pegará" a su mano. El balón se liberará posteriormente al ser encestado en la canasta correcta, incrementando también el contador del tablero. Cuando el paciente finalmente limpie toda la escena de balones, el cronómetro automáticamente se detendrá dando fin a la sesión tal y como lo ilustra la figura 72 para el caso del nivel 1. Para repetir el juego, y por ende también el registro de tiempo logrado durante la sesión, basta solo con dar doble click en el botón naranja "RESET", con lo que el ciclo se iniciará de nuevo. Para salir de la aplicación simplemente necesitamos accionar el botón rojo de la esquina inferior derecha, con lo cual se cerrará la ventana principal y regresaremos a la ventana de la GUI.

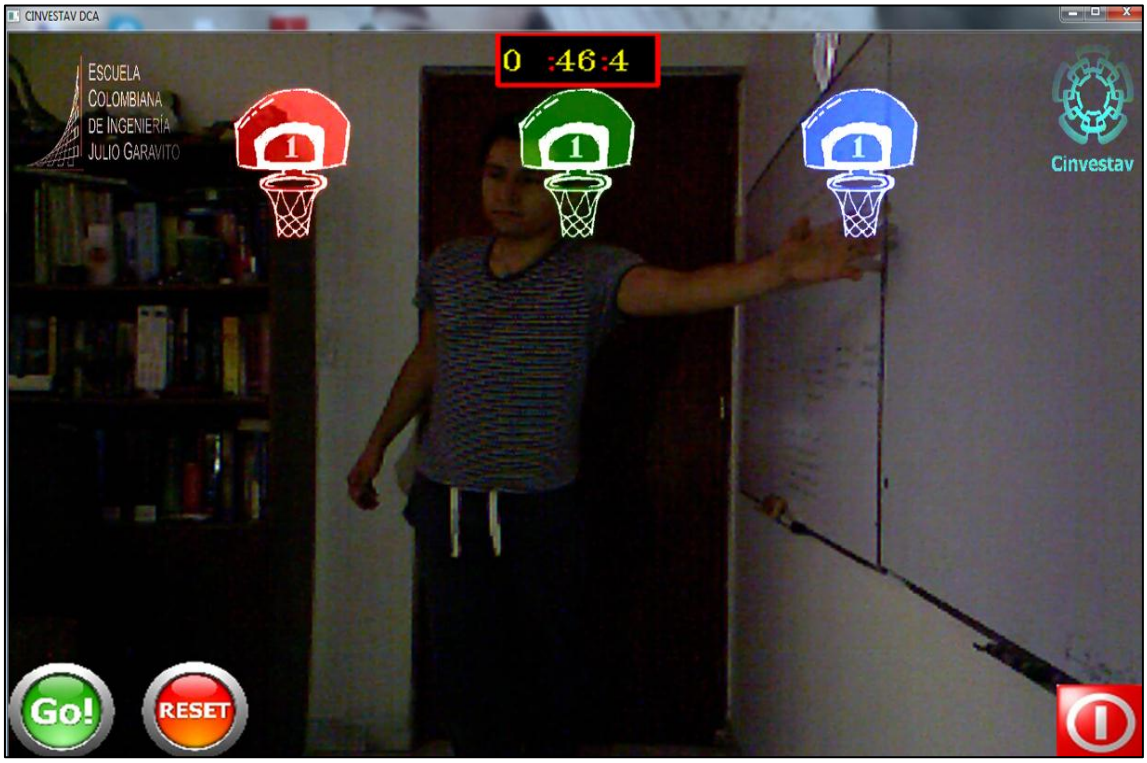


Figura 72: Ultimo balón encestado en la canasta azul, cronómetro detenido y final del juego.

6. Visualizar los registros de seguimiento de las sesiones de los pacientes:

Finalmente el último paso es, como en todos los sistemas que conforman este proyecto, revisar el registro de información de la sesión. En este caso en particular, la variable de interés que se registra para su posterior seguimiento, es el tiempo que le tomó al paciente concluir satisfactoriamente su nivel. Mencionamos nuevamente que el formato y diseño de la base de

datos asociada a este sistema es enteramente igual al de los casos previos, por lo cual consideramos innecesaria su ilustración.

Con esto se concluye finalmente la descripción de todos los sistemas que componen este proyecto de tesis, en el capítulo siguiente se detallan tanto los resultados logrados como los esperados a corto y mediano plazo de este proyecto integral.

Capítulo 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1. Introducción

En el capítulo anterior se detallaron los cuatro sistemas desarrollados en el marco de este proyecto de tesis. En este capítulo se presentan los resultados alcanzados durante la realización de este proyecto, así como el impacto que la integración de estos cuatro sistemas puede lograr. Este capítulo aborda mayoritariamente resultados comparativos y de desempeño del sistema de videogoniometría, esto debido a que dicho sistema representa la primera de las aplicaciones que fueron pensadas para consolidar este proyecto de tesis y la primera en ser empleada en una clínica de rehabilitación. Por ello, como primera instancia se abordará la calibración y caracterización del sistema de videogoniometría. Posteriormente se presenta un estudio comparativo entre el desempeño del sistema de videogoniometría desarrollado y un clásico sistema de electrogoniometría con el que en la actualidad se llevan a cabo los estudios de medición de variables biomecánicas en prácticamente todos los centros y clínicas de rehabilitación alrededor del mundo.

5.2. Calibración y caracterización del sistema de videogoniometría

En esta sección se presenta un análisis del sistema de videogoniometría en términos estadísticos, con lo cual se han obtenido datos alusivos a la precisión y veracidad de las mediciones que este produce. Para llevar a cabo dicho análisis, se construyó un medio de pruebas basado en un maniquí articulado, cuya principal finalidad fue la de ser detectado por el sistema de videogoniometría como si este fuera un paciente, para posteriormente fijar sus articulaciones de hombro y codo en ciertos ángulos predefinidos, y así comparar los valores reales de dichos ángulos contra los que nuestro sistema produce. La figura 73 ilustra el maniquí construido y la instalación de un transportador para la medición de la variable real. Cabe señalar que, debido a la propia naturaleza y simplicidad con la que se construyó el maniquí, éste solo cuenta con un grado de libertad en hombro (Abducción-Aducción) y uno más en codo, por lo que las pruebas estadísticas efectuadas solo se llevaron a cabo con base a estas variables articulares. Las pruebas constan de un total de 190 mediciones para la variable Abducción-Aducción en hombro derecho, compuestas por 10 pruebas de 19 mediciones cada una. Mientras que para la variable flexo-extensión en codo derecho se hicieron 160 mediciones, compuestas por 10 pruebas de 16 mediciones cada una. Los resultados arrojados por dichas pruebas se muestran en la figura 74, en

donde se aprecia la evolución del error promedio de medición tras las pruebas de desempeño efectuadas.

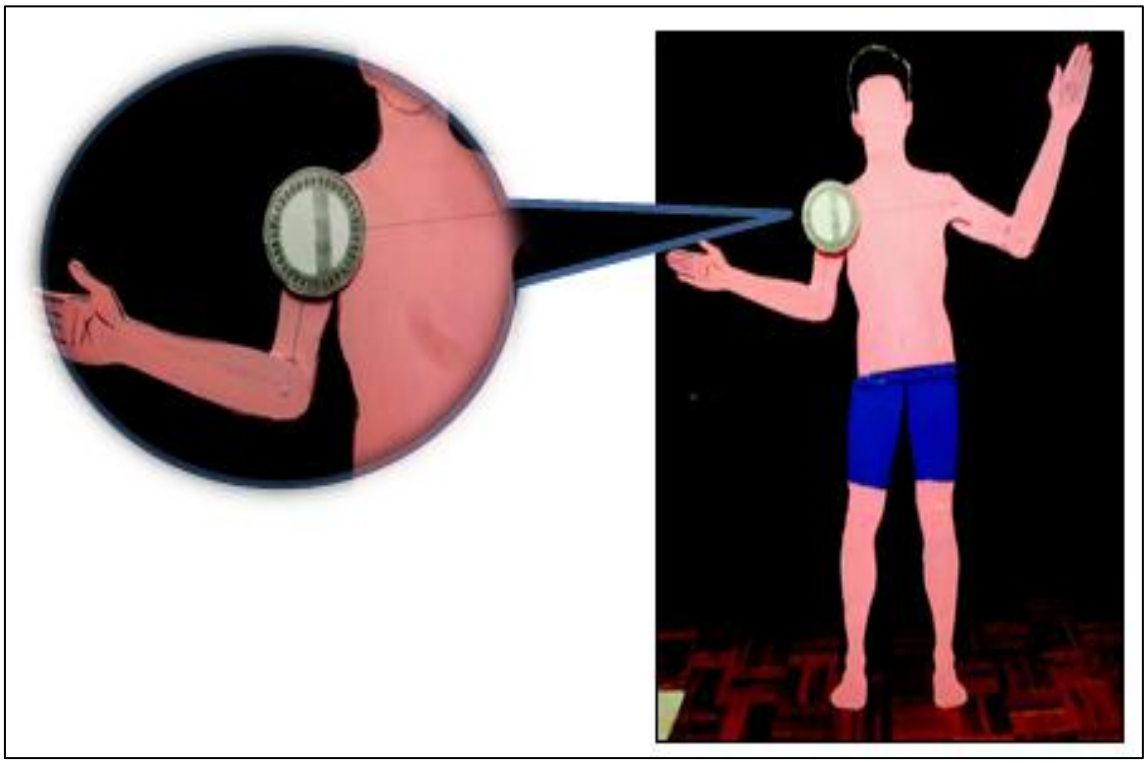


Figura 73: Maniquí para pruebas de calibración del sistema de videogoniometría.

La gráfica de la figura 74 arroja un error promedio de 0.428º para flexo-extensión de codo, mientras que para Abducción-Aducción de hombro (figura 75) el error promedio es de 0.4805º. Así mismo, se produjeron de manera paralela las gráficas presentadas en las figuras 76 y 77, en las cuales se muestra la evolución del error porcentual relativo entre el error promedio y el valor real de la variable articular. Para el caso de la Abd-Add en hombro (figura 76) se aprecia un error inicial del 20.87% de 0º, el cual rápidamente desciende a 4.72% de 10º, para finalmente tener un valor de -1.35% de 180º. Por otro lado, para el caso de la flexo-extensión de codo (figura 77) el error es de 52.09% de 0º, 5.2% de 10º y alcanza un mínimo de -0.28% de 150º.

En resumen, la caracterización del sistema de videogoniometría aquí presentado es la siguiente:

- Rango de la variable articular medida: de -180º a 180º.
- Alcance (span): 360º.
- Error promedio de medición (Abducción-Aducción): 0.4805º.
- Error promedio de medición (Flexo-extensión): 0.4280º.
- Repetibilidad (Abducción-Aducción): ±2.09%.
- Repetibilidad (Flexo-extensión): ±1.57%.

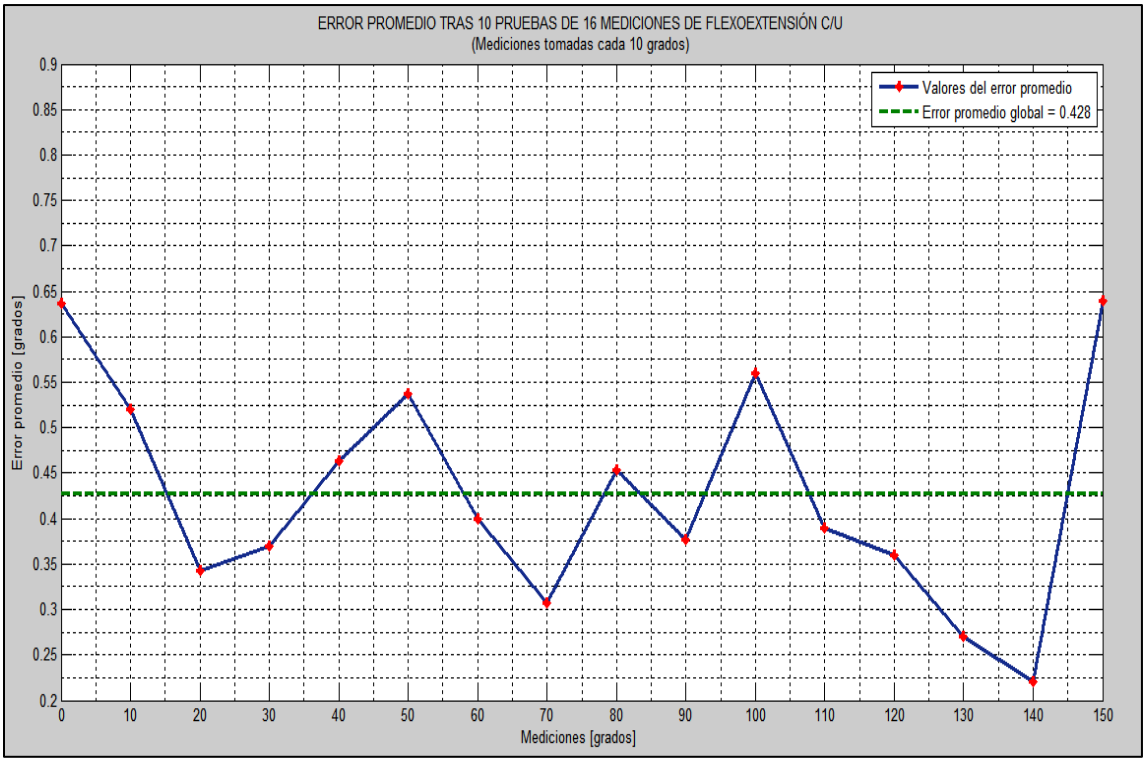


Figura 74: Evolución del error promedio, flexo-extensión de codo.

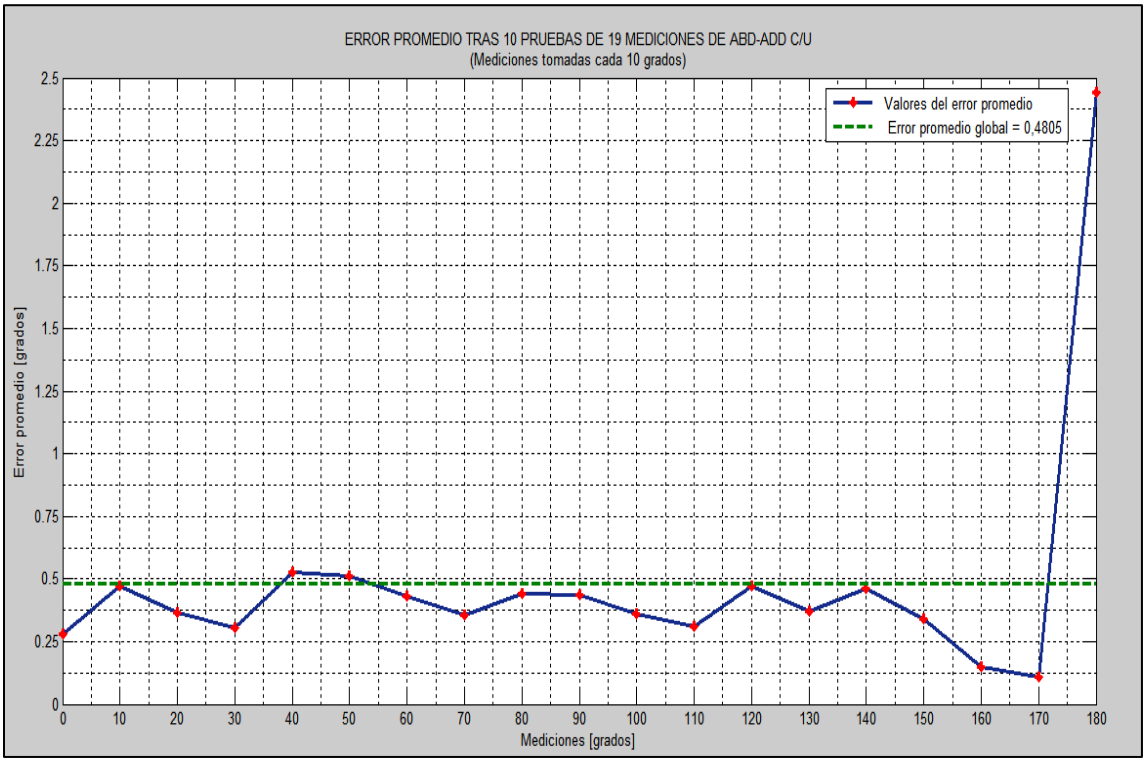


Figura 75: Evolución del error promedio, Abducción-Aducción de hombro.

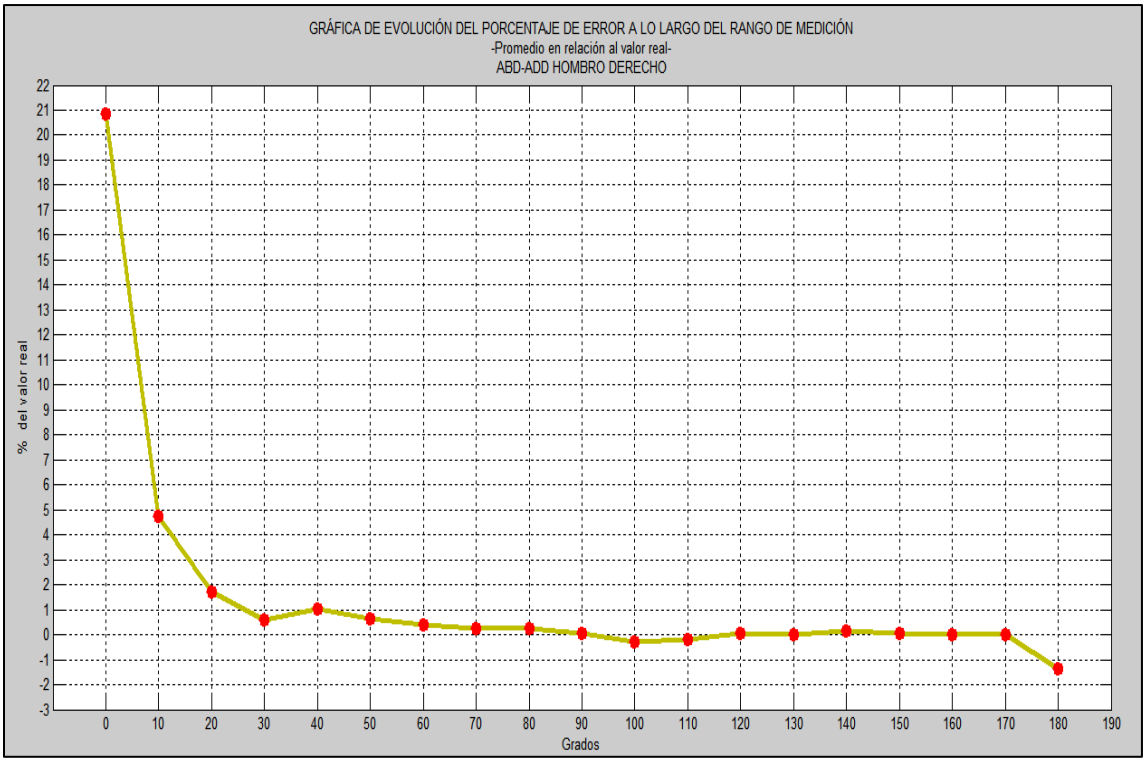


Figura 76: Evolución del porcentaje de error a lo largo del rango de medición (promedio en relación al valor real). Abducción-Aducción hombro derecho.

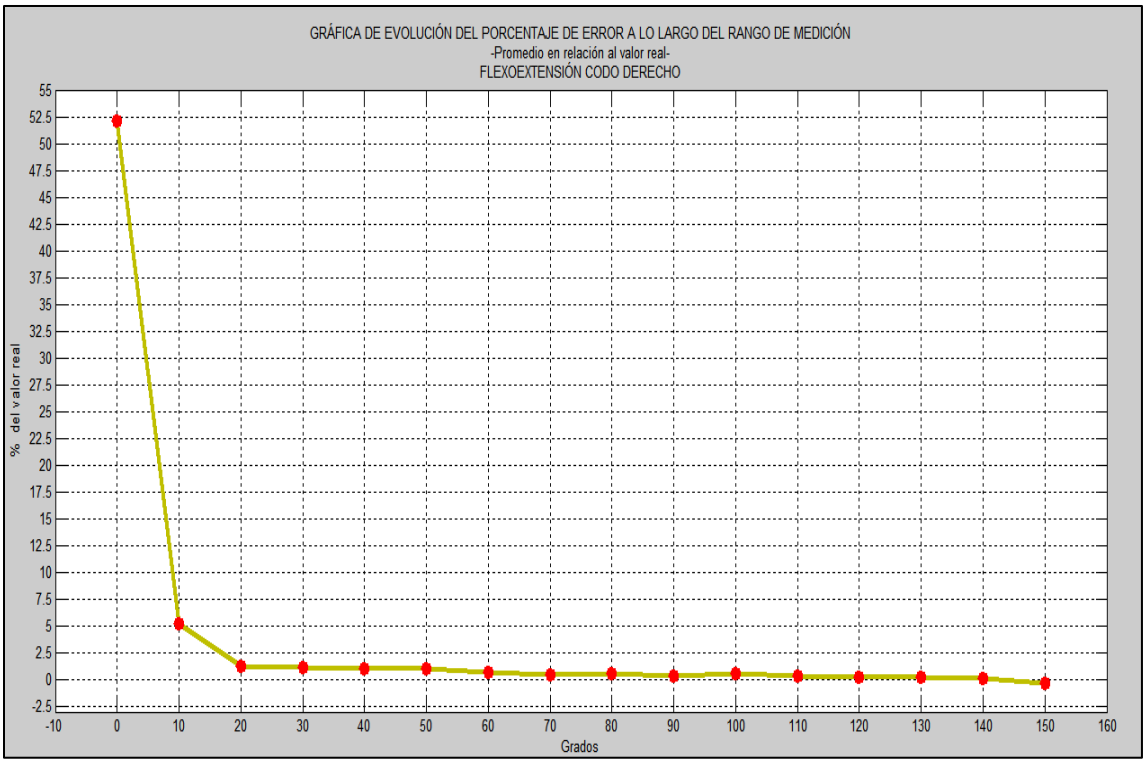


Figura 77: Evolución del porcentaje de error a lo largo del rango de medición (promedio en relación al valor real). Flexo-extensión codo derecho.

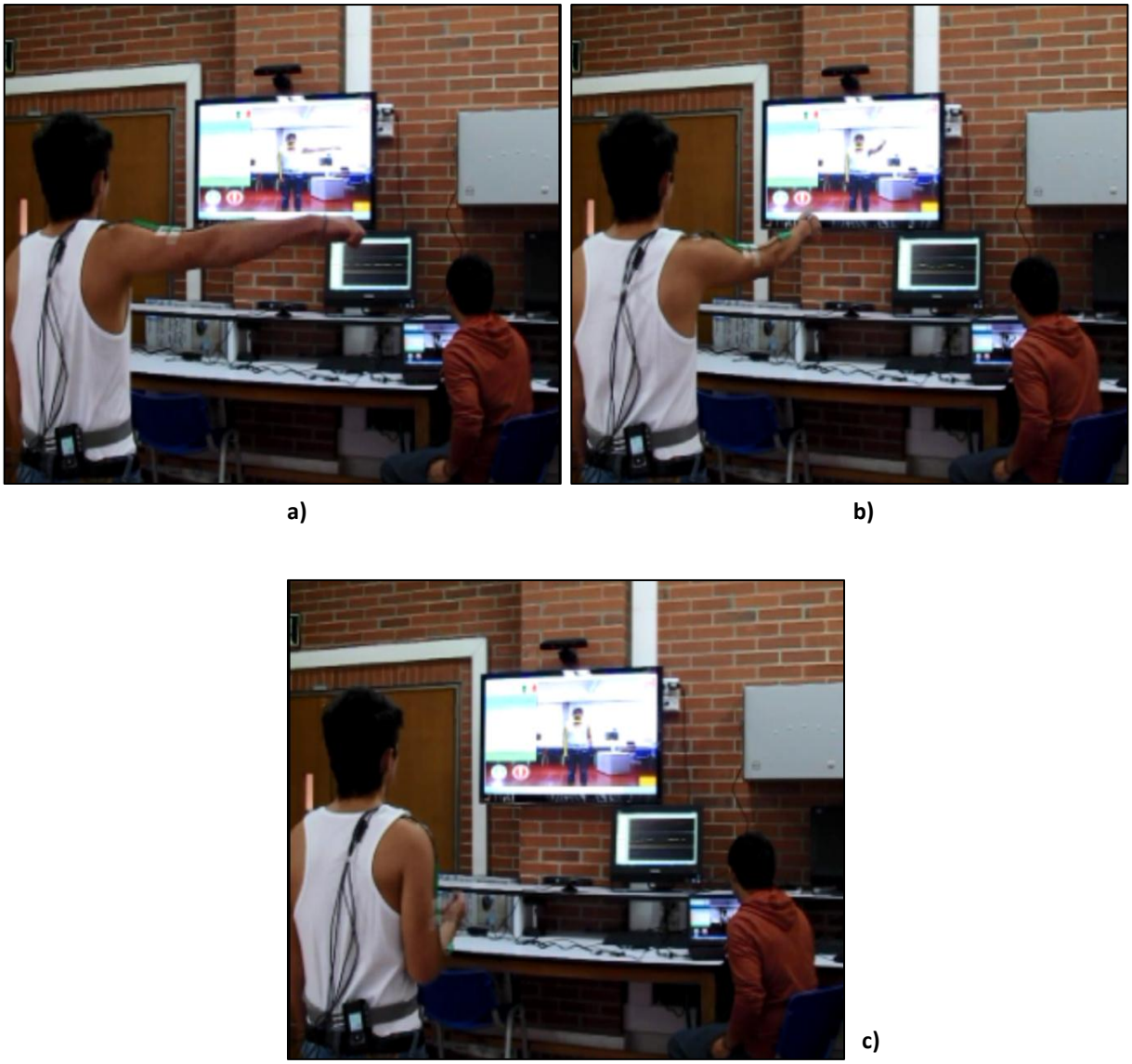
5.3. Evaluación del desempeño del sistema de videogoniometría

En esta sección se presenta un estudio comparativo para sustentar la validez del sistema de videogoniometría desarrollado. El sistema contra el cual se ha planteado la comparación es un equipo de electrogoniometría de última generación, marca Biometrics modelo DataLOG MX8 como el que se muestra en la figura 78. Las especificaciones técnicas de dicho equipo pueden consultarse en la referencia [24]. Este equipo esencialmente consta de un sistema de adquisición de datos que recolecta la información proveniente de un máximo de 4 señales digitales, en este caso dichas señales provienen de los electrogoniómetros que se aprecian en color verde en la figura 78. Posteriormente estas señales son acondicionadas y tratadas para enviarse vía Bluetooth a una PC donde se pueden graficar las trayectorias resultantes de los movimientos requeridos.

Todo equipo de goniometría o electro-goniometría en la actualidad puede medir únicamente 3 grados de libertad de miembros superiores con un alto grado de validez, estos son los movimientos de flexo-extensión de hombro, abducción-aducción de hombro y flexo-extensión de codo. Por ello, las pruebas comparativas efectuadas se llevaron a cabo únicamente en términos de las variables antes mencionadas.

Las pruebas experimentales se llevaron a cabo en el laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito (ECI) con el apoyo de algunos alumnos de esta institución, quienes amablemente se prestaron a colaborar con dichas pruebas. Los experimentos consistieron en conectar un electrogoniómetro en el brazo derecho del alumno, para posteriormente solicitarle que hiciera un número determinado de repeticiones para cada variable biomecánica. Los resultados se analizan gráficamente para poder observar el desempeño de ambos sistemas (videogoniometría y electrogoniometría), y así observar aspectos como la validez de las mediciones producidas por el sistema propuesto y la calidad de las mismas (ver figuras 80-82). El sistema de electrogoniometría empleado para las pruebas cuenta con diversas tasas de muestreo, por lo que a fin de poder llevar a cabo una comparativa más realista, se optó con configurarse a 150 muestras por segundo, lo cual corresponde a la tasa más baja admisible por el equipo Biometrics.

Figura 78: Sistema de electrogoniometría Biometrics DataLOG MX8 montado en brazo derecho.



a) **b)**

c)

Figura 79: Pruebas comparativas realizadas en el laboratorio de ingeniería biomédica de la ECI; a) Abd-Add, b) flexo-extensión de hombro y c) flexo-extensión de codo.

Por nuestra parte, para el caso del sistema de videogoniometría desarrollado, la tasa de muestreo es fija a 30 muestras por segundo debido a que esta es la velocidad de captura de la cámara RGB del sensor Kinect. En la figura 79 se ilustran las pruebas realizadas, como se puede apreciar, el sistema de videogoniometría y el de electrogoniometría se ejecutan a la par. Justo debajo de la pantalla donde se visualiza el sistema de videogoniometría en ejecución, se encuentra el sensor Kinect, así mismo, al costado de éste se encuentra la PC donde se está recibiendo y visualizando la información proveniente del sistema de adquisición de datos del equipo Biometrics DataLOG. Es importante señalar que estas pruebas se hicieron de manera reiterada con 3 estudiantes de la ECI.

La generación de las gráficas correspondientes a los datos recaudados en torno a dichas pruebas se llevó a cabo en Matlab, así mismo, para una mejor apreciación y análisis de dichas gráficas, se adecuaron los intervalos de graficación de modo tal que ambas gráficas se pudieran sobreponer y así los rasgos comparativos fueran más evidentes, hecho que se puede apreciar claramente en la figuras 80, 81 y 82, las gráficas en magenta corresponden al sistema de electrogoniometría Biometrics, mientras que las gráficas en azul corresponden al sistema de videogoniometría. Como se puede apreciar, tanto cualitativa como cuantitativamente los resultados arrojados por el sistema propuesto son bastante semejantes, ya que con excepción de las regiones en donde se lleva a cabo el inicio y final de las trayectorias, el seguimiento de las mismas se corresponde en gran medida a lo largo de la sección intermedia.

Las fluctuaciones percibidas en los sectores inicial y final, así como en algunos picos y valles de las gráficas, se deben principalmente a la diferencia de sensibilidades entre los sistemas de medición.

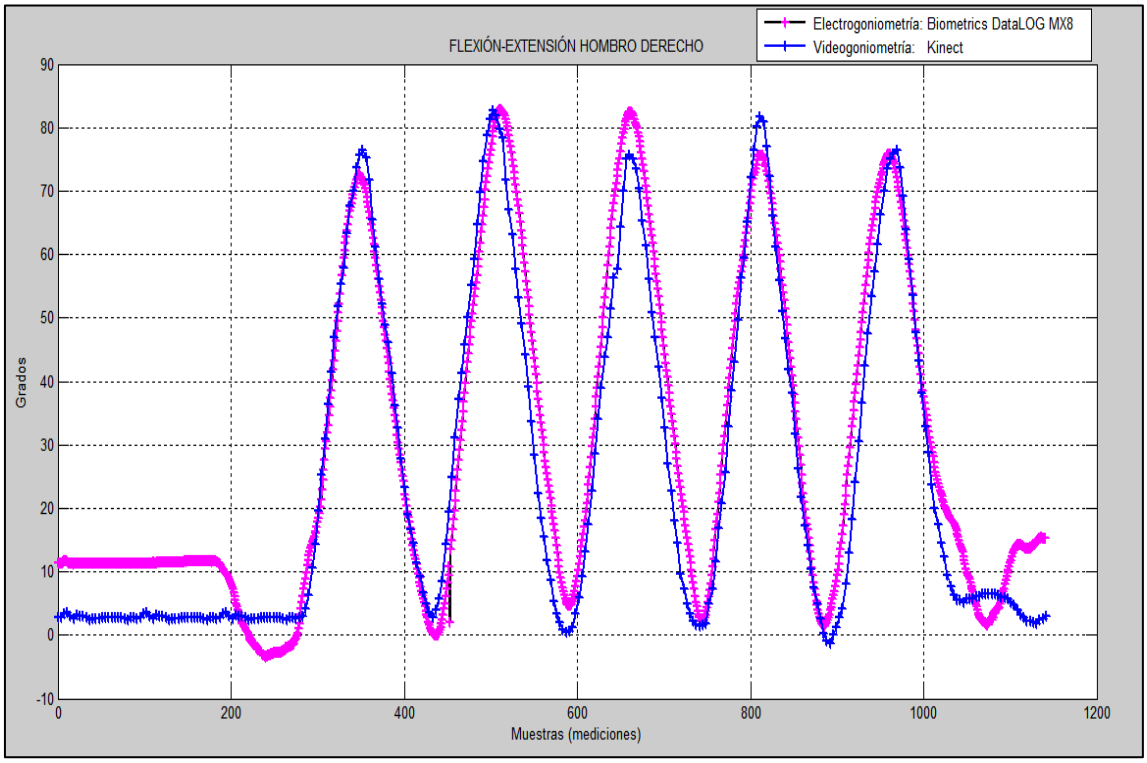


Figura 80: Electrogoniometría vs Videogoniometría en miembro derecho, flexo-extensión hombro.

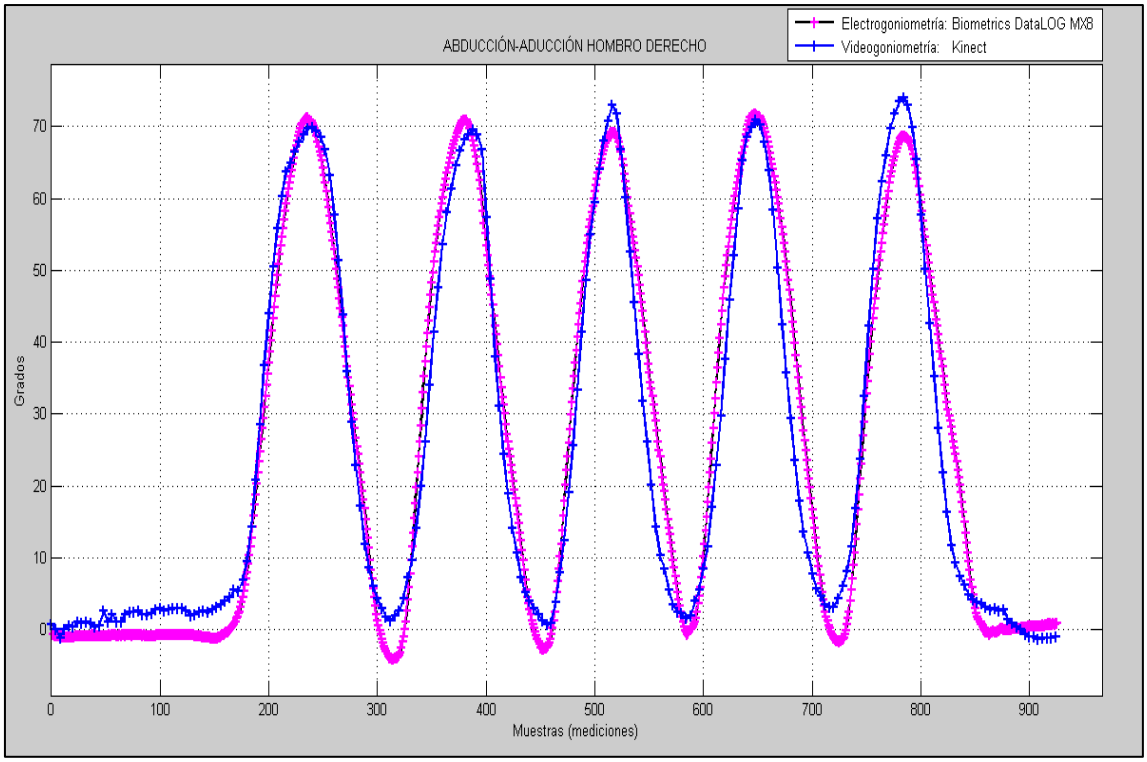


Figura 81: Electrogoniometría vs Videogoniometría en miembro derecho, Abducción-Aducción hombro.

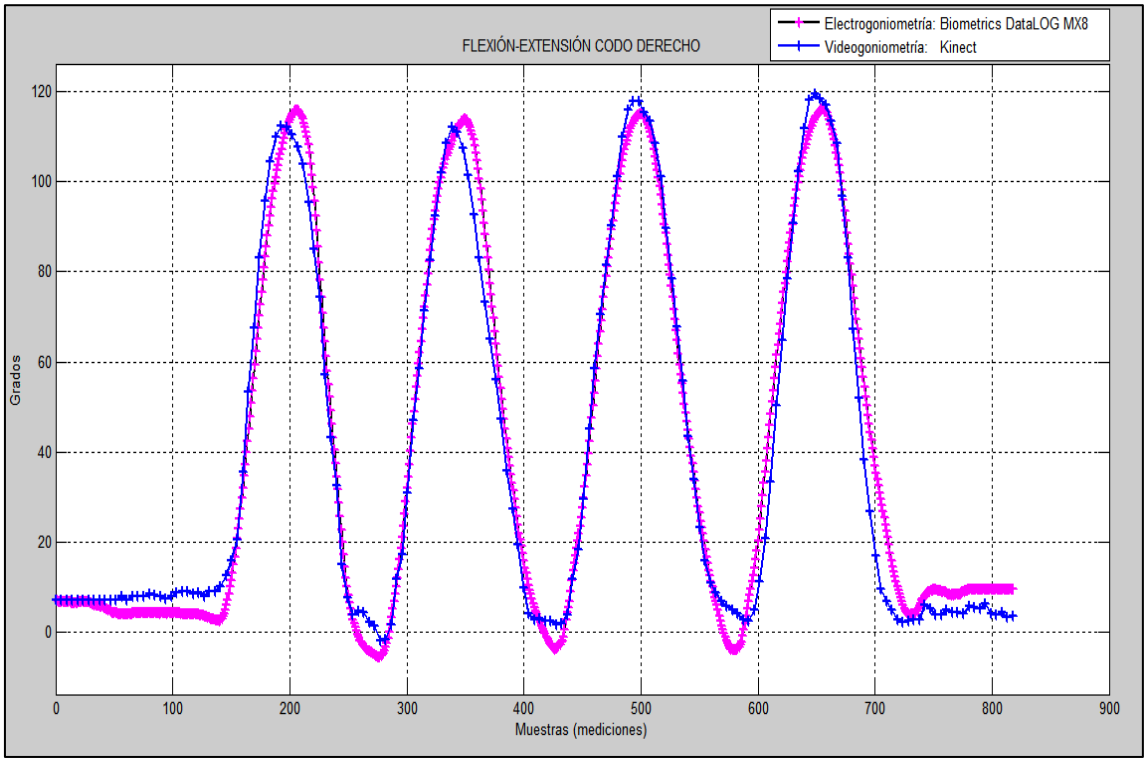


Figura 82: Electrogoniometría vs Videogoniometría en miembro derecho, flexo-extensión codo.

Capítulo 6

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

6.1. Conclusiones

Se ha logrado desarrollar e implementar un sistema integral de valoración y apoyo a la rehabilitación para pacientes cuyas discapacidades neuromotrices impidan o limiten su grado de movilidad. Se ha logrado también que los cuatro proyectos que componen dicho sistema integral, estén basados en el sensor Kinect y en diversos paquetes de software de licencia abierta, lo cual hace también de nuestro sistema una opción de bajo costo y fácil adquisición. Debido a ciertas limitantes de tiempo y de falta de disponibilidad de las instituciones médicas colaboradoras, solo se pudieron llevar a cabo ciertos estudios comparativos y de desempeño en el sistema de videogoniometría, es también por ello que el último capítulo que conforma esta tesis se basa íntegramente en este sistema. Así mismo, como se mostró en el capítulo 5, el sistema de medición de ángulos articulares aquí propuesto representa una alternativa real a los sistemas clásicos de goniometría y electrogoniometría hasta ahora utilizados para tareas de medición de variables biomecánicas en miembros superiores. Para el caso particular del sistema de medición de ángulos articulares en miembros superiores, se logró la obtención de gráficas que muestran la semejanza cualitativa y cuantitativa de las mediciones resultantes del sistema aquí propuesto, contra las resultantes de un equipo de electrogoniometría de última generación marca Biometrics modelo DataLOG MX8. No obstante, nuestro sistema presenta otras ventajas considerables:

- Los sistemas de goniometría y electrogoniometría no son capaces de medir de manera directa la variable "rotación interna-externa", propia de la articulación del hombro, mientras que nuestro sistema sí puede llevar a cabo.

- Nuestro sistema no requiere de procedimientos invasivos o de alguna clase de dispositivos adheridos o instalados sobre el cuerpo del paciente, por lo cual no es necesaria una previa calibración manual del sistema de medición, con lo cual se consigue un ahorro sustancial en aspectos clave como el tiempo de instalación y puesta en marcha, así como el hecho de no requerir personal calificado para el uso del equipo.

- Además del sistema de videogoniometría, en cada uno de los cuatro proyectos desarrollados se provee una base de datos de Microsoft Excel para la alimentación y enlace automáticos de los datos de la sesión, tales como nombre del paciente, diagnóstico, fecha de inicio de la sesión, amplitudes máxima y mínima logradas, etc.. Desde dicha

base se puede llevar el registro y seguimiento periódicos de los pacientes usuarios del sistema en cuestión. Esto lo hace realmente útil a los rehabilitadores.

- El sistema de goniometría visual que se propone es de un costo mucho menor que sistemas clásicos de electrogoniometría como el DataLOG MX8 de Biometrics mencionado en el capítulo 5.

Pese a que desgraciadamente al presente día no se ha podido concretar una implementación con pacientes reales en alguna clínica, hospital o centro de rehabilitación, durante la realización de esta tesis, se han presentado los cuatro proyectos ante expertos de Colombia en las áreas de:

- ***Rehabilitación: Dra. Catalina Gómez Guevara,*** Coordinadora de especialidades médico-quirúrgicas, área de medicina física y rehabilitación, Clínica Universidad de la Sabana.

- ***Biomecánica: Dr. Francesco Páez Cian,*** PhD en Ingeniería Biomecánica, Experto en sistemas computarizados para análisis de marcha y nuevas tecnologías de rehabilitación.

- ***Ergonomía: Dr. Juan Alberto Castillo Martínez,*** PosDoc en ciencias del movimiento, Grupo de investigación en salud, cognición y trabajo, Universidad del Rosario.

- ***Ingeniería Biomédica: Dr. Luis Eduardo Rodríguez Cheu,*** PhD en Ingeniería Biomédica, Decano de la carrera de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito.

Obteniendo de cada uno de ellos sus sugerencias, aprobaciones y comentarios satisfactorios en general.

6.2. Publicaciones

Las siguientes publicaciones se encontraron en carácter de aceptadas hasta el momento de la terminación de la presente tesis, y surgieron como producto de los sistemas desarrollados en la misma.

- L. Rodríguez, W. Sierra, J. Ibarra, R. Mallén, **"Desarrollo de un sistema de rehabilitación cognitiva y motora, basado en realidad virtual y retroalimentación sensorial de esfuerzos"**, VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (Iberdiscap 2013), Santo Domingo, República Dominicana.

- R. Mallén, J. Ibarra, L. Rodríguez, W. Sierra, **"Uso de Técnicas de Visión, Robótica y Realidad Virtual en el Desarrollo de Sistemas para Rehabilitación Neuromotriz, Sistema de medición de ángulos articulares para miembros superiores"**, XV Congreso Mexicano de Robótica (COMRob 2013), Manzanillo, México

6.3. Trabajo futuro

- Utilizar los sistemas desarrollados en el presente proyecto de tesis, en la rehabilitación de pacientes reales (víctimas de algún ACV) tanto para corroborar los resultados obtenidos con personas sanas (como se trató en el capítulo 5), como para estudiar y analizar el impacto y respuesta que se obtiene en estas nuevas condiciones.

- Debido a que el sensor Kinect empleado para el presente proyecto no está destinado de fábrica para trabajar en una PC o laptop, es conveniente sustituir dicho sensor con el Carmine 1.08 de Primesense, el cual está plenamente construido para aplicaciones de interacción natural que se ejecuten en equipos de cómputo. El motivo de este cambio es debido al constante calentamiento y posterior malfuncionamiento del sensor Kinect después de alrededor de tres horas de trabajo continuo.

- Mejorar los gráficos y diseños de las aplicaciones mediante el empleo de paquetes de software como OpenGL.

- Integrar el sistema de análisis de aptitudes de coordinación visuomotriz con un sistema de esfuerzos viscoelásticos para generar un mayor grado de bio-feedback en el paciente. Así mismo, desarrollar un ambiente de realidad aumentada más sofisticado que permita al paciente interactuar de manera más realista con elementos de la escena como los balones de basketball.

- Consolidar el sistema de videogoniometría en miembros inferiores, haciendo los ajustes de software pertinentes para poder lograr obtener un sistema robusto y confiable en las mediciones.

Actualmente el grupo de trabajo integrado por los doctores Juan Manuel Ibarra Zannatha y Luis Eduardo Rodríguez Cheu, el M. en C. Wilson Alexander Sierra Arévalo y el autor de esta tesis, se encuentra trabajando en un sistema de análisis de marcha para diagnóstico y rehabilitación de problemas de espalda y miembros inferiores, basado en las mismas tecnologías que se emplearon para este proyecto. Buscando con esto una alternativa de bajo costo a los

sistemas actuales de análisis de marcha basados en múltiples cámaras y sensores laser o infrarrojos.

6.4. Colaboraciones

Se agradece la colaboración invaluable de las siguientes instituciones por el tiempo, disposición y sobre todo interés en el presente proyecto, esperando que para algunos casos las relaciones sigan por el mismo camino, y en otros se logren intensificar para lograr un mayor y mejor intercambio de ideas en pro de todos los pacientes víctimas de alguna enfermedad cerebro-vascular que, estoy seguro, esperan siempre de nuevos métodos para potenciar su recuperación.

- Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, Bogotá, Colombia.
- Clínica de la Universidad de la Sabana, Bogotá, Colombia.
- Clínica Teletón, Manizales, Colombia.

BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

[1] C. D. Mathers and D. Loncar, "Projection of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030," in *Plos med*, vol 3, p.e442, Nov 2006.

[2] H. T. Hendrik, J. Van Limbeek, A. C. Geurts, and M. j. Zawarts, "Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature," *Arch Phys med Rehabil*, vol. 83, pp. 1629-37, Nov 2002.

[3] R. J. Nudo, B. M. Wise, F. SiFuentes, and G. W. Milliken, "Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct," Science, vol. 272, pp. 1791-4, Jun 21 1996.

[4] C. M. Fisher, "Concerning the mechanism of recovery in stroke henipligia," *Can J Neurol*, vol 19, pp. 57-63, Feb 1992.

[5] L. Kalra and R. Ratan, "Recent advances in stroke rehabilitation 2006," *Stroke*, vol. 38, pp.235-7, Feb 2007.

[6] Carignan C. R., Krebs H. I., "Telerehabilitation robotics: bright lights, big future?", J Rehabil Res Dev, vol. 43, p. 695-710, 2006.

[7] Colombo R., Pisano F., Mazzone A., Delconte C., Micera S., Carrozza M.C., Dario P., Minuco G., "Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation", J Neuroeng Rehabil, vol. 4, p. 3, 2007.

[8] Hogan N., Krebs H.I., "Interactive robots for neuro-rehabilitation", *Restor Neurol Neurosci*, vol. 22, pp. 349-358, 2004.

[9] Neckel, N.D., Hidler, J., 2006. Method for Motion Tracking Inside the Lokomat Robotic Orthosis. ASB, Blacksburg, VA.

[10] http://www.mndaily.com/2011/03/10/researchers-%E2%80%98kinect%E2%80%99-data-make-faster-diagnoses

[11] http://virtualrehab.info/

[12] http://www.openni.org/articles/openni-brings-virtual-rehabilitation-programs-into-patients-homes/#%2EUYf1JWRhmLM

[13] http://www.pictogramas.org/proom/init.do?method=whatIsTab

[14] Organización Mundial de la Salud, "Enfermedades cardiovasculares", Nota descriptiva, Mar 2013, http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/

[15] J. MacCormick, "How does the Kinect work", Dickinson College selected talks, July, 2011. http://users.dickinson.edu/~jmac/selected-talks/kinect.pdf.

[16] OpenNI official programmer's guide. http://www.openni.org/openni-programmers-guide/

[17] PrimeSense™ NITE Algorithms 1.5. http://www.openni.org/wp-content/uploads/2013/02/NITE-Algorithms.pdf.

[18] M. Nordin, V.H. Frankel, "Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System", Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

[19] E. Goldfinger, "Human Anatomy for Artists: The Elements of Form", Oxford University Press, 1991.

[20] A. A. White III, M. M. Panjabi, "Clinical Biomechanics of the Spine", Lippincott Williams & Wilkins, 1990.

[21] R. A. Banton, "Biomechanics of the spine", Journal of the Spinal Research Foundation, Fall 2012, Vol. 7 No. 2, pp. 12-20.

[22] P. J. Schneider, D. H. Eberly, "Geometric Tools for Computer Graphics", Elsevier, 2003.

[23] J. A. Gil-Gómez, R. Lloréns, M. Alcañiz, C. Colorner, "Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury", *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, pp. 1-9 May 2011.

[24] BioMetrics Ltd DataLOG thechnical data, www.biometricsltd.com/datalog.htm