



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Instituto Tecnológico de Acapulco



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ACAPULCO

**SISTEMA DE SEGUIMIENTO VISUAL Y MODELADO DE
GESTOS TERAPÉUTICOS DEL BRAZO**

TITULACIÓN INTEGRAL

TESIS PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
MAESTRO EN SISTEMAS COMPUTACIONALES

PRESENTA:

ING. SAMUEL ALVARADO AGAMA

DIRECTOR

DRA. MIRIAM MARTÍNEZ ARROYO

CODIRECTOR

DR. JOSÉ ANTONIO MONTERO VALVERDE

ACAPULCO, GRO. DICIEMBRE 2020.

El presente trabajo de tesis fue desarrollado en la *División de Estudios de Posgrado e Investigación del Instituto Tecnológico de Acapulco*, perteneciente al Programa Nacional de Posgrados de Calidad (PNPC-CONACYT).

Con domicilio para recibir y oír notificaciones en Av. Instituto Tecnológico de Acapulco s/n, Crucero del Cayaco, Acapulco, Guerrero, México. C.P. 39905.

Becario:	Samuel Alvarado Agama
CVU:	304999.
Núm. de apoyo:	712601.
Grado:	Maestría



DESCARGO DE RESPONSABILIDAD INSTITUCIONAL

Quien suscribe declara que el presente documento titulado “Sistema de Seguimiento Visual y Modelado de Gestos Terapéuticos del Brazo” es un trabajo propio y original, el cual no ha sido utilizado anteriormente en institución alguna para propósitos de evaluación, publicación y/o obtención de algún grado académico.

Además, se adelanta que se han recogido todas las fuentes de información utilizadas, las cuales han sido citadas en la sección de referencias bibliográfica de este trabajo.

Acapulco, Gro; a 12 de diciembre de 2020.



Samuel Alvarado Agama

Nombre y Firma

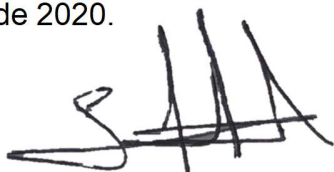
CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

El que suscribe: Samuel Alvarado Agama, autor del trabajo escrito de evaluación profesional en la opción de Tesis Profesional de Maestría con el título “Sistema de seguimiento visual y modelado de gestos terapéuticos del brazo”, por medio de la presente con fundamento en lo dispuesto en los artículos 5, 18, 24, 25, 27, 30, 32 y 148 de la Ley Federal de Derechos de Autor, así como los numerales 2.15.5 de los lineamientos para la Operación de los Estudios de Posgrado; manifiesto mi autoría y originalidad de la obra mencionada que se presentó en la División de Estudios de Posgrado e Investigación, para ser evaluada con el fin de obtener el Título Profesional de Maestro en Sistemas Computacionales.

Así mismo expreso mi conformidad de ceder los derechos de reproducción, difusión y circulación de esta obra, en forma NO EXCLUSIVA, al Tecnológico Nacional de México campus Acapulco; se podrá realizar a nivel nacional e internacional, de manera parcial o total a través de cualquier medio de información que sea susceptible para ello, en una o varias ocasiones, así como en cualquier soporte documental, todo ello siempre y cuando sus fines sean académicos, humanísticos, tecnológicos, históricos, artísticos, sociales, científicos u otra manifestación de la cultura.

Entendiendo que dicha cesión no genera obligación alguna para el Tecnológico Nacional de México campus Acapulco y que podrá o no ejercer los derechos cedidos. Por lo que el autor da su consentimiento para la publicación de su trabajo escrito de evaluación profesional.

Se firma presente en la ciudad de Acapulco de Juárez, estado de Guerrero a los 16 días del mes de diciembre de 2020.

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'SAA', written over a horizontal line.

Samuel Alvarado Agama



"2020, Año de Leona Vicario, Benemérita Madre de la Patria"

Acapulco, Gro; a 7 de diciembre de 2020.

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS

Los abajo firmantes, miembros de la comisión revisora de tesis designada por la División de Estudios de Posgrado e Investigación del Tecnológico Nacional de México campus Acapulco para la evaluación de la tesis del alumno SAMUEL ALVARADO AGAMA, manifiestan que después de haber revisado su tesis: "SISTEMA DE SEGUIMIENTO VISUAL Y MODELADO DE GESTOS TERAPÉUTICOS DEL BRAZO" desarrollada bajo la dirección del DIRECTOR, y el CO-DIRECTOR, el trabajo se **ACEPTA** para proceder a su impresión.

A T E N T A M E N T E

Dra. Miriam Martínez Arroyo
Cédula Profesional: 5662182

Dr. José Antonio Montero Valverde
Cédula Profesional: 5662755

M.T.I Rafael Hernández Reyna
Cédula Profesional: 5826794

Enterado

Dr. Eduardo de la Cruz Gámez
Coordinador de la Maestría en Sistemas
Computacionales



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ACAPULCO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN



acapulco.edu.mx



Acreditadora Nacional de Programas de Arquitectura y Disciplinas del Espacio Habitable



Av. Instituto Tecnológico s/n Cruceiro del Cayaco C. P. 39905

e-mail de contacto: depi_acapulco@tecnm.mx
Teléfonos: (744) 4429010
al 19 ext. 121

www.it-



Número de registro: RPIL-072
Fecha de inicio: 2017-04-10
Término de la certificación 2021-04-10



"2020, Año de Leona Vicario, Benemérita Madre de la Patria"

Acapulco Gro., 8/Diciembre/2020

NO. OFICIO: DEPI-215/2020

ASUNTO:
AUTORIZACIÓN DE
IMPRESIÓN DE TESIS PROFESIONAL

C. SAMUEL ALVARADO AGAMA

De acuerdo al reglamento de los Institutos Tecnológicos, dependiente de la Secretaría de Educación Pública y habiendo cumplido con todos los requisitos normativos respecto a su trabajo para titulación, Opción Titulación Tesis Profesional, con el proyecto titulado: **SISTEMA DE SEGUIMIENTO VISUAL Y MODELADO DE GESTOS TERAPÉUTICOS DEL BRAZO**". Se **CONCEDE** la **AUTORIZACIÓN** para que proceda a la impresión del mismo.

Sin otro particular por el momento, me es grato quedar de usted.

A T E N T A M E N T E "
Educación Tecnológica con Compromiso Social"

EDUARDO DE LA CRUZ GÁMEZ
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE
POSGRADO E INVESTIGACIÓN



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ACAPULCO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

C.c.p. Expediente

EDG/stv



AGRADECIMIENTOS

A mis padres por el amor incondicional con el que siempre me han acompañado y guiado para cumplir esta y todas mis metas. Gracias por todo su extraordinario apoyo sin el cual no habría logrado cumplir este objetivo. Todos mis éxitos son suyos también.

A mis directores de tesis, porque con su experiencia y orientación acertada, logré completar este proyecto. Gracias por su tiempo y comentarios.

Al personal académico y administrativo del Tecnológico de Acapulco por su atención y servicio siempre amable.

A mis compañeros y amigos en la maestría, con quienes siempre pude contar, gracias por los gratos momentos que compartimos durante nuestro paso por esta gran experiencia.

A mi novia Gladis Guzmán Guerrero, gracias por tu amor y palabras que siempre me alentaron y reconfortaron en los días más grises. Gracias por la paciencia que me tuviste. Gracias por permanecer a mi lado y apoyarme este último año.

De manera muy especial a mis hijos Mateo, Samantha y Diego por su coraje y comprensión al permitirme muchas veces estar ausente de sus vidas para poder concluir con este sueño, les estaré siempre agradecido por estar a mi lado cuando los necesito y compartir los momentos más importantes de mi vida.

A Mateo, Samantha y Diego

Quienes dan rumbo a mis acciones y me inspiran a perseguir muchos más sueños.

Resumen

El presente trabajo consiste en el diseño de un sistema de Vision Artificial para detectar y rastrear marcas de color. Para tal efecto el sistema utiliza cintas de 3 diferentes colores las cuales brindan una rápida colocación y detección, prácticamente sin interferencia al movimiento a parametrizar.

Las marcas de color se colocan en las articulaciones de una persona, con el fin de parametrizar sus trayectorias durante una terapia de rehabilitación del miembro superior y obtener sus patrones de movimiento, además de permitir estimar los ángulos de las articulaciones durante el desarrollo del gesto.

Es decir, se desarrolló un sistema de rastreo visual como auxiliar al programa de rehabilitación en pacientes que padecen una discapacidad motriz del miembro superior. La aplicación del sistema es rastrear el movimiento del brazo de una persona utilizando marcas distintivas de color para resaltar las articulaciones del miembro superior que son el hombro, codo y muñeca. Estas marcas de color se capturan por dos webcams, estimando la ubicación tridimensional de éstas, para rehacer de forma tridimensional el brazo del paciente mediante un modelo de alambre. Finalmente, en el presente proyecto se obtienen las características más notables de los desplazamientos, por ejemplo, aquellos ángulos que se forman con el brazo y el antebrazo, por ser atributos resistentes al escalado. Se probó el sistema para 2 gestos terapéuticos en particular, y la reconstrucción de las trayectorias del brazo fue satisfactoria ya que el grado de error de la ubicación de las coordenadas tridimensionales es del orden de unos pocos centímetros.

Abstract

The present work consists of the design of an Artificial Vision system to detect and track color marks. For this purpose, the system uses tapes of 3 different colors which provide quick placement and detection, practically without interference to the movement to be parameterized.

The colored marks are placed on the joints of a person, in order to parameterize their trajectories during a rehabilitation therapy of the upper limb and obtain their movement patterns, in addition to allowing to estimate the angles of the joints during the development of the gesture.

In other words, a visual tracking system was developed as an aid to the rehabilitation program in patients suffering from a motor disability of the upper limb. The application of the system is to track the movement of a person's arm using distinctive color markings to highlight the joints of the upper limb which are the shoulder, elbow and wrist. These colored marks are captured by two webcams, estimating their three-dimensional location, to remake the patient's arm in a three-dimensional way using a wire model. Finally, in the present project the most notable characteristics of the movements are obtained, for example, those angles that are formed with the arm and forearm, as they are attributes resistant to scaling. The system was tested for 2 therapeutic gestures, and the reconstruction of the trajectories of the arm was satisfactory since the degree of error of the location of the three-dimensional coordinates is of the order of a few centimeters.

Contenido

1	Capítulo Introducción	1
1.1.	Planteamiento del problema	3
1.2.	Hipótesis	5
1.3.	Justificación	5
1.4.	Objetivo general	7
1.5.	Objetivos específicos	7
1.6.	Limitaciones y alcance	7
1.6.1.	Limitaciones	7
1.6.2	Alcances	8
1.7.	Metodología	8
1.8.	Organización de la tesis	9
2	Capítulo Marco Teórico	10
2.1	Enfermedad cerebro vascular	11
2.2	Enfermedad isquémico cerebral	15
2.3	Enfermedad cerebro vascular hemorrágica	16
2.4	Secuelas de la enfermedad vascular cerebral	17
2.5	La terapia a personas con hemiplejía	19
2.5.1	Etapa flácida inicial	20
2.5.2	Etapa de espasticidad	20

2.5.3	Etapa de rehabilitación definitiva.....	20
2.6	Escalas de valoración de la discapacidad motriz	21
2.6.1	Escala Fugl – Meyer	22
2.6.2	Índice de motricidad.....	22
2.6.3	Motor activity log.....	23
2.7	Estudio del movimiento humano	24
2.7.1	Detectar el movimiento usando sensores.....	26
2.7.2	Sistemas de visión con marcas.....	30
2.7.3	Sistema de visión sin marcas.....	31
2.7.4	Sistemas de asistencia robótica	38
2.7.5	Sistemas orientados a la rehabilitación.	39
2.8	Comparación de métodos de seguimiento humano	43
2.9	Resumen.....	45
3	Capítulo Trabajos relacionados.....	47
3.1	T-WREX (Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton).....	49
3.2	Motorika' s Innovative ReoGo TM.....	50
3.3	Myopro	51
3.4	Kinect V2.....	52
3.5	Otros trabajos relacionados.....	53
3.6	Resumen.....	58

4	Capítulo Metodología	60
4.1	Seguimiento visual de marcas de color	61
4.1.1	Selección de los movimientos terapéuticos	62
4.1.2	Calibración	63
4.1.3	Segmentación	65
4.1.4	Seguimiento en dos dimensiones.....	68
4.1.5	Reconstrucción tridimensional	69
4.2	Segunda etapa: Extracción de características	71
4.3	Resumen	74
5	Capítulo Pruebas y resultados	75
5.1	Seguimiento visual.....	75
5.1.1	Ambiente de trabajo	75
5.1.2	Calibración de las cámaras:	76
5.1.3	Segmentación:.....	77
5.1.4	Seguimiento 2D:	78
5.1.5	Reconstrucción 3D:.....	79
5.2	Resultados caso gesto flexión - extensión.....	80
5.3	Resultados caso gesto circular del brazo.....	81
5.4	Resumen	83
6	Capítulo Conclusiones	84

6.1 Trabajo futuro	85
Bibliografía.....	86

Índice de figuras

Figura 1.1 Diagrama de bloques del sistema	8
Figura 2.1 Enfermedad cerebro vascular ECV	13
Figura 2.2 Frecuencia de los subtipos de ECV	14
Figura 2.3 Gráfica de la trayectoria de un movimiento	25
Figura 2.4 Xsens Analyze, sistema patentado de captura de movimiento humano completo.....	27
Figura 2.5 Seguimiento visual sin marcas propuesto por Wren. a) imagen original, b) segmentación, y c) representación 2D de los blobs.....	32
Figura 2.6 Seguimiento del rostro con el algoritmo Camshift.....	33
Figura 2.7. Sistema de Schlegel para el seguimiento	34
Figura 2.8 Identificación de objetos de interés y cercanía con mano del usuario..	35
Figura 2.9 Sistema de movimiento propuesto por Black.....	36
Figura 2.10 Propuesta de Howe para el seguimiento.....	37
Figura 2.11 Cuerpo humano representado por el modelo de alambre de Cheung	38
Figura 2.12 Prototipo de ARM-Guide.	39
Figura 2.13 Sistema de seguimiento propuesto por Tao.....	40
Figura 2.14 segmentación de la mano con el sistema propuesto por Tao y Zhou	41
Figura 3.1 Wilmington Robotic Exoskeleton.....	49
Figura 3.2 Reogo.....	50
Figura 3.3 Myopro	52
Figura 3.4 Kinect V2.....	53
Figura 3.5 Configuración general del sistema	54

Figura 3.6 El dispositivo de seguimiento pasivo de la articulación del hombro	55
Figura 3.7 Sensor de flexión flexible	56
Figura 4.1 Diagrama de bloques del seguimiento visual	60
Figura 4.2 Vista superior del ambiente del sistema de seguimiento y el sistema de referencia del mundo.....	62
Figura 4.3 Gestos de a) flexión-extensión y b) circular	63
Figura 4.4 imagen del modelo de proyección punta de alfiler	64
Figura 4.5 proceso de segmentación	66
Figura 4.6 a) centro de gravedad del objeto, b) ventana de seguimiento inicial....	66
Figura 4.7 Seguimiento de las cintas en el gesto de flexión-extensión.	67
Figura 4.8 Intersección de las líneas de enfoque en el espacio 3D	70
Figura 4.9 Brazo humano representado en el espacio 3D	71
Figura 4.10 Representación del movimiento	72
Figura 4.11 Trayectoria y variación temporal del gesto circular	73
Figura 5.1 Vista superior del sistema y sistema de referencia del mundo.....	76
Figura 5.2 Resultados del algoritmo de retroproyección de histograma.....	77
Figura 5.3 Secuencia de imágenes que muestra la segmentación y seguimiento de cada marca de color	78
Figura 5.4 Seguimiento del brazo en el espacio tridimensional durante el gesto de flexión-extensión	80
Figura 5.5 Trayectoria del gesto flexión extensión del brazo en dos y tres dimensiones	81
Figura 5.6 Seguimiento del brazo en el espacio tridimensional durante el gesto circular.....	82

Figura 5.7 Trayectoria del gesto circular del brazo en dos y tres dimensiones 82

Índice de tablas

Tabla 2.1 Comparación de técnicas de seguimiento. VCM =Visión con marcas. VCMI=Visión con marcas infrarrojas	44
Tabla 3.1 Revisión de sistemas asistidos por robot para la rehabilitación de las extremidades superiores	48
Tabla 5.1 Posición y orientación de las cámaras	76
Tabla 5.2 Número de píxeles muestreados	77
Tabla 5.3 Resultados de la etapa de reconstrucción tridimensional expresada en centímetros.....	80

1 Capítulo Introducción

La comprensión y detección de gestos corporales en secuencias visuales tiene un valor elevado para muchas aplicaciones, las cuales pueden ser, interacción humano máquina, vigilancia, entrenamiento deportivo y sistemas de soporte médico que es donde principalmente se centra el presente trabajo. Debido a los diversos logros en el campo de la visión computacional se tienen hoy en día cambios altamente disruptivos en la manera como se interactúa con las computadoras.

200,000 personas al año en México sobreviven a un derrame cerebral y cerca de 700,000 en Estados Unidos (Instituto Nacional de Estadística y Geografía INEGI, 2017). Aproximadamente un 80% de ellos pierden la habilidad del movimiento. La deficiencia del movimiento posterior a un derrame cerebral es la mayoría de las veces tratada con terapia física acelerada por varias semanas después de la lesión, que generalmente es dirigida por un especialista quien determina si la terapia se está realizando adecuadamente. Desafortunadamente la terapia de las personas que padecen una discapacidad motriz es importante mientras existe apoyo especializado, así como los recursos económicos suficientes. Por lo general cuando la terapia se lleva en casa se vuelve autónoma y con información poco profesional. Con lo anterior las metas de la ingeniería están encaminadas en el desarrollo tecnológico que permita terapias sin la necesidad de que un fisioterapeuta este siempre presente.

Por tal motivo, surge la inquietud por crear soluciones informáticas que detecten los avances en la rehabilitación de personas con discapacidad motriz. Actualmente, el

experto en rehabilitación utiliza diversas escalas para valorar la movilidad de sus pacientes. El problema de estas escalas es que la mayoría son ordinales y no paramétricas.

En los últimos años se ha realizado un esfuerzo por crear métodos auxiliares al proceso de recuperación de individuos que sobreviven a un EVC, utilizando joysticks (D. J. Reinkensmeyer et al., 2001) y algunos con sistemas visuales (Zhou & Hu, 2005) (Yaqin Tao et al., 2007)(Yaqing Tao et al., 2003). La rehabilitación tiene por finalidad el otorgar a las personas que sobrevivieron a un derrame cerebral, obtener el nivel más alto posible de independencia para que puedan ser productivos.

Los sistemas de rastreo visual se basan en la obtención de características del movimiento humano. Para obtener dicha información se pueden utilizar dos técnicas, a través de marcas para indicar la posición de las articulaciones, simplificando parcialmente el problema del seguimiento del cuerpo humano y, por otro lado, no utilizando marcas. Actualmente la metodología que utiliza marcas es la más utilizada por su bajo costo y por tener mejor precisión que la técnica libre de marcas.

En la presente propuesta se desarrolló un Sistema Visual para el seguimiento del miembro superior y un modelo de movimiento para establecer las peculiaridades más convenientes para estudiar los gestos de la extremidad superior (Alvarado et al., 2019). Los vectores obtenidos del Modelado de Movimiento pueden servir en trabajos futuro como entrada a modelos ocultos de Markov que automaticen la calificación de la realización de gestos terapéuticos, estos métodos estadísticos tienen la habilidad de representar datos en estructuras secuenciales con presencia

de ruido, cuando solo se tiene el conocimiento de las observaciones, encontrando así la sucesión de estados más probable que producen dicha secuencia de observaciones (Campbell et al., 1996)

1.1. Planteamiento del problema

La rehabilitación es el proceso de ayudar a los pacientes a alcanzar el más alto nivel de independencia y calidad de vida, tanto física como aspectos emocionales y sociales. Para llevar a cabo el proceso de rehabilitación, se requiere un grupo de fisioterapeutas que orienten al paciente para que realice una serie de ejercicios para restaurar la movilidad del miembro afectado como el brazo. Sin embargo, el costo de la fisioterapia es alto y los pacientes no reciben suficiente tratamiento.

Esto nos llevó a considerar la necesidad de desarrollar sistemas informáticos de costo bajo que favorezcan en los pacientes el realizar ejercicios de brazos y brindar apoyo durante el proceso de rehabilitación sin la necesidad de estar acompañados por un fisioterapeuta durante mucho tiempo. Algunos investigadores han propuesto sistemas que utilizan sensores de movimiento y dispositivos robóticos para apoyar el proceso de rehabilitación, estos sensores y dispositivos robóticos están conectados a las extremidades del cuerpo humano para monitorear sus movimientos. Sin embargo, el uso de estos dispositivos limita naturalmente la movilidad de los pacientes y el costo de implementar el sistema es alto. Por otro lado, existen en el mercado sistemas de captura de movimiento humano para análisis clínicos, pero su costo es elevado y requieren equipos especiales y un procesamiento complicado.

La tecnología de rastreo visual sin marcadores es una buena opción para rastrear extremidades individuales porque son económicas y no requieren equipo especial. En este caso, se necesita una forma de monitorear el brazo del paciente para apoyar el proceso de rehabilitación. Es debido a este contexto que el problema a resolver en el presente trabajo de tesis es la localización y seguimiento de la extremidad superior de una persona a través de una secuencia de video capturada por un par de cámaras de video y extraer la información de su trayectoria y sea posible comparar esa información con la de un patrón de referencia para generar una calificación.

La localización y seguimiento de las partes del cuerpo implica varios campos de investigación. Los movimientos del brazo seleccionados para ser reconstruidos deben ser los utilizados en fisioterapia con el fin de desempeñar un papel más importante en el proceso de rehabilitación. La ubicación del brazo humano dentro de una imagen y su seguimiento, así como la extracción de sus rasgos descriptivos a través de una serie de imágenes son problemas en el campo de la visión por computador.

De esta forma, para poder realizar el análisis del movimiento del brazo humano durante el proceso de rehabilitación, se puede dividir en las siguientes etapas principales:

Posición del brazo en una imagen: El primer paso en los sistemas de seguimiento visual es la localización automática de las partes del cuerpo humano. Esto es un problema todavía no resuelto dentro del campo de visión computacional, ya que no

se sabe con certeza qué propiedades de los objetos son suficientes para distinguirlos del resto de la imagen.

Seguimiento del brazo y extracción de características de movimiento: Una vez que se determina la posición inicial de alguna parte del cuerpo humano, el siguiente desafío es monitorearla a través de una serie de imágenes. El método tradicional asume que el movimiento del cuerpo humano es un movimiento suave, con una velocidad y aceleración constantes. Sin embargo, el movimiento humano cambia de manera compleja. Además, extraer información de movimiento es otro problema en el análisis de movimiento. Para construir una representación que capture de manera confiable el movimiento de varias partes del cuerpo humano, las características de la imagen humana deben seleccionarse y extraerse cuidadosamente.

1.2. Hipótesis

Un sistema de rehabilitación motora se puede construir a través de técnicas consideradas no convencionales como es la visión computacional.

1.3. Justificación

La detección y entendimiento de gestos en secuencias visuales tiene un alto valor para muchas aplicaciones, tales como, interacción humano robot o computadora, vigilancia, adiestramiento físico y sistemas de asistencia médica. El presente trabajo tiene una importante aplicación en el área del soporte médico justamente, dados los avances actuales en visión computacional, que han originado cambios disruptivos en la interacción con la computadora.

Anualmente se estima que 200 000 personas en México sobreviven a un derrame cerebral y cerca de 700 000 en Estados Unidos (Instituto Nacional de Estadística y Geografía INEGI, 2017). Los datos muestran que aproximadamente el 80% adquieren un grado de discapacidad motriz mayor o menor dependiendo de cada caso. La discapacidad motriz posterior a un derrame cerebral por lo general es tratada con terapia física intensa por varias semanas después de la lesión, así como llevada a cabo atención profesional, la cual determina si la rehabilitación se realiza adecuadamente. La problemática radica en que esta terapia solo es intensa en tanto existe asesoría especializada, así como la economía para cubrir los costos que se generan. El paciente al efectuar la rehabilitación en casa, lo hace de forma autónoma y con información poco profesional. Es debido a este contexto que la ingeniería en rehabilitación se ha preocupado por generar desarrollo tecnológico que favorezca la realización de las terapias sin la necesidad de un terapeuta presente todo el tiempo.

Por esta razón, surge el interés por desarrollar sistemas que detecten el progreso en la recuperación del individuo que padece discapacidad motriz. Hoy en día el especialista en terapia hace uso de diversas escalas de valoración para calificar la movilidad de sus pacientes, pero estas escalas son de tipo ordinal y no paramétrico (Mariscal, 2003).

En la actualidad existen desarrollos tecnológicos que asisten el proceso de recuperación en las personas con secuelas de derrame cerebral, a través de sistemas robóticos(Ren et al., 2017)(H. Kim et al., 2013) y algunos con sistemas visuales(Santos et al., 2013). La rehabilitación tiene por objetivo lograr en los

pacientes el grado más alto de independencia que permita al individuo ser productivo. Los sistemas de seguimiento visual se encargan de obtener la información del movimiento humano; por lo general utilizando dos técnicas, una haciendo uso de marcas, lo que facilita el seguimiento del cuerpo humano y la otra técnica sin utilizar marcas. La técnica más utilizada es la que implementa marcas de color para el seguimiento, ya que es de menor costo y alta precisión.

1.4. Objetivo general

Desarrollar un sistema que utilice captura de movimiento con marcadores y visión computacional para seguir el desplazamiento del brazo humano en una secuencia de video midiendo las propiedades de dicho movimiento.

1.5. Objetivos específicos

- Elegir 2 movimientos del brazo humano de tipo terapéutico.
- Determinar las características del movimiento humano que serán medidas y extraídas.
- Obtener las imágenes mediante secuencias de video.

1.6. Limitaciones y alcance

1.6.1. Limitaciones

El sistema funciona con marcadores colocados en las articulaciones del brazo del usuario. La detección el gesto terapéutico del brazo se realiza en un ambiente con condiciones de iluminación controlada.

El sistema propuesto únicamente considera el miembro superior en desarrollo de dos gestos terapéuticos.

1.6.2 Alcances

Este trabajo servirá como base en el estudio de los movimientos del brazo en el ámbito de la visión artificial y la evaluación de gestos.

Se desarrolló un prototipo de sistema visual para mantener una perspectiva fija de la captura de video.

1.7. Metodología

En el presente trabajo de tesis se expone el desarrollo de un sistema visual de seguimiento del cuerpo humano, orientado a la rehabilitación luego de un accidente cerebro vascular. Este sistema tiene aplicación en el análisis de gestos¹, el sistema detecta y sigue la extremidad superior de una persona en un espacio de tres dimensiones. Al extraer la información del movimiento abre la posibilidad de crear aplicaciones para la calificación automática del gesto a través de la comparación de esta contra un patrón de referencia correcto.



Figura 1.1 Diagrama de bloques del sistema

¹ El término gesto se puede interpretar como un acto visual que envía una señal a un espectador. En este trabajo de tesis se le considera gesto a los movimientos del brazo de una persona en proceso de rehabilitación.

Por esta razón, en este trabajo se adopta un enfoque modular, como se muestra en la arquitectura de la figura 1.1. La cual se describe en un capítulo aparte.

1.8. Organización de la tesis

A continuación, se realiza una breve descripción de los capítulos posteriores:

Capítulo 2. Este capítulo presenta el marco teórico de esta investigación, que describe las enfermedades cerebrovasculares, sus efectos, el proceso de rehabilitación y las escalas de valoración de la movilidad, adicionalmente existe una breve introducción de las técnicas y métodos para obtener las características del movimiento humano y una comparación entre ellos.

Capítulo 3. En esta sección se darán a conocer algunos proyectos que se han desarrollado en la actualidad relacionados con el tema de la investigación.

Capítulo 4. Se describe de manera detallada la estructura general del sistema, así como las etapas que lo constituyen, es decir, seguimiento visual y modelo de movimiento.

Capítulo 5. Se presentan las pruebas efectuadas durante la elaboración del proyecto y los resultados de aplicar el seguimiento visual utilizando marcas de color para seguir y caracterizar los movimientos del brazo.

Capítulo 6. Finalmente se redactan las conclusiones de la tesis y se muestran los posibles caminos que puede seguir este campo de investigación.

2 Capítulo Marco Teórico

Las enfermedades vasculares cerebrales son las causas principales de discapacidad y muerte en muchos países. Un daño de las neuronas motoras puede producir hemiplejía. Inmediatamente después del inicio de la hemiplejía, se pierde el movimiento voluntario en las extremidades afectadas y se disminuye la resistencia al movimiento pasivo, ocasionando flacidez. Esta flacidez puede terminar en pocos días o convertirse en una condición permanente. En muchos casos esta flacidez es gradualmente reemplazada por espasticidad².

Esta disfunción motora afecta en gran medida la calidad de vida de los pacientes con accidente cerebrovascular. De todas las personas que sufren un derrame cerebral cada año, hasta dos tercios llegan a sobrevivir y en consecuencia demandan servicios de rehabilitación. El objetivo de la rehabilitación es ayudar a los sobrevivientes a ser lo más independientes posible y alcanzar un nivel de vida de calidad. Aunque la rehabilitación no puede curar la hemiplejía porque no puede revertir el daño cerebral, a largo plazo, la rehabilitación puede ayudar enormemente a las personas a mejorar su calidad de vida. Muchas personas que sufren hemiplejía no logran recuperarse por la falta de un proceso de rehabilitación. Debido a esto, se ve la necesidad de llevar más personas con secuelas de un derrame cerebral, a tratar alternativas de rehabilitación que puedan ser utilizadas por ellos mismos. Para esto, es necesario contar con desarrollos que favorezcan la rehabilitación sin la necesidad de un terapeuta presente todo el tiempo.

² La espasticidad es un trastorno de tipo motor en la que ciertos grupos musculares se contraen de forma continua, lo que provoca tensión y rigidez muscular

2.1 Enfermedad cerebro vascular

La enfermedad cerebrovascular (ECV) es un importante problema de salud pública. Según la Organización Mundial de la Salud, se considera la segunda causa de muerte en el mundo, siendo los países de ingresos bajos y medios los más afectados ((OMS), 2011).

Posterior a un ECV, un tercio de las personas tiene cierto grado de disfunción motora, pues el cerebro es el encargado de gestionar los movimientos, sensaciones y acciones realizadas por el cuerpo.

El daño a las regiones frontal y parietal del hemisferio cerebral generalmente resulta en debilidad en la parte del cuerpo opuesta al hemisferio cerebral lesionado. Por lo tanto, la hemiplejía (parálisis de la parte media del cuerpo) y la hemiplejía (disminución de la fuerza y flexibilidad de la parte media del cuerpo) son comunes.

La asociación entre la rigidez y disminución de la fuerza puede resultar en posturas anormales de los brazos y / o piernas afectados, y si se mantiene en esta postura, eventualmente conducirá a deformidades, dolor y mayor discapacidad. (Quemada, 2007). La falta de movilidad en las extremidades priva a habilidades muy importantes y conduce a una gran discapacidad.

De todos aquellos individuos que sufren un derrame cerebral cada año, hasta dos tercios llegan a sobrevivir y demandan asistencia profesional para su recuperación. La meta de la rehabilitación es ayudar a los sobrevivientes a ser lo más independientes posible y alcanzar el mejor nivel de vida. Es un hecho que la rehabilitación no abate la hemiplejía dado que no revierte el deterioro cerebral, pero

si puede ayudar principalmente a que los pacientes consigan mejorar su calidad de vida a largo plazo. Por lo general, las personas que no pueden recuperarse después de una hemiplejía son porque carecen de un proceso de rehabilitación apropiado. Por esta razón surge la necesidad de diseñar alternativas que permitan a un mayor número de pacientes el tomar las terapias de rehabilitación por ellos mismos. Esto quiere decir que es necesario hacer uso de mecanismos para el seguimiento de los ejercicios terapéuticos, de fácil utilización, de bajo costo.

La enfermedad vascular cerebral³ representa uno de los mayores problemas de salud pública en países en vías de desarrollo, porque según la Organización Mundial de la Salud, es la tercera causa de muerte y la primera causa de discapacidad en adultos, después de las enfermedades cardíacas y los tumores malignos. Su incidencia global es de 1,5 a 4 casos por mil habitantes, con una prevalencia de 8-20 casos por mil habitantes. En México, la causa de muerte por enfermedad cardiovascular ocupa el sexto lugar entre la población general, el cuarto entre las mujeres y el sexto entre los hombres. Su alta incidencia y prevalencia implican enormes costos humanos y económicos. (Ávila Saldivar et al., 2012).

La enfermedad cerebrovascular (ECV) es un síndrome clínico que se caracteriza por el rápido desarrollo de síntomas neurológicos focales, que duran más de 24 horas, y no existe una causa obvia que no sea el origen del vaso sanguíneo. (Warlow, 1998) existen los subtipos isquemia y hemorragia.

³ El termino en inglés para describir la enfermedad vascular cerebral es "stroke". En español, se utilizan comúnmente los términos "ataque cerebrovascular" o "derrame cerebral".

La isquemia cerebral es el resultado de una oclusión vascular, que puede ser transitoria (ataque isquémico transitorio) o permanente, lo que significa daño neuronal irreversible.

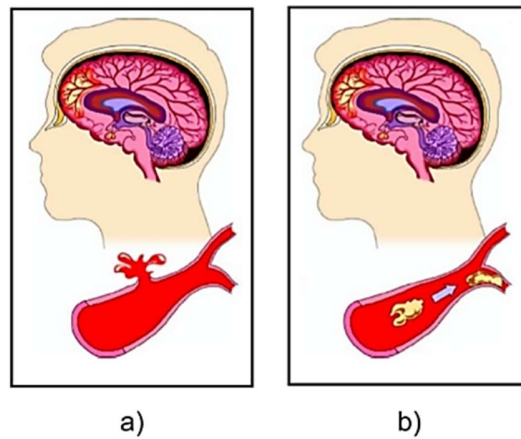


Figura 2.1 Enfermedad cerebro vascular ECV

En la hemorragia intracerebral (HIC) la rotura de un vaso da lugar a una colección hemática en el parénquima cerebral o en el espacio subaracnoideo (Ávila Saldivar et al., 2012). En la Figura 1.3 se muestran los principales subtipos y la frecuencia de cada uno de ellos.

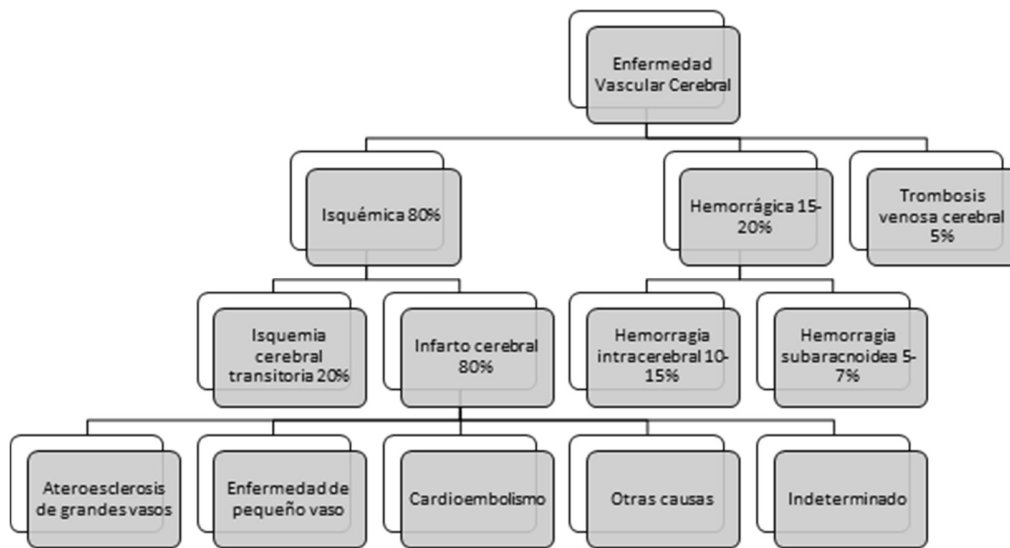


Figura 2.2 Frecuencia de los subtipos de ECV

Una neurona puede morir por falta de oxígeno y nutrientes de la sangre, así como cuando sufren daño debido a la aparición repentina de hemorragias en el cerebro. El término isquemia se refiere a la pérdida de oxígeno y nutrientes en las neuronas debido a un flujo sanguíneo insuficiente.

En resumen, la isquemia puede provocar un infarto y la muerte de neuronas, que son reemplazadas por cavidades llenas de líquido en el cerebro lesionado después de un período de tiempo. A medida que se interrumpe el flujo de sangre al cerebro, algunas neuronas pueden morir inmediatamente, mientras que otras corren peligro de muerte. Estas células dañadas constituyen la penumbra isquémica y pueden estar en un estado peligroso durante varias horas. Con un tratamiento oportuno, estas células se pueden conservar (American stroke, 2019).

2.2 Enfermedad isquémico cerebral

Cuando las arterias que suministran sangre al cerebro se bloquean y el flujo sanguíneo se reduce o interrumpe repentinamente, se produce la enfermedad vascular isquémica (EVCi) (ver figura 2b), con el tiempo, causa enfermedades cardíacas en el cerebro. Aproximadamente el 80% de todos los accidentes cerebrovasculares son isquémicos. (American stroke, 2019).

La causa más común de accidente cerebrovascular y arterias obstruidas son los coágulos de sangre. La formación de coágulos de sangre en las arterias que causan un daño catastrófico al obstruir el flujo sanguíneo normal.

Las dos maneras en que los coágulos de sangre pueden originar isquemia e infartos cerebrales son: enfermedad vascular cerebral embólica y enfermedad vascular cerebral trombótica. Primero, un coágulo de sangre que se origina en una parte del cuerpo fuera del cerebro pasa a través del vaso sanguíneo y queda atrapado en la arteria cerebral. Los coágulos libres denominados émbolos se forman generalmente en el corazón. La enfermedad vascular cerebral trombótica, se origina a partir de una trombosis. Entendiendo por trombosis al coágulo de sangre que se forma en una de las arterias cerebrales el cual permanece fijo en la pared de la arteria hasta que aumenta de tamaño lo suficiente como para bloquear el flujo sanguíneo al cerebro. Las enfermedades vasculares cerebrales isquémicas, también pueden ser ocasionados por estenosis⁴ (Warlow, 1998).

⁴ Estrechamiento de una abertura o conducto del cuerpo

2.3 Enfermedad cerebro vascular hemorrágica

En un cerebro sano, las neuronas no entran en contacto directo con la sangre. Ellas obtienen el oxígeno y los nutrientes que necesitan de la sangre a través de las paredes capilares del cerebro. Las glías⁵ conforman una barrera sanguínea-cerebral o hemo-encefálica⁶

Cuando una arteria en el cerebro se rompe, la sangre ingresa a los tejidos circundantes, no solo interrumpiendo el suministro de sangre, sino también interrumpiendo el fino equilibrio químico requerido por las neuronas. A esta clase de accidente cerebrovascular se le denomina enfermedad cerebrovascular hemorrágica (ECVH). Estos accidentes hemorrágicos representan aproximadamente el 20% de todos los accidentes cerebrovasculares (American stroke, 2019). Una hemorragia se origina por varios motivos. El motivo más común es una aneurisma⁷ sangrante. Con el paso del tiempo, las zonas débiles se dilatan o se hinchan debido a la elevada presión arterial. Un aneurisma puede romperse y filtrar sangre al espacio alrededor de las neuronas.

El sangrado también ocurre cuando la pared arterial se rompe. La pared arterial envuelta en placa⁸ pierde su elasticidad con el tiempo, se vuelve frágil y débil se rompe fácilmente (Warlow, 1998).

⁵ Celdas del sistema nervioso que soportan y protegen a las neuronas

⁶ Trama compleja que rodea a los vasos sanguíneos y capilares y controla elementos de la sangre.

⁷ Lugar débil o delgado en una pared arterial.

⁸ Mezcla de sustancias grasas, incluyendo el colesterol y otros lípidos.

2.4 Secuelas de la enfermedad vascular cerebral

La hemiplejía es una de las consecuencias más importantes de las enfermedades cerebrovasculares que existen en la actualidad. En la mayoría de los casos, la hemiplejía es el resultado de una ECV. La hemiplejía es un trastorno del movimiento en el que la mitad vertical del cuerpo está paralizada. Por ejemplo, es difícil que los brazos y sus correspondientes piernas y el otro lado de la cara se muevan voluntariamente. La hemiplejía es provocada por la muerte de neuronas encargadas de la motricidad del cuerpo. La muerte de las neuronas es normalmente ocasionada por una ECV. Dependiendo de las neuronas afectadas la ECV, puede afectar otras funciones del cuerpo humano, como la autonomía de los esfínteres o cualquier otro músculo del cuerpo (Warlow, 1998).

La OMS, informa 200 nuevos casos de ECV por cada 100,000 habitantes cada año. Cada año 200,000 personas en México sobreviven a un derrame cerebral y cerca de 700 000 en Estados Unidos (American stroke, 2019). Aproximadamente el 80% de ellos sufren secuelas de un ECV, es decir, pierden la habilidad del movimiento. Aproximadamente un 10% no logra beneficio alguno de ningún tratamiento. El 10% de los pacientes se recupera de forma completamente espontánea en un plazo de 8 a 12 semanas, mientras que el 80% de los pacientes con secuelas de ECV pueden beneficiarse de una rehabilitación específica (Jang et al., 2003) . El costo v. C. Los costos directos muy altos están relacionados con la prevención, el diagnóstico, el tratamiento y la rehabilitación. No se tienen en nuestro país datos claros en relación con el tema, pero en la Unión Americana, por un poco más de 3 millones

de pacientes que sobreviven a un ictus⁹ (stroke), Se necesitan aproximadamente \$ 16.8 mil millones para hospitales, enfermería, servicios médicos, medicamentos y gastos de producción (J. Larry et al., 2018).

Los pacientes con ECV inicialmente mostraron relajación, gradualmente se convirtieron en rigidez y luego restauraron la función motora espontánea. Lamentablemente, este modo de recuperación puede interrumpir su desarrollo en cualquier etapa, por lo que no se puede considerar que el espasmo anuncie la restauración de la función motora. El paciente recuperado obtendrá el 90% en los primeros tres meses después del inicio (Warlow, 1998), los pacientes con rehabilitación insuficiente presentan hemiplejía, que se caracteriza por el síndrome de daño de la neurona motora superior, que conduce a déficits neurológicos, lo que afecta en gran medida su calidad de vida. Un factor importante en estos síndromes es, sin duda, la espasticidad, que puede provocar graves disfunciones en el movimiento del paciente y en muchos casos dar lugar a posturas y contracturas malignas (por acortamiento muscular o determinados tendones, ligamentos y articulaciones. Además, la espasticidad complica enormemente la rehabilitación del paciente, impidiendo que proceda con mayor eficacia y rapidez. Solo un pequeño porcentaje (aproximadamente el 5%) de estos pacientes recuperó la función de parálisis del miembro superior. Después de 3 meses, hay pocas posibilidades de recuperación (Magid et al., 2000).

⁹ Cuadro morbosos que se presenta de un modo súbito y violento, como producido por un golpe

2.5 La terapia a personas con hemiplejía

El primer objetivo del tratamiento es brindar rehabilitación a corto plazo al paciente con hemiplejía en las fases temprana y aguda, es decir, hacerlo más independiente en las principales actividades de la vida diaria (como belleza, comer y moverse). El procedimiento enfatiza el lado sano y ayuda a compensar el lado enfermo. Desafortunadamente, esta recuperación temprana puede causar rigidez. Producto del esfuerzo que se requiere para utilizar un solo lado del cuerpo, originando pérdida del equilibrio y miedo a caer (Patricia M. Davies, 2003).

Principalmente el tratamiento busca corregir el tono muscular y la coordinación, y obtener una respuesta normal del lado perjudicado debido a la movilización. El objetivo del tratamiento es suprimir los patrones de movimiento anormales del paciente y desarrollar patrones normales al mismo tiempo. Posteriormente, el enfoque del tratamiento está en la rehabilitación funcional del individuo, es decir, ayudarlo a desarrollar habilidades y estrategias para realizar las actividades diarias de manera más independiente. En las etapas posteriores, el enfoque del tratamiento está en la rehabilitación funcional del individuo, es decir, ayudarlo a desarrollar habilidades y estrategias para realizar las actividades diarias de manera más independiente. Los procedimientos de rehabilitación utilizadas en la hemiplejía dependen del estadio de recuperación que haya alcanzado el paciente o del estadio en el que deje de mejorar. Las etapas de la rehabilitación son: fase de relajación inicial, fase espástica y fase de recuperación final (Patricia M., 2003).

2.5.1 Etapa flácida inicial

El episodio de hemiplejía dura desde varios días hasta varios meses y el período de relajación inicial se descubre poco después. Debido a la pérdida del método de ejercicio anterior, el paciente no puede mover el lado afectado y el lado sano no es suficiente para compensar la pérdida. En esta etapa, el rango de la articulación no está restringido por el movimiento pasivo del lado afectado, lo que ayuda con la rehabilitación.

2.5.2 Etapa de espasticidad

El desarrollo de la rigidez es gradual y ya ha comenzado en la fase de relajación inicial, por lo que el tratamiento en esta fase se solapa con el tratamiento anterior. El espasmo se desarrolla lentamente y está sesgado hacia los flexores de los miembros superiores y los extensores de los miembros inferiores. El nivel de rigidez se debe evaluar en primer lugar validando la oposición a la elongación pasiva de musculatura y extremidades.

2.5.3 Etapa de rehabilitación definitiva

La mayoría de los pacientes que llegan a esta etapa son aquellos que no se vieron gravemente afectados al principio y que se han recuperado bien o se han tratado bien. El paciente ahora puede caminar sin ayuda externa y puede usar el brazo afectado para colocar un objeto en su mano. Los calambres son leves y no dificultan el movimiento, aunque irán aumentando temporalmente con el esfuerzo.

2.6 Escalas de valoración de la discapacidad motriz

Mejorar la función motora de los pacientes con parálisis cerebral y reducir su espasticidad es una tarea difícil, por lo que no se puede subestimar su complejidad. En la mayoría de los casos, esta enfermedad que durará toda la vida cambiará, por lo que en las diferentes etapas de su desarrollo se buscarán opciones de tratamiento de acuerdo con las necesidades, edad y expectativas del paciente. Los profesionales de la salud deben hacer todo lo posible para realizar una valoración adecuada.

Los diferentes métodos de rehabilitación enfrentan el desafío de proporcionar evidencia efectiva. Desafortunadamente, los principios detrás de la mayoría de los métodos de rehabilitación física utilizados para tratar la parálisis cerebral carecen de evidencia científica irrefutable de su efectividad. Aunque no hay evidencia suficiente para demostrar su eficacia, los procedimientos de fisioterapia generalmente se consideran útiles para la rehabilitación. En medicina clínica, los métodos clásicos para determinar la efectividad de los procedimientos son estudios controlados y aleatorizados.

Determinar la efectividad del tratamiento de rehabilitación física o psicológica, medicación oral, cirugía ortopédica y tratamiento neuroquirúrgico para la función motora y espasticidad de pacientes con parálisis cerebral; por un lado, se requiere una escala de medición objetiva, por otro lado, según lo que se quiera medir. El contenido del proyecto requiere una escala adecuada, como discapacidad, discapacidad, calidad de vida, etc. (Calderón, 2002).

En el campo de la rehabilitación, el desarrollo de medidas fiables y eficaces es particularmente difícil, de hecho, todas las medidas utilizadas para determinar la función, la mayoría de las escalas que cuantifican el movimiento y la espasticidad son de tipo ordinal y en consecuencia no paramétricas. (Mariscal, 2003).

2.6.1 Escala Fugl – Meyer

La escala de Fugl-Meyer evalúa la actividad refleja de las extremidades, la coordinación de los flexores, la coordinación de los extensores, las manos en el área de la cintura, la abducción pura del hombro de 0 grados a 90 grados, los movimientos de la muñeca y la mano, la velocidad de coordinación, las rodillas Y movimiento de tobillo. La puntuación de una persona sana es de 88 puntos (Cerrato-Cuadra & Carrillo-Mezo, 2008). La forma de calificar es valorando la movilidad, así como el dolor de las articulaciones del brazo y de la pierna. A la tabla de movilidad se le asigna un puntaje de 0 si no hay movilidad, 1 movilidad disminuida y 2 movilidad casi normal. A la tabla de dolor se le asigna 0 si hay dolor en todo el movimiento, 1 si solo hay poco dolor al final del movimiento, y 2 si no hay dolor. La escala Fugl-Meyer, consta de 22 valoraciones. La escala Fugl-Meyer agrupa las escalas dependiendo del grado de discapacidad; menor a 40 puntos discapacidad severa, 40 a 64 puntos discapacidad, 65 a 75 discapacidad moderada, 76 a 87 ligera discapacidad.

2.6.2 Índice de motricidad

El índice motor es una evaluación simple de la función motora de los pacientes con hemiplejía y considera los tres rangos de movimiento del tórax y las extremidades:

abducción del hombro, flexión del codo y prensión. En los miembros pélvicos, evalúa la flexión de cadera, extensión de rodilla y tobillo. Evalúa todos los rangos de movimiento, no afectados por la gravedad, y el grado de resistencia tanto como sea posible, y le otorga varias calificaciones (Cerrato-Cuadra & Carrillo-Mezo, 2008). Los valores se basan en la observación. El método de usar la escala de índice de ejercicio para evaluar la prensión de un paciente es el siguiente: 0 sin movimiento, 11 comienzo de la prensión (cualquier movimiento del pulgar o dedo), 19 agarra el cubo, pero no puede resistir la gravedad, 22 agarra el cubo y lo mantiene en el aire, pero lo suelta con facilidad, 26 agarra el cubo con fuerza, pero no tanta como en el lado sano, 33 agarre normal. Movilidad en flexión y abducción: 0 sin movimiento, 9 contracción muscular palpable, pero sin movimiento, 14 movimiento, arco incompleto y sin gravedad, 19 movimiento completo contra gravedad, sin resistencia, 25 con resistencia al movimiento, pero débil en relación con el lado sano y 33 impulso normal. Dando un total máximo para una persona sana de 100.

2.6.3 Motor activity log

La escala Motor Activity Log - 14 (MAL) para extremidades superiores, es una entrevista estructurada que obtiene información acerca de 14 actividades de la vida diaria (AVD). Se cuestiona a los pacientes que tan bien (escala de calidad de movimiento) y que tanto (escala de cantidad de uso) utilizan su brazo deteriorado para lograr cada AVD, las cuales se califican en un rango de 0 a 5. 0 para la menor calificación y 5 para la mejor calificación. El rango puede ir de 0 para una total discapacidad a 140 puntos para una persona sana (Uswatte et al., 2005).

2.7 Estudio del movimiento humano

La tesis del movimiento humano es un tema que ha sido tratado por muchas culturas y civilizaciones durante mucho tiempo. Obtener características dinámicas sobre las acciones de ciertas partes del cuerpo, es de suma importancia para los terapeutas y los investigadores de la bioinformática, ya que con dicha información se pueden crear tratamientos y/o tecnologías para la recuperación de los pacientes después de alguna afección o enfermedad. En la actualidad, con la ayuda de las nuevas tecnologías, los medios audiovisuales y las computadoras pueden utilizarse como las principales herramientas de procesamiento masivo de datos para realizar esta investigación. Los alcances de hardware actuales y las soluciones de software disponibles hacen que sea muy factible ver objetos complejos (como la estructura del cuerpo humano) en tiempo real.

Estos componentes científicos y técnicos pueden modelar a una persona como un conjunto de entidades articuladas (huesos) con elementos deformables (músculos) según sea necesario, y representarlos en un dispositivo bidimensional como un monitor o un entorno tridimensional inmersivo. Simultáneamente, la mecánica actual permite el estudio biomecánico del sistema articular propuesto como si fuera un mecanismo físico tradicional. El problema de todos estos procesos es la generación precisa de modelos que permitan simular el comportamiento real de las personas en movimiento.

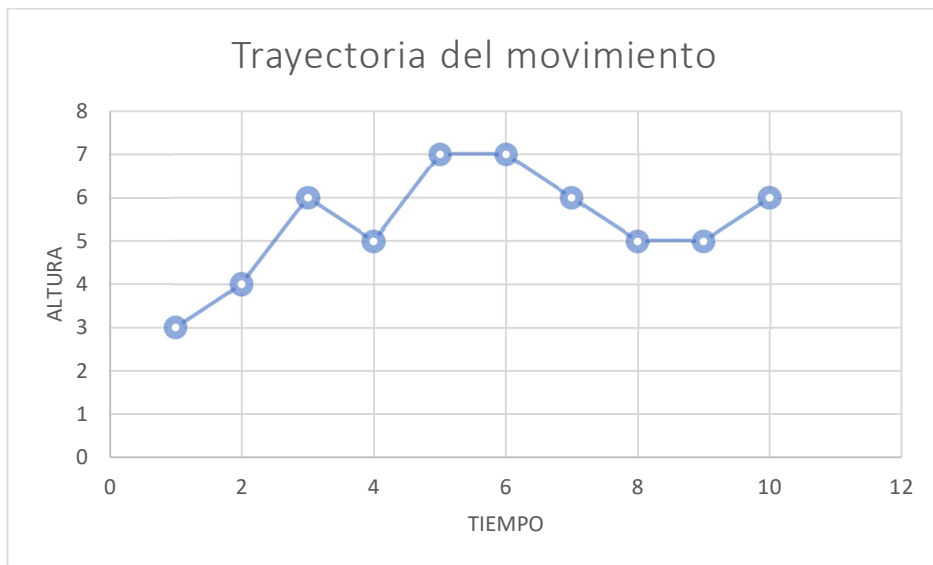


Figura 2.3 Gráfica de la trayectoria de un movimiento

Por tanto, una de las principales fuentes de información utilizada para estudiar el movimiento humano siempre ha sido la obtención directa de datos capturados a partir del movimiento del objeto de investigación.

Para la recogida de datos se pueden utilizar diferentes tecnologías, que pueden obtenerse a partir de información proporcionada por sensores electrónicos ubicados en puntos clave del cuerpo humano, o mediante marcadores de prescripción. La posición del marcador de prescripción es la imagen digital obtenida de la imagen estereoscópica. Extraído durante el análisis o no marcado. Es posible clasificar el análisis del movimiento humano en tres categorías:

- Sistemas basados en sensores
- Sistemas que utilizan detección de marcas
- Sistemas que utilizan detección sin marcas

Una vez que se obtiene el movimiento humano, puede ser graficado en el tiempo.

El movimiento puede ser visto como una trayectoria que cambia en el tiempo (figura

2.3). Al trabajar con trayectorias es fácil preguntarse si dos trayectorias son iguales o que tan semejantes son. Existen diferentes métodos para comparar trayectorias, algunos se basan en distancias y otros en características. En la primera parte de este capítulo se presentan técnicas para detectar el movimiento humano utilizando sensores, marcas y sin marcas. En la segunda, se describen algunas métricas para comparar trayectorias: basadas en distancias y basadas en características.

2.7.1 Detectar el movimiento usando sensores

Un sensor es un dispositivo que detecta manifestaciones de cualidades o fenómenos físicos, como la energía, velocidad, aceleración, tamaño, cantidad, etc. Se puede decir también que es un dispositivo que aprovecha una de sus propiedades con el fin de adaptar la señal que mide para que la pueda interpretar otro elemento. Los sistemas basados en sensores que se utilizan para la obtención del movimiento humano se pueden clasificar en:

- *Inerciales*: Acelerómetros, giroscopios.
- *Infrarrojos*: Leds, cámaras infrarrojas.
- *Mixtos*: Inerciales e infrarrojos.
- *Otros*: Magnéticos y acústicos

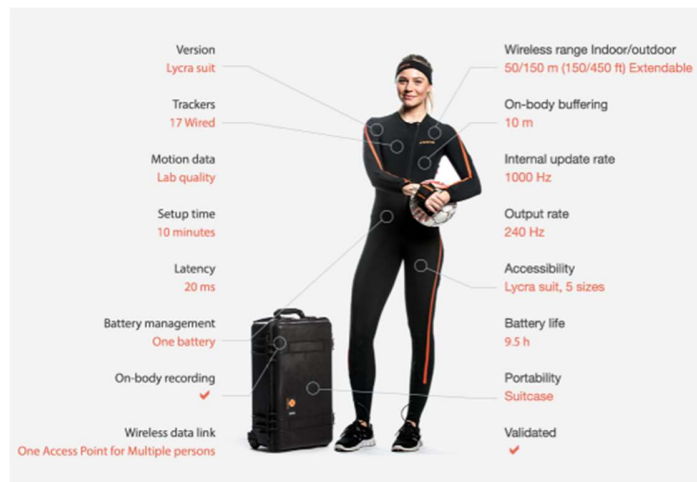


Figura 2.4 Xsens Analyze, sistema patentado de captura de movimiento humano completo

2.7.1.1 Inerciales

Los sensores inerciales son aquellos que utilizan la propiedad de los cuerpos de no modificar su estado de reposo o movimiento si no es por la acción de una fuerza. Los sensores inerciales pueden estar formados por giroscopios, acelerómetros o ambos. Se denomina acelerómetro a un instrumento destinado a medir aceleraciones, está construido por un eje que cambia su dirección en sentido contrario a la aceleración. Los giroscopios son dispositivos mecánicos formados por un cuerpo que gira alrededor de su eje de simetría. Cuando se somete el giroscopio a un torque que tiende a cambiar la orientación de su eje de rotación, este cambia de orientación en una dirección perpendicular a la dirección del movimiento.

2.7.1.2 Infrarrojos

Los sistemas que utilizan sensores infrarrojos están compuestos por un conjunto de leds infrarrojos colocados en diferentes partes del cuerpo, que por lo general son las articulaciones del cuerpo. La luz infrarroja emitida por los leds es captada por unas cámaras, que se encuentran colocadas de tal forma que cubra un área de 360

grados de un espacio controlado. Un ejemplo de sistemas infrarrojos es el PhaseSpace (*Phase Space Motion Capture*, 2020). Su funcionamiento es a partir de señales de luz infrarroja emitidas por leds, colocados en las articulaciones del cuerpo humano. Estas son recibidas por unas cámaras colocadas alrededor de la persona, en total. Puede leer hasta 128 leds infrarrojos. Por su gran cantidad de cámaras no tiene problemas de oclusión, el problema al igual de Xsens, es su precio industrial, aproximadamente \$250,000 pesos, que es alto para proyectos pequeños.

2.7.1.3 *Mixtos*

Los sensores infrarrojos tienen la desventaja de no poder medir la aceleración y cambios de dirección por sí solos. Y los inerciales pueden fallar al no tener cambios bruscos de velocidad y de dirección y no detectar la posición en 3D por sí solos. Al juntar las dos tecnologías se obtiene un sistema mucho más robusto. Un ejemplo de sistemas mixtos es el utilizado por la compañía Nintendo en su sistema Nintendo Wii. El control contiene dos sensores inerciales un acelerómetro, para detectar la fuerza y velocidad de movimiento y un giroscopio que detecta los giros de movimiento. El sistema también cuenta con un sensor infrarrojo, éste percibe la luz infrarroja de 8 leds colocados en un panel arriba del televisor, 4 en cada extremo. Dándole así la información de posición tridimensional. Combina estos tres tipos de señales: luz infrarroja, acelerómetro y giroscopio para obtener la información de movimiento, posición y aceleración. Sus problemas son las distancias requeridas para la utilización del control. A distancias muy alejadas, mayores a 10 metros, la posición muestra errores. Algunas señales de teléfono y el zum infrarrojo de

cámaras pueden dar mal funcionamiento al sistema, ya que se interfiere con las señales infrarrojas del sistema.

2.7.1.4 Otros.

Existen otros tipos de sensores que no entran en ninguna clasificación anterior, como son los acústicos y los magnéticos. Los sensores acústicos son dispositivos que utilizan una señal ultrasónica de baja frecuencia producida por un transmisor fijo para determinar la posición y orientación en tiempo real de un receptor móvil. Su forma de funcionar es la siguiente: Una fuente triangular (3 altavoces) produce sonidos ultrasónicos, el receptor (con tres micrófonos), mide la distancia de cada altavoz a todos los micrófonos (9 medidas en total). La distancia se calcula multiplicando el “tiempo de vuelo” por la velocidad del sonido en el aire. Estos sensores son los menos usados, ya que captan mucho ruido.

Los sensores magnéticos son dispositivos que utilizan un campo magnético producido por un transmisor fijo para determinar la posición en tiempo real de un receptor móvil. Su forma de funcionar es la siguiente: Una fuente fija produce campos magnéticos de baja frecuencia para medir la posición. El tamaño de la fuente está relacionado con el volumen de trabajo. El receptor se une al objeto y tiene tres antenas perpendiculares. La distancia se deduce de los voltajes inducidos en las antenas. Se necesita calibración. Los sensores son pequeños y ligeros y no tienen problemas de oclusión. Un ejemplo de sistemas que utilizan sensores magnéticos es el creado por Ascension Technology Corporation. Este sistema se le conoce como Parvada de pájaros (flock of birds). El problema de este tipo de sistemas es el costo, alrededor de \$40 000 pesos.

2.7.2 Sistemas de visión con marcas

En 1975 el psicólogo Gunnar Johansson realizó un trabajo relacionado con *motion perception*. La percepción del movimiento es una rama de la ciencia actual, que intenta resolver el problema de obtener conocimiento del movimiento. Johansson, en su trabajo de investigación: *Moving Light Display* (MLD) (Albright & Stoner, 1995), grabó videos en un ambiente oscuro. Lo que grabó fueron secuencias de movimiento del cuerpo humano, al cual le colocó luces en sus articulaciones. Las secuencias que grabó fueron actividades humanas como, caminar, saltar, bailar, correr, etc. Los resultados que obtuvo fueron muy interesantes, pues con solo el análisis de las luces, él podía determinar qué actividad estaba realizando la persona y no solo eso, sino que podía determinar su edad y su género.

Los resultados de Johansson abrieron una puerta a la investigación de Visión Computacional relacionada con *motion perception*. La mayoría de los trabajos de reconocimiento de movimiento humano en el área de visión computacional se basan en el trabajo de Johansson. Son los que actualmente se conocen como sistemas de visión con marcas. El utilizar marcas para la detección del movimiento humano, reduce muchos de los problemas de la visión computacional, como es la segmentación. Algunos ejemplos de sistemas que utilizan marcas para la detección del movimiento son: Mocap (Yaqin Tao et al., 2007) y Vicon (VICON, 2020).

2.7.3 Sistema de visión sin marcas

Una técnica que busca superar las restricciones de seguir objetos utilizando marcas, como son el grado de movilidad y la oclusión de las marcas, son las técnicas de visión libres de marcas. La técnica utilizada, se basa en la sustracción de imágenes. La imagen actual, *Foreground*¹⁰, se resta de la imagen anterior o fondo, *Background*¹¹, obteniendo así, los objetos que cambiaron de posición. Una vez detectado el objeto en movimiento, se pueden aplicar técnicas de detección de bordes y contornos para definir el objeto. Muchas técnicas en seguimiento del movimiento humano libre de marcas se basan en detectar el cuerpo humano utilizando características de este. Al no utilizar marcas, existen a varios problemas, porque hay muchas dificultades, como el desenfoque de profundidad, la distorsión de la apariencia, la complejidad del modelo cinemático y la oclusión. Normalmente se usa conocimiento del movimiento y forma del cuerpo humano para detectar el cuerpo humano y evitar los problemas de oclusión de ciertas partes del cuerpo. Por ejemplo Wren (Wren et al., 1997) propone un método basado en regiones que trata el cuerpo humano como un conjunto de manchas *blobs*¹², que pueden ser identificadas por información espacial y una distribución Gaussiana del color. En el proceso de inicialización, el foreground puede ser extraído del background previamente creado. La figura 2.5, muestran los

¹⁰ En visión computacional, es el término utilizado para hacer mención del primer plano que se desea segmentar.

¹¹ En visión computacional, es el término utilizado para hacer mención del plano fijo que se desea eliminar al segmentar el objeto en movimiento

¹² Christopher Wren, en su trabajo (Wren et al., 1997) menciona que el cuerpo humano está formado por regiones: La cabeza, tronco, piernas, brazos y pies, a los cuales él les llama blobs, manchas.

resultados obtenidos por Wren, Sin embargo, las uniones de las extremidades no son identificables.

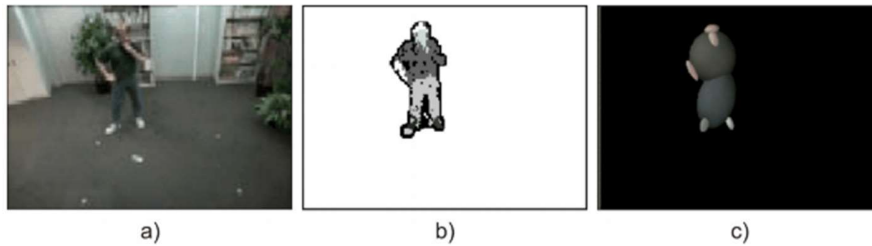


Figura 2.5 Seguimiento visual sin marcas propuesto por Wren. a) imagen original, b) segmentación, y c) representación 2D de los blobs

Baumberg y Hogg (Baumberg & Hogg, 1994) emplearon *Active Shape Models-ASM* o modelos de contornos activos para la detección y rastreo de peatones utilizando *B Splines* en la representación de contornos distintos; extrayendo el área de primer plano de la imagen mediante la resta del fondo. En su propuesta utilizaron el filtro de Kalman para realizar los cálculos espaciotemporales. La mencionada solución de Baumberg y Hogg emplea el conjunto de datos de entrenamiento para generar automáticamente un modelo de cuerpo humano. Los modelos de movimiento humano se limitan a contornos simples, donde las características descriptivas del movimiento no son fáciles de obtener.

Seguimiento 2D

Bradski plantea un algoritmo conocido como Camshift (Bradski, 1998) diseñado para rastrear rostros humanos para emplearlo en interfaces hombre-máquina. Este implementa una ventana de rastreo para identificar la densidad de puntos más alta

perteneciente a la cara. La ventana de seguimiento se encuentra en el centro de masa del objeto, y si el tamaño cambia, se modificará su tamaño (ver figura 2.6). El algoritmo proporciona un método de monitoreo efectivo en tiempo real, pero existen algunos problemas en la etapa de segmentación.

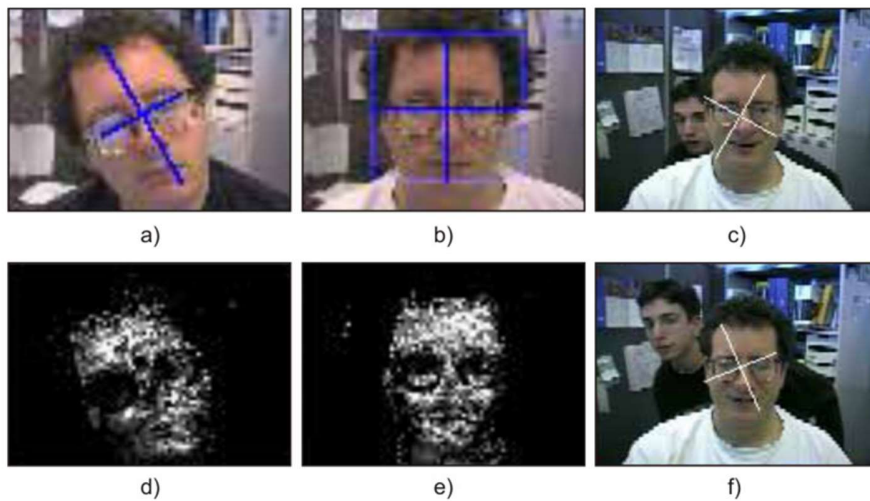


Figura 2.6 Seguimiento del rostro con el algoritmo Camshift

Schlegel (Schlegel et al., 1998) emplea el seguimiento de una persona con la finalidad de lograr interacción con un robot móvil; aplica un método de seguimiento similar al método propuesto por Swain y Ballard (Swain & Ballard, 1991), el cual funciona en la modelación del objeto basado en su histograma multidimensional de color. El robot encuentra a la persona reconociendo el color de su ropa dentro de una secuencia de imágenes capturadas por cámara de video (ver figura 2.7).

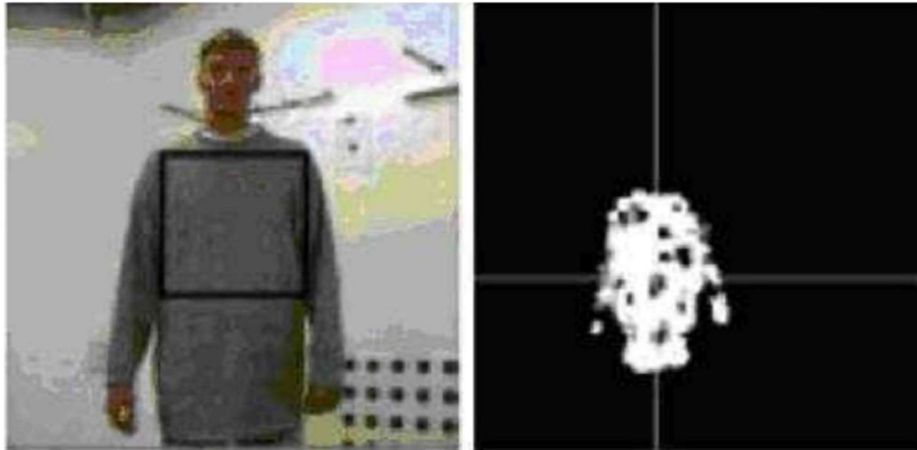


Figura 2.7. Sistema de Schlegel para el seguimiento

En ese sentido también se encuentra a Montero (Montero Valverde et al., 2007) quien propone un modelo computacional que combina técnicas de visión computacional y de teoría de decisiones con la finalidad de reconocer movimientos de manipulación de objetos efectuados por una persona en ambientes conocidos. Uno de los ambientes donde prueba el modelo es el de videoconferencia, en el cual detecta el rostro del expositor, también detecta aquella mano con la que se manipulan los objetos basándose en el color de piel. Este modelo detecta y sigue los objetos que conforman el entorno, por ejemplo, libros, cuadernos, ratón de computadora, entre otros. Los gestos realizados por el usuario son reconocidos y se toma la decisión de enfocar el área de interés dentro de la sala de videoconferencia (ver figura 2.8).

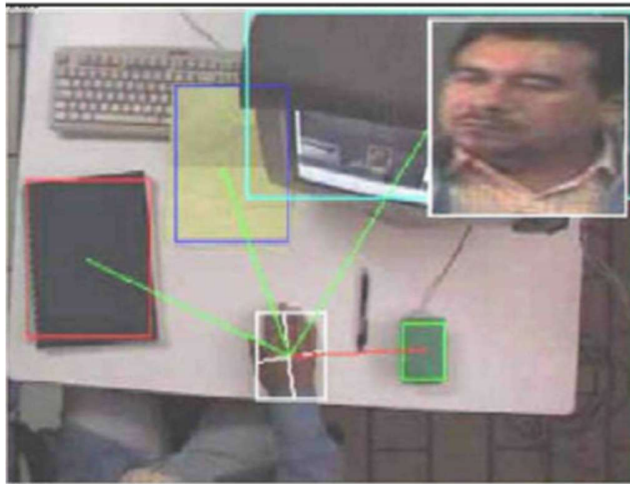


Figura 2.8 Identificación de objetos de interés y cercanía con mano del usuario

Seguimiento 3D

Este proceso intenta obtener la posición articulado de un objeto en un periodo de tiempo. En su mayoría este tipo de algoritmos implementan modelos basados en la forma del objeto de interés, otros emplean múltiples cámaras para mejorar la robustez, esta clase de modelos varían desde un simple modelo de estructura de alambre (Bharatkumar et al., 1994), hasta modelos volumétricos en 3D más avanzados (Black et al., 1997) (Cheung et al., 2003) (Howe et al., 2000).

La modelación *a priori* de los movimientos del cuerpo humano disminuye la complejidad del proceso de seguimiento. O'Rourke y Badler (O'Rourke & Badler, 1980) hallaron que la predicción en el espacio de estados parece ser más estable que en el espacio de la imagen debido a la incorporación de conocimiento semántico previo. Su propuesta para el seguimiento se compone de 4 etapas: predicción, síntesis, análisis de la imagen y estimación del estado. Esta metodología se ha implementado de forma mayoritaria en los sistemas de seguimiento actuales.

Una estructura de alambre representa la conformación esquelética de un individuo, la cual se puede considerar como la colección de segmentos y ángulos de articulaciones (Bharatkumar et al., 1994), por ejemplo, utiliza las figuras de alambre para modelar las extremidades inferiores del cuerpo humano, como la cadera y los tobillos.



Figura 2.9 Sistema de movimiento propuesto por Black

Michael Black propone un sistema de aprendizaje de modelos, parametrizados por la técnica del flujo óptico a través de una secuencia de imágenes (ver figura 2.9). Una clase de movimiento se representa por un campo de flujo que es calculado por un conjunto de datos de entrenamiento usando la técnica de análisis de componentes principales (PCA). Los modelos de movimiento entrenados pueden ser usados para la estimación del flujo óptico o para el reconocimiento basado en modelos. Sin embargo, la desventaja del sistema es su alto costo computacional.

Howe (Howe et al., 2000) propone un método para reconstruir el movimiento del cuerpo humano en 3D usando un enfoque Bayesiano; utiliza conocimiento a priori de las posibles posiciones del cuerpo humano y las modela por medio de software especializado. Howe usa Mezcla de Gaussianas para modelar el movimiento; una

vez entrenado el modelo, utiliza una sola cámara de video para el seguimiento 2D de las articulaciones en 40 partes del cuerpo. Finalmente, la información de la posición 2D de las articulaciones son tomadas como nueva información en un modelo bayesiano para obtener la estimación 3D del cuerpo humano (ver Figura 2.10). Aunque el método de Howe ofrece una forma de recuperar información 3D del cuerpo humano a partir de una sola cámara de video, se requiere de un proceso previo de modelado que es complicado, además de su alto costo computacional

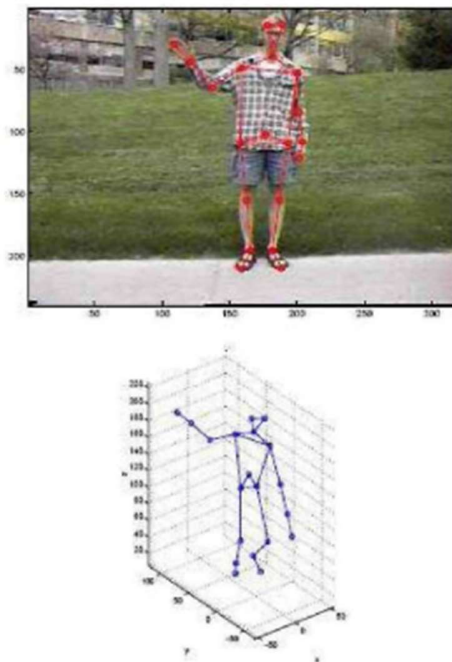


Figura 2.10 Propuesta de Howe para el seguimiento

En la figura 2.10 se observa en la parte superior al seguimiento en el espacio 2D empleando una sola cámara, en la imagen inferior se muestra la estimación de las articulaciones del cuerpo humano en el espacio tridimensional.

De manera similar al trabajo propuesto por Howe, Cheung y otros (Cheung et al., 2003) proponen un método para el seguimiento completo del cuerpo humano

utilizando información de forma y color. Su método, llamado por sus autores Shape-from-Silhouette (forma a partir de la silueta), utiliza el color para segmentar las partes del cuerpo en movimiento, basándose en información de imágenes anteriores y añadiendo restricciones para igualar el movimiento; de esta forma estiman las posiciones de las articulaciones en 3D. Ellos utilizan ocho cámaras calibradas para la captura del movimiento (ver Figura 2.11). Sin embargo, a pesar de los resultados satisfactorios, el uso de equipo especial y de la demanda computacional de este método, hacen poco deseable implementarlos en sistemas de tiempo real.

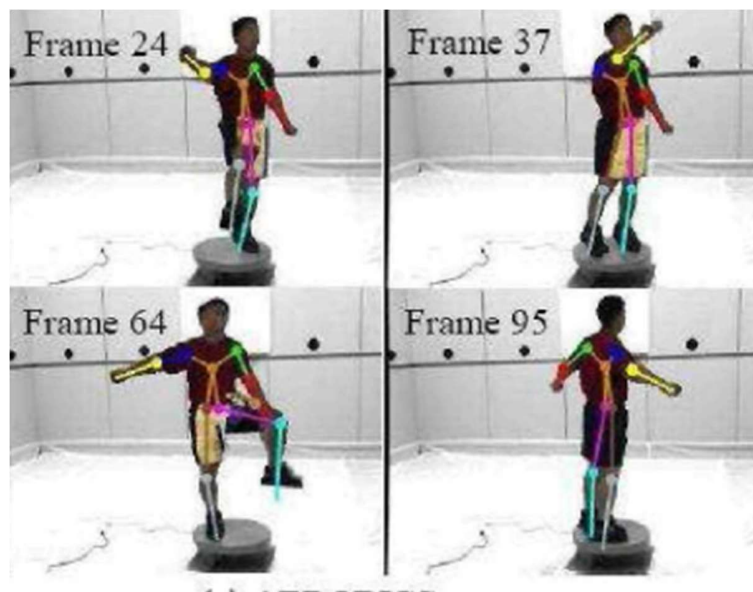


Figura 2.11 Cuerpo humano representado por el modelo de alambre de Cheung

2.7.4 Sistemas de asistencia robótica

Recientemente, los ejercicios repetitivos voluntarios con la ayuda de robots de rehabilitación han proporcionado a los pacientes con ictus capacidades efectivas de movimiento del brazo (Zhou & Hu, 2005). En el proceso de rehabilitación, el

movimiento humano se refleja mediante sensores instalados en el cuerpo, incluidos sensores electromecánicos y electromagnéticos.

(D. Reinkensmeyer et al., 2000) desarrolló un brazo robótico llamado ARM-Guide para diagnosticar y tratar la alteración de los movimientos del brazo después de un accidente cerebrovascular y otras lesiones cerebrales (ver Figura 2.12). En su experimento, evaluaron algunas cosas que afectaban la capacidad atlética, como la capacidad de coordinación, la debilidad, etc. En su diseño, el antebrazo del individuo está atado a una férula especial en un espacio móvil. El motor impulsa el movimiento de la placa de circuito y el codificador óptico instalado en el motor indica la posición del brazo.

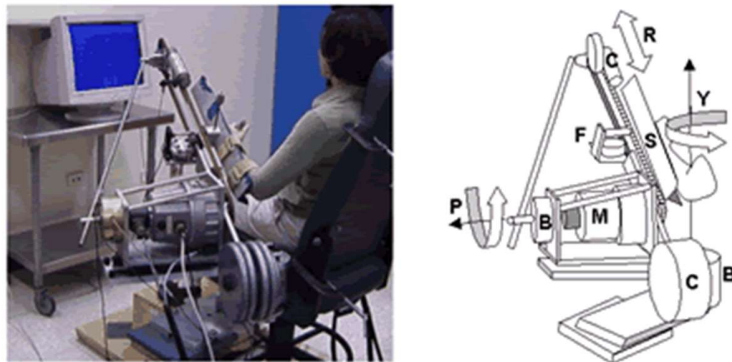


Figura 2.12 Prototipo de ARM-Guide.

2.7.5 Sistemas orientados a la rehabilitación.

El objetivo de la rehabilitación es permitir que las personas que han sufrido un derrame obtengan un alto nivel de independencia para que puedan ser productivas en lo posible. Tradicionalmente, los pacientes llevan a cabo la rehabilitación con ayuda de un fisioterapeuta que diagnostica sus actividades durante la fisioterapia. Sin embargo, los altos costos hacen que los pacientes no reciban el suficiente

tratamiento. Esto ha motivado a los investigadores a crear sistemas que auxilien en el proceso de rehabilitación, por medio del análisis en el movimiento de las extremidades. La mayoría de los sistemas propuestos para la rehabilitación emplean las técnicas mencionadas en las secciones anteriores. Por ejemplo, (Zhou & Hu, 2005), proponen un sistema de monitoreo en tiempo real para medir el movimiento de las extremidades superiores del cuerpo humano orientado a la rehabilitación después de un derrame cerebral. Su sistema está basado en el uso del sensor de inercia comercial MT (XSENS, 2020) que es fijado en la muñeca del brazo del paciente. Por medio de un modelo de cinemática inversa, se obtienen los ángulos formados por el hombro y el codo, para medir el rendimiento en el movimiento del brazo del paciente. Los resultados de este sistema son comparados con el sistema comercial Qualisys (Qualisys, 2019), para verificar su rendimiento. Tao y Hu (Yaqing Tao et al., 2003), proponen un sistema para el movimiento del cuerpo humano basado en color para la rehabilitación en casa (fig. 2.13).



Figura 2.13 Sistema de seguimiento propuesto por Tao

Este sistema tiene como finalidad seguir el brazo de una persona, combinando los dos enfoques de seguimiento del cuerpo humano basados en visión: sistemas basados en marcas y sistemas libres de marcas. Se adhieren pequeñas cintas de color en las principales articulaciones del brazo como son: muñeca, codo y hombro. Por medio de un algoritmo de seguimiento basado en color, detectan y siguen el brazo del paciente. Extraen información de los ángulos formados por el brazo y el antebrazo, y entre el hombro y el codo. Emplean el sistema comercial Qualisys (Qualisys, 2019), para medir la eficiencia de su sistema por medio de un algoritmo de correlación, que mide la similitud entre las trayectorias de los ángulos de ambos sistemas. (Yaqin Tao et al., 2007), proponen un sistema para la rehabilitación, integran técnicas de visión y de sensores de inercia para seguir el movimiento del brazo de una persona en un espacio 3D en tiempo real (ver figura 2.14).

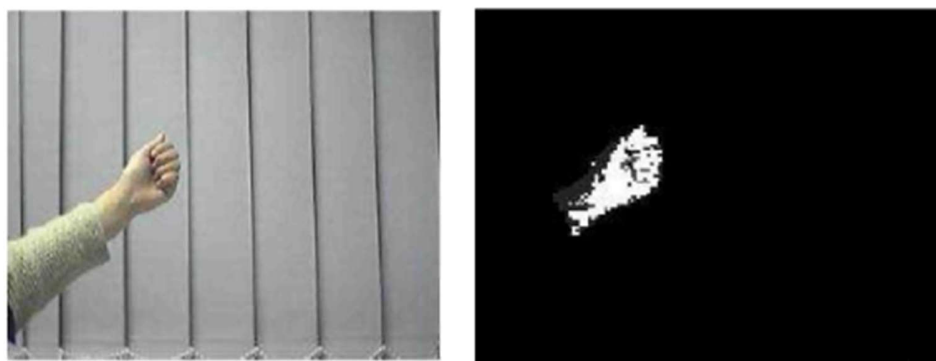


Figura 2.14 segmentación de la mano con el sistema propuesto por Tao y Zhou

Para el seguimiento basado en el sensor de inercia, utilizan el dispositivo MT9, que mide los ángulos de las articulaciones formadas por el brazo y el antebrazo. Para el seguimiento basado en visión utilizan el algoritmo Camshift (Bradski, 1998). La segmentación de la mano la realizan en base a histogramas de color en el espacio de color HSV. El sistema muestra buenos resultados en el seguimiento del brazo de

una persona al integrar dos fuentes de información. Sin embargo, el uso del dispositivo de inercia impide realizar movimientos del brazo de forma más natural. La tecnología de Realidad Virtual es una técnica prometedora que tiene la capacidad de crear ambientes interactivos en donde se pueden realizar ejercicios intensivos para manipular el entrenamiento de los movimientos de las extremidades superiores en pacientes que han sufrido un derrame cerebral (Boian et al., 2002). McNeil y otros (McNeill et al., 2004), proponen un sistema basado en realidad virtual para la rehabilitación. Su sistema está compuesto de tres sensores (acelerómetros) colocados en las articulaciones del brazo (hombro, codo y mano) para obtener medidas 3D de seguimiento, además de un guante para interactuar con los objetos en la escena. Afirman que el uso de ambientes virtuales es motivante para los pacientes en contraste con las terapias monótonas, dando como resultado una mejor rehabilitación. La tecnología de Realidad Mixta ha sido empleada en una variedad de sistemas de entretenimiento, arte, y en escenarios educativos. Recientemente el desarrollo de sistemas de realidad mezclada ha provisto una alternativa para ambientes virtuales enfocados en el proceso de rehabilitación. La realidad mezclada son ambientes en donde los participantes pueden interactuar con dos fuentes de información: física (real) y digital (virtual), de una manera integrada. Pridmore y otros (Pridmore et al., 2004), proponen un sistema de Realidad Mixta para la rehabilitación después de un derrame cerebral. Su sistema se enfoca en simular el escenario de tomar una taza caliente. Para esto, mezclan objetos reales (tazas) en ambientes virtuales. El paciente interactúa con las tazas físicas y el sistema las reproduce en un ambiente virtual. Para la localización y seguimiento emplean el método de intersección de histogramas propuesto por Swain y Ballard

(Swain & Ballard, 1991). Aseguran que el uso de realidad mezclada tiene una mayor motivación en los pacientes en comparación con la Realidad Virtual, debido a dos aspectos principales: primero, es un sistema completo y no sólo se enfoca en un ambiente virtual, y segundo, la información con respecto al ambiente real es vista como un recurso, no como un problema.

2.8 Comparación de métodos de seguimiento humano

La tabla 2.1 compara los diferentes sistemas mencionados en este capítulo. La tabla compara los sistemas y métodos por tecnología, precisión, ambiente, precio y dificultad:

- Tecnología: en la que fueron desarrollados (visión con marcas (VCM), visión con marcas infrarrojas (VCMI) o sensores).
- Precisión: al detectar el movimiento o si le afecta la oclusión (alta, media, baja).
- Ambiente: en el que puede funcionar el sistema (cerrado: colocación fija del sistema, espacio controlado, abierto: colocación dinámica del sistema y semi abierto: facilidad de cambiar de espacio del sistema bajo previa configuración).
- Precio: bajo: menor a \$1000 pesos; medio: entre \$1000 pesos y \$50 000 pesos; alto: entre \$50 000 pesos y \$100 000 pesos y muy alto: más de \$100 000 pesos.
- Dificultad: de la instalación y uso del sistema (baja, media y alta)

Tabla 2.1 Comparación de técnicas de seguimiento. VCM =Visión con marcas. VCMI=Visión con marcas infrarrojas

Sistema	Tecnología	Precisión	Ambiente	Precio	Dificultad
Mocap	VCMI	Alta	Cerrado	M. Alto	Alta
Wii mote	Sensor	Media	Abierto	Alto	Baja
Webcam	VCM	Media	S. Abierto	Bajo	Baja
Phase Space	Sensor	Alta	Cerrado	M. Alto	Alta
Xsens	Sensor	Alta	Abierto	M. Alto	Alta
Flock of birds	Sensor	Alta	Cerrado	Alto	Alta

En el presente trabajo se desea realizar un seguimiento del movimiento humano utilizando una técnica que nos permita cambiar de ambiente, ya que el sistema, tiene como meta en un futuro poder ser utilizado en los hogares de los pacientes en rehabilitación. Además, se necesita que sea fácil de implementar. No se necesita que sea de precisión milimétrica. Y que sea muy económico. Por los requisitos deseados, como se puede apreciar en la tabla 2.1, la técnica que más se adecúa a las necesidades del proyecto es la utilización de seguimiento visual con marcas del movimiento utilizando webcams.

2.9 Resumen

En esta unidad se presenta el marco teórico de esta investigación, el cual consiste en describir las enfermedades cerebrovasculares, sus efectos, el proceso de rehabilitación y las escalas de valoración de la movilidad, las cuales presentan la característica de que son bastante subjetivas, por lo que se hace necesario generar desarrollos que logren automatizar estos procesos de forma paramétrica y no subjetiva. Adicionalmente se realiza una breve introducción de las técnicas y métodos para obtener las características del movimiento humano y una comparación entre ellos. Los sistemas basados en la visión con marcadores utilizan cintas adheridas a las articulaciones humanas para reconstruirlas en el espacio 3D. Aunque los sistemas existentes en el mercado brindan un alto rendimiento en el seguimiento 3D, sus altos costos comerciales y sus complejos métodos de configuración y procesamiento los hacen indeseables de implementar en sistemas de rehabilitación de bajo costo y operaciones no profesionales. Por otro lado, los sistemas de visión no basados en marcadores son un área activa de investigación, ya que no es una tarea insignificante, pues enfrentan problemas tales como oclusión, procesamiento en tiempo real, desenfoque de profundidad, etc. Utilizan características como el color, la forma, los bordes, entre otros para el seguimiento del cuerpo humano. La finalidad de este proyecto es ser una herramienta de soporte en el área de la rehabilitación, para seguir de forma más exacta y automática los movimientos del cuerpo humano en particular del brazo, lo cual es la base para lograr desarrollos futuros que devuelvan una evaluación igualmente automática y paramétrica.

3 Capítulo Trabajos relacionados

La principal causa por la cual las personas hemipléjicas no se rehabilitan, es por la falta de terapia, ya sea porque no la hayan tomado nunca o por que se haya truncado una vez iniciada. Las causas pueden ser muchas, pero las principales son: la falta de recursos económicos, la dependencia a trasladarse, y en algunos casos la ausencia de terapeutas cercanos (Patricia M. Davies, 2003), es decir, la persona hemipléjica no obtiene terapia si no puede llegar a un centro de rehabilitación, sea cual fuera. Debido a esto, se han buscado alternativas que faciliten y mejoren la rehabilitación. La mayoría de estos trabajos se basan en asistentes robóticos que eliminan en gran parte el trabajo del terapeuta.

La neurorrehabilitación mediada por robots es un campo en crecimiento que busca incorporar avances en robótica combinados con neurociencia y rehabilitación para definir nuevos métodos para tratar problemas relacionados con enfermedades neurológicas (Oña et al., 2018).

En la tabla 3.1 se muestra una revisión de algunos trabajos orientados a trabajar diferentes aspectos particulares del ciclo de rehabilitación aplicado a la neurorrehabilitación de la extremidad superior realizada con la ayuda de cualquier tipo de sistema robótico.

Tabla 3.1 Revisión de sistemas asistidos por robot para la rehabilitación de las extremidades superiores

System	Assesment			Assignment					Intervention		
	Automatic assesment	Assesment method	Provided outcome	Functional assesment	Therapy planing support	Method	Rehabilitation target	Task specific training	Method	Interaction	Measurements
End-effector-type system											
ACT-3D	No	Offline data analysis	Difference between sessions	FMA	No	N/A	Shoulder; elbow	Yes	Reach(payload simulation)	VR; haptic auditory	Kinematic data; forcé
ARM GUIDE	No	Offline data analysis	Difference between sessions	CM	No	N/A	Shoulder; elbow	Yes	Passive; active assisted; active resistance	VR; haptic	Kinematic data; forcé; straightness smoothness
DIEGO (Meyer-Rachner, A. Passon, & Schauer, 2017)	Yes	Tyros software	Evolution of measurement	N/A	Yes	Selection of therapy games	ARM: not a specific joint; shoulder	Yes	Passive assistive; active; gravity compensation [uni and bilateral]	Vr; haptic	Kinematic data; motoric function; forcé proprioception
REHAROB	Yes	Online data analysis	Feedback base don patient's effor	FMA; FIM; MAS; RMA; BI; BMR	Yes	Therapist can choose excercises from any therapeutic school (Bobath, Kabat, etc.)	Shoulder; elbow; forearm	No	Passive	N/A	Kinematic data
NEREBOT	No	Offline data analysis	Difference between sessions	FMA; MSS; BI; FIM; MP; MAS	No	N/A	Shoulder; elbow	Yes	Passive; active assisted; active resistance; bilateral	VR; haptic	Kinematic data; forcé[bimanual]
AMADEO TYROMOTION	Yes	Tyros Software	Difference between sessions	FMA; MRC; MI; MAS; FIM; COPM	Yes	Tyros software creates a therapy report and therapy progress	Hand prehensión	Yes	Passive; active assisted; active	VR	Kinematic data; forcé tonus; spasticity
BIMANUTRACK	No	Offline data analysis	Difference between sessions	FMA; WMFT; RMA; MAS	Yes	Programming ofindividually adjusted natural gait trajectories; real-time simulation of the programmed foot trajectory	Forearm wrist	No	Active; passive[bilateral]	N/A	Kinematic data; force[bimanual]

FMA:Fugl-Meyer Assessment; **CM:**Chedoke-McMaster; **FIM:**Functional Independence Measure; **MAS:**Modified Ashworth Scale; **BI:**Barthel Index; **BMR:**British Medical Research; **BAS:**Bimanual Activity Scale; **BBT:**Box and Blocks Test; **MAL-AOU:**Activity Log-Amount of Use; **MAL-HW:**Motor Activity Log-How Well; **MRC:** Medical Research Council; **MAS:** Modified Ashworth Scale; **FIM:** Functional Independence Measure; **COPM:** Canadian Occupational Performance Measure; **MFT:** ManualFunctionalTest;

Estos proyectos proveen una rehabilitación menos asistida por el especialista, pero siguen siendo costosos y su ubicación sigue siendo el centro de rehabilitación.

Si el problema es poder llegar a un centro de rehabilitación, es necesario buscar alternativas que lleven la terapia a donde la persona hemipléjica se encuentre.

Algunos de estos ejemplos son:

3.1 T-WREX (Therapy Wilmington Robotic Exoskeleton)

Un sistema robótico pasivo de entrenamiento de bajo costo es el propuesto por (G. J. Kim et al., 2015). El cual consiste en una ortosis (brazo robótico) con antigraavedad para el brazo humano, diseñada para rehabilitar deficiencia de movimiento en el brazo a través de entrenamiento sin la presencia de un terapeuta.



Figura 3.1 Wilmington Robotic Exoskeleton

Es pasivo con 5 grados de libertad, provee un espacio en 3D y también obtiene la fuerza de presión de la mano. Uno de los objetivos de la terapia, es la rehabilitación funcional del individuo, esto es, ayudarlo a desarrollar técnicas y estrategias para llevar a cabo las actividades diarias. Las actividades diarias pueden ser limpiar la

mesa, sostener una taza etc. Los patrones de movimientos solicitados por el software de *T-Wrex*, son a menudo juegos que imitan estas actividades diarias.

El software de *T-Wrex*, obtiene el movimiento del paciente por medio del brazo robótico, que es calibrado antes de comenzar con la terapia, para obtener la amplitud de movimiento y fuerza de presión del paciente. Además, el sistema proporciona la regeneración cuantitativa del funcionamiento del movimiento, permitiendo que los usuarios y sus cuidadores, determinen el progreso de la rehabilitación. *T-Wrex*, elimina el problema de no tener banda ancha para la conexión a internet, pero el precio del brazo robótico sigue siendo demasiado elevado.

3.2 Motorika' s Innovative ReoGo TM

Es un sistema robótico altamente efectivo para la terapia de extremidades superiores (Motorika, 2019).



Figura 3.2 Reogo

Esta plataforma portátil y fácil de usar facilita los movimientos bidimensionales o tridimensionales, permitiendo a los pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular u otras lesiones neurológicas esencialmente volver a entrenar al

cerebro mediante un movimiento repetitivo medido y una biorretroalimentación avanzada (ver figura 3.2).

Detrás de la modalidad de tratamiento está el principio clínico de que el entrenamiento neuromuscular guiado, repetitivo y cuidadosamente diseñado sirve para mejorar el aprendizaje y promover la reorganización cortical, lo que, a su vez, contribuye a la recuperación funcional. Como dispositivo asistido por robot, el *ReoGo*™ proporciona hasta diez veces más repeticiones por sesión que un tratamiento no robótico promedio, lo que mejora la recuperación y los resultados del tratamiento.

3.3 Myopro

Es un aparato ortopédico motorizado que puede ayudar a restablecer la función en brazos y manos paralizadas por un accidente cerebrovascular, lesión del plexo braquial (BPI), parálisis cerebral u otra enfermedad o lesión neuromuscular (Willigenburg et al., 2017). Sufrir un derrame cerebral puede ser devastador de varias maneras. Muchos se quedan con una extremidad superior dañada, un brazo tan débil que parece inútil o una mano que permanece apretada en un puño.

La mayor pérdida puede ser su independencia. Pero para muchos, recuperar el uso de su brazo y mano y su independencia es posible. Myomo, una compañía de robótica médica con sede en Cambridge, Massachusetts, ha desarrollado MyoPro. La tecnología se desarrolló originalmente en el MIT y en la Escuela de Medicina de Harvard y cientos de pacientes la han utilizado con éxito.



Figura 3.3 Myopro

Es recomendado por los médicos en los principales centros de rehabilitación, que incluyen la Clínica Mayo, la Clínica Cleveland, el Hospital General de Massachusetts, el Instituto Kennedy Krieger, el Centro Médico Loma Linda y veinte hospitales de Virginia, entre otros.

3.4 Kinect V2

Una investigación realizada por (Proffitt & Lange, 2016) muestra la aplicación del dispositivo Kinect durante la rehabilitación de personas con un accidente cerebrovascular isquémico. El objetivo de este estudio es determinar la viabilidad de un programa de ejercicios de tele rehabilitación en el hogar, basado en juegos, de 6 semanas de duración, utilizando Microsoft Kinect® para personas con accidente cerebrovascular crónico. Cuatro participantes con accidente cerebrovascular crónico completaron la intervención basada en juegos diseñados con el software Mystic Isle personalizado.

Los juegos se adaptan a las necesidades específicas de rehabilitación de cada participante para facilitar el logro de los objetivos individuales determinados a través de la Medida de Rendimiento Ocupacional de Canadá. Los cuestionarios de escala Likert evaluaron la viabilidad y la utilidad de la intervención basada en el juego. Se

recogieron datos de resultados clínicos suplementarios. Todos los participantes jugaron los juegos con un disfrute moderadamente alto.

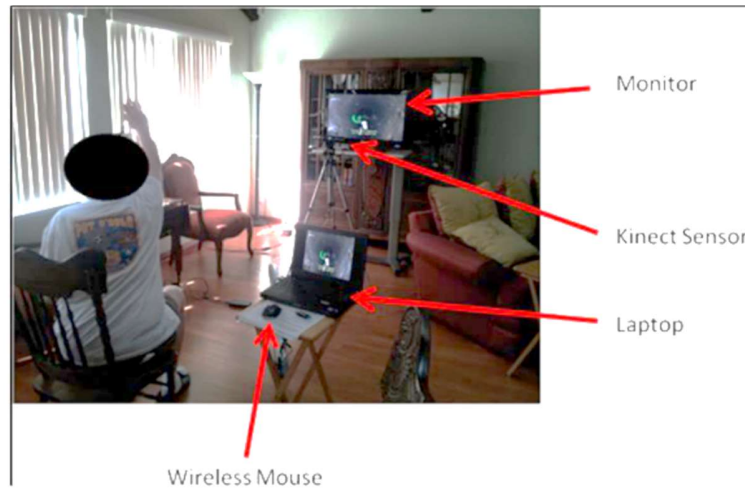


Figura 3.4 Kinect V2

La retroalimentación de los participantes ayudó a identificar las barreras de uso (especialmente, tiempo libre limitado) y posibles mejoras. Se puede realizar una intervención en el hogar, personalizada, de juegos de realidad virtual para proporcionar ejercicios de rehabilitación para personas con accidente cerebrovascular crónico. Sin embargo, se requieren estudios futuros para determinar el impacto de la intervención en la función, la actividad y la participación de los participantes.

3.5 Otros trabajos relacionados

A continuación, se presentan algunas propuestas orientadas al seguimiento del brazo humano para la rehabilitación.

3.5.1.1 Red de sensores ultrasónicos inalámbricos y portátiles para el seguimiento del movimiento del brazo humano.

En esta propuesta se expone un método innovador para la medición de ángulos del movimiento de flexión-extensión del brazo a través de una red inalámbrica de sensores ultrasónicos (Qi et al., 2014). Se implementa el filtro Kalman sin aroma y el modelo de cadena cinemática D-H para recuperar los ángulos de las articulaciones, en la figura 5.3 se observa la configuración general del sistema.

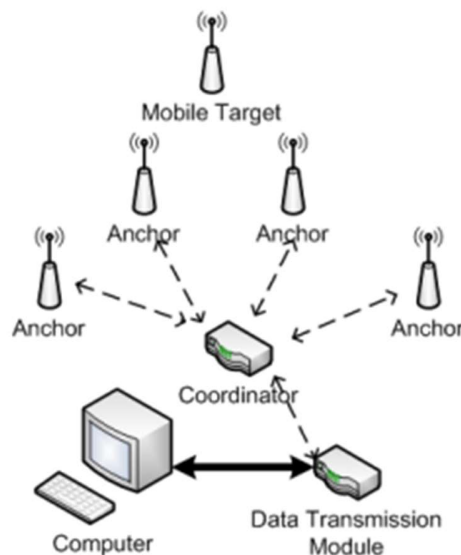


Figura 3.5 Configuración general del sistema

La validación experimental de este método se realizó calculando los desplazamientos de la muñeca en 2 dimensiones desde un móvil, colocados en el punto de la muñeca del sujeto y cuatro anclajes. El rendimiento del sistema de análisis de movimiento ultrasónico propuesto fue marcado por el sistema de captura de movimiento de la cámara comercial. Los resultados experimentales demuestran un rendimiento favorable del sistema propuesto en la estimación del movimiento de las extremidades superiores. El sistema es inalámbrico, fácil de usar y mucho más

barato que el sistema de cámara actual. Por lo tanto, tiene el potencial de convertirse en una herramienta nueva y útil para la evaluación clínica rutinaria del movimiento humano.

3.5.1.2 *Dispositivo pasivo de seguimiento de articulaciones del hombro para robots de rehabilitación de extremidades superiores*

Este artículo presenta un dispositivo de seguimiento pasivo de la articulación del hombro para un robot de rehabilitación de miembros superiores y su evaluación de rendimiento. Cuando el brazo se mueve, la articulación glenohumeral (GH) del hombro se transforma en un espacio tridimensional. La mayoría de los robots diseñados para la rehabilitación carecen de adaptación para la traducción de la articulación GH. Los pocos robots que la admiten son muy complejos de usar y caros. El dispositivo de seguimiento pasivo de la articulación del hombro de tres grados de libertad (DOF) propuesto, consta de un seguimiento vertical de DOF con compensación de gravedad y dos DOF para rastreo horizontal.

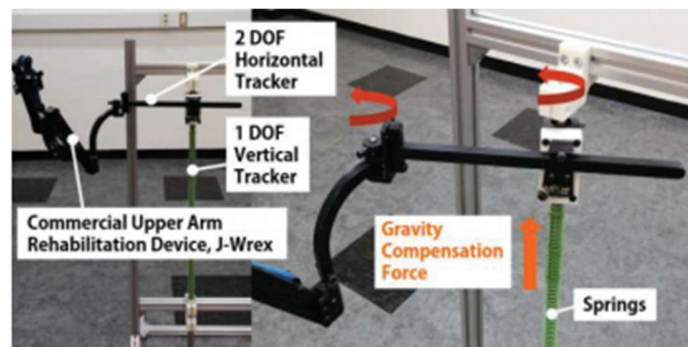


Figura 3.6 El dispositivo de seguimiento pasivo de la articulación del hombro

Debido a que no se utilizaron actuadores, el dispositivo se caracteriza por un peso ligero y un bajo costo. El dispositivo de seguimiento pasivo de las articulaciones del hombro se puede utilizar como un módulo adicional a los dispositivos de rehabilitación de las extremidades superiores existentes para mejorar el rendimiento. El dispositivo de seguimiento de la articulación del hombro permitió que el dispositivo comercial de rehabilitación de las extremidades superiores rastrea la articulación GH sin demora, lo que permite una mayor cantidad de traducción de GH cerca del movimiento libre del hombro (Park et al., 2015).

3.5.1.3 Sistema de monitoreo en tiempo real de la rehabilitación del brazo.

Este artículo discute sobre el método y aplicación de equipos mecánicos, sensores equipados, actividades de medición de agarre en guantes de rehabilitación. Los dispositivos se mueven según el dedo de un operador humano y el movimiento de brazos con el guante de rehabilitación. El sistema implementa un microcontrolador HyperTerminal para su procesamiento central de la instrumentación, comunicación y control de aplicaciones.

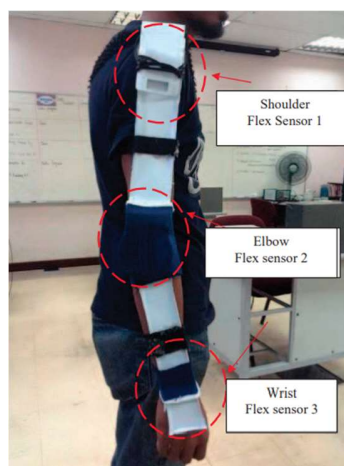


Figura 3.7 Sensor de flexión flexible

Una serie de sensores de fuerza de flexión están colocados en un guante de rehabilitación para obtener la lectura del movimiento de los dedos humanos. La medida de la fuerza y la retroalimentación se ve fuertemente afectada por el par máximo medible por el guante de rehabilitación y el rendimiento del controlador de fuerza. Finalmente, la inteligencia, el aprendizaje y los aspectos de la experiencia del ser humano pueden combinarse con la fuerza, resistencia y velocidad de los brazos y el sensor de rehabilitación para generar una salida adecuada.

3.6 Resumen

El seguimiento 2D sigue los objetos proyectados en el plano de la imagen en la escena 3D, pero está limitado debido a la falta de información espacial. El seguimiento 3D intenta recuperar la posición conjunta del objeto a lo largo del tiempo con o sin conocimiento previo del modelo de referencia. Sin embargo, este procesamiento es computacionalmente exigente. Los sensores en los sistemas basados en esta tecnología están conectados al cuerpo humano para recopilar información de movimiento. Por su reducido tamaño y alto rendimiento, se utilizan en diversos campos como la bioinformática, la realidad virtual, la animación, etc. Sin embargo, naturalmente limitan la fluidez de las acciones y son comercialmente caras. De manera similar, se coloca un dispositivo de guantes en la mano para medir la flexión de los dedos y determinar la postura de la mano. Sin embargo, este es un mecanismo problemático para los usuarios y no funciona en entornos llenos de metales. Los sistemas asistidos por robot utilizan dispositivos conectados al brazo para controlar el movimiento y medir su posición 3D, como un brazo robótico. Pero su desventaja es que el movimiento natural del paciente está restringido, y además tiene un alto costo de desarrollo.

Se han propuesto varios sistemas de rehabilitación para ayudar al paciente a realizar sus ejercicios de fisioterapia. Algunos se basan en sensores inerciales o tecnología de visión por computadora, o una combinación de ambos.

También utilizan tecnología de guantes en combinación con tecnología de realidad virtual para motivar a los pacientes interactuando con objetos en la escena a través del ejercicio.

4 Capítulo Metodología

El sistema de seguimiento visual presentado en este trabajo de tesis se aplica en un escenario principal orientado al análisis de movimientos del brazo humano, como una herramienta auxiliar en la rehabilitación, para seguir de forma más exacta y automática los movimientos del brazo, lo cual es base para futuros desarrollos que logren una evaluación de los gestos. El sistema localiza y sigue en secuencias de video capturadas con dos webcams, tres marcas de color colocadas en las articulaciones del brazo de una persona, para representar el brazo en un modelo de estructura de alambre en el espacio tridimensional. Un diagrama de bloques secuencial se muestra en la figura 4.1 para representar el sistema, el cual está dividido en 4 módulos.

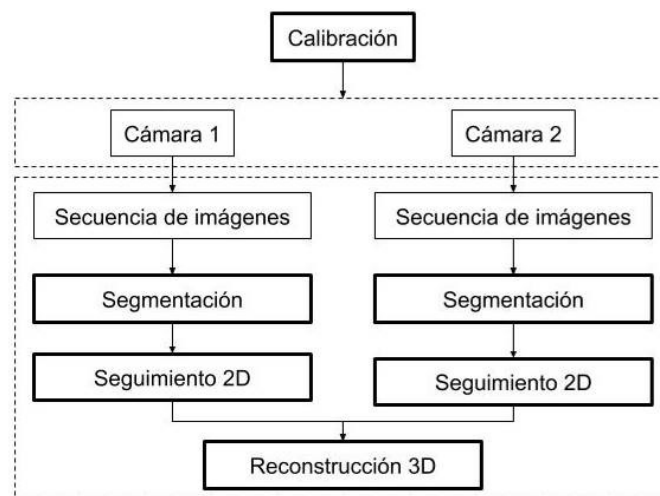


Figura 4.1 Diagrama de bloques del seguimiento visual

Calibrado de las cámaras: En este módulo se estiman los parámetros intrínsecos y extrínsecos necesarios para la obtención de la posición tridimensional de las articulaciones representadas con marcas de color en la escena.

Segmentación: La función de este módulo es localizar las marcas de color dentro de la escena. En este proceso se utilizan histogramas de color.

Seguimiento en dos dimensiones: El objetivo del módulo es seguir las marcas de color a través de las secuencias de video capturadas en ambas *webcams*.

Reconstrucción tridimensional: La tarea principal de este módulo es estimar las coordenadas tridimensionales de las articulaciones destacadas con marcas de color en la escena. La posición tridimensional se consigue en este trabajo mediante el modelo de intersección de líneas de enfoque de las dos cámaras hacia el objeto.

4.1 Seguimiento visual de marcas de color

El presente trabajo de tesis propone el desarrollo de un sistema de seguimiento visual que logre seguir el movimiento del brazo humano con suficiente precisión y ejecución y en tiempo real.

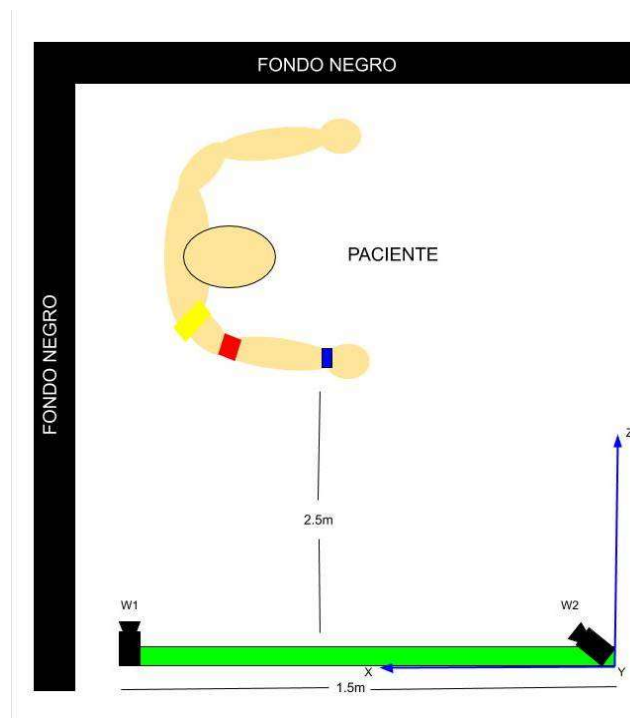


Figura 4.2 Vista superior del ambiente del sistema de seguimiento y el sistema de referencia del mundo

Con el objetivo de facilitar esta tarea de localización de la extremidad, se colocan cintas de un color distintivo en cada una de las articulaciones del miembro superior. Una cinta de color amarillo se utilizó para representar al hombro, una cinta de color se empleó para representar al codo y una cinta azul representa a la muñeca como se ilustra en la figura 4.2. El sistema es capaz de detectar y seguir las articulaciones destacadas de esta manera en todas las secuencias de video tomadas con las *webcams*. Posterior a eso se obtiene la ubicación 3D permitiendo extraer las características del movimiento. Enseguida se expone el grupo de movimientos considerados en este proyecto para su análisis, así como las fases que integran el seguimiento visual.

4.1.1 Selección de los movimientos terapéuticos

En este trabajo se considera gesto al movimiento del brazo del paciente durante el proceso de rehabilitación, tomado de una sesión de terapia. Los gestos seleccionados se tomaron de la clasificación general de los movimientos articulares que se presentan en el tronco y brazo propuesta por (KOTTKE & LEHMANN, 1994), los cuales son flexión–extensión y movimiento circular. Para realizar un gesto de flexión-extensión, el individuo debe primero extender el brazo y flexionarlo en una dirección paralela al torso, y luego devolverlo a la posición inicial como se ilustra en la figura 4.3a. En un gesto circular, el usuario extiende su brazo hacia adelante con la palma hacia abajo, y luego mueve la mano de manera circular en sentido inverso

a las manecillas del reloj, para volver a su posición original como se puede ver en la figura 4.3b.

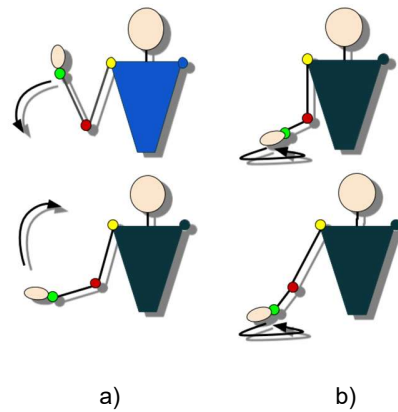


Figura 4.3 Gestos de a) flexión-extensión y b) circular

4.1.2 Calibración

Antes de poder calcular la posición tridimensional de los objetos en este sistema, se requiere relacionar un modelo ideal con el dispositivo físico y estimar la posición y orientación de esta con respecto al sistema de referencia del mundo (Hartley & Zisserman, 2000). Es necesario conocer el modelo de proyección y la orientación y posición de cada video cámara en el sistema de referencia del mundo. Este par de requerimientos se les conoce como parámetros extrínsecos e intrínsecos de la cámara (Pajares & De La Cruz, 2002). En la figura 4.2 es posible observar el sistema de referencia del mundo y la colocación de las cámaras, las cuales están colocadas paralelamente al eje X separadas a 1.5 m de distancia. La cámara 2 está girada en relación con el eje Y, el individuo se encuentra colocado frente a ellas. El proceso de calibración en esta etapa se consigue por medio de la aplicación del modelo llamado punta de alfiler (ver figura 4.4), el cual se basa en el principio de colinealidad

en el que cada punto en el espacio del objeto se proyecta en una línea recta a través del centro de proyección del plano de la imagen (Hartley & Zisserman, 2000).

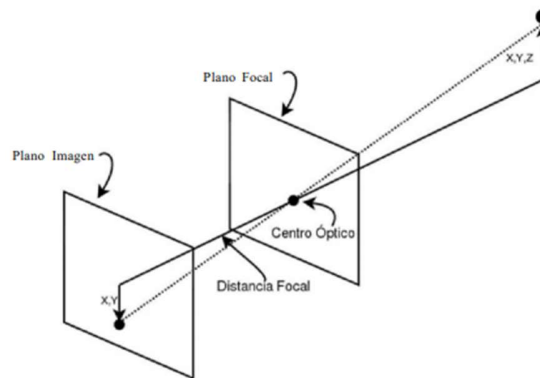


Figura 4.4 imagen del modelo de proyección punta de alfiler

La relación entre un punto M en tres dimensiones y su correspondiente proyección en la imagen m se define por la fórmula:

$$m = ARtM \quad (4.1)$$

Donde A es la matriz intrínseca de la cámara y se define como:

$$A = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Donde (c_x, c_y) son las coordenadas del centro óptico. (f_x, f_y) son las longitudes focales sobre los ejes (x, y) . Los parámetros intrínsecos describen la geometría interna y características ópticas de los lentes y del dispositivo de proyección de la imagen. La longitud focal es la distancia entre el lente y el plano de la imagen. El centro óptico es el centro de la imagen en coordenadas de píxeles. (R, t) son los

parámetros extrínsecos que describen la posición y orientación de la cámara en el sistema de referencia del mundo. Relacionan el sistema de coordenadas del mundo con el sistema de coordenadas de la cámara (ver figura 4.5). R es la matriz de rotación y t el vector de translación el cual se define como:

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}, t = \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Un punto P^c en el marco de referencia de la cámara $[X^c, Y^c, Z^c]^T$ está relacionado con su correspondiente punto P^w en el marco de referencia del mundo $[X^w, Y^w, Z^w]^T$ por:

$$P^c = R(P^w - t) \quad 4.4$$

Para obtener los parámetros intrínsecos de las cámaras, se utilizan las librerías de visión computacional *Open Source Computer Vision Library* (OpenCV, 2020). En cambio, los parámetros extrínsecos deben obtenerse de forma manual por medio de medir la posición y orientación de las cámaras con respecto al origen del sistema de referencia del mundo.

4.1.3 Segmentación

En este trabajo se considera segmentación al proceso a través del cual se determinan los pixeles de una escena que pertenecen a un objeto de interés. Como resultado se obtiene una imagen binaria. En esta fase se utilizó una técnica basado en pixeles llamada histograma de retroproyección propuesta por (Swain & Ballard, 1991), pero puede ser una técnica basada en bordes o regiones dependiendo las

características de lugar, en la experimentación el histograma de retroproyección devolvió los mejores resultados dadas las condiciones de ambiente, para localizar las marcas de color adheridas al brazo, este método se basa en representar objetos mediante sus histogramas de color.

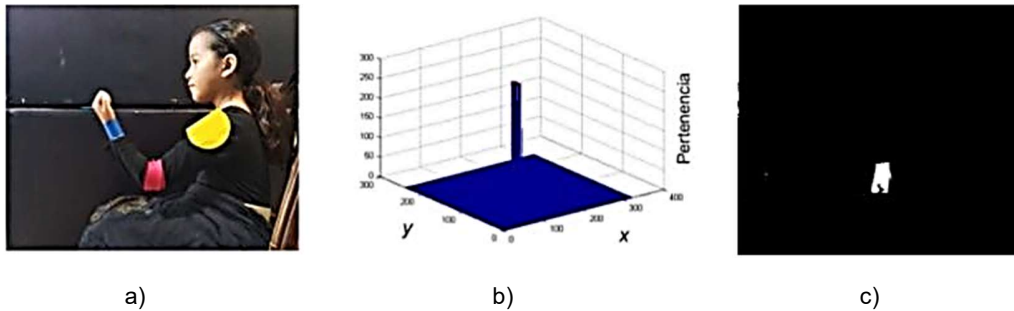


Figura 4.5 proceso de segmentación

En la figura 4.5 se muestra el proceso de segmentación, en el inciso a) se observa la imagen original, en el inciso b) histograma bidimensional en el espacio de color (H, S) el cual muestra la distribución del color rojo y en el inciso c) imagen resultante cuando se aplica retroproyección de histograma.

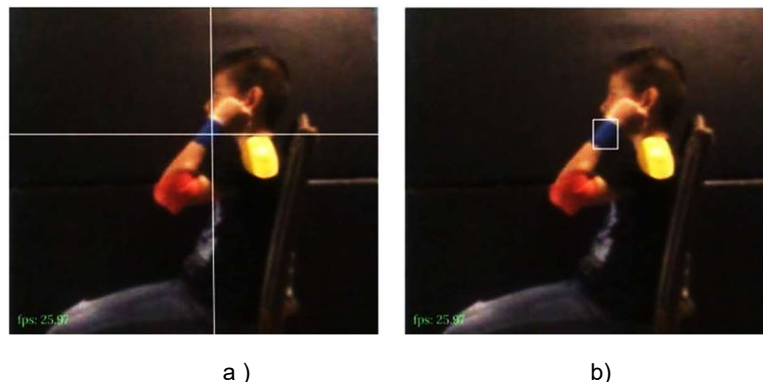


Figura 4.6 a) centro de gravedad del objeto, b) ventana de seguimiento inicial

Proceso para la segmentación:

- Se recogen muestras del color por cada marcador en la escena y se conforma un histograma bidimensional M en el espacio de color $(H - S)$,

donde $M(H, S)$ determina la cantidad de píxeles con el valor de la dupla (H, S) .

- Se calcula el histograma de la imagen a analizar I .
- Se obtiene el histograma R

$$R = \frac{M}{I} \quad 4.5$$

- Se toma el valor del color (H, S) por cada píxel de la imagen $I(x, y)$ y el píxel resultante de la imagen se sustituye por:

$$I(x, y) = \left\{ \begin{array}{l} 255 \text{ si } R(H, S) > 1 \\ 128 \times \min(R(H, S), 1) \text{ de otro modo} \end{array} \right\} \quad 4.6$$



Figura 4.7 Seguimiento de las cintas en el gesto de flexión-extensión.

Mediante ese procedimiento se transforma una imagen de color a una imagen en escala de grises, tanto que el valor de gris de cada píxel muestre el grado de pertenencia con el modelo de color del objeto a buscar. Este proceso se aplica en cada imagen capturada por las dos cámaras de video, buscando un objeto (marca de color) a la vez. La figura 4.5 muestra el histograma 2D en el espacio de color $(H - S)$, que representa la distribución de color de la marca roja (codo del brazo), y la imagen resultante al aplicar el método Retroproyección de Histograma. Después de segmentar las marcas de color, el siguiente paso es obtener las posiciones iniciales

de cada una, a partir de las imágenes segmentadas. Para ello, se utilizan los momentos de orden cero y uno (Gómez-Allende, 1993). Este procedimiento, nos proporciona las coordenadas de la ventana que será utilizada en la fase de seguimiento, con el fin de reducir el cálculo, explicado en la siguiente sección. La figura 4.6 muestra la posición inicial del codo del usuario, encerrada en un rectángulo. Las marcas son detectadas en los primeros cinco cuadros de la secuencia de imágenes

4.1.4 Seguimiento en dos dimensiones

Luego de la localización de las marcas a seguir, uno de los problemas más importantes dentro del análisis del movimiento es el seguimiento del objeto a través de una secuencia de imágenes. El problema de seguimiento puede definirse como sigue: dada la localización de un objeto en un tiempo t , determinar la posición más probable de ese objeto en un tiempo $t + T$ (Crowley & Coutax, 1997).

Hay dos formas básicas de resolver el problema de seguimiento: basado en modelos y basado en características. El seguimiento basado en modelos parte de la idea de aproximar un objeto conocido a priori -o modelo- con el objeto a seguir presente en la imagen. La desventaja de este enfoque es el alto esfuerzo computacional. El seguimiento de características se centra en identificar algunas características del objeto que se está rastreando (textura, borde, color, etc.) que son económicas computacionalmente, pero menos resistente a problemas de ruido como oclusión o distracción de objetos con propiedades similares. En esta etapa se lleva a cabo el seguimiento de las articulaciones en una secuencia de imágenes, aplicando para tal fin el algoritmo de seguimiento de objetos basado en color

propuesto por Gary Bradski llamado Camshift (Bradski, 1998), el proceso es aplicado en la ventana de seguimiento que fue definida en la etapa anterior. Para mantener la segmentación de las zonas de color durante el seguimiento se utiliza la retroproyección de histograma. De este modo se obtienen las posiciones de las marcas de color de cada articulación del brazo.

En la figura 4.7 se puede ver una secuencia de imágenes en las cuales se aplica el algoritmo de seguimiento de las tres cintas de color, el punto en las marcas especifica el centroide de la ventana de seguimiento, y por lo tanto la posición de la marca en el espacio 2D de la imagen.

4.1.5 Reconstrucción tridimensional

Luego de que se han obtenido las posiciones de cada marca en el plano bidimensional de las imágenes capturadas por las cámaras de video, lo siguiente es calcular esa posición en el espacio tridimensional. Muchas metodologías para el seguimiento del cuerpo humano o alguna de sus partes en el plano 3D utilizan enfoques basados en modelos. Aunque dichas técnicas brindan precisión en la reconstrucción del cuerpo humano y permiten modelar su dinámica, requieren altos costos computacionales.

El sistema de visión basado en una sola cámara presenta incertidumbre en la distancia del objeto detectado. Esta incertidumbre se puede reducir agregando información sobre el tamaño del objeto al sistema, con ello se puede estimar la distancia a la que se encuentra el objeto, partiendo de su tamaño en la imagen. Una alternativa para obtener la profundidad es utilizar varias cámaras para observar la misma escena. Este método no requiere información externa al sistema acerca del

tamaño de los objetos. Al contar con dos cámaras, se puede realizar el proceso de triangulación para detectar un cierto punto de interés del objeto buscado en las dos imágenes, en este caso, los centroides de las ventanas de seguimiento del brazo. La metodología de estimación de la posición 3D del brazo humano se basa en la propuesta por (Barrera González & Cañas, 2004), consiste en proyectar las líneas de visión de dos cámaras al objeto buscado, según un modelo geométrico.

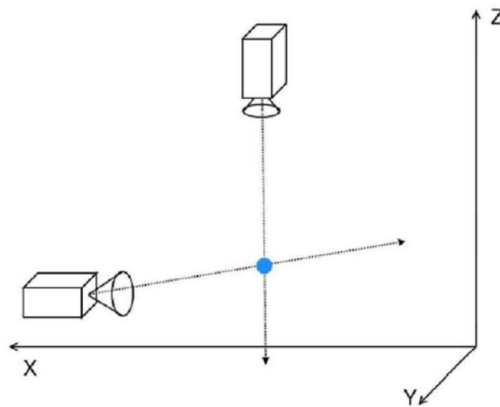


Figura 4.8 Intersección de las líneas de enfoque en el espacio 3D

En la figura 4.8 se muestra la posición tridimensional del objeto donde la línea de proyección se cruza. La metodología asume que las cámaras están calibradas, y que conoce su posición y orientación en el sistema de referencia del mundo, lo cual resulta imprescindible para deshacer correctamente la proyección. La representación de la extremidad mediante una estructura de alambre en 3D (ver figura 4.9) permite obtener información del movimiento, como pueden ser los ángulos que se forman por las articulaciones.

A continuación, se presenta el análisis de gestos donde se lleva a cabo esta extracción de características del movimiento.

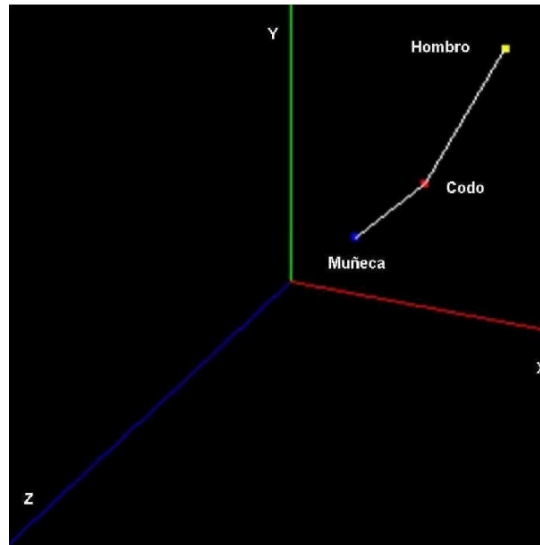


Figura 4.9 Brazo humano representado en el espacio 3D

4.2 Segunda etapa: Extracción de características

Cuando se han determinado los procesos de segmentación y seguimiento del brazo en el espacio tridimensional, lo siguiente por determinar son las características más convenientes para reconstruir el movimiento del brazo. Por lo general las características del movimiento se representan a través de la trayectoria que describe el objeto a seguir. No obstante, debido a que la extremidad está conformada por un conjunto de 3 objetos, es decir las articulaciones, si se utilizan las trayectorias para representar su movimiento esto originaría una sobrecarga de variables, volviendo complicado el manejo, pues se contaría con 3 variables (X, Y, Z) por cada articulación de la extremidad. Un método alternativo para modelar el movimiento del brazo es la representación de la postura en cada instante de tiempo a través de los ángulos entre las articulaciones y el torso del paciente. Un ángulo presenta la cualidad de que es invariante a las translaciones y al escalado, y también es independiente de las características físicas de la persona. Se proponen

3 grados de libertad para la representación de la postura del brazo. El primer ángulo (α) se forma entre el brazo y el antebrazo. Para el segundo y tercer ángulo (θ, ϕ), se considera la posición del brazo con respecto al torso. Tomando como punto de referencia al hombro y obteniendo las coordenadas esféricas del codo. Por lo tanto, el conjunto de características que describe la trayectoria del brazo al realizar los gestos está formada por $V = [\alpha - \theta - \phi]$.

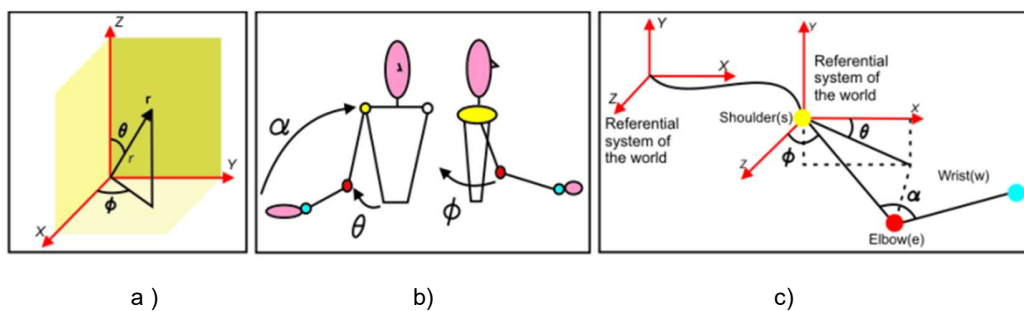


Figura 4.10 Representación del movimiento

En la figura 4.10 se puede ver la representación del movimiento, en el inciso a) se tienen las coordenadas esféricas en un sistema cartesiano, en el inciso b) se muestran los 3 ángulos usados para representar el movimiento del brazo y en c) se observan los ángulos con respecto al sistema de referencia. Las coordenadas esféricas del codo son obtenidas usando las siguientes ecuaciones:

$$\rho = \sqrt{X_D^2 + Y_D^2 + Z_D^2} \quad 4.7$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{Y_D}{X_D}\right) \quad 4.8$$

$$\phi = \cos^{-1}\left(\frac{Z_D}{\rho}\right) \quad 4.9$$

Donde X_D, Y_D, Z_D son las coordenadas cartesianas del codo relativas a la posición del hombro. Los 3 ángulos son normalizados al dividirse entre 2π radianes. De esta

forma se puede representar la trayectoria descrita por el movimiento del brazo al realizar un gesto, bajo el sistema de coordenadas $\alpha - \theta - \phi$ como (ver ecuación 4.10):

$$F = \{(\alpha_1^*, \theta_1^*, \phi_1^*), \dots, (\alpha_n^*, \theta_n^*, \phi_n^*)\} \quad 4.10$$

Donde n es la longitud de la trayectoria.

La figura 4.11 muestra la trayectoria del movimiento del brazo al realizar el gesto circular en el espacio de características $\alpha - \theta - \phi$ así como la variación de los ángulos con respecto al tiempo.

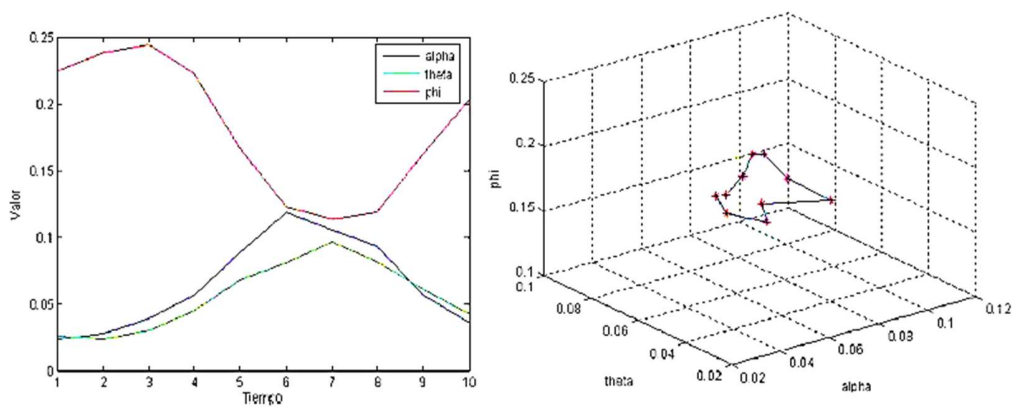


Figura 4.11 Trayectoria y variación temporal del gesto circular

4.3 Resumen

En el presente capítulo se expuso la metodología del sistema de seguimiento visual y extracción de características de dos movimientos terapéuticos del brazo humano. el módulo de seguimiento visual localiza y sigue las articulaciones de la extremidad superior de un individuo utilizando marcas de color para destacarlas dentro de la escena, logrando así reconstruir el brazo tridimensionalmente en una estructura de alambre. Finalmente, el módulo de extracción de características calcula las trayectorias del movimiento del brazo. Dichas trayectorias se modelan por medio de los ángulos entre el brazo y el antebrazo, y entre el brazo y el torso del usuario, las cuales se extraen de la estructura de alambre 3D del brazo. Los resultados experimentales y el análisis de ellos se detallan en el siguiente capítulo.

5 Capítulo Pruebas y resultados

En este capítulo se describen los experimentos, así como los resultados conseguidos por el sistema de seguimiento y extracción de características de movimientos del brazo para el análisis de gestos.

5.1 Seguimiento visual

El sistema de seguimiento visual de las articulaciones del brazo humano se divide en cuatro etapas principales: a) Calibración de las cámaras, b) Segmentación, c) Seguimiento 2D, y d) Reconstrucción 3D. Enseguida se detallan los resultados de estas etapas.

5.1.1 Ambiente de trabajo

En los experimentos las cámaras de video se colocaron a 1.5 m de distancia entre sí y a 2.5 m del individuo. Se emplearon cintas de color de colores diferentes para ubicar las articulaciones del brazo de la persona. Se uso color amarillo para el hombro, rojo para el codo y azul para la muñeca. También se utilizó ropa oscura ya que facilita la segmentación de las regiones de interés. Los experimentos se realizaron utilizando de fondo una pared oscura y se iluminó el espacio con luz artificial.

El sistema se implementó sobre una computadora Acer Aspire 3 con un procesador Intel Core i3 a 3.7 GHz y 8Gb de memoria RAM, con sistema operativo Windows 10, para la captura de video se emplearon dos cámaras web convencionales de bajo costo con una velocidad de captura de 30fps.

5.1.2 Calibración de las cámaras:

El método para calcular los parámetros intrínsecos de las cámaras se describió en la sección correspondiente en el apartado de metodología, los parámetros extrínsecos se obtienen de forma manual al medir la posición y orientación (ver tabla 5.1) de la cámara con respecto a un punto de referencia del mundo como se muestra en la figura 5.1. Durante la experimentación se tomó la esquina del soporte que sujeta a las cámaras, como punto de referencia del mundo.

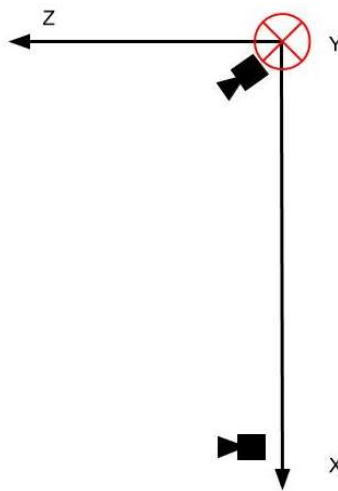


Figura 5.1 Vista superior del sistema y sistema de referencia del mundo

Tabla 5.1 Posición y orientación de las cámaras

Colocación de las cámaras	webcam 1	webcam 2
Posición en el eje X en metros	.4	1.53
Posición en el eje Y en metros	.3	.05
Posición en el eje Z en metros	.13	.16
Rotación en el eje Y en grados	315	0
Rotación en el eje Z en grados	180	180

5.1.3 Segmentación:

En esta etapa se utilizó la retroproyección de histograma descrita en el capítulo 4. Cada histograma de color es extraído de las secuencias de fotogramas de las dos webcams por cada una de las articulaciones resaltadas con cintas de color. Un histograma de color de una articulación se compone de la cantidad de ocasiones en que una determinada mezcla de color HSV sobreviene en el fotograma.

Tabla 5.2 Número de píxeles muestreados

Color	Número total de píxeles muestreados
Marca color amarillo	15 000
Marca de color rojo	30 575
Marca de color azul	40 300

De acuerdo con la técnica de retroproyección de histograma, los histogramas son divididos en 32 intervalos de clase por cada canal de color con el objetivo de mejorar el rendimiento del algoritmo. En la tabla 5.2 se pueden observar el número de píxeles muestreados por cada color en la segmentación. En la figura 5.2 se observa la segmentación de cada una de las marcas de color.

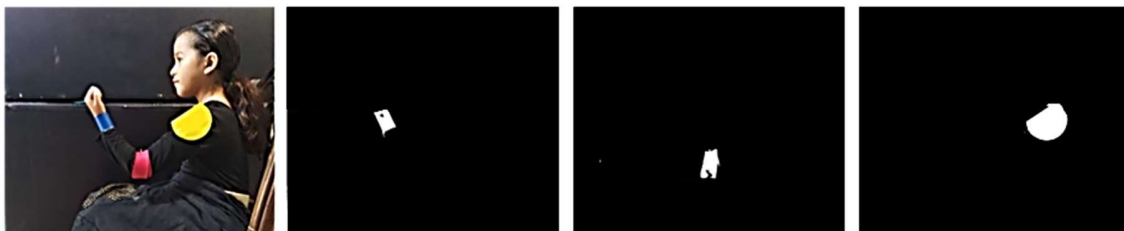


Figura 5.2 Resultados del algoritmo de retroproyección de histograma

5.1.4 Seguimiento 2D:

El método utilizado para generar el seguimiento de marcas de color es el algoritmo Camshift (Bradski, 1998), que se ejecuta en una ventana de seguimiento y en imágenes en escala de grises. La posición inicial de la ventana de seguimiento se obtiene utilizando el algoritmo de segmentación de color y movimiento, como se describe en la sección 4.1.3. Se ajustó el algoritmo Camshift original, esto es, permitirle ajustar la ventana a un tamaño máximo seleccionado de 100 x 100 píxeles, ya que esto reduce el ruido de seguimiento causado por ciertas áreas de la imagen (similar al color que se localiza). La ubicación de la ventana cambia según el desplazamiento del marcador. El uso de una ventana de seguimiento reduce el cálculo en el proceso de segmentación. Una consideración importante es la velocidad de movimiento, se observó en las pruebas que cuando el brazo se mueve muy rápido, el algoritmo pierde la pista de la marca. Hay que destacar que los movimientos durante una terapia de rehabilitación no son demasiado rápidos, el seguimiento no se pierde en desplazamientos moderados.

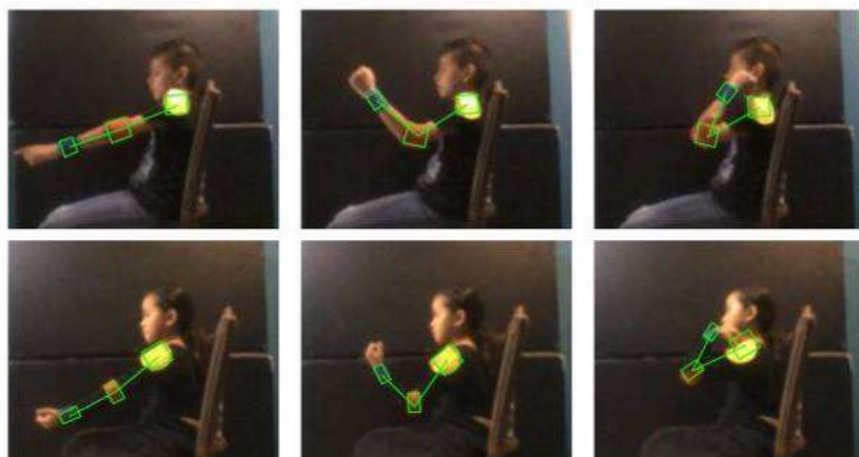


Figura 5.3 Secuencia de imágenes que muestra la segmentación y seguimiento de cada marca de color

En la figura 5.3 se puede observar el funcionamiento de Camshift en diversas imágenes por cada articulación durante el gesto de flexión-extensión. El color de la ropa se estableció para ayudar a una mejor delimitación de las regiones de interés (articulaciones).

5.1.5 Reconstrucción 3D:

En esta fase se construye una representación digital del brazo de una persona, representándolo a través de un modelo de alambre en el espacio 3D, utilizando el cruce de las líneas de enfoque de las cámaras web. El seguimiento realizado en el espacio 2D de las imágenes de las dos webcams se emplea para aproximar la ubicación tridimensional de cada una de las articulaciones del brazo.

Durante las pruebas realizadas se pudo apreciar que una colocación perpendicular de las webcams origina oclusión completa en el brazo del individuo imposibilitando el seguimiento de las zonas de color, la colocación de las cámaras utilizada en este proyecto se ilustra en la figura 5.1. La disposición elegida aumenta el campo de visión del ejercicio a seguir, el usuario es libre de ejecutar los diversos gestos terapéuticos adecuadamente. El usuario se coloca lateralmente frente a las cámaras y las cámaras se encuentran a 2.5 metros de distancia aproximadamente. En la tabla 5.1 se describe la colocación de las cámaras. Para determinar la precisión de la etapa de reconstrucción tridimensional se efectuaron una serie de mediciones colocando uno de los marcadores en distintas posiciones conocidas y anotando la estimación de la posición de la marca de color dada por el sistema de seguimiento. Estas mediciones están resumidas en la tabla 5.3 expresadas en

centímetros, siendo X_e, Y_e, Z_e la posición estimada y X_r, Y_r, Z_r la posición real. La diferencia Euclidiana entre la posición real y la estimada demostró ser del orden de centímetros.

Tabla 5.3 Resultados de la etapa de reconstrucción tridimensional expresada en centímetros

X_e	Y_e	Z_e	X_r	Y_r	Z_r	Error
75	17	67	77	17	65	2.8
105	22	85	107	24	86	3
47	55	74	45	54	80	6.4
122	20	147	125	17	143	5.8
90	10	120	94	12	117	5.3
50	35	90	48	36	92	3

5.2 Resultados caso gesto flexión - extensión

La figura 5.4 ilustra la representación 3D del brazo de una persona. El seguimiento bidimensional del movimiento de las articulaciones capturado por las webcams se ilustra en la primera columna de imágenes.

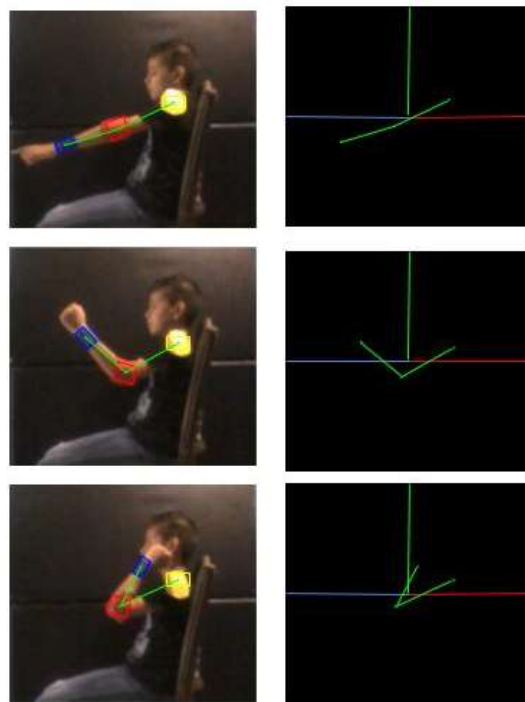


Figura 5.4 Seguimiento del brazo en el espacio tridimensional durante el gesto de flexión-extensión

La segunda columna contiene la representación tridimensional del miembro superior de una persona a través de un modelo digital de alambre, el cual enlaza tridimensionalmente las zonas de color mediante líneas.

En la figura 5.5a se muestran las 3 trayectorias que corresponden a cada uno de los tres ángulos del movimiento flexión – extensión del brazo de una persona sana, en la figura 5.5b se aprecia la gráfica generada en un espacio tridimensional por una sola trayectoria formada por la obtención de los 3 ángulos propuestos en este proyecto para representar el movimiento del brazo en 3D.

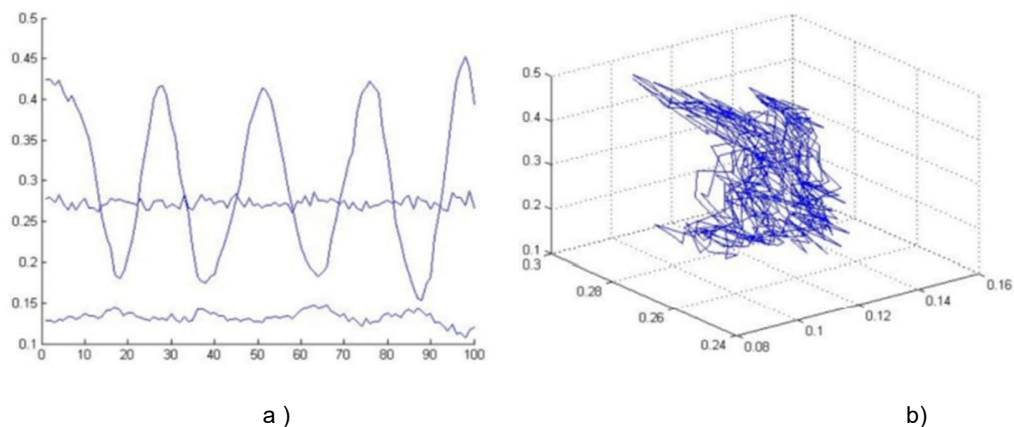


Figura 5.5 Trayectoria del gesto flexión extensión del brazo en dos y tres dimensiones

5.3 Resultados caso gesto circular del brazo

La figura 5.6 ilustra la representación 3D del brazo de una persona mientras se realiza el gesto circular con el brazo. El seguimiento bidimensional del movimiento de las articulaciones capturado por las webcams se ilustra en la primera columna de imágenes.

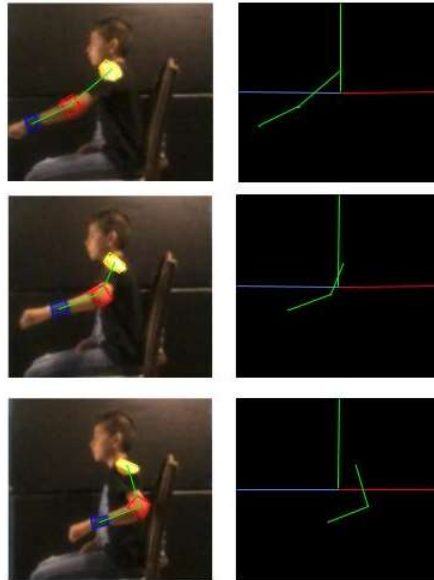


Figura 5.6 Seguimiento del brazo en el espacio tridimensional durante el gesto circular

La segunda columna contiene la representación tridimensional del miembro superior de una persona a través de un modelo digital de alambre, el cual enlaza tridimensionalmente las zonas de color mediante líneas

En la figura 5.7a se muestran las 3 trayectorias que corresponden a cada uno de los tres ángulos del movimiento circular del brazo de una persona sana, en la figura 5.7b se aprecia la gráfica generada en un espacio tridimensional por una sola trayectoria formada por la obtención de los 3 ángulos propuestos en este proyecto para representar el movimiento circular del brazo en 3D.

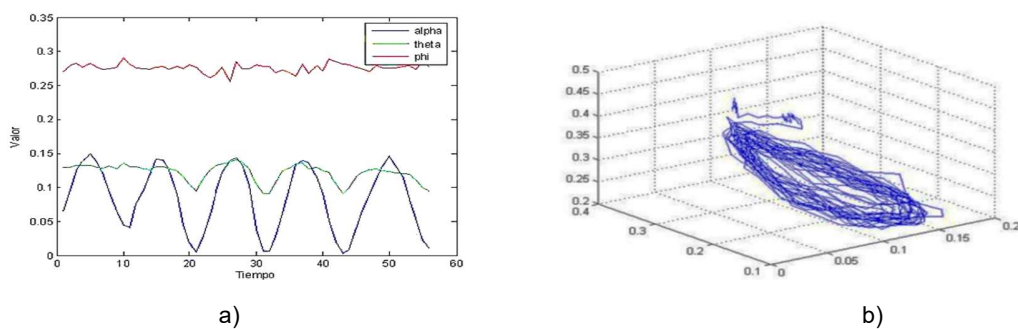


Figura 5.7 Trayectoria del gesto circular del brazo en dos y tres dimensiones

5.4 Resumen

En esta sección se expusieron pruebas realizadas y los correspondientes resultados obtenidos en la implementación del sistema de seguimiento visual y reconstrucción digital de características del brazo humano en el espacio tridimensional. Se efectuaron pruebas para reproducir en el espacio tridimensional el movimiento del brazo de una persona. Se pudo comprobar que, bajo ciertas condiciones de iluminación, los histogramas de color son una técnica útil para localizar marcadores de color. Haciendo utilización del algoritmo Camshift con OpenCV se pueden seguir objetos de interés, en el caso de este proyecto las cintas de color, de manera individual en secuencias de imágenes de video. Además, la utilización de la estructura de alambre para representar el brazo en tres dimensiones es una técnica sencilla para modelar objetos articulados.

6 Capítulo Conclusiones

En esta tesis se presentó la construcción de un sistema de seguimiento de marcas basado en visión computacional para apoyar en el proceso de rehabilitación en pacientes con discapacidad motriz en el miembro superior, al ofrecer una herramienta capaz de seguir los movimientos del brazo durante una terapia, de una forma paramétrica, en contraste con las escalas para medir los gestos con las que los terapeutas miden actualmente. El sistema emplea cintas de color y reduce la complejidad y el costo computacional en la detección del brazo en comparación a los sistemas de seguimiento basados en marcas y de seguimiento libre de marcas. Se utilizó la técnica de retroproyección de histograma de (Swain & Ballard, 1991) para detectar los marcadores la cual demuestra ser un método sencillo para detectar objetos de interés en una imagen. El seguimiento se logró mediante la implementación del algoritmo Camshift, el cual es capaz de seguir cada marcador presente en la escena individualmente. Por último, la reconstrucción de la extremidad superior en una estructura de alambre tridimensional se consiguió a través del método de intersección de líneas de visión. Para el análisis de los movimientos se utilizaron los ángulos entre articulaciones las cuales se extrajeron de la estructura de alambre del brazo en el espacio tridimensional. Los ángulos son invariantes a translaciones y escalado de la imagen, además de ser independientes de las características físicas de las personas. Un proceso de elevada importancia para lograr el correcto funcionamiento del sistema de seguimiento visual recae en estimar correctamente las posiciones y orientaciones de las cámaras. Un fallo en la calibración de los parámetros intrínsecos afecta en menor medida la obtención de

las líneas de visión del objeto desde la cámara en comparación con la orientación de la cámara. El método de calibrado empleado en esta tesis tiene poca precisión, pero devolvió resultados satisfactorios en las condiciones experimentales de segmentación y rastreo como se presentaron en esta tesis.

6.1 Trabajo futuro

Entre las áreas de oportunidad que presenta el sistema expuesto en este artículo se encuentran las que se mencionan a continuación:

- Profundizar en la investigación para determinar nuevas características las cuales permitan una representación cada vez más adecuada de la postura del brazo en tres dimensiones y entrenar modelos que permitan realizar una calificación del movimiento mediante la comparación de las trayectorias originadas por las características obtenidas en este proyecto.
- Investigación para incorporar nueva información al algoritmo de detección, como textura o bordes, lo que permitiría optimizarlos, generando una reconstrucción más integral de la extremidad en la escena. De esta manera reducir los problemas en la segmentación de regiones con similitud al objeto de interés.
- Generar un módulo que calibre automáticamente las cámaras de video para obtener los parámetros extrínsecos, disminuyendo con esto los problemas originados por la calibración manual.
- Analizar métricas basadas en modelos de probabilidad que favorezcan el análisis de las trayectorias de los gestos terapéuticos del miembro superior empleando las características del movimiento como las extraídas en este proyecto de tesis.

Bibliografía

(OMS), O. M. de la S. (2011). Informe mundial sobre discapacidad. *Rehabilitación Basada En La Comunidad Guías Para La RBC*.

Albright, T. D., & Stoner, G. R. (1995). Review Visual motion perception. *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 92, 2433–2440.

Alvarado, S., Martínez, M., Hernández, R., & Montero, J. A. (2019). ALTERNATIVA PARA LA EVALUACIÓN DE GESTOS TERAPÉUTICOS DEL BRAZO. *Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Puebla 2019*, 11(6), 35–39.

American stroke, A. (2019). *American stroke association*.

<https://www.strokeassociation.org/>

Ávila Saldivar, M. N., Ordoñez Cruz, A. E., & Ramírez Flores, H. J. (2012).

Enfermedad vascular cerebral: Incidencia y factores de riesgo en el Hospital General La Perla. *Medicina Interna de Mexico*, 28(4), 342–344.

Barrera González, P., & Cañas, J. M. (2004). SEGUIMIENTO TRIDIMENSIONAL USANDO DOS CÁMARAS. In *Reports on systems and communications: Vol. IV* (Issue 7).

http://scholar.google.com/scholar?start=30&q=vicente+matellan&hl=en&as_sd t=2000#9

Baumberg, A., & Hogg, D. (1994). Efficient method for contour tracking using active shape models. In *Motion of Non-Rigid and Articulated Objects*

Workshop, Proceedings. <https://doi.org/10.1109/MNRAO.1994.346236>

Bharatkumar, A. G., Daigle, K. E., Pandy, M. G., Cai, Q., & Aggarwal, J. K. (1994). Lower limb kinematics of human walking with the medial axis transformation. *Proceedings of 1994 IEEE Workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects*, 70–76. <https://doi.org/10.1109/MNRAO.1994.346252>

Black, M., Yacoob, Y., Jepson, A., & Fleet, D. (1997). *Learning Parameterized Models of Image Motion*.

Boian, R., Sharma, A., Han, C., Merians, A., Burdea, G., Adamovich, S., Recce, M., Tremaine, M., & Poizner, H. (2002). Virtual Reality-Based Post-Stroke Hand Rehabilitation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 85, 64–70. <https://doi.org/10.3233/978-1-60750-929-5-64>

Bradski, G. (1998). Computer vision face tracking as a component of a perceptual user interface. *Workshop on Applications of Computer Vision*, 1, 214–219.

Calderón, R. (2002). Escalas de medición de la función motora y la espasticidad en parálisis cerebral. *Revista Mexicana Neurociencia*, 3(5), 285–289. <http://revmexneuroci.com/wp-content/uploads/2014/07/Nm0025-05.pdf>

Campbell, L. W., Becker, D. A., Azarbayejani, A., Bobick, A. F., & Pentland, A. (1996). Invariant features for 3-D gesture recognition. *Proceedings of the International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, May 2015*, 157–162. <https://doi.org/10.1109/afgr.1996.557258>

Cerrato-Cuadra, A., & Carrillo-Mezo, R. (2008). Activación del área motora primaria mediante RMf posrehabilitación en pacientes con miembro torácico

parético, como secuela de enfermedad vascular cerebral. *Arch Neurocién*, 10(2), 57–65.

Cheung, K. M. G., Baker, S., & Kanade, T. (2003). Shape-from-silhouette of articulated objects and its use for human body kinematics estimation and motion capture. *2003 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2003. Proceedings.*, 1, 1–1.
<https://doi.org/10.1109/CVPR.2003.1211340>

Crowley, J. L., & Coutax, J. (1997). Vision for man machine interaction. *Robotics and Autonomous Systems*, 19, 347–358.

Gómez-Allende, M. D. (1993). *Reconocimiento de formas y vision artificial* (Ra-Ma (ed.)). Addison-Wesley Iberoamericana.

Hartley, R., & Zisserman, A. (2000). Multiple view in computer vision. *Press Syndicate of the University of Cambridge*.

Howe, N., Leventon, M., & Freeman, W. (2000). *Bayesian Reconstruction of 3D Human Motion from Single-Camera Video*.

Instituto Nacional de Estadística y Geografía INEGI. (2017). *La discapacidad en México, datos al 2014. Versión 2017*. 365.
http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/nueva_estruc/702825094409.pdf

J. Larry, J., Anthony S., F., Dennis L., K., Stephen L., H., Dan L., L., & Joseph, L. (2018). *Harrison's Principles of Internal Medicine* (J. L. J. Larry Jameson, Anthony S. Fauci, Dennis L. Kasper, Stephen L. Hauser, Dan L. Longo (ed.);

Twentieth). McGraw-Hill Global Education Holdings LLC.

Jang, S. H., Kim, Y.-H., Cho, S.-H., Lee, J.-H., Park, J.-W., & Kwon, Y.-H. (2003). Cortical reorganization induced by task-oriented training in chronic hemiplegic stroke patients. *NeuroReport*, *14*(1), 137–141.

Kim, G. J., Rivera, L., & Stein, J. (2015). Combined Clinic-Home Approach for Upper Limb Robotic Therapy after Stroke: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *96*(12), 2243–2248.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.06.019>

Kim, H., Miller, L. M., Fedulow, I., Simkins, M., Abrams, G. M., Byl, N., & Rosen, J. (2013). Kinematic Data Analysis for Post-Stroke Patients Following Bilateral Versus Unilateral Rehabilitation With an Upper Limb Wearable Robotic System. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *21*(2), 153–164. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2207462>

KOTTKE, F. J., & LEHMANN, J. F. (1994). *MEDICINA FÍSICA Y REHABILITACIÓN* (4th ed.). PANAMERICANA.

Magid, B., A.F., T., Tony, W., Werner, P., Jörg, W., R, B., Christine, C., F., M., C.D., W., & C., N. (2000). A Randomized, Double-Blind, Placebo-Controlled, Dose-Ranging Study to Compare the Efficacy and Safety of Three Doses of Botulinum Toxin Type A (Dysport) With Placebo in Upper Limb Spasticity After Stroke. *A Journal of Cerebral Circulation*, *31*, 2402–2406.

Mariscal, J. I. (2003). *Comparación de proporciones de la recuperación funcional en la muñeca y mano espásticas de pacientes con secuelas de enfermedad*

vascular cerebral, entre un grupo tratado con fisioterapia y toxina botulínica tipo a, y otro con fisioterapia y placebo. Universidad de Colima.

McNeill, M. D. J., Pokluda, L., McDonough, S., & Crosbie, J. (2004). Immersive virtual reality for upper limb rehabilitation following stroke. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (Vol. 3).
<https://doi.org/10.1109/ICSMC.2004.1400754>

Montero Valverde, J. A., Sucar Succar, L. E., & Zarate Silva, V. H. (2007).
Reconocimiento Contextual de Gestos para la Toma de Decisiones.
INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS SUPERIORES DE
MONTERREY.

Motorika. (2019). *ReoGo*. motorika.com/reogo/

O'Rourke, J., & Badler, N. (1980). Model-Based Image Analysis of Human Motion Using Constraint Propagation. *PAMI*, 2, 522–536.
<https://doi.org/10.1109/TPAMI.1980.6447699>

Oña, E. D., Cano-de la Cuerda, R., Sánchez-Herrera, P., Balaguer, C., & Jardón, A. (2018). A Review of Robotics in Neurorehabilitation: Towards an Automated Process for Upper Limb. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018, 1–19.
<https://doi.org/10.1155/2018/9758939>

OpenCV. (2020). *OpenCV Open Source Computer Vision Library*.
<https://opencv.org/releases/>

Pajares, G., & De La Cruz, J. M. (2002). *Visión por computador: Imágenes y aplicaciones*. Alfa-Omega.

Park, J., Lee, K., Lee, H., & Park, H. (2015). Development of a passive shoulder joint tracking device for upper limb rehabilitation robots. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 713–716. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281285>

Patricia M. Davies. (2003). *Tratamiento integrado de pacientes con hemiplejía (Colección de fisioterapia) (segunda)*. PANAMERICANA.

Phase space motion capture. (2020).

Pridmore, T., Hons, B., Cobb, S., Hilton, D., Green, J., & Eastgate, R. (2004). Mixed reality environments in stroke rehabilitation: Interfaces across the real/virtual divide. *Virtual Reality & Assoc. Tech*, 6. <https://doi.org/10.1515/IJDHD.2007.6.1.87>

Proffitt, R., & Lange, B. (2016). The Feasibility of a Customized, In-Home, Game-Based Stroke Exercise Program Using the Microsoft Kinect Sensor. *International Journal of Telerehabilitation*, 7(2), 23–34. <https://doi.org/10.5195/ijt.2015.6177>

Qi, Y., Soh, C. B., Gunawan, E., & Low, K.-S. (2014). A wearable wireless ultrasonic sensor network for human arm motion tracking. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5960–5963. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944986>

Qualisys. (2019). *Real time Mocap for animation*. <https://www.qualisys.com/>

Quemada, J. (2007). Modelo de atención a las personas con daño cerebral. In *Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO)*.

<http://www.imsero.es/InterPresent1/groups/imsero/documents/binario/atenpdancer.pdf>

Reinkensmeyer, D. J., Pang, C. T., Nessler, J. A., & Painter, C. C. (2001). Java Therapy: Web-Based Robotic Rehabilitation. *Integration of Assistive Technology in the Information Age*, 9, 66–71.

<http://citeseer.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.7.7930>

Reinkensmeyer, D., Kahn, L., Averbuch, M., McKenna-Cole, A. N., Schmit, B., & Rymer, W. (2000). Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM Guide. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37, 653–662.

Ren, Y., Wu, Y.-N., Yang, C.-Y., Xu, T., Harvey, R. L., & Zhang, L.-Q. (2017). Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(6), 589–596.

<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2016.2584003>

Santos, L. F. d., Schmidt, H., Krüger, J., & Dohle, C. (2013). Visualization of virtual reality neurological motor rehabilitation of the upper limb — A systematic review. *2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, 176–177. <https://doi.org/10.1109/ICVR.2013.6662113>

Schlegel, C., Illmann, J., Jaberg, H., Schuster, M., & Wörz, R. (1998). *Vision Based Person Tracking with a Mobile Robot*. <https://doi.org/10.5244/C.12.42>

Swain, M. J., & Ballard, D. H. (1991). Color indexing. *International Journal of*

Computer Vision, 7(1), 11–32. <https://doi.org/10.1007/BF00130487>

Tao, Yaqin, Hu, H., & Zhou, H. (2007). Integration of vision and inertial sensors for 3D arm motion tracking in home-based rehabilitation. *International Journal of Robotics Research*, 26(6), 607–624.

<https://doi.org/10.1177/0278364907079278>

Tao, Yaqing, Hu, H., Park, W., & Kingdom, U. (2003). Building A Visual Tracking System for Home-Based. *Proceedings of the 9th Chinese Automation & Computing Society Conference in the UK, Luton, England*, 9(September), 443–448.

Uswatte, G., Taub, E., Morris, D., Vignolo, M., & McCulloch, K. (2005). Reliability and validity of the upper-extremity motor activity log-14 for measuring real-world arm use. *Stroke*, 36(11), 2493–2496.

<https://doi.org/10.1161/01.STR.0000185928.90848.2e>

VICON. (2020). *A DEEPER UNDERSTANDING OF HUMAN MOVEMENT* (Issue October).

Warlow, C. P. (1998). Epidemiology of stroke. *The Lancet*, 352(Special), 3–6.

[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(98\)90086-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736(98)90086-1)

Willigenburg, N. W., McNally, M. P., Hewett, T. E., & Page, S. J. (2017). Portable Myoelectric Brace Use Increases Upper Extremity Recovery and Participation But Does Not Impact Kinematics in Chronic, Poststroke Hemiparesis. *Journal of Motor Behavior*, 49(1), 46–54.

<https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1152220>

Wren, C. R., Azarbayejani, A., Darrell, T., & Pentland, A. P. (1997). P finder: real-time tracking of the human body. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(7), 780–785. <https://doi.org/10.1109/34.598236>

XSENS. (2020). *MTi 1 Series*. <https://www.xsens.com/products/mti-1-series>

Zhou, H., & Hu, H. (2005). Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation. *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics & Automation*, July, 1306–1311.