

**SISTEMA DE REALIDAD AUMENTADA PARA ENTRENAMIENTO EN EL
CONTROL DE PRÓTESIS EN PACIENTES CON AGENESIA DIGITAL TIPO 3**



MANUEL SANIN BENAVIDES PIAMBA

Tesis de Maestría en Automática

Director:

Mg. Francisco Franco

Magister en Electrónica y Telecomunicaciones

Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Automática
Maestría en Automática
Popayán, 2019

Ing. MANUEL SANIN BENAVIDES PIAMBA

**SISTEMA DE REALIDAD AUMENTADA PARA
ENTRENAMIENTO EN EL CONTROL DE PRÓTESIS EN
PACIENTES CON AGENESIA DIGITAL TIPO 3**

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones de la
Universidad del Cauca para la obtención del título de

Magister en:
Maestría en Automática

Director
Mg. Francisco Franco
Magister en Electrónica y Telecomunicaciones

Popayán
2019

Aceptación

NOTA DE ACEPTACIÓN

Jurado

Jurado

Agradecimientos

Primeramente agradezco a Dios por cada bendición y fortaleza que entrega en cada paso de mi vida, a mi hijo y familia que se han convertido en mi inspiración para triunfar en cada propósito; agradezco a las personas que participaron en la ejecución de este proyecto (paciente con agenesia, profesional en fisioterapia, docente I.E Industrial y voluntario); agradezco a mi director por su guía para lograr la realización de este proyecto.

Dedicatoria

Esta tesis está dedicada a mi familia, a Manuel Alejandro y a Montserrat Dena, por ser parte en la luz de vida y felicidad.

Tabla de contenido

Introducción	1
1. Agenesia digital tipo 3.....	3
1.1 Tratamientos posibles para simbraquidactilia	6
1.1.1 Injertos óseos de falanges	6
1.1.2 Prótesis adaptables en la agenesia digital	7
1.1.3 Sistema de rehabilitación para agenesia digital	10
1.2 Propuesta de entrenamiento para rehabilitación usando AR	11
2. Implementación de prótesis parcial virtual para entrenamiento en pacientes con agenesia digital tipo 3.....	13
2.1 Diseño base para prótesis parcial virtual.....	15
2.1.1 Desarrollo estructural de la prótesis parcial virtual en Blender	17
2.1.2 Configuración de prótesis parcial virtual en Unity.....	18
2.2 Análisis de acción de movimientos.....	19
2.2.1 Categorización de movimientos de mano no monodactílica	19
2.2.2 Categorización de movimientos de mano monodactílica	21
2.3 Modelo secuencial para arquitectura de control de prótesis parcial virtual	22
2.4 Análisis de modelo cinemático y dinámico para prótesis parcial virtual	22
2.4.1 Modelo cinemático inverso y el modelo cinemático directo	23
2.4.2 Modelos cinemático directo e inverso de velocidad.....	24
2.4.3 Modelo dinámico inverso y directo	25
2.5 Análisis de trayectorias para prótesis parcial virtual	26
2.6 Implementación y desarrollo de dispositivo hardware para registro de datos ..	30
2.6.1 Desarrollo de dispositivo hardware para registro de datos	31
2.6.2 Diseño electrónico para dispositivo HW	31
2.6.3 Implementación filtro pasa bajo.....	32

2.7	Análisis de datos para el entrenamiento de la prótesis parcial virtual.....	33
2.7.1	Registro de datos.....	33
2.7.2	Análisis de datos.....	35
2.8	Algoritmo para el control de acción de movimiento en prótesis parcial virtual ..	38
2.9	Codificación para funcionalidad de la prótesis parcial virtual.....	40
2.10	Prueba de funcionalidad de código	40
3.	Pruebas y resultados de entrenador virtual basado en AR para el control de prótesis parcial.....	43
3.1	Valoración médica	43
3.1.1	Registro de datos.....	44
3.2	Configuración técnica	44
3.2.1	Instalación de dispositivo hardware en mano monodactílica	45
3.3	Valoración analítica en prueba de aplicabilidad	46
3.4	Análisis porcentual para la curva de aprendizaje	47
3.5	Prueba de usuario.....	48
3.5.1	Análisis de usabilidad	50
3.5.2	Valorización de aplicativo:	50
4.	Conclusiones	52
5.	Referencias bibliográficas.....	53

Lista de figuras

Figura 1-1. Sindactilia, braquidactilia.	5
Figura 1-2 Clasificación de agenesia digital.	6
Figura 1-3 Tratamiento de transferencia de dedo en mano monodactílica.	7
Figura 1-4. Prótesis total de mano.....	9
Figura 1-5. Prótesis de energía natuarl.	9
Figura 1-6. Prótesis M-dedos, ProDigits, Vincent Fingers.	10
Figura 2-1 Mano Monodactílica del paciente.	14
Figura 2-2 estructura de diseño para prótesis parcial virtual.	15
Figura 2-3 prótesis i-Digits Quantum.	16
Figura 2-4 Modelo base para prótesis virtual en mano monodactílica.	17
Figura 2-5 Prótesis parcial virtual en Blender.	18
Figura 2-6 Prótesis parcial virtual en AR	19
Figura 2-7 Acción de movimiento de mano no monodactílica.	20
Figura 2-8. Acción de movimiento dedo pulgar no monodactílico.	21
Figura 2-9 Estructura y huesos de mano monodactílica.	21
Figura 2-10 Antepulsión-retropulsión y Aducción-abducción	21
Figura 2-11 Modelo secuencial de arquitectura de control de prótesis virtual.	22
Figura 2-12 Dedo protésico virtual, sistema planar con dos GDL.	23
Figura 2-13 Restricción de articulación, falanges (ángulo θ y φ).	27
Figura 2-14 Intervalo de trabajo Δx y Δy	28
Figura 2-15 Posiciones articulares prensa gravedad, pinza tridigital y pinza cilíndrica.	28
Figura 2-16 Análisis de trayectoria tridigital dedo meñique.....	29
Figura 2-17 Configuración física de sensores resistivos.....	30
Figura 2-18 Dispositivo hardware para registro de datos (guante).....	31
Figura 2-19 Diseño electrónico (dispositivo HW).	32
Figura 2-20 Señal de sensor S_1 y S_2 y señal filtrada.	33
Figura 2-21 Ejecución de acciones de movimiento mano no monodactílica.	34
Figura 2-22 Ejecución de acciones de movimiento mano monodactílica.	34
Figura 2-23 Análisis grafico acción de movimiento.	35
Figura 2-24 (Grafica ejemplo) Datos de frecuencia estadística.	36
Figura 2-25 Tendencia de la dispersión numérica en la trayectoria del dedo pulgar.	37
Figura 2-26 Comparación trayectoria de datos (no monodactílica y monodactílica).	38

Figura 2-27 Estructura base para algoritmo de control.....	38
Figura 2-28 Algoritmo para el control de acción de movimiento.	39
Figura 2-29 Sistema de control para la prótesis parcial virtual.	40
Figura 2-30 Prueba de funcionalidad de código (mano no monodactílica).	41
Figura 2-31 Posición inicial.	41
Figura 2-32 Prensa con la gravedad.	42
Figura 2-33 Prensa pinza cilíndrica y tridigital	42
Figura 3-1 Análisis médico en paciente (caso de estudio).....	44
Figura 3-2 Accesorios básicos de funcionamiento.	45
Figura 3-3 Instalación del dispositivo hardware para registro de datos.	45
Figura 3-4 Prueba de funcionalidad del aplicativo en AR.	46
Figura 3-5 Prueba de aplicabilidad del entrenador en AR.	46
Figura 3-6 Acciones de movimiento utilizando aplicativo de AR.....	47
Figura 3-7 Comparación de porcentajes éxito y error.....	47
Figura 3-8 Curva de aprendizaje para control de prótesis parcial virtual.	48
Figura 3-9 Prueba de usabilidad.	50

Lista de tablas

Tabla 2-1 Características de acción de movimiento de mano no monodactílica.	20
Tabla 2-2 Características de acción de movimiento de dedo pulgar.	20
Tabla 2-3 Características generales de términos.	23
Tabla 2-4 Dimensiones de dedos protésicos virtuales.	27
Tabla 2-5 Polinomios solución para cada acción de movimiento.	30
Tabla 2-6 Dispersión numérica en acciones de movimiento sensorial.	37
Tabla 2-7 Tendencia de intervalos para trayectoria (No monodactílica).	37
Tabla 3-1 Porcentaje de éxito y error para cada prueba de agarre (1° sesión).	47
Tabla 3-2 Prueba de usuario.	49

Introducción

Según la OMS y su lenguaje estandarizado CIF (Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud), la discapacidad, se define como una experiencia única para cada persona, debido a que su condición de salud es influida por una compleja combinación de factores y una visión relativa que depende de la sociedad, el tiempo, la época, la cultura, entre otros; basándose en el principio de que todo ser humano tiene de hecho o en potencia alguna limitación en su funcionamiento dependiendo del contexto que se visualice [1].

La discapacidad es una condición de salud que afecta la humanidad y es la segunda causa de muerte de infantes en las américas; las anomalías congénitas son las más frecuentes y entre ellas se tiene la malformación de extremidades superiores, que para el caso de estudio se tiene la agenesia digital o simbraquidactilia, esta hace parte de las fallas o accidentes que no implican necesariamente un riesgo genético familiar o sindrómica, caracterizándose por una reducción unilateral de los falanges principalmente en los huesos centrales de la mano hasta el dedo pulgar; estas deformaciones congénitas afectan el funcionamiento normal de la mano, como la acción de pellizco, agarre o presión [2].

Entendiendo que la principal función de la mano es permitir a la persona interactuar con su entorno en diversas habilidades y competencias útiles para la sociedad, el primer capítulo de este documento profundiza en forma teórica qué es la simbraquidactilia y algunos procesos tecnológicos que han permitido exponer soluciones para el tratamiento de la agenesia digital, tales como: soluciones quirúrgicas o protésicas robóticas, entre esta última se tiene las prótesis de mano total o parcial, sin embargo estas han implicado consecuencias tanto positivas como negativas en los pacientes, por ejemplo, al usar una prótesis parcial reduce algunas limitaciones físicas, pero su uso genera degradación muscular por realizar contracciones antinaturales.

Por lo anterior en este documento se propuso un sistema hardware software dirigido a un entorno de entrenamiento portable no invasivo basado en Realidad Aumentada

(AR), que permita reducir la curva en el proceso de aprendizaje en el uso de prótesis parciales de mano a pacientes con agenesia digital tipo 3; proceso que se describe en el segundo capítulo de este documento, el cual se dirige al diseño y desarrollo del sistema hardware y software de entrenamiento, soportado en la arquitectura de un algoritmo de control que manipule una prótesis parcial virtual mediante datos articulares provenientes de las acciones de movimiento del dedo pulgar de un paciente que padece de simbraquidactilia (caso de estudio).

El proyecto se basa en la metodología de investigación experimental-cuantitativa que permite identificar y comprender los lineamientos para abordar el desarrollo del sistema, por lo tanto el tercer capítulo de este documento describe la implementación del aplicativo, considerando los estamentos éticos relacionados en la resolución número 8430 de 1993 para poder realizar pruebas con personas, dicha implementación se realizó bajo la colaboración del paciente que padece simbraquidactilia más un profesional en fisioterapia, basada en pruebas de usabilidad y análisis de funcionalidad.

El proyecto culmina en una valorización y conclusión positiva de aceptación, la cual especifica que el dispositivo de entrenamiento basado en AR para el control de una prótesis parcial virtual contribuye al paciente en procesos cognitivos positivos, dado que presenta retroalimentación visual y propioceptiva en el miembro superior afectado, sin generar procesos de desgaste emocional aunque fuesen tareas que el paciente no había realizado antes.

Capítulo 1

1. Agenesia digital tipo 3

El presente capítulo contextualiza la agenesia digital tipo 3 como defecto congénito relacionado con la discapacidad y la funcionalidad estructural corporal de una persona; además, argumenta la intervención de la robótica y la tecnología para la rehabilitación en procesos temporales de recuperación funcional en contextos de incapacidad; dirigiendo el proyecto al desarrollo y aporte para el área de la rehabilitación virtual, basado en procesos de Entrenamiento Mental (EM) utilizando Realidad Aumentada (AR).

Los defectos congénitos se definen como anomalías estructurales, funcionales y perturbaciones metabólicas; además, hacen parte de un grupo heterogéneo de trastornos de origen prenatal que pueden obedecer a: la presencia de un solo gen defectuoso, alteraciones cromosómicas, combinación de factores hereditarios, teratógenos presentes en el medio ambiente, carencias de micronutrientes o enfermedades infecciosas maternas; estas patologías pueden ser letales o provocar discapacidades duraderas. La OMS en su marco conceptual CIF, acentúa que la salud y el funcionamiento como categorías no son separadas de la discapacidad, siendo esta una experiencia humana universal que se extiende a lo largo del *continuum* de la vida, además, es un concepto dinámico bidireccional fruto de la interacción entre estado de salud y factores contextuales [3]. La discapacidad puede ser conceptualizada como una forma de funcionamiento de la persona en relación con sus capacidades, estructuras corporales y expectativas de su entorno personal y social [4],[5],[6],[7].

La OMS calculó que en 2004 unos 260.000 fallecimientos en el mundo (7% de muertes de recién nacidos) fueron causados por anomalías congénitas, lo que supone la primera causa de defunción prenatal [8]. Entre las anomalías congénitas más frecuentes son las de extremidades superiores con una incidencia de 1/700 recién nacidos vivos, con dependencia en la morfogénesis de los genes Hox¹ y

¹ Genes Hox grupo de genes selectores homeóticos implicados en el desarrollo embrionario.

factores cronológicos de la embriogénesis afectada por la Noxa²; considerada como la complicación en el desarrollo de un órgano en la etapa embrionaria con causa desconocida, no se ha demostrado ningún componente hereditario ni relación con factores extrínsecos (medicación, radiaciones, traumatismo o infección), según estudios se produce por algún tipo de agresión que origina necrosis en las células mesenquimatosas durante el periodo inicial de la gestación cuando se están formando los huesos de la mano y el cartílago del antebrazo [9],[10].

Entre las personas con situación de discapacidad que presentan algún tipo de barrera en los procesos de interacción plena y efectiva social se pueden mencionar, las implicadas en algún estado de salud genético, como por ejemplo, afectación en extremidades superiores, que para el proyecto se trabajó la discapacidad relacionada con la agenesia digital [11],[12].

La agenesia como defecto congénito relacionada con aplasia, se define como la falta o fracaso en el desarrollo de un órgano durante el proceso embrionario, por ejemplo: agenesia del cuerpo calloso, agenesia renal, agenesia de Müller, entre otros. Para el caso, la agenesia digital especifica la falta o desarrollo incompleto de los dedos de la mano conocida también como simbraquidactilia³, la cual es la combinación entre sindactilia y braquidactilia, entendiéndose como:

- **Sindactilia:** Defecto congénito frecuente de la mano con una prevalencia de 1/2.500 nacidos vivos; asociada a otras alteraciones congénitas del miembro torácico y pélvico, ver Figura 1-1-A; con persistencia de membranas entre dedos adyacentes catalogada como sindactilia simple (abarca únicamente tejidos blandos) y sindactilia compleja (afecta tejidos blandos, hueso, faneras (uñas) y zonas articulares) [13].
- **Braquidactilia:** Defecto congénito heredable con carácter autosómico dominante o recesivo. Se caracteriza por la afectación de las falanges en los dedos de las manos o pies (metacarpos/tarsos), que puede oscilar desde un ligero acortamiento hasta su total ausencia, ver Figura 1-1-B, esta anomalía puede presentarse de forma aislada o como cuadro sindrómico representado en diferentes niveles de expresividad morfológica y/o funcional [14].

² Noxa cualquier elemento del medio ambiente que actúa sobre el organismo afectando su salud (agente etiológico o biológico).

³ Dactilia, arreglo de los dedos en manos o pies.



Figura 1-1. Sindactilia, braquidactilia.

Las anomalías congénitas de miembros superiores se producen aproximadamente 5/10.000 nacidos vivos y la simbraquidactilia como subconjunto de esta deficiencia se da con una prevalencia de 1/10.000 nacidos vivos, involucrando como condición unilateral el lado izquierdo con el 67%, el lado derecho el 27% y entre el 1% al 7% de forma bilateral; el porcentaje de predominancia en los varones es del 73%. Además, esta anomalía en algunos casos se asocia en un 7% a antecedentes familiares, pero en lo general no se compara con una anomalía genética conocida por la diversidad morfológica y características de información imprecisa, en algunos casos como diagnóstico suele confundirse con braquidactilia sindrómica [15]. La primera descripción de la simbraquidactilia fue realizada por Poland en 1841 el cual asociaba la falta o ausencia de las falanges en todos los dedos con aplasia del músculo pectoral mayor (síndrome de Poland). Hoy en día la OMT (*Oberg, Manske, y Tonkin*), considera que la simbraquidactilia es una malformación en el fracaso de la formación/diferenciación de toda la extremidad y la placa de la mano, además Blauth y Gekeler han subdividido o clasificado la simbraquidactilia (Figura 1-2) en 4 tipos [10]:

- 1) **Dedos cortos (*brachymesophalangia*)**: Se manifiesta con cuatro dedos cortos o de forma incompleta, combinada con sindactilia parcial o completa (aplasia de una o varias falanges intermedias), más la forma relativa de un pulgar o ausencia total.
- 2) **Mano hendida atípica (*Oligodactylic*)**: La porción de la mano central o dedos centrales son elásticos (aplasia falanges intermedias), los dedos de los bordes de la mano son menos afectados.
- 3) **(*Monodactílico*)**: Se manifiesta con un pulgar funcional (pulgar con braquidactilia) La mano suele tener un ancho de palma normal con intacto metacarpianos logrando realizar tareas de mano bimanual (enganchar y presionar), los demás dedos están ausentes o son aplásicos con vestigio de uñas rudimentarias.
- 4) **(*Peromélico*)**: Se asemeja a una amputación transversal en el nivel de la articulación metacarpofalángica, con la presencia de botones con o sin vestigios de uñas.



Figura 1-2 Clasificación de agenesia digital.

Para el proyecto específicamente se trabajó la agenesia digital tipo 3 (simbraquidactilia, *Monodactílico*) que como discapacidad según la clasificación de la CIF se cataloga con el código **s730XX.32X** que corresponde a **estructuras corporales (s)**, dentro del capítulo **estructuras relacionadas con el movimiento (s7)**, en la categoría de **estructura de la extremidad superior (s730)**, con **deficiencia grave (mucho, extrema) 50 a 95% por ausencia parcial de los músculos de la mano 'izquierda o derecha' (s730XX.32X)** [2].

1.1 Tratamientos posibles para simbraquidactilia

Entendiendo que la principal función de la mano es la interacción con el entorno por medio de movimientos musculares, huesos y articulaciones, también es un instrumento valioso para la vida cotidiana y social de una persona [16], por lo anterior, para la agenesia digital existen soluciones médico-quirúrgicas y soluciones tecnológicas para su tratamiento. Para los tratamientos de la simbraquidactilia depende de las preferencias parentales, la morfología funcional o deficiencia de la mano; debido a que la agenesia se presenta generalmente de forma unilateral en algunos casos los padres del paciente (infante) esperan el desarrollo natural hasta observar un déficit funcional evidente para un tratamiento adecuado [17].

1.1.1 Injertos óseos de falanges

Considerando que las habilidades manuales se desarrollan a edad temprana los procesos quirúrgicos se deben hacer preferiblemente antes de los tres años de edad. El tratamiento o reconstrucción quirúrgica varía desde la mejora de la estética e higiene extrayendo los botones o vestigios de uñas no funcionales, hasta la mejora de la destreza en el funcionamiento de la mano afectada reconstruyendo algunas articulaciones. Entre los procesos quirúrgicos se puede notar los injertos óseos de falanges y el alargamiento digital en los dígitos hipoplásticos cortos [18],[15].

El injerto de falange consisten en la extracción del segundo o tercer dedo del pie extraperiostealmente incluyendo ligamentos colaterales y placa plantar, luego este se injerta en la base metacarpiana unificando tendones y demás partes del dedo; se tiene que esta transferencia microvascular hecha por cirujanos experimentados es generalmente satisfactoria en un 95% en funcionamiento, crecimiento del dedo y funcionalidad, aunque se dice que la transferencia de dedos a la mano con simbraquidactilia puede ser un desafío en contraste con los pacientes que han sufrido amputaciones traumáticas debido a la hipoplasia de nervios, vasos sanguíneos, tendones, entre otros. En la mano monodáctilica se tiene la ventaja de tener un pulgar funcional por lo tanto la transferencia de un dedo a la mano afectada ayudara realizar tareas de agarre y pellizco, ver Figura 1-3. Este procedimiento fue experimentado por primera vez en 1919 y aún sigue siendo viable. Sin embargo como argumentos negativos en algunos casos los pacientes a largo plazo pueden perder estabilidad al caminar y presentar deformaciones en el pie afectado [19],[20], [21].



Figura 1-3 Tratamiento de transferencia de dedo en mano monodáctilica.

1.1.2 Prótesis adaptables en la agenesia digital

La robótica en la discapacidad o tecnologías de rehabilitación ha desarrollado procesos temporales de recuperación funcional en el contexto médico denominada “*Assistive Technologies*” o “Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad” basado en tres tipos de ayudas técnicas: personales (prótesis), generales (no están asociados a una persona) y ambientales (entorno). En la técnica personal o tratamientos alternativos de tecnología médica y el conocimiento de la biomecánica del cuerpo humano ha logrado la fabricación de tejidos, implantes personalizados, modelos anatómicos, medicamentos y avances en la impresión de modelos 3D; también, ha aumentado el interés en el desarrollo de prótesis de manos personalizadas a bajo costo [22],[23],[24],[25].

La apuesta por la funcionalidad de las prótesis de miembro superior surgió desde los finales del siglo XIX evolucionando hasta la actualidad en diferentes tipos de prótesis de mano, su escogencia depende de factores como: el grado de amputación, el tipo

de displasia, la funcionalidad de la misma y factores económicos; como por ejemplo se tienen prótesis estéticas, mecánicas, eléctricas y parciales [26],[27], Entre las prótesis parciales de mano se puede mencionar que son las apropiadas para pacientes que por motivos de amputación o deficiencias congénitas carecen de mano, dedos o falanges [28],[29],[30],[31].

Las prótesis generales de miembro superior se enmarcan en el concepto de multifuncionalidad con características de estética o cinemática de la mano con espectro de prensión y potencia, basándose en un reducido número de actuadores para permitir una solución compacta de tamaño y peso reducido, más la interacción entre usuario y prótesis con control bidireccional a partir de canales naturales de comunicación para fácil aprendizaje y uso, además debe ser un sistema de control semiautónomo para evitar posibles errores y perturbaciones [34]. Estas prótesis por lo general pueden ser usadas por personas que han sufrido algún tipo de amputación o sufren un defecto congénito en su extremidad superior. Varias de estas prótesis son controladas por señales de electromiografía (EMG) (prótesis mioeléctricas) [35],[36], su funcionamiento consisten en el uso de electrodos de superficie instalados en los músculos antagonistas de una extremidad residual o que se pueden contraer voluntariamente de forma aislada [37],[38],[39], estos electrodos captan las señales para ser amplificadas y enviadas al componente protésico para generar el movimiento deseado, brindando un mayor grado de estética, fuerza y precisión [40], [41],[43]. Además existe otro tipo de prótesis como las que se observan en la Figura 1-4 [29], tales como:

- **Pasiva o estética:** Catalogadas en estáticas y ajustables (cumple función de herramienta), tienen movimiento reducido y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, su fabricación consiste en el uso de polímeros a base de PVC rígido, látex flexible o silicona; materiales empleados por ser livianos requiriendo menos mantenimiento. Los usuarios de prótesis pasivas en su mayoría proporcionan un rango de apariencia y comodidad natural ayudando a mejorar la autoimagen y autoconfianza [26].
- **Prótesis mecánicas:** Cumplen funciones básicas como la apertura y cierre de la mano, limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos; la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo, como el codo o hombro, para ello se implementa un arnés colocado en la espalda el cual generará la movilidad de la prótesis a través de una liga.
- **Prótesis eléctricas:** Su funcionamiento se basa en el uso de motores eléctricos, batería recargable y piezas mecánicas; controladas por servocontrol o pulsadores de arnés.
- **Prótesis neumáticas:** Accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporciona una gran cantidad de energía para el funcionamiento de los elementos mecánicos.
- **Prótesis Híbridas:** Combina la funcionalidad eléctrica con la acción del cuerpo, por lo general sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transhumerales (arriba del codo).



Figura 1-4. Prótesis total de mano.

Las prótesis parciales de mano se utilizan cuando hay una carencia de uno o más dedos ya sea por amputación o un defecto congénito, sin embargo se tiene que el desarrollo de estas prótesis es relativamente nuevo con una limitada opción protésica, por tener un nivel de complejidad mecánica más alto que una prótesis total de mano. Durante mucho tiempo la única opción viable era la prótesis pasiva a nivel de dedos, brindando sólo una solución estética, aunque no es funcional, los pacientes pueden utilizarla para acción prensil básica, ver Figura 1-5-A. También se encuentran algunas prótesis parciales de energía natural y prótesis mecánicas eléctricas [44], tales como:

- **Topes de Oposición/Estáticos:** Prótesis para el control de pulgar con dos posiciones que permite las dos opciones de agarre, grueso y fino, ver figura Figura 1-5-B.
- **X-dedos:** Dispositivo controlado por el movimiento del dedo pulgar, cuando éste se dobla las articulaciones protésicas también lo hacen, funciona con energía natural, ver Figura 1-5-C.

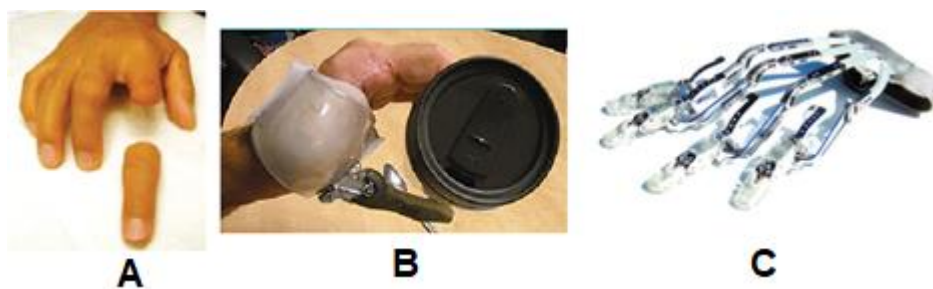


Figura 1-5. Prótesis de energía natural.

- **M-dedos:** Diseñados para la falta total de los dedos los cuales pueden ser ensamblados sobre un guante adaptable a la mano discapacitada; el pulgar es pasivo, con una bisagra que se a pre-posicionado manualmente. El mecanismo requiere que el usuario flexione y extienda la muñeca para activar el movimiento de agarre, cada uno de los dedos es independiente el uno del otro, así como el dedo natural individual, ver Figura 1-6-A.

- **ProDigits:** Utilizado también en la mano i-LIMB, los dedos son motorizados y pueden ser configurados para abordar cualquiera de los cinco dígitos faltantes en una mano discapacitada. El dispositivo puede ser controlado por almohadillas táctiles o control mioeléctrico, ver Figura 1-6-B.
- **Vincent Fingers:** Sistema similar a ProDigits cada dedo se mueve Independientemente, construido con una aleación de metal ligero de alta resistencia con la capacidad de reemplazar el o los dedos faltantes de la mano, ver Figura 1-6-C.

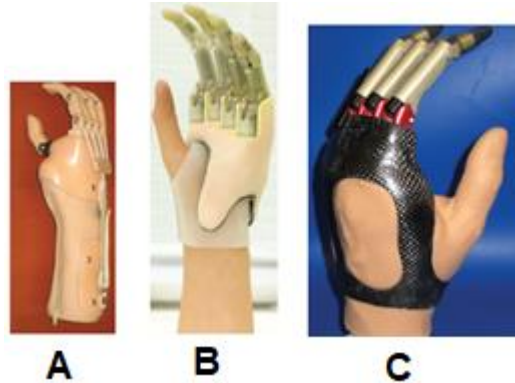


Figura 1-6. Prótesis M-dedos, ProDigits, Vincent Fingers.

1.1.3 Sistema de rehabilitación para agenesia digital

Una limitación importante para las prótesis cuando se controlan manos robóticas complejas radica en los desafíos de descodificar de manera confiable la intención de movimiento del usuario, por ejemplo las señales musculares mioeléctricas. La mayoría de las manos protésicas disponibles en el mercado utilizan señales relacionadas con las contracciones de los músculos para decodificar un número finito de movimientos predefinidos, y algunas ofrecen control proporcional de los movimientos de apertura o cierre.

Según la OMS los pacientes con prótesis de mano realizan un gran esfuerzo mental y físico para lograr un nivel adecuado de capacidad y control sobre la misma, por ello la CIF sugiere el uso estandarizado de “un ambiente normalizado” para una evaluación que permita medir el desempeño y reducir la complejidad en el uso de estas tecnologías; con lo anterior se tiene que las investigaciones se han orientado hacia el reconocimiento de la intencionalidad de movimiento de los miembros superiores a partir de la captación de la señales EMG en el sistema fisiológico brazo-antebrazo para el reconocimiento de patrones de movimiento, como por ejemplo: interfaces entre el Sistema Nervioso Periférico (PNS) y el dispositivo artificial para registrar y estimular el PNS de una manera selectiva [45], reconocimiento de

patrones con un clasificador basado en wavelets⁴ [46], el uso de interfaces cerebro máquina (BMI) que permiten controlar la posición del brazo protésico en el espacio usando señales electroencefalográficas (EEG) registradas de manera no invasiva [47], entre otras.

Uno de los problemas en la prótesis de extremidades superiores es la falta de certeza sobre si un paciente con agenesia digital podrá o no controlar una prótesis de mano robótica mioeléctrica, debido a que no ha experimentado el movimiento natural de los músculos o tendones[48],[49]; además, el uso de las prótesis debe pasar por un proceso de entrenamiento muscular que puede causar degradación muscular, cansancio y frustración en el individuo; para lo cual se ha desarrollado sistemas de rehabilitación virtual usando visualización guiada o señales mioeléctricas de registro en el Entrenamiento Mental (EM)⁵ de las funciones de la corteza sensoriomotora antes del trasplante o uso de una prótesis [50],[51].

1.2 Propuesta de entrenamiento para rehabilitación usando AR

Según lo expuesto en la sección anterior (1.1.3), el proyecto genera un aporte en el área de la rehabilitación virtual basándose en la definición de Entrenamiento Mental (EM) en las funciones de la corteza sensoriomotora en pacientes con agenesia digital tipo 3 utilizando Realidad Aumentada (AR). Colaborando al paciente en el futuro control o uso de una prótesis de mano; y a la vez, aumentar sus oportunidades y habilidades sin discriminación en el plano social [13].

La AR está relacionada con la Realidad Virtual (RV) con la diferencia que la AR no reemplaza el entorno real, sino que lo complementa con información virtual superpuesta creando una realidad mixta. Las terapias de rehabilitación o procesos de entrenamiento para el control de prótesis por lo general se dan para personas que han sufrido algún tipo de amputación o que padecen de aplasia en sus extremidades superiores, por lo cual se ha incrementado el uso de sistemas virtuales de RV o AR utilizando ya sea interfaces hápticas, señales EMG o entre otras para su control; basándose en juegos serios para evaluar de forma cuantitativa los avances de recuperación [52],[53].

El proyecto trabajó con una persona (caso de estudio) que padece con agenesia digital tipo 3, esto infiere a tener en cuenta la resolución del Ministerio de Salud

⁴ **wavelet** oscilación parecida a una onda con una amplitud que comienza en cero, aumenta y luego vuelve a cero, se visualiza como una "oscilación breve".

⁵ "Es el entrenamiento simbólico de una actividad física en ausencia de movimiento muscular, donde el procedimiento requerido para realizar una tarea se desarrolla mentalmente sin necesidad de realizar actividad física"

(Colombia) 8430 de 1993 que establece las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en la salud; en sus artículos generales se considera que: las instituciones que realicen investigación en humanos deben tener un comité de ética interno de procedimientos con el objeto de apoyar la aplicación de estas normas, que la investigación para la salud comprenda el desarrollo de acciones que contribuyan al conocimiento de los procesos biológicos y psicológicos en los seres humanos, que la investigación contribuya a los vínculos entre las causas de enfermedad con la práctica médica, la estructura social, la prevención, el control de los problemas de salud y la evaluación de los efectos nocivos del ambiente en la salud, que el estudio de las técnicas y métodos se recomienden o empleen para la prestación de servicios y productos dirigidos a la salud. De igual forma en el título II y sus capítulos I y III de dicha resolución, se especifican los procesos a tener en cuenta para la investigación en seres humanos, como menores de edad o discapacitados, estos, se basan en aspectos éticos, principios científicos y criterios tales como: prevalecer la dignidad, el bienestar y la protección de los derechos humanos, entre otros [54].

Por lo anterior en el tema de genera un aporte en el área de la rehabilitación virtual y soportándose en las manifestaciones de la resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud (Colombia), el proyecto se enfocó en argumentos tales como: la evolución, registro y captura de movimientos fomentando la autonomía física, motivación, concentración y nivel de esfuerzo de un paciente según los resultados obtenidos, mediante sesiones de apoyo por parte de un profesional en fisioterapia, teniendo en cuenta que como especialista en la rama de la salud puede enmarcar resultados de esta técnica de tratamiento médico tecnológico, midiendo el desempeño de las rutinas en un nivel de puntuación conforme al porcentaje de error y éxito de la prueba; destacando la apuesta a la innovación social y la aplicación de la tecnología en la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidad (agenesia digital tipo 3).

Capítulo 2

2. Implementación de prótesis parcial virtual para entrenamiento en pacientes con agenesia digital tipo 3

En el presente capítulo se expone el desarrollo e implementación de la prótesis parcial virtual soportada en el caso de estudio de un paciente con simbraquidactilia o agenesia digital tipo 3; desarrollo que tiene en cuenta al ámbito investigativo e industrial debido a que ya existen diferentes diseños de prótesis parciales adecuadas para brindar solución a personas que han sufrido alguna amputación parcial de mano; para la implementación del entrenador virtual basado en AR, se sigue un plan de trabajo basado en la categorización de prótesis parciales y el análisis de la morfología de la mano con Monodactilia, procesos que despliegan al diseño y desarrollo de la prótesis parcial virtual incluyendo un dispositivo HW para la interfaz con el paciente, culminando en la ejecución de un algoritmo para el control de la prótesis parcial virtual y su funcionalidad en la aplicabilidad con AR.

El desarrollo de la prótesis parcial virtual se soporta en el caso de estudio de un paciente con simbraquidactilia (Mano Monodactílica⁶) (Figura 2-1), paciente que pertenece a la Institución Educativa Industrial de la ciudad de Popayán (Colombia); institución educativa promotora de la Inclusión Social que apoya las leyes de accesibilidad mediante el proyecto que lleva a cabo **“Propuesta didáctica basado en el desarrollo de un prototipo de prótesis como facilitador en los procesos de inclusión”** propuesta educativa del grupo de investigación **GITI Popayán** a cargo del (MG) Carlos Enrique Polanco Herrera (docente de la institución). Además, el desarrollo de la prótesis parcial virtual también se soporta teniendo en cuenta que en el ámbito investigativo e industrial se producen diferentes diseños de prótesis parciales adecuadas para brindar solución a personas que han sufrido alguna amputación de los dedos de la mano; lo anterior se puede detallar en el **Anexo A** y **Anexo B**, los cuales especifican la categorización y caracterización de las prótesis

⁶ Monodactilia, del griego monos "uno" (δάκτυλος = "dedo") se manifiesta como agenesia digital con la presencia de un solo dedo (pulgar) en la mano de un paciente.

parciales de mano, además se puntualiza la morfología de la mano monodactílica del paciente o caso de estudio.



Figura 2-1 Mano Monodactílica del paciente.

La implementación y desarrollo del sistema de entrenamiento para pacientes con agenesia digital tipo 3, soportado en el caso de estudio, se diseña y se especifica según la arquitectura que se ilustra en la estructura de la Figura 2-2, en esta se explica las diferentes fases y secuencias del proceso que sigue el diseño y desarrollo de la prótesis parcial virtual; proceso que se expone en las siguientes etapas:

- Se inicia con el análisis de la morfología de la mano con monodactilia (caso de estudio), más la categorización de prótesis de mano para amputación parcial de mano.
- Lo anterior despliega el diseño base soportado en la mano monodactílica para luego proceder al desarrollo de la prótesis parcial virtual en la herramientas de Blender, Unity y la configuración de Vuforia; en paralelo, se realiza la categorización de acción de movimientos de una mano normal y de una mano con agenesia digital (incluyendo el dedo pulgar), el análisis matemático del modelo cinemático para un robot de dos grados de libertad más el modelo de trayectorias, y el diseño y construcción del dispositivo HW para la recepción de datos provenientes de la mano monodactílica.
- Posteriormente con el análisis de intervalos articulares de movimiento, el análisis de trayectorias, la implementación del dispositivo HW y la herramienta de Matlab, se procede a analizar los datos de entrenamiento mediante la varianza y la variación estándar para culminar en el diseño y desarrollo de un algoritmo para el control de la prótesis parcial virtual.
- Concluyendo en la codificación, desarrollo y prueba de la prótesis parcial virtual, más la funcionalidad para la aplicabilidad con AR.

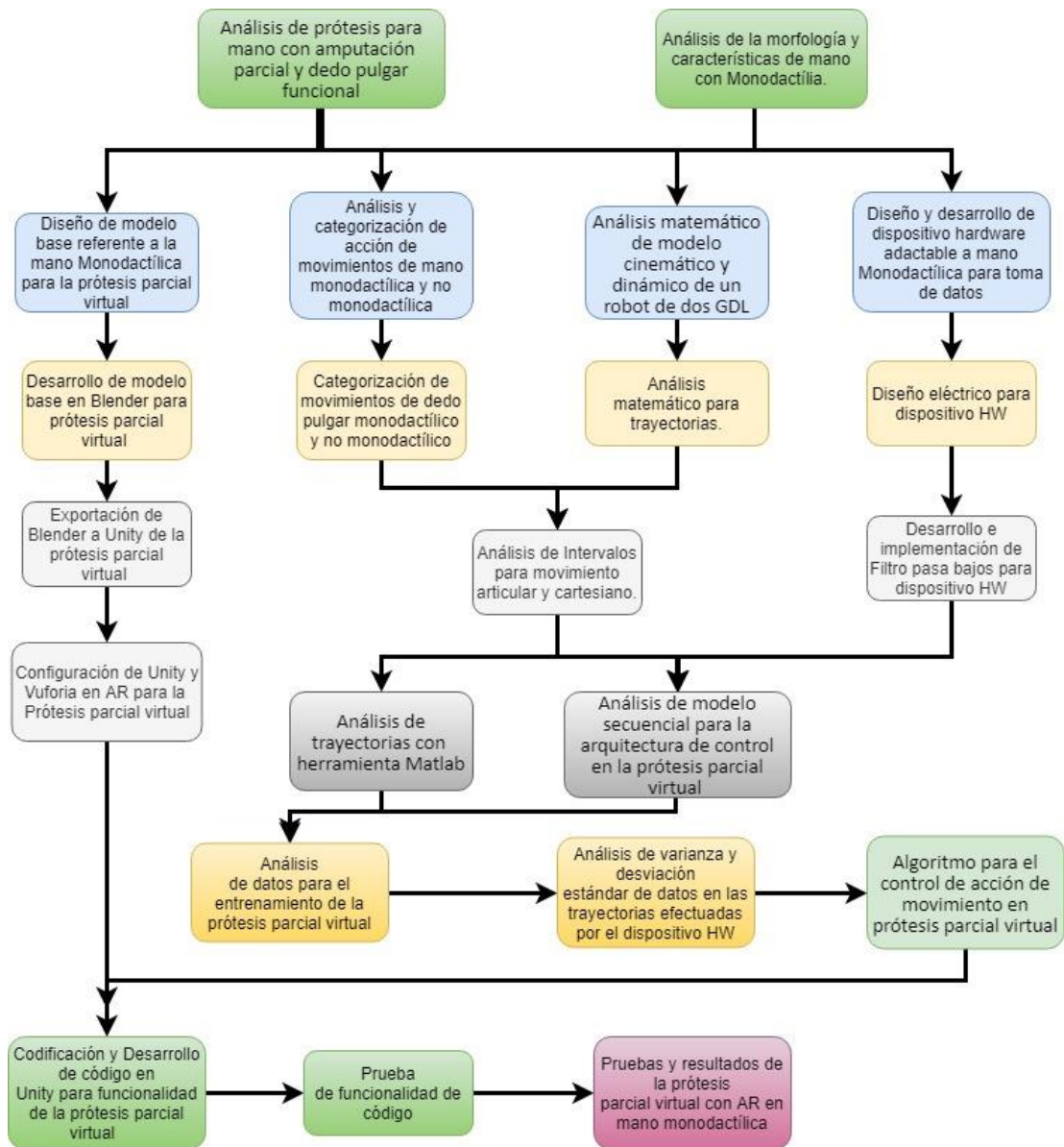


Figura 2-2 estructura de diseño para prótesis parcial virtual.

2.1 Diseño base para prótesis parcial virtual

El diseño de la prótesis parcial virtual para la mano monodactílica se basa en la referencia de la prótesis para amputación parcial de mano *i-Digits Quantum* (Figura 2-3), esta prótesis tiene ventajas tales como adaptabilidad, diseño personalizado y ajuste anatómico; además, sus componentes se basan en: encaje adaptable según la morfología del paciente, sistema de suspensión o correa ajustable y dispositivos terminales como base para dedos y dedos móviles; prótesis que por sus características es ideal para el uso en una mano monodactílica.



Figura 2-3 prótesis i-Digits Quantum.

Para el desarrollo estructural y dimensional de la prótesis parcial virtual se inicia con la toma de requerimientos generales de la morfología de la mano monodactílica del paciente, en estructura, características y apariencia; enmarcando el modelo base en las necesidades y capacidades del paciente con aspectos funcionales tales como:

- **Accionamiento:** La prótesis parcial virtual será controlada por la acción de movimiento del dedo pulgar del paciente, aprovechando el control natural que ya se tiene de esta articulación; diferenciándola de las prótesis mioeléctricas básicas que aprovechan el movimiento de los músculos. Además, el sistema propuesto es sencillo y no invasivo para accionar el movimiento de apertura y cierre de los dedos protésicos virtuales.
- **Categorización de movimientos de la mano:** las características de acción de movimiento que realiza la prótesis parcial virtual en el diseño del aplicativo software de AR se basa en las acciones de movimiento o prensa natural de una mano no monodactílica (prensa pinza y prensa con gravedad).
- **Apariencia Antropomorfa:** Debe mantener la proporción natural (dimensiones) de la mano del paciente basado en un diseño integrado y estético.

En la Figura 2-4 se detalla el modelo base a partir de la morfología de la mano monodactílica para el desarrollo virtual, modelo que según la prótesis *i-Digits Quantum* especifica que las falanges medias y distales están unificadas, dejando así solo dos grados de libertad por cada dedo protésico; además, para la dimensión de los dedos protésicos se analiza la relación de porcentaje en las medidas de las falanges de los dedos de la mano “normal” del paciente (relación de la falange proximal, y la medida unificada entre las falanges medias y distales) especificando que las medidas de cada falange de los dedos protésicos se deben adaptar a las prensas definidas y agarres adecuados.

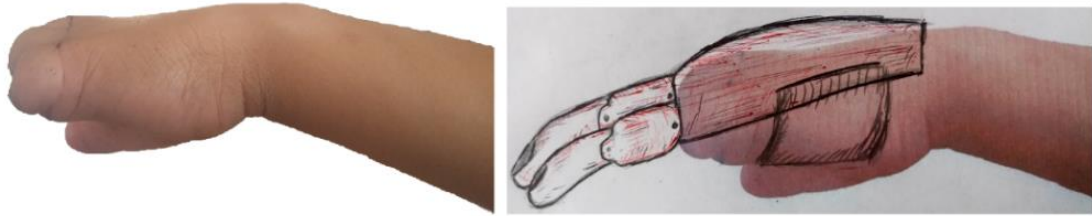


Figura 2-4 Modelo base para prótesis virtual en mano monodactílica.

2.1.1 Desarrollo estructural de la prótesis parcial virtual en Blender

Para el desarrollo de la estructura base de la prótesis parcial virtual según el modelo base anterior, se realiza en el programa informático Blender⁷; iniciando con el dispositivo terminal o estructura base para los dedos protésicos, este se basa en un guante que cubre la parte superior de la mano desde la muñeca hasta los vestigios de dedos existentes, más cuatro terminales base para las falanges proximales; para este desarrollo se sigue las siguientes fases: imagen de mano monodactílica para referencia estructural, desarrollo y moldeado estético de la prótesis parcial virtual.

Posteriormente se desarrolla los terminales o dedos protésicos virtuales basados en la utilización de objetos cilíndricos, en su moldeado estructural se obtiene las formas de la falange proximal, falange medio y falange distal (falange medio y distal, unificados según modelo *i-Digits Quantum*), luego cada falange se replica por cuatro unidades para completar el conjunto total de cuatro dedos protésicos virtuales.

Finalmente se realiza el ensamble entre los dedos protésicos y la base, utilizando pernos cilíndricos, más una prueba funcional de la prótesis parcial virtual que consiste en generar una *jerarquía padre hijo* y realizar movimientos de animación en cada articulación usando la herramienta *línea de tiempos* y *planilla de tiempos* en Blender, con este proceso se puede observar la simulación de movimientos naturales en la prótesis parcial virtual (Figura 2-5); concluyendo que el diseño cumple con las especificaciones estipuladas para la mano monodactílica más una funcionalidad articular adecuada; lo anterior se especifica en el **Anexo C** el cual detalla el plan de trabajo que se siguió en dicho diseño de la prótesis parcial virtual en la herramienta de Blender.

⁷ Programa informático de multiplataforma Blender, dedicado al modelado, iluminación, renderización, animación y creación de gráficos tridimensionales (software libre compatible con Windows, Mac OS X, GNU/Linux (Incluyendo Android), Solaris, FreeBSD e IRIX).

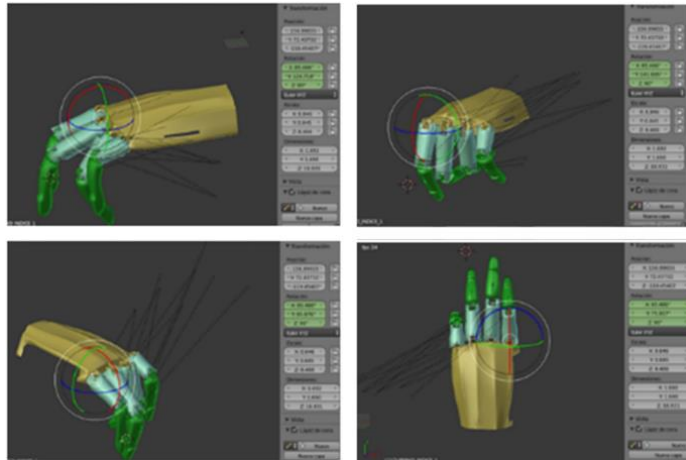


Figura 2-5 Prótesis parcial virtual en Blender.

2.1.2 Configuración de prótesis parcial virtual en Unity

El avance del proyecto continúa con la exportación de la prótesis parcial virtual de Blender al motor de video juegos de Unity como se detalla en el **Anexo D**, esto con el fin de completar el desarrollo del ambiente virtual que permita generar acción de movimientos y procesos de AR; en esta fase al exportar la prótesis parcial virtual de Blender, Unity reconoce automáticamente los archivos exportados permitiendo reorganizar las piezas de la prótesis parcial virtual en jerarquías *padre hijo*.

Debido a que el proyecto se soporta en AR para la interfaz o interacción entre el paciente y la prótesis parcial virtual, se procede inicialmente a configurar la plataforma Vuforia en conjunto con Unity, además, se activa la licencia que entrega la plataforma de Vuforia y la adecuación de los marcadores o formas de seguimiento; estos marcadores son imágenes u objetos que registra la aplicación y actúan como desencadenantes de información. Para este proceder se realiza una prueba inicial en AR basada en la focalización de la imagen o marcador con la cámara del dispositivo (mientras se ejecuta la aplicación de AR); concluyendo que el aplicativo cumple con las especificaciones estipuladas activando la visualización del contenido virtual sobre el marcador de la interfaz o pantalla del dispositivo (Figura 2-6), lo anterior y proceso de configuración se detalla en el **Anexo E**.

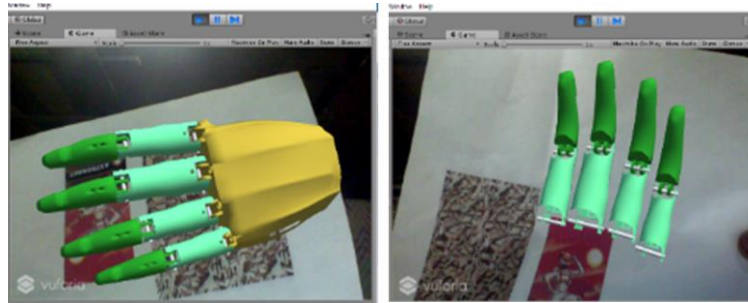


Figura 2-6 Prótesis parcial virtual en AR

2.2 Análisis de acción de movimientos

El proyecto se basa en el control de una prótesis parcial virtual por un paciente con discapacidad de malformación en una de sus extremidades superiores, para el caso, simbraquidactilia tipo tres (*Monodactílico*), que consiste en la manifestación de la mano con ancho de palma normal e intacto metacarpianos, pero con dedos ausentes o aplásicos (vestigio de uñas rudimentarias) y la presencia del dedo pulgar no es ciento por ciento funcional (pulgar con braquidactilia); la mano con estas características suele lograr o realizar tareas de mano bimanual (enganchar y presionar) gracias a la funcionalidad del dedo pulgar.

2.2.1 Categorización de movimientos de mano no monodactílica

Para el control de la prótesis parcial virtual se inicializa con el análisis de la funcionalidad de una mano no monodactílica, esta funcionalidad son las acciones de movimiento definidas por el proyecto, tales como prensa de gravedad y prensa pinza (cilíndrica y tridigital) características expuestas en la Tabla 2-1 y Figura 2-7; también se analiza la categorización de acción movimientos del dedo pulgar no monodactílico (Tabla 2-2), movimientos que en comparación de los otros cuatro dedos su característica es tener mayor grado de libertad, esto sirven como base para la acción de movimiento que realiza la prótesis parcial virtual.

Acción de movimiento mano no monodactílica			
Prensa (pinza)	Digital (Pluridigital)	Tridigital	Presión generada por los pulpejos del dedo pulgar, dedo índice y dedo medio (Figura 2-7-A).
	Palmar (Presión palmar)	Cilíndricas	Pinza generada por la envoltura en el diámetro de un objeto entre el pulgar y los otros cuatro dedos (Figura 2-7-B).

Prensa con la gravedad	Mano plana	La gravedad ayuda a sostener el objeto utilizando la mano como soporte con la palma mirando hacia arriba (Figura 2-7-C).
------------------------	------------	--

Tabla 2-1 Características de acción de movimiento de mano no monodactílica.

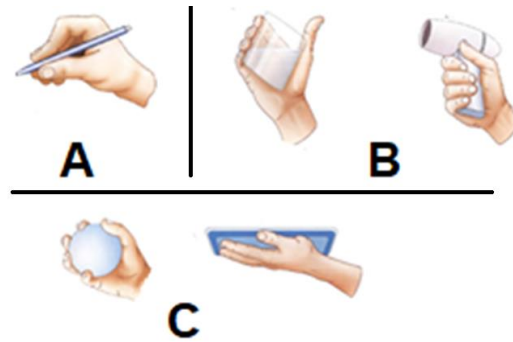


Figura 2-7 Acción de movimiento de mano no monodactílica.

Acción de movimiento dedo pulgar no monodactílico	
Trapezometacarpiana (TM)	<p>Permite dos grados de libertad y se encuentra entre la cara inferior del trapecio y el extremo superior del metacarpiano, permite un movimiento de rotación desde un punto de referencia N (estado de reposo) (Figura 2-8-A).</p> <ul style="list-style-type: none"> • Antepulsión-retropulsión: en un intervalo de movimiento de 40° a 90°. • Aducción-abducción con un intervalo de movimiento de 40° a 50°.
Metacarpofalángica (MF)	<p>Articulación condílea (cavidad elíptica) permite dos grados de libertad y se produce entre el metacarpiano y la base de la falange proximal, con intervalo de movimiento de flexión (75° a 80°) y extensión (0°), con movimientos de lateralidad y rotación axial para la oposición del pulgar (Figura 2-8-B).</p>
Interfalángica (IF)	<p>Articulación troclear (bisagra) permite un grado de libertad, se genera entre la falange proximal y la base de la falange distal, con un movimiento flexoextensión de intervalo en movimiento de (75° a 80°) y una extensión activa de 5° a 10°, Figura 2-8-C.</p>

Tabla 2-2 Características de acción de movimiento de dedo pulgar.

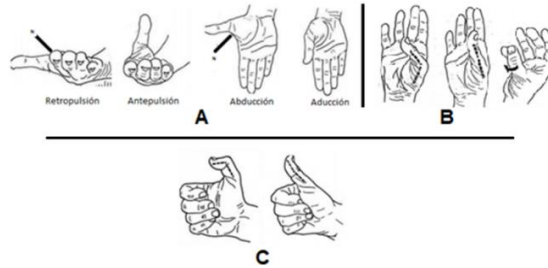


Figura 2-8. Acción de movimiento dedo pulgar no monodactílico.

2.2.2 Categorización de movimientos de mano monodactílica

El análisis para el control de la prótesis parcial virtual se soporta también en la funcionalidad del dedo pulgar de la mano monodactílica para aprovechar el movimiento natural que ya se tiene en esta articulación; para el caso en el análisis, este no es completamente funcional a comparación de un dedo pulgar “normal”, debido a que su estructura se basa en huesos existentes como: el escafoides, el trapecio y el metacarpiano con articulación eficaz, más un vestigio de falanges proximal y distal con ausencia total de articulación, (Figura 2-9); por lo tanto al tener sólo una articulación de movimiento entre el trapecio y el metacarpiano se genera únicamente la acción de movimiento *Trapezometacarpiana (TM)* según se observa en la Figura 2-10, esta imagen describe la Antepulsión-retropulsión y Aducción-abducción que puede ejecutar la paciente (caso de estudio) vista desde diferentes ángulos. Lo anterior se puede detallar en el **Anexo F** que especifica la categorización de los movimientos de mano no monodactílica y dedo monodactílico.

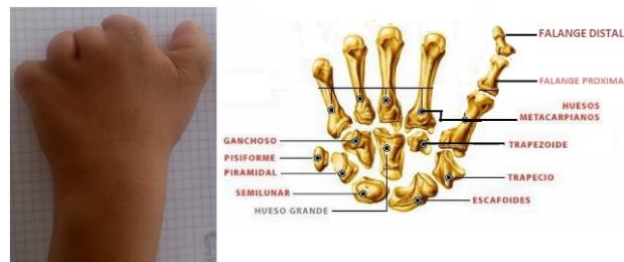


Figura 2-9 Estructura y huesos de mano monodactílica.

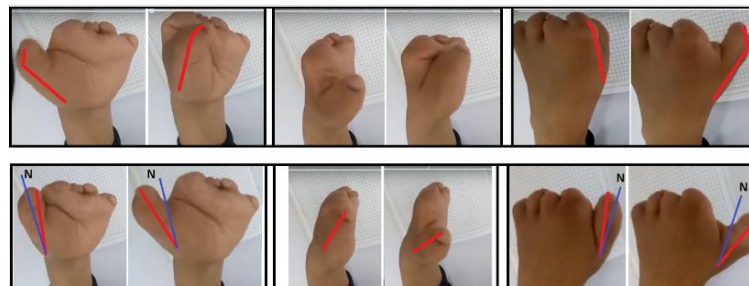


Figura 2-10 Antepulsión-retropulsión y Aducción-abducción

2.3 Modelo secuencial para arquitectura de control de prótesis parcial virtual

Por lo anterior, para el análisis en el control de la prótesis parcial virtual se generaliza un modelo secuencial que logre un sistema no invasivo para visualizar en AR el accionar de apertura y cierre articular de los dedos protésicos virtuales incluyendo una interfaz sensorial física; en el **Anexo G** se detalla el diseño de esta arquitectura de control basada en un registro de datos articulares realizados por el dedo pulgar monodactílico, para luego ser enviados al aplicativo de AR por medio de una tarjeta Arduino y posteriormente manifestarse en el accionar de la prótesis parcial virtual, dicha arquitectura se expone en la Figura 2-11.

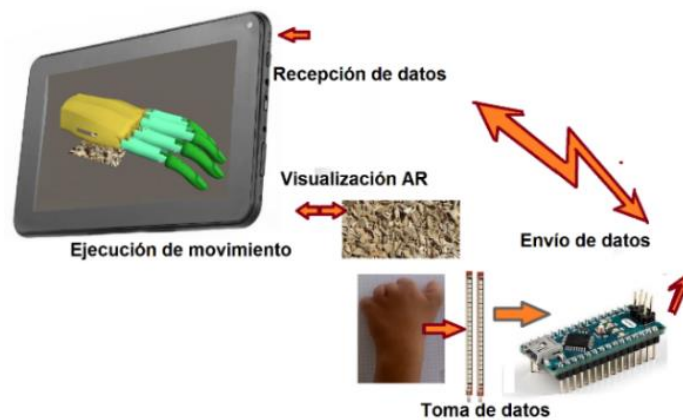


Figura 2-11 Modelo secuencial de arquitectura de control de prótesis virtual.

2.4 Análisis de modelo cinemático y dinámico para prótesis parcial virtual

El desarrollo para el análisis en el control de la prótesis parcial virtual se soporta en la matemática del modelo cinemático y dinámico de un robot de dos Grados de Libertad (GDL) en un sistema planar de R^2 (plano X-Y), relacionando análogamente la estructura de los dedos protésicos virtuales (falange proximal y distal) con los eslabones correspondientes del robot, que para el caso se utiliza parámetros R , r , θ y φ , como se ilustra en la Figura 2-12 y sus correspondientes características en la Tabla 2-3.

Se tiene que el modelo cinemático es el estudio del movimiento con respecto a un sistema de referencia fijo sin considerar las fuerzas y momentos que originan dicho movimiento, además relaciona la localización (posición y orientación) del extremo o terminal del robot con los valores de sus coordenadas articulares; y el modelo

dinámico relaciona las fuerzas que actúan sobre los eslabones del robot y el movimiento que estas generan, matemáticamente relaciona las variables articulares y sus derivadas (velocidad y aceleración), las fuerzas y los momentos aplicados en las articulaciones más los parámetros propios del robot (longitud, masa e inercias). También se hace necesario aclarar que el análisis de los modelos cinemáticos de velocidad y el modelo dinámico se argumentan en este proyecto para un futuro trabajo en el cual se solicite desarrollar la prótesis parcial en contexto físico. Lo anterior tanto para el análisis del modelo cinemático y dinámico se puede detallar el paso a paso del desarrollo matemático en el **Anexo H**.

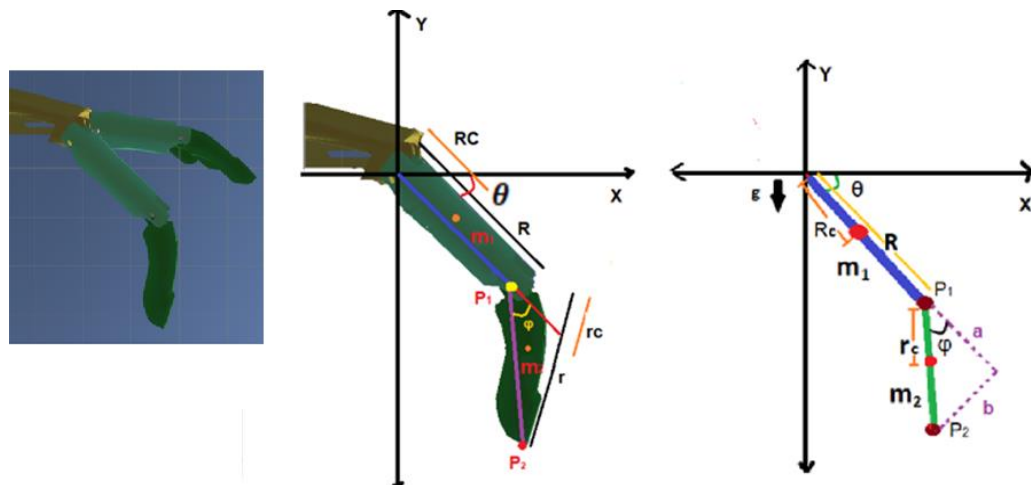


Figura 2-12 Dedo protésico virtual, sistema planar con dos GDL.

Notación	Descripción	Unidades
Θ	Ángulo entre el primer eslabón y el eje x .	Radianes
φ	Ángulo entre el primer eslabón y segundo eslabón.	Radianes
P_1	Punto terminal eslabón uno.	Coordenadas x, y
P_2	Punto terminal eslabón dos.	Coordenadas x, y
R	Longitud eslabón uno.	m
r	Longitud eslabón dos.	m
R_c	Distancia centro de masa (eslabón uno).	m
r_c	Distancia centro de masa (eslabón dos).	m
m_1	Masa eslabón uno.	Kg
m_2	Masa eslabón dos.	Kg

Tabla 2-3 Características generales de términos.

2.4.1 Modelo cinemático inverso y el modelo cinemático directo

En el proyecto la prótesis parcial virtual necesita generar movimientos articulados de los dedos protésicos virtuales a partir de datos o coordenadas entregados por el

dedo pulgar del paciente, datos que especifican trayectorias que conducen a las acciones de movimiento, por lo tanto se hace necesario realizar el modelo cinemático inverso para obtener los ángulos correspondientes al control de la prótesis parcial virtual, y el modelo cinemático directo para especificar las trayectorias cartesianas de las falanges distales en un cierto momento.

Para el proyecto y utilizando procesos trigonométricos (método geométrico), el desarrollo del modelo cinemático directo se obtienen mediante la ecuación⁸ (2-1), esta genera las coordenadas cartesianas de la segunda articulación o terminal dos (P_2), y en el modelo cinemático inverso definiendo una configuración en términos de sus parámetros de posición $P_2 = [x, y]^T$ se determina el movimiento de las articulaciones mediante la ecuación⁹ (2-2), logrando que el actuador final se ubique en una posición específica (ángulos θ y φ).

$$P_2 = \begin{bmatrix} R \cos \theta + r \cos(\varphi + \theta) \\ R \sin \theta + r \sin(\varphi + \theta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (2-1)$$

$$\begin{bmatrix} \varphi \\ \theta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \operatorname{atan}\left(\frac{-\sqrt{1-M^2}}{M}\right) \\ \operatorname{atan}\left(\frac{y}{x}\right) - \operatorname{atan}\left(\frac{r \sin \varphi}{R + r \cos \varphi}\right) \end{bmatrix} \quad (2-2)$$

Según se detalla en la ecuación (2-3), en esta se especifica la equivalencia de M (variable de la ecuación (2-2), con resultado adimensional); además, para el proceso cinemático se debe considerar las restricciones de la ecuación (2-4):

$$M = \frac{x^2 + y^2 - R^2 - r^2}{2Rr} \quad (2-3)$$

$$x^2 + y^2 < (R + r)^2 \quad y \quad x^2 + y^2 > (R - r)^2 \quad (2-4)$$

2.4.2 Modelos cinemático directo e inverso de velocidad

Adicionalmente en el proceder matemático se analiza y se desarrolla la formulación de los modelos cinemático directo e inverso de velocidad que relaciona las coordenadas cartesianas y articulares del extremo del terminal final con las respectivas velocidades adquiridas durante la ejecución del proceso de movimiento; el modelo cinemático directo de velocidad resulta de la primera derivada del modelo

⁸ Coordenadas con medida en *m*.

⁹ Coordenadas con medida en *rad*.

cinemático directo con respecto al tiempo ($[\dot{x}(t), \dot{y}(t)]^T$), generando como resultado la relación entre velocidades en el espacio cartesiano y el articular según la ecuación ¹⁰ (2-5), siendo $J[\theta, \varphi]$ la matriz Jacobiana ¹¹ y el $[\dot{\theta}, \dot{\varphi}]^T$ vector de velocidades articulares.

$$[\dot{x}(t), \dot{y}(t)]^T = [J[\theta, \varphi]][\dot{\theta}, \dot{\varphi}]^T \quad (2-5)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{x}(t) \\ \dot{y}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -R \sin \theta - r \sin(\varphi + \theta) - r \sin(\varphi + \theta) \\ R \cos \theta + r \cos(\varphi + \theta) + r \cos(\varphi + \theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix}$$

La formulación del modelo cinemático inverso de velocidad angular del terminal final resulta del producto matriz inversa Jacobiana con el vector de velocidad lineal con respecto al tiempo, generando como resultado la relación entre velocidades lineales en el espacio cartesiano y la posición del terminal final según la ecuación¹² (2-6).

$$[\dot{\theta}, \dot{\varphi}]^T = [J[\theta, \varphi]]^{-1}[\dot{x}(t), \dot{y}(t)]^T \quad (2-6)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix} = \frac{1}{Rr \sin(\varphi)} \begin{bmatrix} r \cos(\varphi + \theta) & r \sin(\varphi + \theta) \\ -R \cos \theta - r \cos(\varphi + \theta) & -R \sin \theta - r \sin(\varphi + \theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}(t) \\ \dot{y}(t) \end{bmatrix}$$

2.4.3 Modelo dinámico inverso y directo

Adicionalmente también se realiza el análisis de la formulación del modelo dinámico inverso y directo, siendo el modelo dinámico inverso el que relaciona las fuerzas y movimientos que actúan sobre un sistema; para el caso, un sistema de dos GDL utilizando el método de *Euler-Lagrange* para determinar el torque aplicado en las entradas del sistema (eslabones 1 y 2), las ecuaciones de movimiento de un robot rígido de n grados de libertad se determina por la ecuación (2-7).

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q} = \tau \quad (2-7)$$

Siendo $q(t)$ y $\dot{q}(t)$ la posición y la velocidad angular de los eslabones respectivamente, $\tau(t)$ el vector de controles o torques aplicados al robot en cuestión, $L(q, \dot{q})$ denota el *lagrangiano* del sistema definido por la diferencia entre la energía

¹⁰ Coordenadas con medida en $m * rad/s$.

¹¹ Componentes con unidades en m .

¹² Coordenadas con medida en rad/s .

cinética $K(q(t), \dot{q}(t))$ y la energía potencial $U(q(t))$; representando de forma general el modelo dinámico inverso matricial como la ecuación (2-8), donde $M(q)$ es la matriz de inercias, $C(q, \dot{q})$ es la matriz de coriolis y $g(q)$ es el vector de elementos de gravedad.

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) \quad (2-8)$$

El modelo dinámico directo determina la relación del par o fuerza en el actuador con el movimiento de las articulaciones en los eslabones; para determinar el modelo dinámico directo ya sea para la aceleración o la velocidad angular del sistema, se hace necesario tener la matriz inversa de inercia o coriolis respectivamente, el modelo dinámico directo de aceleración se puede observar en la ecuación (2-9).

$$M(q)\ddot{q} = (\tau - C(q, \dot{q})\dot{q} - g(q)) \quad (2-9)$$

$$\ddot{q} = M^{-1}(q)(\tau - C(q, \dot{q})\dot{q} - g(q))$$

2.5 Análisis de trayectorias para prótesis parcial virtual

En el análisis y desarrollo del control de la prótesis parcial virtual se debe cumplir con las acciones de movimiento estipuladas en el proyecto (prensa de gravedad y prensa pinza), y para ello los dedos protésicos virtuales se rigen por trayectorias específicas reflejadas en las coordenadas articulares que gobiernan los movimientos; estas coordenadas articulares controlan la posición del terminal final o extremo de las falanges distales. Por lo anterior, para el control de la prótesis parcial virtual la información que se recibe en la recepción de datos se debe embeber en procesos matemáticos (ecuaciones cinemáticas) y decisiones lógicas para obtener la acción de movimiento articular deseada.

Para el proceso de análisis de trayectorias se parte de que las articulaciones están restringidas según los movimientos de un dedo natural, por lo tanto se analiza el campo de trabajo del sistema de dos GDL (dedo protésico) con base a los movimientos articulares de los dedos naturales de una mano “normal”; según como se observa en la Figura 2-13 los intervalos de movimiento articular que se estipulan para cada dedo protésico virtual son entre -70° y 20° falange proximal (ángulo θ) y -110° y 0° falange distal (ángulo ϕ); además se tiene en cuenta las longitudes de cada dedo protésico virtual según la Tabla 2-4.

Dedo protésico	Falange proximal (R)(mm)	Falange media+distal (r)(mm)
Dedo meñique	18.5	17.5
Dedo anular	35	25
Dedo corazón	39	29
Dedo índice	33	27

Tabla 2-4 Dimensiones de dedos protésicos virtuales.

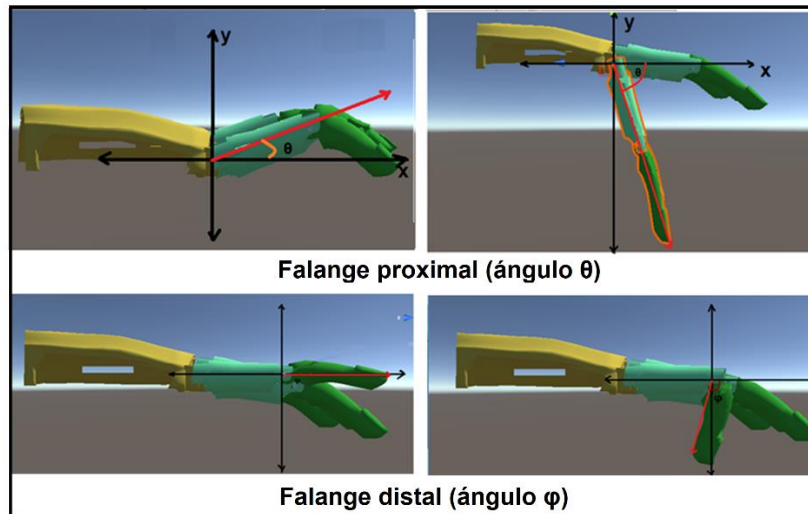


Figura 2-13 Restricción de articulación, falanges (ángulo θ y φ).

En el análisis para el campo de trabajo de la prótesis parcial virtual también se tiene en cuenta las restricciones en los valores máximos y mínimos de las coordenadas cartesianas de posición x y y ; por lo tanto se tiene en cuenta que la zona de trabajo de las trayectorias sólo se realizan en el tercer y cuarto cuadrante cartesiano, restringidas por los intervalos de movimiento articular máximo y mínimo de los ángulos θ y φ ; para este proceso de análisis se trabaja con la ecuación del modelo cinemático (2-1) y la herramienta de Matlab¹³, dando como resultado según la Figura 2-14, que los intervalos de trabajo de Δx y Δy se limitan a valores entre (-15.7mm, 62.5mm) y (0mm,-65mm) respectivamente.

¹³ Sistema de cómputo numérico que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio (Unix, Windows, Mac OS X y GNU/Linux).

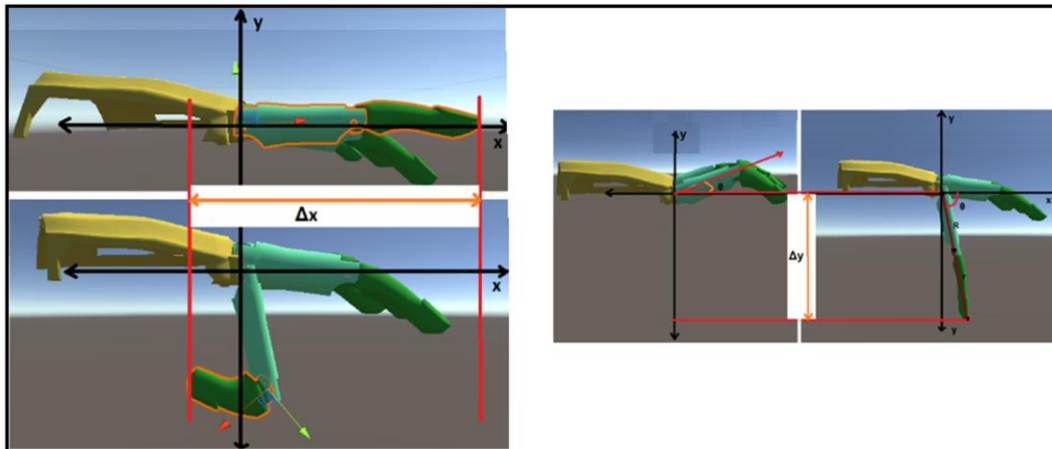


Figura 2-14 Intervalo de trabajo Δx y Δy .

Posteriormente y considerando que la prótesis parcial virtual debe cumplir con acciones de movimiento prensa gravedad y prensa pinza (Tridigital y cilíndrica), el análisis de trayectoria se realiza según las posiciones articulares de los dedos de una mano “normal”, tales como coordenadas de posición inicial y posición final para cada una de las prensas definidas; este análisis se estima en la Figura 2-15, especificando que la prensa de gravedad se toma como prensa de referencia o posición inicial y posteriormente las prensas de pinza tridigital y cilíndrica se toman como posición final de la trayectoria, respectivamente; los resultados de este análisis se detallan en la Tabla I-5 del anexo I.

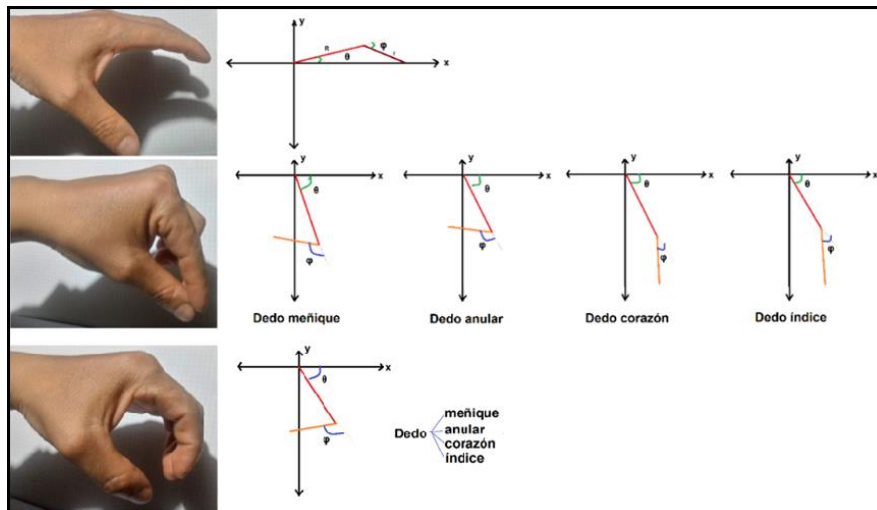


Figura 2-15 Posiciones articulares prensa gravedad, pinza tridigital y pinza cilíndrica.

Con la información anterior y la ecuación del modelo cinemático directo (2-1), en la herramienta de Matlab se procede a trabajar con la función *polyfit* para obtener los

coeficientes¹⁴ de los polinomios $p(x)$ de grado n (ecuación (2-10), estos polinomios hacen referencia a la solución para las respectivas trayectorias deseadas de cada uno de los dedos protésicos virtuales, permitiendo estimar una adaptabilidad adecuada para los datos de la coordenada y con respecto a x .

$$p(x) = c_1x^n + c_2x^{n-1} + \dots + c_nx + c_{n+1} \quad (2-10)$$

El proceso de análisis para cada trayectoria y polinomio, se basa en evaluar el estudio de la gráfica visualizada en los resultados de la herramienta de Matlab con la función *polyval*, estudio correspondiente a los polinomios para cada dedo protésico, y posteriormente se estima el que más se adapta a la trayectoria deseada; según el ejemplo de la Figura 2-16 se cataloga una secuencia de respuestas a diferente orden de polinomios para el dedo protésico meñique, en esta se analiza por observación que la curva resultante, la mejor respuesta es un polinomio de grado $n = 5$.

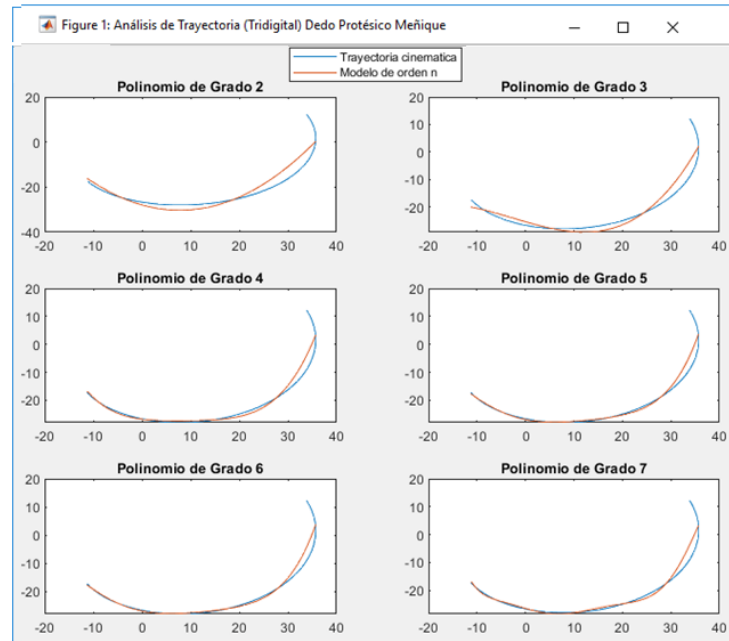


Figura 2-16 Análisis de trayectoria tridigital dedo meñique.

Con lo anterior según se describe en la Tabla 2-5, se obtiene los diferentes polinomios solución para cada acción de movimiento en cada prensa definida, concluyendo que los polinomios resultantes que más se adaptan son los de grado $n = 4$ y grado $n = 5$; en el **Anexo I** se puede detallar el proceso de gráficas y análisis para cada trayectoria.

¹⁴ Coeficientes con unidades de $(1/m^{n-1})$.

Polinomio de Acción de movimiento					
		Dedo protésico meñique	Dedo protésico anular	Dedo protésico corazón	Dedo protésico índice
Prensa pinza	Tridigital	$P_5(x)$	$P_5(x)$	$P_4(x)$	$P_4(x)$
	Cilíndrico	$P_5(x)$	$P_5(x)$	$P_5(x)$	$P_5(x)$
Prensa Gravedad		$P_5(x)$	$P_5(x)$	$P_{(4)(5)}(x)$	$P_{(4)(5)}(x)$

Tabla 2-5 Polinomios solución para cada acción de movimiento.

2.6 Implementación y desarrollo de dispositivo hardware para registro de datos

Teniendo ya las trayectorias definidas, el control y el aplicativo de la prótesis parcial virtual necesita un dispositivo hardware que registre las acciones de movimiento del dedo pulgar de la mano monodactílica; para esta acción se construye un dispositivo con características sensoriales capaz de registrar dichas acciones de movimiento del paciente.

El diseño y construcción de este dispositivo se basa inicialmente en la configuración física de posicionamiento de los sensores, para ello se tiene en cuenta la acción de movimiento del dedo pulgar monodactílico (acción de movimiento *Trapezometacarpiana (TM)* (*Antepulsión-retropulsión* y *Aducción-abducción*)) y su posición de reposo o punto de referencia **N** (vista en la Tabla 2-2), este punto de referencia implica que la ubicación de los sensores formen un ángulo de 50° entre ellos, como se muestra en la Figura 2-17 (sensores resistivos flexibles **Flex¹⁵**). Para el caso, el proceso consiste en que al mover el dedo pulgar los sensores se flexionan y el cambio de resistencia se referenciara un cambio de posición angular, logrando que los sensores lean las acciones de movimiento de *Antepulsión-retropulsión* y *Aducción-abducción*, respectivamente.

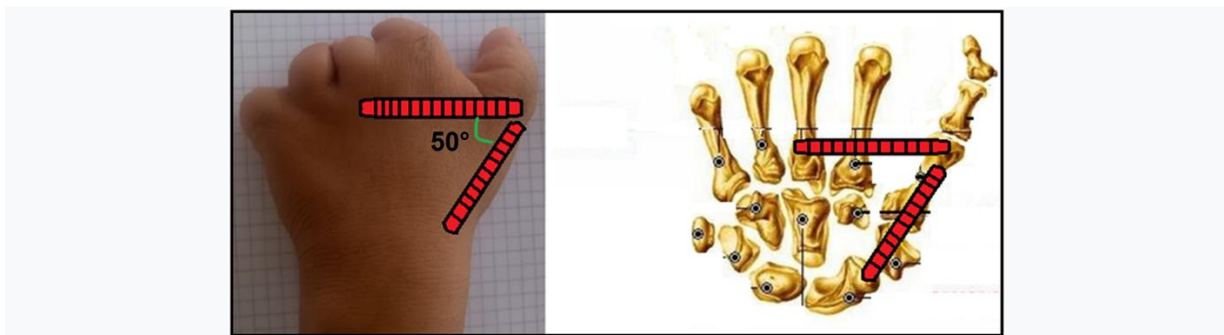


Figura 2-17 Configuración física de sensores resistivos.

¹⁵ Resistencias flexibles con una longitud de 4.5" que al doblarse aumentan su resistencia (tecnología patentada por *Spectra Symbol*).

2.6.1 Desarrollo de dispositivo hardware para registro de datos

Para el desarrollo del dispositivo HW (*dispositivo hardware para registro de datos (guante)*), se construye un soporte para los sensores con material de caucho y correas ajustables a la mano, similar a un guante; además, este guante se construye con diseño adaptable para múltiples pacientes, garantizando practicidad de uso (Figura 2-18); para la construcción del dispositivo se emplea elementos tales como: dos sensores resistivos flexibles **Flex** de 4.5", una tarjeta Arduino Uno, un soporte o guante de base triangular en material de caucho con un ángulo de 50° para seguir la especificación del punto de referencia **N**, cables de conexión para los sensores con conectores RJ-11 y un brazaletes modular con luz piloto.



Figura 2-18 Dispositivo hardware para registro de datos (guante).

2.6.2 Diseño electrónico para dispositivo HW

En el proceso se suma el diseño electrónico para dicho dispositivo HW, el cual se basa en dos divisores de tensión utilizando resistencias de 6k en serie con los sensores Flex resistivos, como se detalla en la Figura 2-19; el funcionamiento consiste en que al momento que el dedo pulgar se mueve articularmente causa flexión en los sensores Flex, originando una caída de voltaje o señal variable por cada divisor de tensión en los puertos A_0 y A_1 de la tarjeta Arduino, además, se añade un LED como luz piloto para información de funcionamiento del dispositivo HW, posteriormente se realiza comunicación serial con el aplicativo de AR para ejecutar el control de la prótesis parcial virtual.

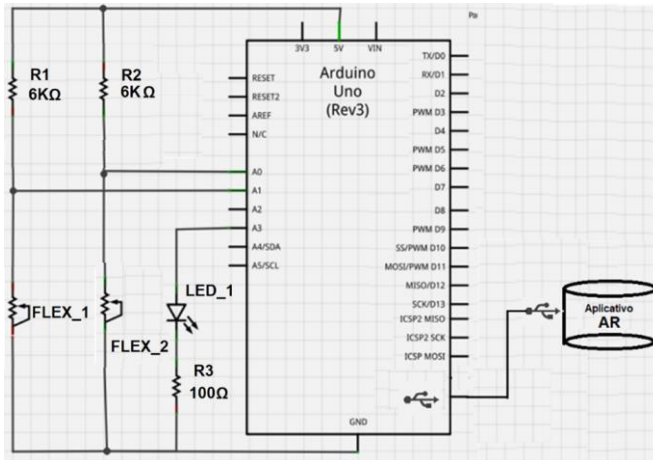


Figura 2-19 Diseño electrónico (dispositivo HW).

2.6.3 Implementación filtro pasa bajo

Debido a que la señal que ingresa a la tarjeta Arduino procede con un alto porcentaje de ruido, esta señal debe ser procesada por un filtro pasa bajo con el fin de atenuar las señales de alta frecuencia presentadas en las entradas analógicas desde los sensores Flex; el filtro pasa bajo se desarrolla en código Arduino según la ecuación (2-11), esta ecuación representa un filtro exponencial EMA (Media Móvil Exponencial) el cual entrega una nueva información $S(t)$ a través de la señal de entrada $Y(t)$, y una contribución de suavizado mediante la memoria que aporta el valor filtrado anterior $S(t - 1)$, la cantidad de suavizado depende del coeficiente adimensional *alpha* α (factor de suavizado entre 0 y 1), este factor condiciona el comportamiento del filtro y está relacionado con la frecuencia de corte que depende del tiempo de muestreo, que para el caso es variable entre ciclos.

$$S(t) = \begin{cases} Y(0) & t = 0 \\ \alpha Y(t) + (1 - \alpha)S(t - 1) & t > 0 \end{cases} \quad (2-11)$$

Para el sistema de sensores se realiza una prueba de observación referente a la señal que se entrega a los puertos analógicos de la tarjeta Arduino, dando como resultado una señal con un alto porcentaje de ruido, por lo anterior y usando el filtro pasa bajo se toma un valor para el factor de suavizado *alpha* ($\alpha=0.3$), lo cual involucra eliminar un 70% de las señales de alta frecuencia, para el caso implica aumentar el tiempo de respuesta del sistema, sin embargo este proceder no afecta el aplicativo de entrenamiento debido a la baja velocidad relativa que desarrolla los movimientos la mano monodáctilica, en especial el dedo pulgar. En la Figura 2-20 se puede observar la señal que entrega los sensores resistivos S_1 y S_2 , más la señal resultante luego de ser procesada por el filtro pasa bajo.

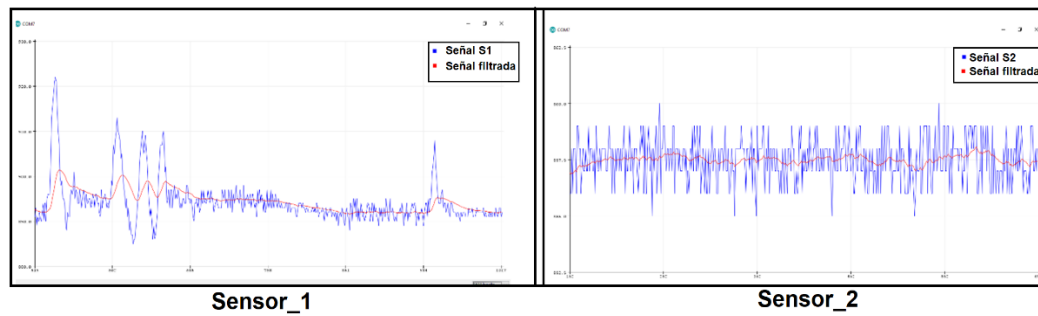


Figura 2-20 Señal de sensor S_1 y S_2 y señal filtrada.

Según las características referentes a la tarjeta Arduino Uno, se define que la tarjeta dispone de 10 bits de resolución lo que proporciona 1024 niveles digitales en sus entradas analógicas, además, si se tiene una señal que varía de 0v a 5v supone una precisión relativa de $\pm 4.88\text{mV}$, incluyendo que la frecuencia de muestreo es aproximadamente 9600 Hz, es decir, unos 100 micro segundos para la medición de muestreo; lo anterior especifica que la característica de la señal que entrega cada sensor varía de 0 a 1024 niveles digitales, por lo tanto esta señal luego de pasar por el filtro pasa bajo es transformada en nivel de voltaje entre 0v y 5v para luego ser enviada al aplicativo o sistema de entrenamiento. Lo anterior referente a la Implementación y desarrollo del dispositivo hardware para registro de datos se describe en el **Anexo J**.

2.7 Análisis de datos para el entrenamiento de la prótesis parcial virtual

Con el dispositivo HW (*dispositivo hardware para registro de datos (guante)*) se procede a realizar un análisis de datos para el control de la prótesis parcial virtual, este análisis hace referencia a la decisión de trayectoria que debe seguir los dedos protésicos en una acción de movimiento determinada, para esto se hace necesario realizar o proceder un método de ‘entrenamiento’ para que el algoritmo de decisión sepa que trayectoria deberá ejecutar en cierto momento.

2.7.1 Registro de datos

Para el análisis de entrenamiento se procede con la colaboración de un voluntario con manos “normales” no monodáctila, más la colaboración del paciente o caso de estudio con mano monodáctila. El análisis se inicia con la instalación del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)* en la mano ejecutora de prueba, posteriormente el voluntario ejecuta cada una de las acciones de movimiento estipuladas durante un intervalo de tiempo (gravedad, pinza cilíndrica y pinza

tridigital, respectivamente), que para el caso sostiene diferentes elementos que provocan los diferentes agarres según se observa en la Figura 2-21; luego el paciente ejecuta acciones de movimientos con su dedo pulgar equivalentes a las acciones de movimiento de un dedo pulgar no monodactílico (Figura 2-22); en el instante que se ejecuta las acciones de movimiento, tanto el voluntario como el paciente, los datos se registran en una hoja de cálculo y en gráficas correspondientes, este proceso se realiza mediante la comunicación de la tarjeta Arduino y la herramienta de MATLAB.



Figura 2-21 Ejecución de acciones de movimiento mano no monodactílica.

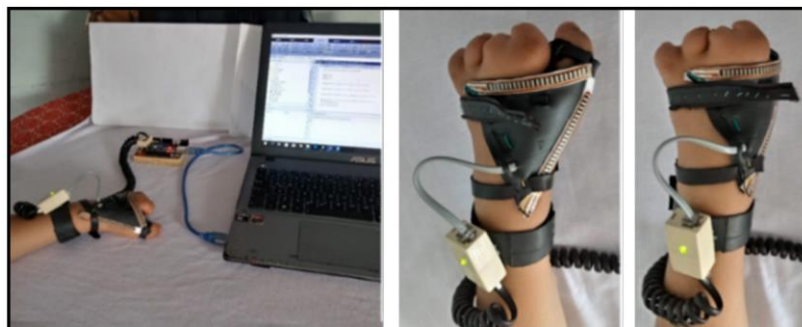


Figura 2-22 Ejecución de acciones de movimiento mano monodactílica.

La prueba consiste en que el voluntario sostiene un agarre durante un intervalo de tiempo y el sistema Arduino-Matlab hace un registro sobre el comportamiento de 500 muestras ($m = 500$) de voltaje entregadas por el *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*, que según la programación del código en Arduino se envía una muestra de voltaje cada $50ms$, además, para este registro se realiza 20 repeticiones por cada acción de movimiento ($n = 20$), El resultado del proceso anterior se puede observar en las gráficas expuestas en la Figura 2-23, en las cuales se detalla el comportamiento de la señal que entrega cada sensor al paso del tiempo referente a cada acción de movimiento, concluyendo que los valores de voltaje para cada sensor son relativamente constantes y que el sensor 1 siempre mantiene una caída de voltaje menor que el sensor 2, voltajes que se encuentran en un intervalo de más o menos 4v a 4.5v.

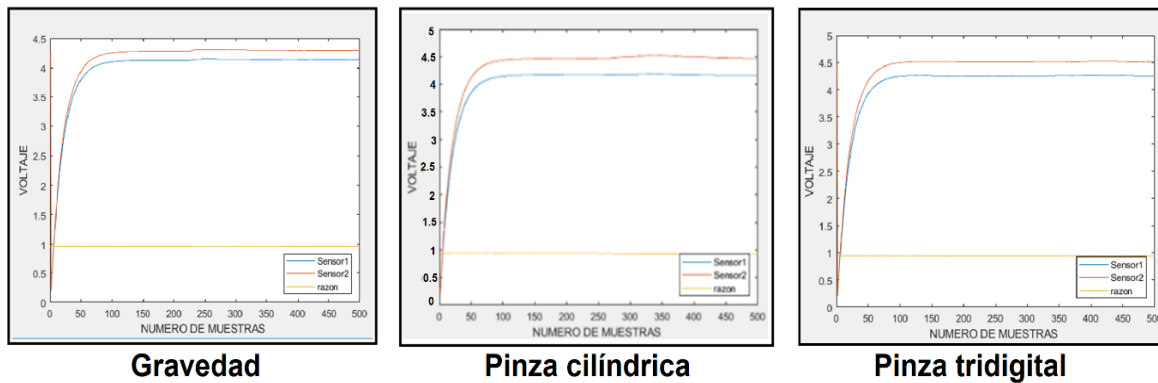


Figura 2-23 Análisis grafico acción de movimiento.

Posteriormente se realiza de forma similar la prueba con la mano monodactílica, concluyendo en este proceder la eficacia del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*, debido a que los datos de las dos pruebas son equivalentes, tanto para la mano no monodactílica y la mano monodactílica; lo anterior se puede detallar de forma más específica en el **Anexo k** en el cual se realiza el análisis de datos para el entrenamiento en la ejecución de control.

2.7.2 Análisis de datos

El análisis de datos referente a las acciones de movimiento efectuadas por la mano no monodactílica y la mano monodactílica consiste en tomar cada registro de datos (hoja de cálculo) y definir su varianza¹⁶ (σ^2) y la desviación estándar¹⁷ (σ) ((ecuación (2-12)) y ecuación (2-13), respectivamente) con el fin de analizar el comportamiento estadístico en cada acción de movimiento; este proceso se hace para obtener la información necesaria de los intervalos de trabajo o valores sensoriales que podrá tomar el control de la prótesis parcial virtual en el momento de generar o decidir una cierta trayectoria.

$$\sigma^2 = \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{X})^2}{n} \quad (2-12)$$

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} \quad (2-13)$$

¹⁶ Varianza de una variable aleatoria es una medida de dispersión definida como la esperanza del cuadrado de la desviación de dicha variable respecto a su media.

¹⁷ (Raíz cuadrada de la varianza), medida de dispersión alternativa, expresada en las mismas unidades que los datos de la variable objeto de estudio.

Para este proceso se utiliza la herramienta estadística informática 'IBM SPSS' (versión prueba), la cual analiza los datos y entrega información necesaria para la varianza y la desviación estándar, incluyendo la gráfica correspondiente, como por ejemplo la Figura 2-24. El proceder de la prueba consiste en obtener los valores de *la media* en cada acción de movimiento referente a la prueba anterior, resultados que serán adecuados a los datos de muestra x_i , con *cantidad de muestras* $n = 20$ (repeticiones por agarre de la prueba anterior), y \bar{X} es el *valor medio de los datos* de muestra x_i .

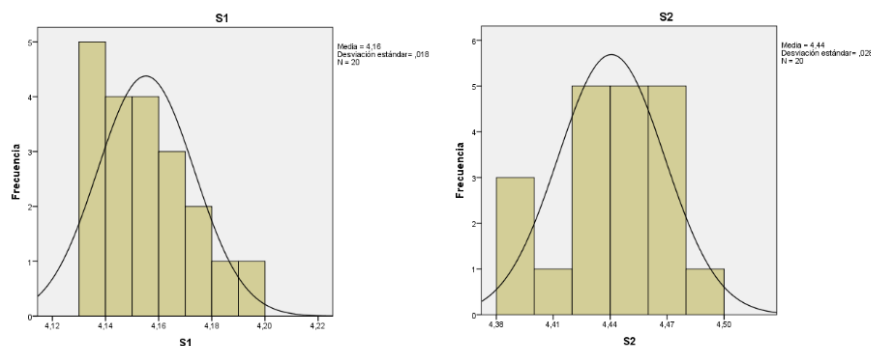


Figura 2-24 (Grafica ejemplo) Datos de frecuencia estadística.

En los resultados del paso anterior se puede concluir que la desviación estándar para cada prueba toma una dispersión o variación numérica baja, que para poder detallar esta conclusión se procede a graficar los datos de la media \bar{X} y la desviación estándar σ de cada prueba en forma general (una sola grafica), que para este proceso se tiene en cuenta la desigualdad de la ecuación (2-14) y los datos expuestos en la Tabla 2-6; este proceder se realiza con el propósito de analizar la tendencia de la dispersión o variación numérica en la trayectoria que sigue las acciones de movimiento ejecutadas por el dedo pulgar de la mano no monodáctila en cada prueba, y así poder analizar la eficacia del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*; según los resultados expuestos en la Figura 2-25 la cual especifica los *intervalos de voltaje* que debe estar cada sensor para ejecutar las trayectorias estipuladas, se puede concluir que el margen de error que entrega el dispositivo es relativamente bajo, por lo tanto es confiable en el funcionamiento esperado.

$$Media - \sigma < Media < Media + \sigma \quad (2-14)$$

Acción de movimiento	Sensor 1			Sensor 2		
	Media- σ	Media	Media+ σ	Media- σ	Media	Media+ σ
1 Gravedad	4,13581705	4,14209368	4,1483703	4,25902595	4,27280293	4,28657991
2 Cilindro 1	4,14307649	4,15326649	4,16345649	4,41023143	4,42971143	4,44919143
3 Cilindro 2	4,13698136	4,15521136	4,17344136	4,41257357	4,44062357	4,46867357
4 Cilindro 3	4,13631901	4,15800901	4,17969901	4,42010368	4,44424368	4,46838368
5 Tridigital	4,22471619	4,23930619	4,25389619	4,51372482	4,52029482	4,52686482

Tabla 2-6 Dispersión numérica en acciones de movimiento sensorial.

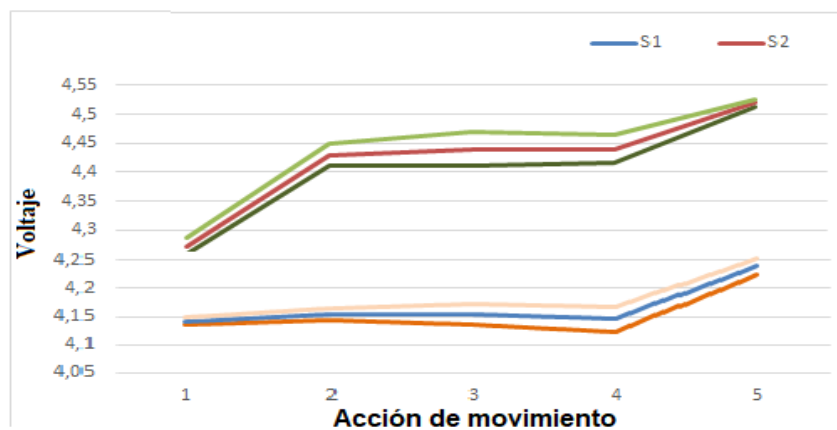


Figura 2-25 Tendencia de la dispersión numérica en la trayectoria del dedo pulgar.

El resultado entregado por el análisis de la prueba hecha en la mano no monodactílica, relaciona la tendencia de los intervalos de voltaje que pueden tomar los datos del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)* para una determinada acción de movimiento, con respecto a estos intervalos el algoritmo puede tomar una decisión de control de la prótesis parcial virtual, esta información de datos se puede detallar en la Tabla 2-7.

Sensor	Acción de movimiento				
	Palmar	Pinza cilíndrica			Pinza tridigital
S1	4,14209368	4,15326649	4,15521136	4,15800901	4,23930619
S2	4,27280293	4,42971143	4,44062357	4,44424368	4,52029482

Tabla 2-7 Tendencia de intervalos para trayectoria (No monodactílica).

Además con el resultado del análisis de datos, se puede determinar que la tendencia de trayectoria de información entregada por el dispositivo en las dos pruebas individuales (mano no monodactílica y mano monodactílica) son equivalentes, como se puede observar en la Figura 2-26; esta comparación permite concluir en la confiabilidad y funcionamiento esperado del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)* debido a la semejanza de información entregada. Lo anterior se

puede detallar en el **Anexo K**, el cual especifica el análisis de datos para el entrenamiento de la prótesis parcial virtual.

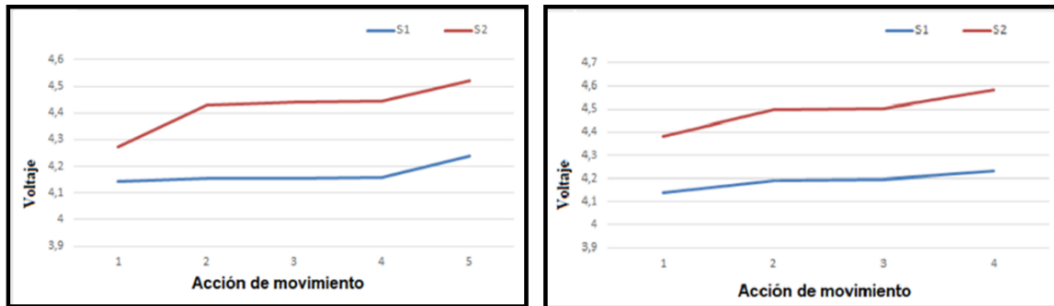


Figura 2-26 Comparación trayectoria de datos (no monodactílica y monodactílica).

2.8 Algoritmo para el control de acción de movimiento en prótesis parcial virtual

Concluyendo el análisis para el desarrollo de la prótesis parcial virtual, se procede a formalizar el algoritmo para el control de acción de movimientos; este se soporta en el análisis de las ecuaciones del modelo cinemático para el control de un robot de dos GDL, el análisis de las acciones de movimiento de una mano no monodactílica y el análisis de trayectorias, además, de las pruebas realizadas al *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*.

Para poder lograr el control de las acciones de movimiento de la prótesis parcial virtual, el algoritmo se diseña y se desarrolla en una estructura dividida en cuatro fases, las cuales consisten en: recepción de datos que posteriormente serán procesados matemáticamente, esto consiste en la decisión y el seguimiento de trayectorias relacionadas a la posición y orientación del extremo de la falange distal, la información de acción de movimiento se ejecuta en los dedos protésicos para luego ser visualizada en AR sobre la pantalla del dispositivo de prueba, esta estructura base del algoritmo se detalla en la Figura 2-27.



Figura 2-27 Estructura base para algoritmo de control.

Con lo anterior se diseña el algoritmo de control para las acciones de movimiento que seguirá la prótesis parcial virtual (prensa de gravedad y prensa pinza (tridigital y cilíndrica)); según la Figura 2-28 para el proceso el algoritmo sigue la lógica de: inicialización del aplicativo en el dispositivo a trabajar, ubicación de la prótesis parcial virtual en la posición inicial (posición de descanso), el aplicativo registra los datos provenientes de los sensores ubicados en la mano monodactílica (*dispositivo hardware para registro de datos (guante)*) y ejecuta procesos matemáticos a los datos recibidos para enviarlos al análisis de decisión y ejecución de las trayectorias, los datos registrados son analizados y comparados con respecto a los intervalos de trabajo para cada acción de movimiento, según la comparación el algoritmo tiene la capacidad de decidir qué tipo de acción de movimiento se ejecutara; finalmente se continúa registrando los datos de entrada provenientes de los sensores para realizar la decisión de trayectoria y el desplazamiento en curso; las anteriores especificaciones de diseño para el algoritmo de control de la prótesis parcial virtual se puede detallar en el **Anexo L**.

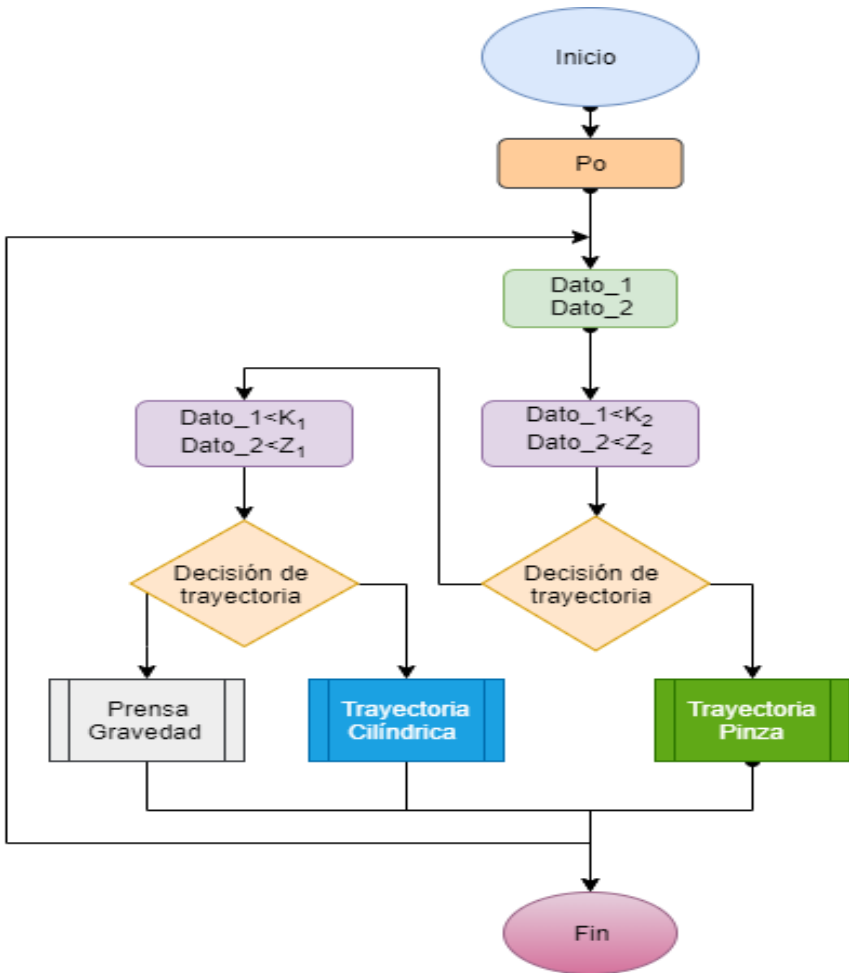


Figura 2-28 Algoritmo para el control de acción de movimiento.

2.9 Codificación para funcionalidad de la prótesis parcial virtual

Posteriormente con relación al algoritmo para el control de acción de movimiento, se desarrolla la codificación en la herramienta de Unity para funcionalidad de la prótesis parcial virtual, codificación que se basa en scripting orientado a objetos con lenguaje C# y un editor de texto soportado en *Script*, para el caso se usa Visual Studio, además, los *Script* de control se organizan en red para dicha funcionalidad, los cuales se relacionan así: el *Script* de control central contiene las fases de *posición inicial*, *registro de datos* y *decisión de trayectoria*; posteriormente se comunica con los *Script* de control articular, los cuales ejecutan la fase de trayectoria y el proceso articular, este se soporta en la ecuación cinemática inversa (2-2); y por último se tiene los *Script* de ejecución articular para las falanges distales, más el *Script* de apariencia colorida para cada acción de movimiento, esta acción permite identificar de forma visual la acción de movimiento que se esté ejecutando; la Figura 2-29 ilustra dicho sistema de control para la prótesis parcial virtual; en el **Anexo M** se puede detallar el proceso de codificación realizado en Unity.

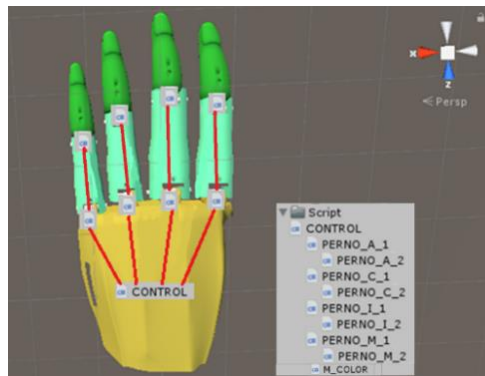


Figura 2-29 Sistema de control para la prótesis parcial virtual.

2.10 Prueba de funcionalidad de código

Finalmente se realiza una prueba de funcionalidad del aplicativo para el control de la prótesis parcial virtual referente a las acciones de movimiento establecidas, esta prueba se desarrolla con la colaboración del voluntario con mano no monodáctila y la utilización del *dispositivo hardware para registro de datos (guante)* (puesto en su mano), el proceder de la prueba según se observa en la Figura 2-30 consistente en que el usuario sostiene diferentes elementos ejecutando acciones de movimiento de gravedad, de pinza cilíndrica y de pinza tridigital, respectivamente, con este proceso se compara el comportamiento del aplicativo y se analiza si cumple o no las

expectativas esperadas en la funcionalidad como prótesis parcial virtual en el momento de ejecutar los agarres establecidos.

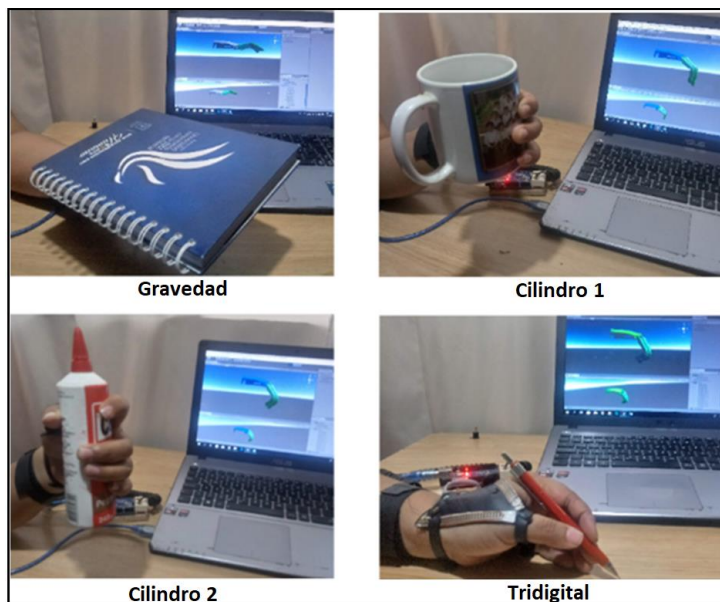


Figura 2-30 Prueba de funcionalidad de código (mano no monodactílica).

La comparación y análisis de funcionalidad del aplicativo según las acciones de movimiento establecidas, entrega como resultado el siguiente proceder: en el momento que se activa el aplicativo la prótesis parcial virtual se ubica en la posición inicial establecida según se puede observar en la Figura 2-31, posteriormente los sensores al registrar datos de movimiento, el aplicativo ejecuta sobre la prótesis parcial virtual la réplica de las prensas efectuadas por el usuario, según se observa en la Figura 2-32 y Figura 2-33.

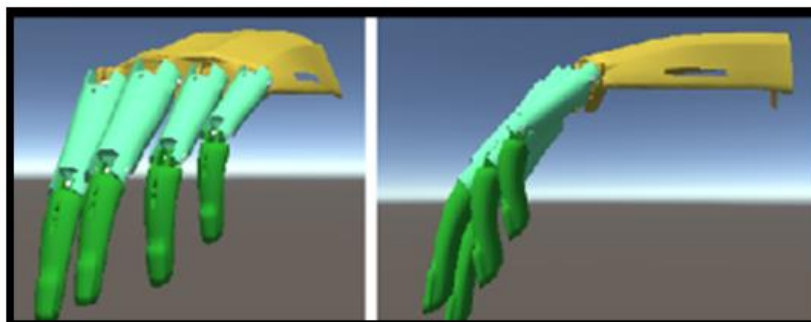


Figura 2-31 Posición inicial.

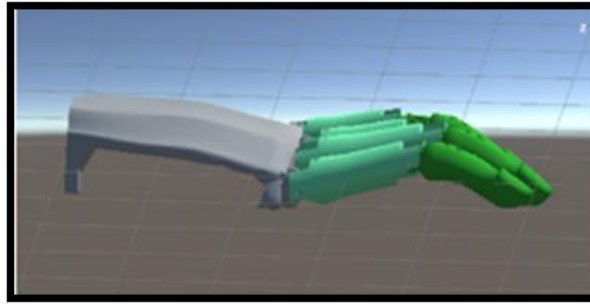


Figura 2-32 Prensa con la gravedad.

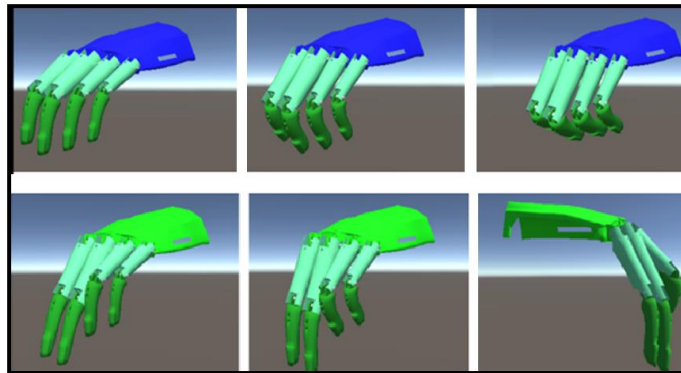


Figura 2-33 Prensa pinza cilíndrica y tridigital

El proceso de resultados concluye la efectividad del aplicativo en la funcionalidad esperada por la prótesis parcial virtual en el momento de ejecutar las acciones de movimiento, lo anterior se puede detallar en el **Anexo N**.

Capítulo 3

3. Pruebas y resultados de entrenador virtual basado en AR para el control de prótesis parcial

En el presente capítulo se expone el proceder para la ejecución y prueba del entrenador virtual basado en AR para el control de la prótesis parcial virtual, el desarrollo se soporta con la participación de la persona (caso de estudio) que padece con discapacidad de agenesia digital tipo tres, más el acompañamiento a cargo de un profesional en fisioterapia para la valoración de funcionalidad, usabilidad y aplicabilidad del sistema de entrenamiento virtual. La evaluación, tiene como propósito determinar si el sistema puede servir como guía y aprendizaje de rutinas motoras en un paciente con simbraquidactilia tipo tres soportado en tres acciones de movimiento, agarre cilíndrico, agarre de precisión en pinza y agarre palmar en supino.

Para el proceso de pruebas y resultado de funcionalidad, usabilidad y aplicabilidad de la prótesis parcial virtual se establece un plan de consulta terapéutica entre la persona que padece de simbraquidactilia tipo tres (caso de estudio) y la profesional en fisioterapia, el cual consiste en diez (10) sesiones de prueba, para así establecer la aceptabilidad del aplicativo por parte de la paciente, proceso que se puede detallar en el **Anexo O**.

El desarrollo y análisis de la consulta terapéutica se soportó en un proceder de valoración médica, técnica y analítica.

3.1 Valoración médica

Inicialmente como valoración médica se hizo un registro de datos básicos de la paciente según criterio de la profesional en fisioterapia, tales como el nombre, edad, presión arterial, entre otros, según se muestra en la Figura 3-1.



Figura 3-1 Análisis médico en paciente (caso de estudio).

3.1.1 Registro de datos

Se concluye y se enfatiza en la valorización médica respecto a la discapacidad congénita de la paciente, que la evaluación osteomuscular y la función muscular se encuentra con buena calificación en general sin presentar ninguna restricción de la movilidad articular excepto en la mano izquierda donde no es calificable por presencia de simbraquidactilia tipo tres, reflejos osteomusculares normales, no presenta alteración a nivel tegumentario, con presencia de alteración osteoarticular¹⁸ simbraquidactilia del segundo, tercero, cuarto y quinto dedo de la mano izquierda de tipo congénita y braquidactilia del primer dedo; además, el agarre de la mano izquierda la realiza con la utilización del primer dedo (pulgar) y la región hipotenar¹⁹ de la palma.

3.2 Configuración técnica

En el proceder técnico se activa el aplicativo de entrenamiento virtual con AR en Unity, incluyendo los accesorios básicos de funcionamiento (Figura 3-2), tales como: la cámara de visualización o interfaz entre el aplicativo y la mano monodáctilica y la pantalla de interacción entre el aplicativo de AR y el paciente.

¹⁸ Afección a los huesos, cartílagos, tendones y/o articulaciones, temporal o permanente, lo cual ocasiona discapacidad leve, moderada o severa.

¹⁹ Región de la palma de la mano abultada por el relieve de los músculos que actúan sobre el dedo meñique.

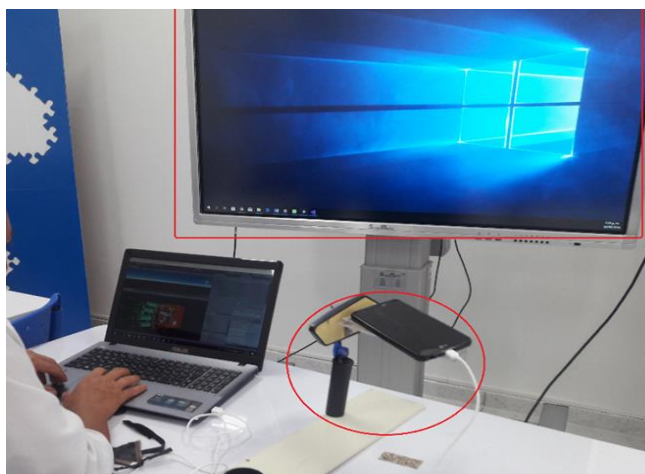


Figura 3-2 Accesorios básicos de funcionamiento.

3.2.1 Instalación de dispositivo hardware en mano monodactílica

Se instala el *dispositivo hardware para registro de datos (guante)* en la mano monodactílica del paciente (Figura 3-3), incluyendo una capacitación de funcionamiento para el proceder de la prueba, esta consiste en que el paciente interactúa con la prótesis parcial virtual utilizando el dispositivo por medio de movimientos articulares semejando con su dedo pulgar acciones de movimiento estipuladas (palmar en su pino, pinza de precisión (tridigital) y pinza cilíndrica).



Figura 3-3 Instalación del dispositivo hardware para registro de datos.

También se realiza ejercicios iniciales de funcionalidad para que el aplicativo de AR sea adecuado técnicamente en el desarrollo de la prueba médica, pruebas que consisten en generar movimientos aleatorios con el dedo pulgar y observar el funcionamiento y calibración del sistema, (Figura 3-4).



Figura 3-4 Prueba de funcionalidad del aplicativo en AR.

3.3 Valoración analítica en prueba de aplicabilidad

En la valoración analítica la profesional en fisioterapia realiza diez (10) secciones de consulta, y para cada sección se le suma la fase de configuración técnica; la valorización analítica tiene como propósito generalizar los resultados y entregar estadísticas para que el profesional de fisioterapia pueda analizar y valorar la efectividad de la hipótesis de aplicabilidad del entrenador virtual para la manipulación de prótesis parcial de mano.

En la valoración analítica la profesional en fisioterapia le solicita al paciente realizar en forma secuencial acciones de movimiento del dedo pulgar enmarcadas en aducción, abducción y oposición para identificar el agarre cilíndrico, el agarre de precisión en pinza (tridigital) y el agarre palmar en supino (gravedad) (Figura 3-5).



Figura 3-5 Prueba de aplicabilidad del entrenador en AR.

Este proceso de prueba consiste en que el paciente debe realizar treinta (30) repeticiones en cada acción de movimiento, y así establecer una conexión cognitiva entre su cerebro, su mano monodactílica y el aplicativo de entrenamiento virtual con AR; los resultados de funcionalidad del aplicativo en la ejecución de los movimientos se pueden detallar en la Figura 3-6.

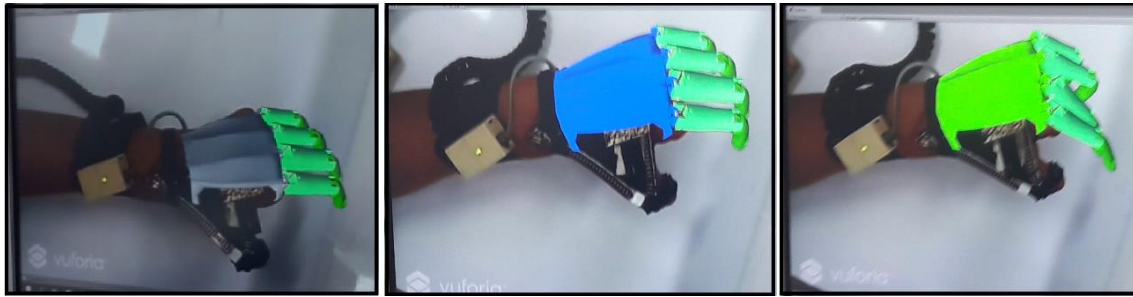


Figura 3-6 Acciones de movimiento utilizando aplicativo de AR.

3.4 Análisis porcentual para la curva de aprendizaje

El proceder consiste en analizar en las sesiones de consulta (10 sesiones) que el paciente ejecute correctamente en cada prueba el agarre establecido, prueba basada en la ejecución de los treinta (30) intentos para cada acción de movimiento, posteriormente se obtiene el porcentaje de éxito y error para cada prueba de agarre como se observa los resultados de la Tabla 3-1 y sus respectivas graficas detalladas en la Figura 3-7.

Agarre palmar en supino		Agarre cilíndrico		Agarre de precisión en pinza	
Si Ejecuta	90%	Si Ejecuta	83,30%	Si Ejecuta	80%
No Ejecuta	10%	No Ejecuta	16,60%	No Ejecuta	20%

Tabla 3-1 Porcentaje de éxito y error para cada prueba de agarre (1° sesión).

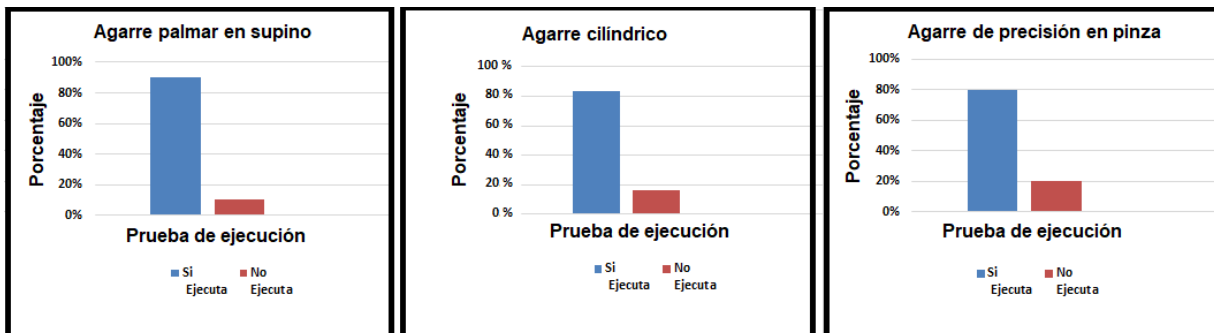


Figura 3-7 Comparación de porcentajes éxito y error.

Posteriormente para el análisis porcentual de la curva de aprendizaje finalizando las diez (10) sesiones o consultas de prueba (en días diferentes consecutivos) basadas en la primera sesión, la profesional en fisioterapia enfoca los resultados basados en la destreza de cumplimiento en cada ejecución de agarre; los resultados de dichas pruebas se enmarcan en la curva de aprendizaje que sigue la paciente en el control de la prótesis parcial virtual indicada en la Figura 3-8; según los resultados se puede

detallar que en cada sesión el paciente presenta algunas ejecuciones fallidas al iniciar cada prueba, pero posteriormente obtiene la destreza completa para el control de la prótesis parcial virtual, por lo cual la profesional en fisioterapia concluye que los datos de porcentaje de error o acciones no ejecutadas correctamente hace parte del entrenamiento inicial cognitivo entre el cerebro y el control del dedo pulgar, además en cada nueva sesión la paciente mejora el control en las acciones de movimiento semejantes a las articulaciones de un dedo pulgar normal para ejecutar agarres semejantes a los estipulados en el proyecto.

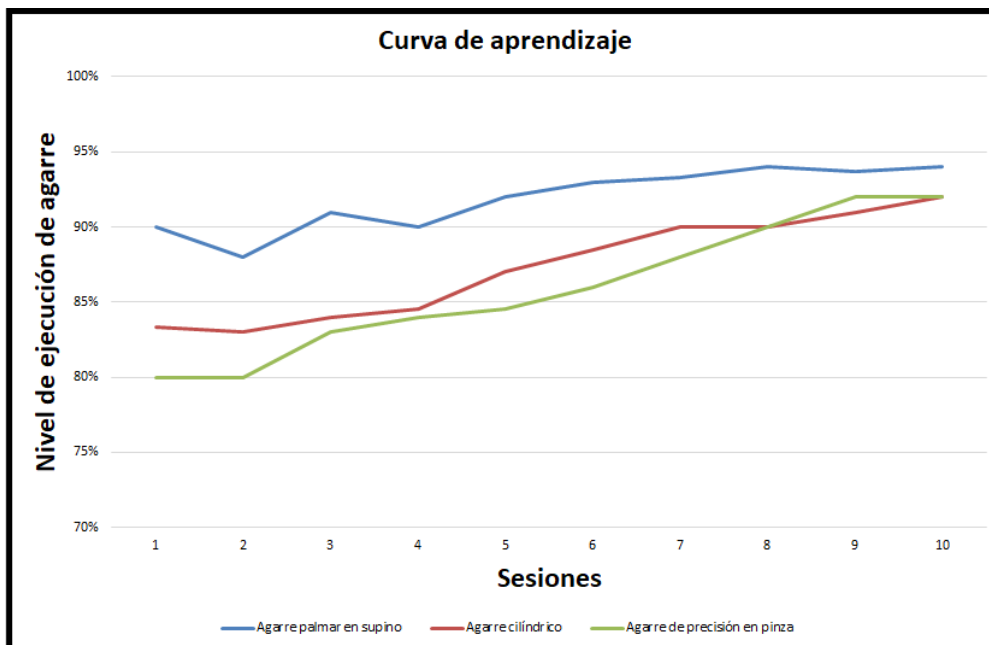


Figura 3-8 Curva de aprendizaje para control de prótesis parcial virtual.

En esta prueba, la evaluación concluye un avance positivo en la pendiente de la curva de aprendizaje que sigue la paciente con agenesia digital tipo 3 en el control de la prótesis parcial mediante el sistema de entrenamiento virtual para cada nueva sesión de trabajo, además resalta la acción positiva para el control cognitivo del dedo pulgar en cada acción de movimiento o agarre específico.

3.5 Prueba de usuario

Al finalizar el desarrollo y análisis de la consulta terapéutica, la profesional en fisioterapia entrega un veredicto como resultado de prueba de usuario para determinar si el aplicativo de entrenamiento virtual basado en AR cumple con las especificaciones esperadas, el proceso de la evaluación se desarrolla en la Tabla 3-2, la cual especifica que el sistema de entrenamiento cumple con las especificaciones esperadas en el proyecto en el proceder articular de cada acción de

movimiento, el cual genera una apariencia natural en los diferentes agarres, más una apariencia realista en la unificación de la mano monodactílica y la prótesis parcial virtual.

Nombre del dispositivo	Entrenador para manipulación de prótesis parcial virtual basado en AR.		
Función	Movimiento de prótesis parcial virtual basado en AR.		
Usuario	Deicy Arévalo	Fisioterapeuta, Magister en Educación con énfasis en Motricidad y Desarrollo Humano.	
Movimientos	Cumple	No cumple	Observación
Agarre Cilíndrico	X		Cumple con las especificaciones para un proceder articular basado en un agarre cilíndrico, con apariencia de movimientos naturales.
Agarre de precisión en pinza	X		Cumple con el proceder articular basado en un agarre de precisión en pinza (tridigital), basado en movimientos naturales.
Agarre palmar en supino	X		Cumple con el movimiento palmar en supino dirigiendo la mano a una elongación máxima para obtener el agarre, por lo tanto se basa en un movimiento natural.
Satisfacción del producto	X		El grado de satisfacción es alto debido al accionar obligado de la mano monodactílica a producir movimientos naturales para alcanzar la ejecución de los agarres estimados.
Otro movimiento	La prótesis parcial virtual al presentar la combinación de movimientos, se podría emplear en pruebas para otro tipo de patologías relacionadas con el SNC (Sistema Nervioso Central).		
Defectos /inconformidades de usabilidad	Según manifestación de la paciente el dispositivo (guante) causa un poco de cansancio en prolongadas acciones de prueba, debido a que no está acostumbrada a elementos similares en su mano.		

Tabla 3-2 Prueba de usuario.

3.5.1 Análisis de usabilidad

Al veredicto se suma el análisis de usabilidad del aplicativo, este se basa en una serie de preguntas que se responden posterior a la experiencia con el sistema de entrenamiento; la usabilidad se determina para verificar si la interfaz gráfica es sencilla y fácil de usar, es decir que el usuario no necesita ser experto en el tema para poder utilizar el aplicativo; esta prueba de usabilidad se detalla en la Figura 3-9.

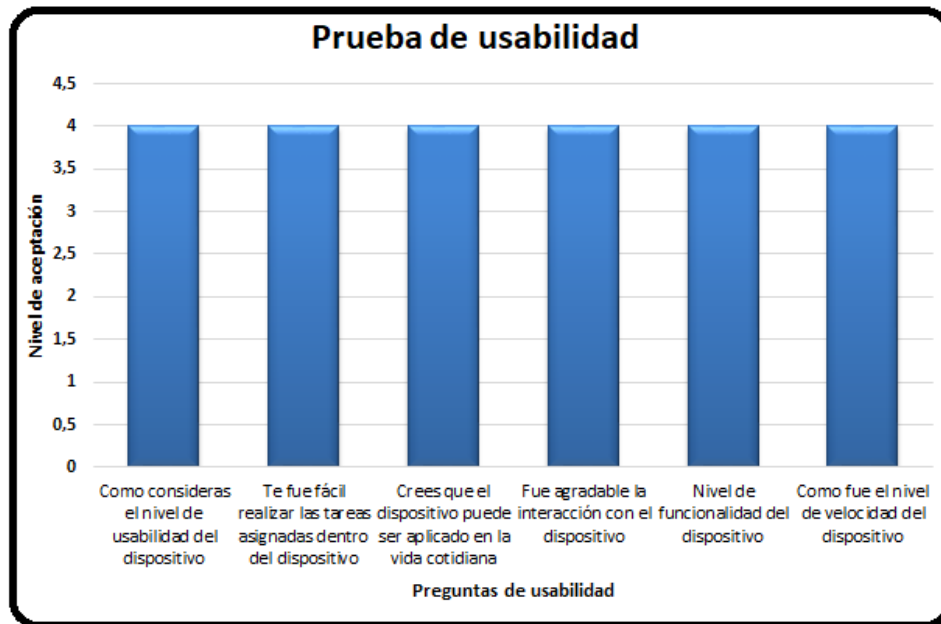


Figura 3-9 Prueba de usabilidad.

De acuerdo a la prueba y evaluación realizada por la profesional en fisioterapia y la colaboración de la persona que padece de simbraquidactilia tipo tres (caso de estudio), al seguir el plan de trabajo establecido en las fases anteriores, el resultado de las pruebas de funcionalidad, aplicabilidad y aceptabilidad del aplicativo de entrenamiento basado en AR para el control de una prótesis parcial virtual utilizando un *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*, la profesional en fisioterapia entrega la siguiente valorización:

3.5.2 Valorización de aplicativo:

“De acuerdo a la prueba y evaluación realizada se puede determinar que el dispositivo con AR para el control de una prótesis parcial virtual utilizando un *dispositivo hardware para registro de datos (guante)*, contribuye al paciente en procesos cognitivos positivos, dado que presenta retroalimentación visual y

propioceptiva²⁰ en el miembro superior izquierdo, generando facultades que la misma paciente manifiesta tales como el “efecto fantasma” en el instante que se está ejecutando la prueba de entrenamiento, es decir, la paciente experimenta movimientos naturales en los metacarpianos y mayor discriminación de movimientos de los muñones posterior, sensación de movimiento que sólo experimenta en su mano derecha. Además se puede considerar el efecto positivo en la pendiente para el avance de la curva de aprendizaje que sigue la paciente en el control de la prótesis parcial virtual en cada acción de movimiento o agarre específico para cada prueba.

También es de considerar la eficacia del dispositivo entrenador, debido a la facilidad e intuitiva usabilidad en el momento de ejecución de las pruebas tanto con el paciente como para el usuario.

Se podría aumentar funcionalidades al dispositivo entrenador, es decir, podría ser útil en procesos de terapia a personas que por motivos de amputación de dedos soliciten una adaptación de prótesis parcial; con lo anterior se obtendría una interdisciplinariedad mediante la tecnología y procesos fisioterapéuticos.

En general, el dispositivo también puede servir como preámbulo a la fabricación de prótesis robóticas”.

²⁰ Sentido que informa al organismo de la posición de los músculos, es la capacidad de sentir la posición relativa de partes corporales contiguas.

4. Conclusiones

El desarrollo de un sistema de entrenamiento computarizado para la rehabilitación y control de prótesis parciales mediante AR en pacientes con agenesia digital tipo 3, puede lograr un nivel adecuado de aprendizaje terapéutico, gracias al ambiente normalizado del sistema que permite reducir la complejidad de uso en la tecnología implementada, tecnología soportada en el reconocimiento del movimiento articular del dedo pulgar de una mano monodactílica para generar señales articulares y patrones de movimiento en una prótesis parciales virtual.

El diseño de un ambiente virtual permite generar control y acción de movimientos de una prótesis parcial mediante un sistema hardware a partir de señales obtenidas de un medio no invasivo, este fue posible mediante la utilización de herramientas de desarrollo de software y hardware libre compatibles entre sí, logrando un aporte terapéutico en el área de la rehabilitación virtual mediante la definición de Entrenamiento Mental utilizando AR.

La evaluación en la curva de aprendizaje de un paciente con agenesia digital tipo 3 en el control de una prótesis parcial mediante el sistema de entrenamiento virtual, determina que el dispositivo con AR contribuye en procesos cognitivos positivos, dado que presenta retroalimentación visual y propioceptiva en el miembro superior afectado; además, genera experiencias de movimientos naturales en los metacarpianos, sensación de movimiento que sólo se experimenta en la mano “normal”, concluyendo en la eficacia del dispositivo entrenador debido a la facilidad e intuitiva usabilidad por parte del paciente y el usuario, incluyendo la portabilidad de del sistema expandiendo la rehabilitación remota para ayudar a la selección de una prótesis adecuada a cada paciente.

5. Referencias bibliográficas.

- [1] C. García and A. Sánchez, “Clasificaciones de la OMS sobre discapacidad Carlos Egea García y Alicia Sarabia Sánchez (*),” pp. 15–30.
- [2] OMS., “CIF-IA Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y la salud,” 2011.
- [3] J. López and M. Fidalgo, “Funcionamiento y discapacidad: la clasificación internacional del funcionamiento (cif),” *Madrid. España*, no. 1, pp. 775–783, 2009.
- [4] P. Botero and C. Londoño, “Factores Psicosociales Predictores de la Calidad de Vida en Personas en Situación de Discapacidad Física,” *Acta Colomb. Psicol.*, vol. 16, no. 2, pp. 125–137, 2013.
- [5] A. Pérez, J. Abela, and J. Ortega, “Sociología de la discapacidad: exclusión e inclusión social de los discapacitados,” *Rev. del Minist. Trab. e Inmigr.*, no. 45, pp. 77–106, 2003.
- [6] A. Agudelo, “El derecho a la igualdad de las personas con discapacidad y la obligación de realizar ajustes razonables,” pp. 187–203, 2016.
- [7] M. Ferreira and E. Velázquez, “Discapacidad, exclusión social y tecnologías de la información,” *Política y Soc.*, vol. 46, pp. 237–253, 2009.
- [8] OMS, “Asamblea Mundial de la salud, Defectos congénitos,” vol. 63. pp. 1–7, 2010.
- [9] G. Barham and N. Clarke, “Genetic regulation of embryological limb development with relation to congenital limb deformity in humans,” *J. Child. Orthop.*, vol. 2, no. 1, pp. 1–9, 2008.
- [10] F. Castellano, S. Moraleda, and M. Martínez, “Resultados funcionales de la simbraquidactilia tratada quirúrgicamente,” *Rehabilitacion*, vol. 44, no. 2, pp. 177–179, 2010.
- [11] J. Pérez, “Elementos para el análisis de la discapacidad desde la perspectiva de la vulnerabilidad social,” vol. 3, no. 2, pp. 251–268, 2014.
- [12] OMS, “Vigilancia de Anomalías Congénitas,” *Atlas de Algunos Defectos Congénitos*, 2015.
- [13] A. Sanabria, L. Domínguez, N. Vega, and N. Ramírez, “El entrenamiento mental y los cirujanos: una estrategia de mejoramiento,” *Iatreia*, vol. 31, no. 2, pp. 180–190, 2018.
- [14] A. Pérez, J. Gamella, R. Fernández, V. Alché, and A. Núñez, “Estudio de la

- braquidactilia en población gitana: descripción de un caso familiar,” *Iatreia*, vol. 29, no. 2, pp. 218–227, 2016.
- [15] J. Woodside and T. Light, “Symbrachydactyly - Diagnosis, function, and treatment,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 41, no. 1, pp. 135–143, 2016.
- [16] C. Augusto *et al.*, “Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano Mechanical and cosmetic design of a hand partial prosthesis,” *Rev. Cuba. Investig. Biomédicas*, vol. 30, no. 1, pp. 15–41, 2011.
- [17] S. Shankar, M. Nidever, and K. Rhodes, “Berkeley engineer,” vol. 8, 2015.
- [18] D. Nikkiah, N. Martin, and M. Pickford, “Paediatric toe-to-hand transfer: An assessment of outcomes from a single unit,” *J. Hand Surg. Eur. Vol.*, vol. 41, no. 3, pp. 281–294, 2016.
- [19] N. Rodríguez, J. Francisco, C. Correa, and M. Muñoz, “Transferencia de dedo del pie a la mano en malformaciones congénitas Nemesio,” vol. 20, no. 6, pp. 251–255, 2006.
- [20] L. Chanel, A. Chichery, J. Grolleau, and J. Chavoin, “Sindrome di Poland,” *EMC - Tec. Chir. - Chir. Plast. Ricostr. ed Estet.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–11, 2017.
- [21] R. Patterson and W. Seitz, “Nonvascularized Toe Phalangeal Transfer and Distraction Lengthening for Symbrachydactyly,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 35, no. 4, pp. 652–658, 2010.
- [22] J. Becker, N. Thakor, and J. Belter, “A Cosmetic Prosthetic Hand with Tendon Driven Under-Actuated Mechanism and Compliant Joints: Ongoing Research and Preliminary Results,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 6, pp. 555–581, 2004.
- [23] J. Ramírez, I. Flores, M. Garcia, and M. Dorador, “Rediseño de Interfaz Para Prótesis Mecánica Transhumeral,” pp. 389–395, 2011.
- [24] S. Tanaka and N. Lightdale, “Advances in 3D-printed pediatric prostheses for upper extremity differences,” *J. Bone Jt. Surg. - Am. Vol.*, vol. 98, no. 15, pp. 1320–1326, 2016.
- [25] M. Burn, A. Ta, and G. Gogola, “Three-dimensional printing of prosthetic hands for children,” *J. Hand Surg. Am.*, vol. 41, no. 5, pp. e103–e109, 2016.
- [26] B. Maat, G. Smit, D. Plettenburg, and P. Breedveld, “Passive prosthetic hands and tools: A literature review,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 42, no. 1, pp. 66–74, 2018.
- [27] F. Angeleri and G. Macchi, “Evolution and trends in the development of hand prosthesis,” *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, vol. 30, no. 3, pp. 206–208, 1954.
- [28] C. Quinayás, M. Muñoz, O. Vivas, and C. Gaviria, “Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1,” *Ing. y Univ.*, vol. 14, no. 2, pp. 223–237, 2010.
- [29] J. Dorador, P. Murillo, I. Flores, and A. Juárez, “Robótica y Prótesis Inteligentes,” pp. 1–15, 2004.
- [30] R. Weir, “Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design Chapter 32-Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications-,” pp. 1–61, 2004.
- [31] E. Corbett, K. Kording, and E. Perreault, “Real-time evaluation of a noninvasive neuroprosthetic interface for control of reach,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 21, no. 4, pp. 674–683, 2013.

- [32] A. Chan and K. Englehart, "Continuous myoelectric control for powered prostheses using hidden Markov models," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 1, pp. 121–124, 2005.
- [33] K. Englehart, B. Hudgins, and P. A. Parker, "A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 3, pp. 302–311, 2001.
- [34] R. Madrid, "La robótica en la discapacidad. Desarrollo de la prótesis diestra de extremidad inferior manus-hand," *Rev. Iberoam. Automática e Informática Ind. RIAI*, vol. 5, no. 2, pp. 60–68, 2008.
- [35] R. Gründemann and T. Van-Vuuren, "Preventing absenteeism at the workplace: an European portfolio of case studies," vol. 52, no. 1, p. viii, 162, 1998.
- [36] L. Hermansson, "Upper Limb Reduction Deficiencies In Swedish Children," no. January 2004, 2014.
- [37] K. Englehart, B. Hudgins, and P. A. Parker, "A wavelet-based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 3, pp. 302–311, 2001.
- [38] D. Childress, "Historical Aspects of Powered Limb Prostheses," *J. Am. Coll. Cardiol.*, pp. 154–155, 1970.
- [39] M. Xiloyannis, C. Gavriel, A. Thomik, and A. Faisal, "Gaussian Process Autoregression for Simultaneous Proportional Multi-Modal Prosthetic Control with Natural Hand Kinematics," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 25, no. 10, pp. 1785–1801, 2017.
- [40] P. Veltink, "Sensory feedback in artificial control of human mobility.," *Technol. Health Care*, vol. 7, pp. 383–391, 1999.
- [41] M. Ghafouri and A. Feldman, "The timing of control signals underlying fast point-to-point arm movements," *Exp. Brain Res.*, vol. 137, no. 3–4, pp. 411–423, 2001.
- [42] H. Battapady, S. Member, P. Lin, D. Fei, and D. Huang, "Single Trial Detection of Human Movement Intentions from SAM-," pp. 524–527, 2009.
- [43] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza, and P. Dario, "Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 30, no. 4–6, pp. 459–485, 2002.
- [44] D. Rotter, "An Overview of Finger and Partial-Hand Prostheses," *inMotion*, vol. 20, no. 4, pp. 1–6, 2010.
- [45] A. Cloutier and J. Yang, "Control of Hand Prostheses: A Literature Review," no. March 2015, p. V06AT07A016, 2014.
- [46] J. Carpaneto, K. Somerlik, T. Krueger, T. Stieglitz, and S. Micera, "Natural muscular recruitment during reaching tasks to control hand prostheses," *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, pp. 165–168, 2012.
- [47] H. Agashe and J. Contrerasl, "Reconstructing hand kinematics during reach to grasp movements from electroencephalographic signals," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 5444–5447, 2011.
- [48] D. Putrino, Y. Wong, A. Weiss, and B. Pesaran, "A training platform for many-dimensional prosthetic devices using a virtual reality environment," *J. Neurosci.*

Methods, 2014.

- [49] L. Pulliam, M. Lambrecht, and F. Kirsch, "User-in-the-loop continuous and proportional control of a virtual prosthesis in a posture matching task," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 3557–3559, 2012.
- [50] A. Alonso, H. Sánchez, P. Espino, R. Steinz, and L. Liptak, "Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano," vol. 13, 2002.
- [51] L. Juanjie, Z. Yun, L. Yanjian, and H. Wensheng, "Design of a Multi-degree-of-freedom Virtual Hand Bench for Myoelectrical Prosthesis," *2nd Int. Conf. Adv. Robot. Mechatronics*, vol. 2nd, pp. 345–350, 2017.
- [52] V. Zasulich, P. Ariza, and M. Santís, "Interfaces hápticas: Sistemas cinestésicos vs sistemas táctiles," pp. 13–29, 2018.
- [53] I. Bonilla, M. Mendoza, and L. Hernández, "Integración de una Interfaz de Realidad Aumentada para Estimulación Visual de los Usuarios en Sistemas Robóticos para Terapia Ocupacional," *Memorias del Congr. Nac. Ing. Biomédica*, vol. 4, no. 1, pp. 154–157, 2017.
- [54] Republica de Colombia, "Resolucion numero 8430 de 1993," *Ministerio de Salud y Protección Social*, vol. 1993, no. Octubre 4. pp. 1–19, 2007.