



TESIS

Para la obtención del grado de

MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
MENCIÓN INGENIERÍA BIOMÉDICA

por

Daniel Enrique Araya Rocha

Diciembre 2018

**Evaluación del Leap Motion Controller en la adquisición de movimientos
basados en el Test de Espiral de Arquímedes**

COMISIÓN EVALUADORA

Dra. Carolina Saavedra Ruiz (UV)

Profesor Guía

Dr. Rodrigo Salas Fuentes (UV)

Profesor Co-Guía

Dr. Alejandro Weinstein Oppenheimer (UV)

Profesor Corrector

Dra. Romina Torres Torres (UNAB)

Profesor Corrector Externo

**MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA,
MENCIÓN INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO - FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL BIOMÉDICA**

DANIEL ENRIQUE ARAYA ROCHA

**EVALUACIÓN DEL LEAP MOTION CONTROLLER EN LA ADQUISICIÓN DE
MOVIMIENTOS BASADOS EN EL TEST DE ESPIRAL DE ARQUÍMEDES**

Tesis entregada a la Escuela de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Valparaíso, para dar cumplimiento como requerimiento parcial para la obtención del grado de **Magíster en Ciencias de la Ingeniería, mención Ingeniería Biomédica.**

El trabajo fue avalado por la siguiente Comisión Evaluadora:

Profesor Guía:

Dra. Carolina Saavedra Ruiz
Escuela de Ingeniería Civil Biomédica.
Facultad de Ingeniería.
Universidad de Valparaíso.

Profesor Co-Guía:

Dr. Rodrigo Salas Fuentes
Escuela de Ingeniería Civil Biomédica.
Facultad de Ingeniería.
Universidad de Valparaíso.

Profesor Corrector:

Dr. Alejandro Weinstein Oppenheimer
Escuela de Ingeniería Civil Biomédica.
Facultad de Ingeniería.
Universidad de Valparaíso.

Profesor Externo:

Dra. Romina Torres Torres
Facultad de Ingeniería.
Universidad Andrés Bello

**MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA,
MENCIÓN INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO - FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL BIOMÉDICA**

DANIEL ENRIQUE ARAYA ROCHA

PROFESOR GUÍA: Dra. Carolina Saavedra Ruiz

**EVALUACIÓN DEL LEAP MOTION CONTROLLER EN LA ADQUISICIÓN DE
MOVIMIENTOS BASADOS EN EL TEST DE ESPIRAL DE ARQUÍMEDES**

RESUMEN: El Leap Motion Controller (LMC) es un dispositivo de captura de movimiento de la mano, no profesional, que reúne una fuerte capacidad para evaluar varias tareas motoras en un ambiente clínico. En este estudio se verificó su exactitud, evaluando su desempeño en la adquisición de movimientos basados en la simulación del test de espiral de Arquímedes. Se presenta un método innovador para la obtención de información de las habilidades motoras finas durante la realización del test de dibujo en espiral mediante una plataforma de evaluación instrumentada usando el LMC. Primero se realizaron varias condiciones experimentales que permitieron desafiar el desempeño del LMC durante la simulación del test de espiral, luego se realizó un estudio de caso que permitió establecer la validez de su uso para evaluar el test de dibujo en espiral en humanos. Los resultados obtenidos en este estudio respecto a la condición de simulación del test de espiral indican el valor de error máximo fue de 2.5 mm en el análisis 3D. Además, el error medio global para el análisis 3D fue de 0.7 mm , obteniendo una alta exactitud. Para el estudio de caso, las transformaciones afines utilizando los ángulos de orientación no contribuyen a la reducción del error. Debido a esta investigación es posible extrapolar el test de dibujo de espiral, desde un espacio bidimensional a un espacio tridimensional, sin restricciones, ni contacto con objetos y en un ambiente clínico controlado. Permitiendo a futuro, obtener variables de la cinemática de la mano durante una tarea de dibujo en espiral en un espacio tridimensional.

PALABRAS CLAVES: Leap motion controller; Espiral de Arquímedes; Exactitud; Evaluación tridimensional

**MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA,
MENCIÓN INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO - FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL BIOMÉDICA**

DANIEL ENRIQUE ARAYA ROCHA

PROFESSOR: Dra. Carolina Saavedra Ruiz

**EVALUACIÓN DEL LEAP MOTION CONTROLLER EN LA ADQUISICIÓN DE
MOVIMIENTOS BASADOS EN EL TEST DE ESPIRAL DE ARQUÍMEDES**

ABSTRACT: The Leap Motion Controller (LMC) is a hand-held, non-professional motion capture device that has a strong ability to evaluate different motor tasks in a clinical setting. In this study, its accuracy was verified, evaluating its performance in the acquisition of movements based on the simulation of the Archimedes spiral test. We present an innovative method for obtaining information on fine motor skills during the spiral drawing test using an instrumented evaluation platform based on the LMC. First, several experimental conditions were carried out that allowed to challenge the performance of the LMC during the simulation of the spiral test, then a case study was conducted that allowed to establish the validity of its use to evaluate the spiral drawing test in humans. The results obtained in this study with respect to the simulation condition of the spiral test indicate the maximum error value was 2.5 mm in the 3D analysis. In addition, the global average error for the 3D analysis was 0.7 mm, obtaining a high accuracy. For the case study, the affines transformations using the orientation angles do not contribute to the reduction of the error. Due to this research it is possible to extrapolate the spiral drawing test, from a two-dimensional space to a three-dimensional space, without restrictions, or contact with objects and in a controlled clinical environment. Allowing in the future, obtain variables of the kinematics of the hand during a spiral drawing task in a three-dimensional space.

KEY WORDS: Leap motion controller; Archimedes spiral; Accuracy; Three-dimensional evaluation

Dedicatoria

Esta tesis esta dedicada a mi Mamá Judith Rocha, que es un pilar fundamental en mi vida; a mi Papá Lucas Araya, que siento que esta viendo feliz como termine este proceso; a mi Hijo Lukas Araya; y a mi polola Mabel Fuentes, por su rol esencial para que yo me motive a desarrollar la tesis, escriba y concrete. A todos los amo demasiado.

Agradecimientos

En esta sección agradezco en forma de aparición en el tiempo, a las personas que de una u otra manera contribuyeron durante el desarrollo de este trabajo de grado.

En primera instancia agradezco a la Profesora Carolina Saavedra por su guía, apoyo, paciencia y motivación permanente durante el proceso de esta tesis. Agradezco al Profesor Rodrigo Salas también por guiarme y aportar con ideas metodológicas relevantes durante todo el proceso de la tesis, y no solo por la tesis, sino por su buena disposición durante todo mi proceso de estadía inicial en el magister. Les agradezco por acompañarme desde la gestación de la idea de tesis, hasta las correcciones finales del escrito. Agradezco al Profesor Alejandro Weinstein, que de manera desinteresada aportó con una idea notable para la realización del estudio y durante el proceso inicial de la adquisición de los datos desde el leap motion. Agradezco a Sebastian Lobos por su asistencia de introducción al uso de la fresadora CNC y por colaborar en el código usado en la CNC. Agradezco a Freddy López por su apoyo matemático y en el código del error, y por su motivación.

Tabla de Contenidos

Resumen	III
Abstract	IV
Dedicatoria	V
Agradecimientos	VI
Tabla de Contenidos	VII
Lista de los cuadros	IX
Lista de las Figuras	XI
1. Introducción	1
2. Marco Teórico	4
2.1. La mano humana	4
2.2. Las habilidades motoras finas en personas de edad avanzada	5
2.3. Escalas y herramientas de evaluación de las habilidades motoras finas	6
2.3.1. Escalas diseñadas para evaluar trastornos del movimiento	6
2.3.2. Escalas y herramientas diseñadas para evaluar la función de la mano	7
2.3.3. Tareas de concepto único	8
2.4. Dibujo de espiral de Arquímedes como método de evaluación de las habilidades motoras finas	9
2.5. Instrumentación para la cuantificación de la función de la mano	11
2.5.1. Técnicas neurofisiológicas	11
2.5.2. Técnicas cinemáticas	12
2.5.3. Técnicas cinéticas	14
2.6. Desventajas de los instrumentos usados para la cuantificación de la función de la mano	14
2.7. El Dispositivo Leap Motion Controller	15
3. Estado del Arte	17
3.1. Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con el uso único de herramientas	18
3.2. Estudios basados en la evaluación del desempeño y validación del LMC con herramientas, seres humanos sanos y con patología sintomática del comportamiento de la mano	23
3.3. Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con herramientas y seres humanos sanos usando la ley de Fitts	27

4. Hipótesis y Objetivos	31
4.1. Hipótesis	31
4.2. Objetivos	31
4.2.1. Objetivo General	31
4.2.2. Objetivos Específicos	31
5. Metodología	32
5.1. Ambiente experimental	32
5.1.1. Implementación del trazado de dibujo en espiral con la máquina de fresado vertical CNC	33
5.1.2. Implementación del ambiente virtual del test de dibujo en espiral tridimensional	34
5.1.3. Configuración de la medición de las espirales simuladas	35
5.2. Experimentos	38
5.2.1. El LMC posicionado en 0 grados de ángulo de rotación: condición experimental 1	39
5.2.2. El LMC posicionado en -10, -15, -20 y -30 grados de ángulo de rotación: condición experimental 2	39
5.2.3. El LMC posicionado en -30 grados de ángulo de rotación y trasladado: condición experimental 3	40
5.2.4. Estudio de caso	41
5.3. Medida de exactitud	43
5.3.1. Transformación afín	44
5.3.2. Medición de la exactitud	44
6. Resultados	46
6.1. Exactitud	46
6.1.1. Exactitud para la condición experimental 1	46
6.1.2. Exactitud para la condición experimental 2	48
6.1.3. Exactitud para la condición experimental 3	49
6.1.4. Exactitud para el estudio de caso (3D)	51
7. Discusión y Conclusión	55
7.1. Discusión	55
7.1.1. Principales hallazgos a partir de los resultados obtenidos	55
7.1.2. Limitaciones del estudio	59
7.1.3. La relación de los resultados obtenidos con las conclusiones de otras investigaciones	59
7.1.4. Aplicaciones de los resultados obtenidos	60
7.1.5. Otras investigaciones necesarias	61
7.2. Conclusión	61
Referencias	63

Índice de cuadros

5.1. Valores de los tres tipos de espiral ideal	36
6.1. Valores $RMSE$ en 2D de los tres tipos de espiral.	46
6.2. Valores $dist_{max}$ en 2D de los tres tipos de espiral.	47
6.3. Valores $RMSE$ en 3D de los tres tipos de espiral.	47
6.4. Valores $dist_{max}$ en 3D de los tres tipos de espiral.	48
6.5. Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín en 2D	48
6.6. Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín en 2D	49
6.7. Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín en 3D	49
6.8. Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín en 3D	50
6.9. Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín en 2D	50
6.10. Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín en 2D	51
6.11. Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín en 3D	51
6.12. Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín en 2D	52
6.13. Valores $RMSE$ de las mediciones del estudio de caso sin transformación afín y con transformación afín en 3D.	52
6.14. Valores $RMSE$ de las mediciones de las combinaciones de los ángulos de yaw, pitch y roll, con transformación afín del estudio de caso en 3D.	53
6.15. Valores $RMSE$ de las mediciones usando media, moda y mediana de los ángulos de pitch, para la transformación afín del estudio de caso en 3D.	53

6.16. Valores <i>RMSE</i> de las mediciones usando media, moda y mediana de los ángulos de yaw, para la transformación afín del estudio de caso en 3D.	54
--	----

Índice de figuras

2.1. Ejemplos de las puntuaciones clínicas y cuantificación del dibujo en espiral.	10
2.2. Dibujo en espiral de un paciente con Enfermedad de Parkinson.	10
2.3. Dispositivos optoelectrónicos.	12
2.4. El dispositivo Leap Motion Controller.	15
2.5. Sistema de coordenadas del LMC.	16
3.1. Robot industrial Kuka con un lápiz de referencia y el LMC	19
3.2. Visualización de las pruebas estática y dinámica.	20
3.3. Consideraciones de la prueba estática.	20
3.4. Sistema oscilador de la mano de maniquí.	22
3.5. Relación de entrada y salida del sensor en el experimento.	22
3.6. Graficos de amplitud y frecuencia del sistema de detección de temblores.	23
3.7. Mano de plástico conectada a un vibrador electromecánico	24
3.8. Exactitud de medición del LMC	25
3.9. Rotaciones unidimensionales de la mano alrededor de los ejes que pasan por la muñeca.	26
3.10. Posturas fijas de las manos.	26
3.11. Configuración experimental que muestra el monitor de la computadora frente al LMC	28
3.12. Configuración experimental para evaluar el LMC.	29
5.1. Vista lateral de la fresadora con una base y el puntero redondo de madera	33
5.2. Entorno 3D donde se encuentra el patrón de espiral	34
5.3. Sincronización espacial	35
5.4. Tipos de espiral ideal.	36
5.5. Configuración experimental de la simulación de test de dibujo en espiral	37
5.6. Dirección donde apunta el dedo dentro del volumen de captura del LMC.	38
5.7. Visualización de los tipos de ángulos de orientación.	38
5.8. Visualización de los 3 tipos de espiral adquiridas.	39
5.9. Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 con los diferentes ángulos de rotación.	40
5.10. Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 con 30 grados de angulo de rotación y trasladada.	41

5.11. Test de dibujo de espiral de Arquímedes realizado por un humano saludable.	42
5.12. Posición de la mano derecha vista del plano sagital y plano transversal.	42
5.13. Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 de un humano saludable	43
7.1. Vista frontal y transversal inferior de la espiral N°2 adquirida en el estudio de caso.	58

Capítulo 1

Introducción

La cantidad de compromiso muscular necesario para completar/ejecutar una tarea hace la diferencia entre una habilidad motora fina y una habilidad motora gruesa. Las habilidades motoras finas son aquellas habilidades que requieren que los pequeños músculos de la mano trabajen juntos para realizar movimientos precisos y refinados, generalmente implica la manipulación de herramientas u objetos mientras se está sentado [VR08]. En el transcurso de la vida, por alguna enfermedad (Ej.: Temblor esencial, Enfermedad de Parkinson, Artritis Reumatoide), secuela de enfermedad (Ej.: Accidente cerebrovascular) o durante un envejecimiento saludable, se alteran las habilidades motoras finas. Algunas condiciones que generan déficit de las habilidades motoras finas son, el temblor, ralentización del movimiento de las manos, debilidad muscular, pérdida de la coordinación, entre otras [MN12, SUM⁺⁹⁹].

En este contexto, en Chile, según la encuesta de caracterización socioeconómica nacional (Casen) del 2013, el porcentaje total de personas mayores a nivel nacional es de 16,7% y su aumento ha sido sostenido. La prevalencia del Temblor esencial en la población general mundial se estima en un 0,4%, proporción que se incrementa de forma exponencial en la población mayor de 65 años, llegando a situarse entre un 4,6 y 14,3% en este subgrupo de edad [LFB12].

La motricidad fina es de vital importancia para la realización de las actividades de la vida diaria, al estar dañada, modifica la autonomía e independencia de la persona, afectando a su funcionalidad y calidad de vida. Todo esto hace pensar en contribuir a la prevención y detección temprana de enfermedades que puedan alterar la funcionalidad, así como favorecer condiciones que fortalezcan la funcionalidad en esta población.

Con el fin de obtener información de la función de la mano y extremidad superior, es necesario evaluar las habilidades motoras finas, la existencia de daño en estas, la extensión del daño, las características del daño, cómo evoluciona el daño a través del tiempo y cómo se comporta frente a alguna intervención específica. Para las evaluaciones se han desarrollado una gran variedad de escalas y herramientas clínicas, y sistemas de medición para la cuantificación objetiva. Las escalas y herramientas clínicas validadas, se basan en puntuaciones de escala ordinal, cronometraje o conteo. Aunque estas pretenden evitar la interpretación subjetiva por parte del evaluador durante un examen

clínico, algunas siguen siendo interpretadas subjetivamente y no son de fácil normalización entre sujetos (por ejemplo, el examen de la escritura o dibujo en espiral) [HP12]. Este último consiste en medir la capacidad de la persona para dibujar o trazar una espiral de Arquímedes sobre una plantilla de la espiral en una hoja de papel o tablet.

Además, enfocándose sobre la evaluación del temblor, el cual es uno de los más comunes y tal vez el más cuantificable de todos los trastornos del movimiento, los autores Hess y Pullman indican que incluso la mejor escala clínica puede no ser lo suficientemente sensible como para discernir anomalías mínimas y cambios sutiles en el tiempo, o por otro lado, lo suficientemente objetiva para determinar respuestas significativas a alguna terapia [HP12].

Con la creciente producción de tecnología se han creado sistemas y métodos instrumentados para la cuantificación objetiva de las habilidades motoras finas, que han permitido obtener una importante cantidad de información de varios aspectos que están involucrados en el estudio del movimiento humano, como la cinemática, cinética y análisis de la señal electromiográfica. Además, la considerable cantidad de tareas en las que ha sido probada la función de la mano ha permitido discriminar presentaciones del temblor en múltiples alteraciones del sistema nervioso y exhibir el declinar de su función a medida que se envejece.

Existen muchos dispositivos de evaluación cuantitativa de la mano, los más utilizados son, sistemas microelectromecánicos (MEMS), tabletas digitalizadoras, electromiografía de superficie, cámaras de video, cámaras optoelectrónicas con uso de marcadores pasivos o activos, guantes de datos, goniómetros, sensores de fuerza y torque, entre otros. Pero así como cada uno de estos dispositivos tiene ventajas, también tienen desventajas que se manifiestan en la configuración, registro y análisis de los datos, y que se deben considerar a la hora de pensar en utilizar en un ambiente clínico.

Actualmente no existen sistemas de cuantificación objetiva de las habilidades motoras finas que superen las dificultades inherentes de los instrumentos existentes para evaluación y que permitan la totalidad del movimiento de la mano de forma natural en el espacio tridimensional en un entorno clínico.

Los distintos sistemas de medición clínica de la función motora de la mano, no han sido capaces de valorar cuantitativamente el movimiento natural en el espacio tridimensional durante una tarea de dibujo. Por esto, podría ser de gran ayuda en la práctica clínica, una plataforma de evaluación instrumentada, que reúna características tales como un tamaño pequeño, bajo costo, fácil operación y un rápido análisis de datos [GM10, CLC⁺¹⁶].

En este sentido, esta investigación propone el desarrollo de una plataforma de evaluación instrumentada que permita realizar una simulación del test de dibujo en espiral dentro de un entorno virtual tridimensional y que mediante el uso del leap motion controller (LMC) se adquiera y registre la información de la posición de un puntero mientras se realiza la simulación del movimiento en el espacio virtual.

La novedad de este enfoque de evaluación radica en la posibilidad de extender el registro y análisis de los datos del test de dibujo en espiral, desde un espacio bidimensional a un espacio tridimensional,

utilizando el LMC. Esto permitirá a futuro, la obtención de mediciones de la cinemática de la mano durante una tarea de dibujo en espiral en un espacio tridimensional sin restricciones, ni contacto con objetos. Estas características de esta herramienta de evaluación de la modicidad fina mediante el test de dibujo en espiral es única, pudiendo contribuir a importantes avances en geriatría como herramienta de pesquisaje para identificar individuos con riesgo de padecer enfermedad, así como en otras áreas de conocimiento en las que se encuentre implicado el comportamiento motor fino, en todas las edades.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. La mano humana

Un comportamiento inherente del ser humano es realizar movimientos finos, desarrollados en parte gracias a nuestra particular mano. El agarre, la manipulación de objetos, la escritura, el desempeño motor bimanual, la coordinación multidigital y muchas otras habilidades motoras finas tienen como denominador la posibilidad anatómica, biomecánica y de control motor de la prensión por oposición entre el pulgar y los demás dedos. El complejo sistema sensoriomotor dota a la mano de una gran capacidad para percibir el mundo a nuestro alcance, así como intervenir en él, permitiendo realizar importantes logros culturales y tecnológicos. Con ella podemos “ver” y comunicarnos, hacer cosas tan sutiles como el arte o acariciar a alguien y cosas tan torpes como utilizarla para martillar o golpear para defenderse de un ataque. Al mismo tiempo, el uso experto de la mano nos ha servido para amplificar su función mediante la creación y el uso de herramientas. Innumerables receptores táctiles y somatosensoriales, cerca de 30 músculos dedicados y aproximadamente el mismo número de grados de libertad cinemáticos, entregan a la mano una versatilidad que ha provisto a los seres humanos con una enorme destreza que no ha sido alcanzada por ninguna otra especie en la tierra [FJ02]. Pero así como la mano nos ha logrado dar cierta jerarquía dentro de las especies de este planeta, es capaz de sufrir de los estragos que pueden causar el deterioro de los sistemas que están encargados de controlarla, de esta manera ha sido posible que pueda convertirse en un facilitador del descubrimiento de los distintos daños ocurridos en estos sistemas neurales.

La información extraída del comportamiento de la mano y extremidad superior durante habilidades motoras finas, ha permitido preparar hipótesis sobre el rol de las diferentes estructuras del cerebro en el control de la mano [Lat15], y la búsqueda de estrategias de control neural que subyacen del movimiento humano. Además, su función en estado sano y patológico, como el temblor en sus múltiples presentaciones, ha permitido caracterizar, clasificar y valorar alteraciones del sistema nervioso [GM12] que pueden ser concluyentes para formas específicas de daño neuronal [SRP10]. A pesar de la complejidad mecánica, redundancia de movimiento y las relativamente grandes representaciones corticales cerebrales, el control de la mano se pierde con demasiada facilidad después de

un daño o enfermedad del sistema nervioso y muchas veces en la vejez [Col09].

2.2. Las habilidades motoras finas en personas de edad avanzada

La esperanza de vida al nacer en Chile en el año 1983 era alrededor de 70,7 años para la población general (sin distinción de sexos). Para el año 2015, de acuerdo al Instituto Nacional de Estadísticas esta cifra alcanza los 79,7 años de edad. En nuestro país las personas ahora viven casi una década más que hace 30 años, por lo que el envejecer se ha ido haciendo un proceso más largo [GTA15]. Con el aumento de la esperanza de vida, también ha existido una reducción de las tasas de natalidad y fecundidad, lo que ha producido un cambio en una transición demográfica con la cual hemos pasado de 1 millón 300 mil mayores en la década del 90 a 2 millones 800 mil y fracción en la actualidad. Convirtiendo a nuestro país en uno de los más envejecidos de la región [AAG13]. De la población total de personas mayores se estima que un 42,7 % corresponden a hombres y un 57,3 % a mujeres. Según la Encuesta de caracterización socioeconómica nacional (Casen) del 2013, el porcentaje total de personas mayores a nivel nacional es de 16,7 % y su aumento ha sido sostenido. Se ha estimado que para el 2025 existirán más personas mayores que menores de 15 años [AAG13].

Un comportamiento inherente del ser humano es la realización de habilidades motoras finas, desarrolladas en parte gracias a nuestra particular mano y a las cuales debe prestarse especial atención previo y durante el envejecimiento.

El envejecimiento y la aparición de enfermedades crónicas, producen una disminución general de la función fisiológica y la capacidad de comportamiento. Todas las alteraciones en la funcionalidad (es decir, perdida de independencia y autonomía durante las actividades de la vida diaria) durante el envejecimiento son multifactoriales y están influenciadas por aspectos biológicos, conductuales, socioeconómicos, nutricionales y/o de las opciones de estilo de vida. Esta disminución se manifiesta en alteraciones de los procesos cardiovasculares, la función respiratoria, la actividad del sistema nervioso, la actividad el sistema musculoesquelético [MN12], entre otros.

En particular, la perturbación de los procesos neuronales que modulan el movimiento coordinado resulta en una variedad de presentaciones clínicas unidas bajo la etiqueta de trastornos del movimiento. Múltiples trastornos del movimiento producto de un envejecimiento saludable y en estado patológico, han sido descritos en función de su fenomenología: el movimiento excesivo (hipercinesia o discinesia), la pobreza de movimiento (hipocinesia o bradicinesia), la presencia de movimientos rítmicos involuntarios (temblores vs. clonus vs corea vs tics), la presencia de posturas atípicas (diatónica frente a no-diatónica), etc [LH15]. Los cuales representan una pérdida de control del balance y de la marcha, y un declinar en el control motor fino [TCVSA97, CVTS98, SAS02]. El desempeño en las habilidades motoras finas durante el envejecimiento saludable está relacionado con alteraciones en la función de la mano y la extremidad superior, las que pueden proceder de una variedad de fuentes, comenzando incluso cerca de los 60 años de edad [Col09]. La función de la mano se asocia

con cambios a nivel de los músculos y de su inervación: La pérdida de masa muscular (sarcopenia) y los procesos de la denervación y reinervación de las fibras musculares que contribuyen a cambios en las propiedades de las unidades motoras, la fuerza muscular, la velocidad de la contracción, y variabilidad en la producción de fuerza constante [CPC03, LH15, PC16]. El deterioro de las habilidades motoras finas modifica la funcionalidad de la persona en edad avanzada, impidiendo diversas actividades de la vida diaria, como vestirse, escribir, alimentarse, el autocuidado y la manipulación de objetos. Esto puede dar lugar a una gran variedad de obstáculos en la vida diaria, ya sea en menor o mayor grado [SBB⁺10, HvdLV⁺14].

2.3. Escalas y herramientas de evaluación de las habilidades motoras finas

Métodos de evaluación de las habilidades motoras finas han sido ampliamente desarrollados en el campo del temblor, el cual ha tenido un dramático desarrollo debido a que un extenso rango de enfermedades neurológicas se manifiestan con oscilaciones rítmicas [GM12]. Una parte importante de la evaluación de individuos con trastornos del temblor es determinar el tipo (de reposo, postural, cinético, de intención) y la gravedad del temblor. Clínicamente se observa a los pacientes en diversas posturas mantenidas y ejecutando movimientos específicos para asignar una calificación de escala ordinal. La medición clínica de las personas con trastornos del temblor se ha basado históricamente en escalas de calificación específicas para la enfermedad [NH13], como por ejemplo la escala Fahn-Tolosa-Marin Tremor Rating para evaluar la severidad en el temblor esencial [FTM93].

Aquellas herramientas que incluyen componentes relacionados con la motricidad fina de las manos, pretenden medir el deterioro en las tareas funcionales o movimientos específicos en los que es probable que ocurra con una enfermedad específica [NH13]. Algunas de estas herramientas de evaluación de las habilidades motoras finas de la extremidad superior y la mano utilizadas para evaluar el temblor, se han utilizado también para evaluar el desempeño de las habilidades motoras finas durante el envejecimiento, por ejemplo, la espiral de Arquímedes, Nine Hole Peg Test y Box and Block test [DBH⁺94, WMB⁺11, HvdLV⁺14].

A continuación se presentan algunos métodos de evaluación relacionados con las habilidades motoras finas.

2.3.1. Escalas diseñadas para evaluar trastornos del movimiento

Aunque el temblor se puede estimar clínicamente, su naturaleza no estacionaria y las dificultades relacionadas a la evaluación clínica pura (debido a la subjetividad inherente del evaluador), hace que la evaluación clínica y el seguimiento de los pacientes sea mejorado con el uso de escalas clínicas validadas [GM12], que además sirven para estandarizar la evaluación del trastorno con propósitos de investigación clínica. Estas escalas varían ampliamente en la medida que sus ítems capturan la función de la mano y si se enfocan principalmente en la mano dominante, en las dos manos por

separado o en ambas manos simultáneamente [NH13]. Estas toman en cuenta el grado de impacto de la enfermedad sobre las actividades de la vida diaria (AVD) [GM12, NH13], pero no necesariamente como una representación del alcance de las actividades típicas de cualquier persona, que independientemente de la enfermedad, podría realizar con las manos [NH13].

Algunas escalas son:

- MDS-UPDRS: Diseñado sólo para la enfermedad de Parkinson [GWM⁺08, MMRBAS⁺13].
- SPDDS: Diseñado sólo para la enfermedad de Parkinson [BDvdW01].
- FTM Scale: Diseñado sólo para el temblor [FTM93].
- TETRAS: Diseñado sólo para el temblor [ECF⁺12].
- TDQ: Diseñado sólo para temblor de las manos [LBW⁺00].

2.3.2. Escalas y herramientas diseñadas para evaluar la función de la mano

Las siguientes escalas y herramientas han sido diseñadas para medir la función de la mano de manera que sean útiles para trastornos neurológicos, pero no específicos a ellos.

- ABILHAND: Diseñado para la función de la mano en personas con trastornos neurológicos u ortopédicos [PTT98].
- Action Research Arm test: Diseñado para la función de la mano en personas con trastornos neurológicos [Lyl81].
- TEMPA: Existen normas publicadas para adultos de distintas edades. Los resultados también se pueden comparar con aquellas personas con accidente cerebrovascular, lesión cerebral adquirida, esclerosis múltiple y temblor [DHBD95].
- Box and Block test: Existen normas publicadas para adultos de distintas edades. Los resultados también se pueden comparar con aquellas personas con accidente cerebrovascular, esclerosis múltiple, ataxia y temblor [MVKW85].
- Purdue pegboard test: Existen normas publicadas para adultos de distintas edades. Los resultados también se pueden comparar con aquellas personas con enfermedad de Parkinson, esclerosis múltiple y temblor [TA48].
- Nine Hole Peg Test: Existen normas publicadas para adultos de distintas edades. Los resultados también se pueden comparar con aquellas personas con accidente cerebrovascular, enfermedad de Parkinson, esclerosis múltiple y ataxia [KFS⁺71].

Las dos primeras herramientas difieren de las últimas cuatro herramientas en dos puntos principales. A estas últimas, en primera instancia, se les califica de acuerdo con un valor físico en lugar de una calificación ordinal. La ventaja de calificar con un valor físico, es que los intervalos entre las puntuaciones son uniformes. La segunda diferencia es que todas estas herramientas tienen normas publicadas para adultos de distintas edades. Las herramientas con resultados en cronometraje y conteo están en contraste con los sistemas de escala ordinal, en la que los individuos sin enfermedad en su mayoría presumen de tener una calificación en la puntuación indicando que no hay evidencia de enfermedad o deterioro (generalmente, puntuación 0). Por lo tanto, las herramientas con los resultados en valor físico ayudan a los médicos e investigadores a poner los resultados de un individuo en el contexto de la variabilidad humana normal, incluyendo los cambios asociados con la edad [NH13].

2.3.3. Tareas de concepto único

Estos enfoques de medición de las habilidades motoras finas se concentran en una sola tarea y dan lugar a resultados que son valores físicos, pudiendo utilizar la tecnología para capturar características del movimiento. Estos enfoques no pretenden reflejar la motricidad fina en múltiples tareas. Por el contrario, confían en una sola tarea para la obtención de información sobre la destreza general [NH13]. Las tareas de concepto único, como el golpeteo del dedo, dibujo en espiral y muchas otras, tienen la ventaja de ser ideas simples de entender para un paciente y por lo tanto se pueden utilizar en muchas poblaciones. Sin embargo, es menos plausible que las tareas de un solo concepto puedan representar válidamente todo el constructo de habilidades motoras finas [HCZT07, NH13].

Algunas tareas de concepto único son:

- Golpeteo del dedo: Dependiendo de la tarea utilizada, los resultados pueden compararse con normas publicadas. Estas tareas se han utilizado en muchas poblaciones con trastornos neurológicos [MGU⁺01].
- Dibujo en espiral: Estas tareas se han utilizado en personas con trastornos neurológicos y en adultos de varias edades [Pul98].
- Agarre de precisión y/o levantamiento: Medidas de estas tareas han demostrado ser significativamente diferentes en los controles y personas con trastornos neurológicos [FN04].
- Rotación de la moneda: Dependiendo de la medida utilizada, puede haber normas publicadas. Esta tarea se ha utilizado en personas con trastornos neurológicos [QOC⁺07].

Para un mayor acercamiento a estas escalas, herramientas y tareas de concepto único, diseñadas para evaluar la función de la mano en estado saludable y patológico, ver la revisión realizada por Norman y Heroux [NH13].

2.4. Dibujo de espiral de Arquímedes como método de evaluación de las habilidades motoras finas

Como método de evaluación de la motricidad fina la espiral de Arquímedes o dibujo en espiral tiene una larga historia. Es una tarea de concepto único que mide la capacidad de la persona para dibujar o trazar una espiral de Arquímedes con movimientos circulares suaves. Este test habitualmente utilizado durante la evaluación clínica, se puede realizar sobre una hoja de papel en el que hay una plantilla impresa de la espiral y la persona debe dibujar sobre la plantilla, siguiendo el modelo lo más precisamente que se pueda. Es posible realizar el test en la mano dominante o en ambas manos por separado, aunque lo último no es muy común. Los dibujos son analizados por inspección visual de un especialista, basados en una valoración de puntuación clínica de 0 a 4 en cuanto a la perturbación en el dibujo [TTH⁺97], sin embargo, también existen modificaciones de las puntuaciones respecto a su utilidad en diferentes estudios, como el de la Figura 2.1(a) [HvdLV⁺14]. Posteriormente, la digitalización del dibujo mediante scanner [MTE06] y tabletas de dibujo electrónico [LGB⁺12], se han utilizado para conseguir una mayor precisión y exactitud en la medición de movimientos [APP⁺13], permitiendo realizar un análisis cuantitativo automático del temblor y evitando la subjetividad del experto responsable del análisis. Los datos de los enfoques instrumentales proveen la amplitud del dibujo (generalmente, las posiciones X e Y como una serie de tiempo), permitiendo la evaluación de las frecuencias [Kra13].

Otras mediciones [HvdLV⁺14] para el análisis cuantitativo (Figura 2.1(b)) son:

- Tiempo del movimiento (*s*): Definido por el tiempo que tardó el participante para trazar la espiral.
- Longitud del dibujo (*cm*): Se define como la longitud de la espiral dibujada.
- Variabilidad de la velocidad (*cm/s*): Definido como la desviación estándar de la velocidad instantánea.
- Desviación de la plantilla (cm^2): Se define como el área entre la plantilla y la espiral dibujada.
- El número de cruces: Se define como el número de veces que la espiral dibujada cruzó la plantilla.

Es un método relativamente económico y fácil para evaluar. Sin embargo, los análisis realizados son sobre los registros del dibujo en espiral en dos dimensiones [GM10], restringiendo la naturaleza tridimensional del movimiento de la mano. Esto se ve evidenciado cuando se evalúa el temblor en la tableta y en las pruebas de papel, este es visible sólo cuando es ortogonal a la dirección en la que el paciente está dibujando. El temblor no se puede observar cuando la oscilación es paralela con la dirección del dibujo. Por ejemplo, un temblor de flexión-extensión de la mano derecha aparece sólo en los cuadrantes superior derecho e inferior izquierdo del dibujo (Figura 2.2) [Kra13].

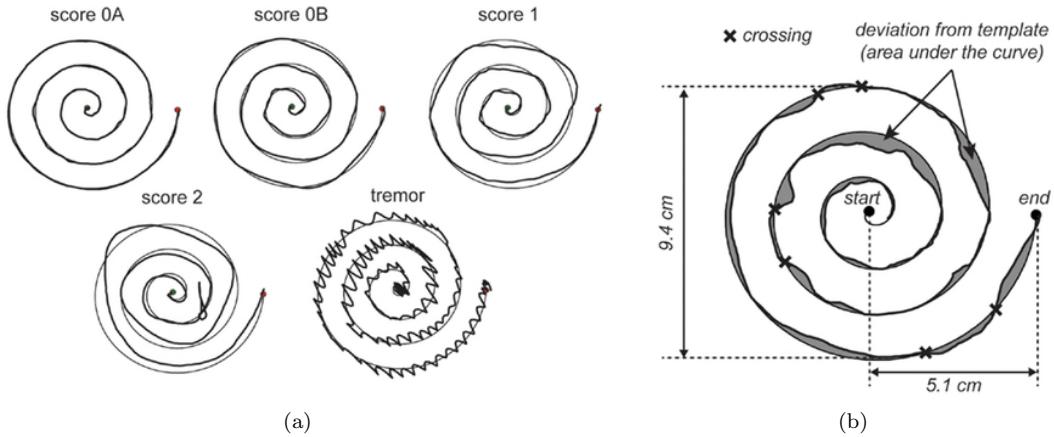


Figura 2.1: Ejemplos de las puntuaciones clínicas y cuantificación del dibujo en espiral: (a) Se muestran ejemplos de las puntuaciones clínicas de los dibujos en espiral con puntuación 0A, 0B, 1, 2, y un temblor; y, (b) Ejemplo del cálculo de las medidas cuantitativas de la motricidad fina. El inicio y el punto final de la espiral se indican con un punto. La figura explica cómo se definen la desviación de la plantilla y los cruces entre la plantilla y el trazado [HvdLV⁺14].

El dibujo en espiral se usa principalmente en personas con trastornos neurológicos que producen temblor y en el que se desea dar una puntuación sobre la severidad de este, dejar un registro para un seguimiento o comparar la evolución respecto a algún tratamiento. Esta tarea ha sido utilizada en la evaluación de personas con Enfermedad de Parkinson [Pul98], Temblor Esencial [Pul98], Esclerosis Múltiple [LH06] y la Enfermedad de Niemann-pick [HPF⁺09], entre otras. Además, se ha utilizado para evaluar la habilidad motora fina en el envejecimiento, mediante el uso de una tableta digitalizadora [HvdLV⁺14].

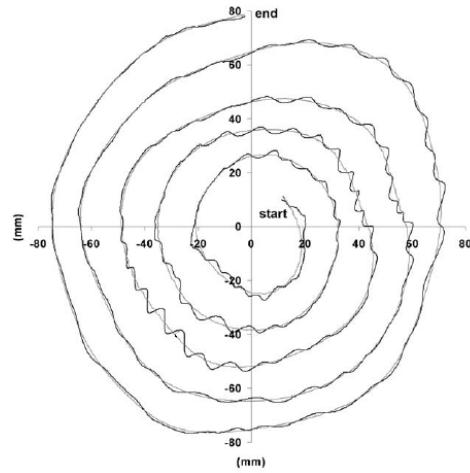


Figura 2.2: Dibujo en espiral de un paciente con Enfermedad de Parkinson con temblor cinético moderado de la mano derecha (coordenadas cartesianas). La línea gris muestra el mejor ajuste de la curva espiral siguiendo las desviaciones de una espiral matemática ideal [Kra13].

2.5. Instrumentación para la cuantificación de la función de la mano

Una gran variedad de tecnologías han sido utilizadas en el desarrollo de instrumentos que evalúan la función de la mano. Los instrumentos más utilizados son: sistemas microelectromecánicos o MEMS (acelerómetros, giroscopios, magnetómetros), video, sistemas de captura de movimiento de cámaras optoelectrónicas, tabletas digitalizadoras, electromiógrafo, guantes de datos, goniómetros, sensores de fuerza y toque. Además, nuevos instrumentos continúan siendo desarrollados y mejoras de los existentes, para registrar de forma cada vez más fidedigna la motricidad fina. Pese a esto, para el temblor, que es una de las características de deterioro más estudiadas de la mano, ningún instrumento se ha aceptado como estándar aún [BdGC94, GM10, McN13]. También, todos los instrumentos presentan ciertas desventajas y no todos permiten su uso en un entorno clínico, restringiendo la utilización de herramientas en esas circunstancias [CLC⁺16]. Para la adquisición y registro de datos de la función de la extremidad superior y la mano, se usan técnicas electrofisiológicas, cinemáticas y cinéticas. La combinación de datos neurofisiológicos y biomecánicos, en un enfoque llamado fusión de sensores, podrá proporcionar nuevas formas de caracterizar los fenómenos ocurridos durante el movimiento [GM10]. Para asegurar un buen análisis de los datos, el instrumento a utilizar para la medición debe cumplir con ciertos estándares para su uso en investigación cuantitativa de las habilidades motoras finas, esto incluye aspectos técnicos y metodológicos [Kra13]. Los aspectos técnicos incluyen: el acondicionamiento de la señal, la calibración del dispositivo, considerar una frecuencia de muestreo óptima siguiendo el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon para el fenómeno de la función de la mano que se deseé evaluar y la utilización de filtrado para la eliminación de errores inevitables y ruido para las mediciones cuando son contaminadas. Los aspectos metodológicos involucran a los principales criterios de calidad del test, que son la objetividad, precisión y exactitud [Kra13, CA09]. A continuación se describen los sensores e instrumentos más utilizados para cuantificar de forma cinemática las habilidades motoras finas:

2.5.1. Técnicas neurofisiológicas

- Electromiografía (EMG): La EMG de superficie, EMG de aguja y de alambres finos, registran los potenciales eléctricos generados por las fibras musculares. En la EMG de superficie, los sensores se fijan en la piel a nivel del músculo de interés, ya sea utilizando electrodos autoadhesivos desechables o electrodos diferenciales con preamplificadores incorporados. Se recomienda el uso de puntos de referencia anatómicos para evitar variaciones debidas a la mala colocación del electrodo [HFM⁺99]. Respecto a los estudios intramusculares con agujas convencionales o electrodos de alambre fino, se implantan electrodos en un músculo determinado para extraer las propiedades de los disparos de unidad motora (tiempos de disparo, tasas de disparo, umbral de reclutamiento, correlación cruzada de las tasas de disparo de las unidades motoras concomitantes). El análisis de la duración de las ráfagas de actividad EMG

puede ser sutil para distinguir varios trastornos. De los registros de EMG, es posible obtener caracterización de patrones de activación muscular, índice de co-activación, reorganización de la actividad muscular, respuestas reflejas musculares, fatiga muscular, entre otros.

2.5.2. Técnicas cinemáticas

- Dispositivos optoelectrónicos: Llamados también sistemas de captura de movimiento (en inglés, motion capture o mocap), es el método más común para la adquisición de datos cinemáticos, considerado el gold standard, utiliza marcadores fijados a un objeto en movimiento. A las coordenadas de estos marcadores se le realiza un seguimiento a través del movimiento y se pueden obtener cálculos. A diferencia de los sistemas basado en video, estos sistemas no dan una imagen visual del sujeto, solo son una representación cuadro a cuadro de la posición de cada marcador. A partir de esto, es posible producir figuras de palo generadas por computador que representan el esqueleto humano o gráficas de la posición de un rango de movimiento articular mostrado en función del tiempo. Esto entrega una buena información cuantitativa, pero no aborda la cuestión de la calidad del movimiento ya que no hay representación visual del sujeto real. Los sistemas optoelectrónicos se pueden subdividir en dos clases principales: Los que usan marcadores activos y los que usan marcadores pasivos (Figuras 2.3(a) y 2.3(b)) [CA09].

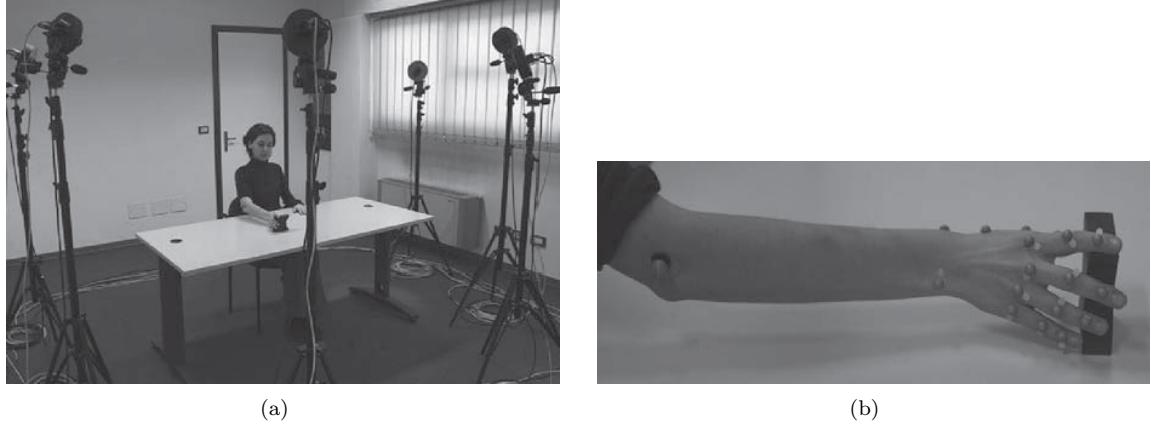


Figura 2.3: Dispositivos optoelectrónicos: (a) Posicionamiento de las cámaras y el espacio calibrado para la grabación de un movimiento de agarre en alcance; y, (b) Marcadores pasivos posicionados en los hitos anatómicos considerados clásicamente para el análisis cinemático de un movimiento de agarre en alcance [CA09].

- Sistemas basados en video: Una gran cantidad de información cualitativa puede obtenerse a partir de las grabaciones de video. El movimiento humano como un patrón total, puede ser observado y re-observado. Se puede ver la relación de todas las partes del cuerpo y la interacción entre ellas, así como la calidad del movimiento. Es posible obtener datos cuantitativos

mediante la digitalización de la imagen de video y someter los datos a procesamiento computacional y análisis. El proceso de digitalización se realiza de forma manual o mediante el uso de un software. Este proceso consiste en la visualización de cada fotograma de la cinta de video e identificación y almacenamiento de las coordenadas para cada uno de los marcadores localizados en la piel. La digitalización automática es precisa y fiable, aunque es necesario efectuar controles manuales para asegurar que el computador no ha confundido dos marcadores diferentes cuando se cruzan en el espacio. Las mediciones directas de una imagen en cinta de video tomada de la pantalla de video están sujetas a error considerable y no deberían ser utilizadas como un método de cuantificación de movimiento humano [CA09].

- Sistemas microelectromecánicos (MEMS): Son sistemas embebidos y especializados en miniatura que involucran uno o más componentes o estructuras micromaquinadas que actúan como sensores, fabricados mediante técnicas desarrolladas por la industria de la microelectrónica, cuyas dimensiones se encuentran en el orden de los μm , basados principalmente en estructuras de silicio y que tienen un cierto grado de integración con circuitos electrónicos desarrollados en este mismo material. Los más utilizados para evaluar la función de la mano han sido el acelerómetro y el giroscopio. La acelerometría es simple, relativamente fiable y es una técnica conveniente para medir la frecuencia y amplitud de las oscilaciones de los segmentos corporales. Los sensores están fijos en la piel en puntos anatómicos específicos. El giroscopio mide la velocidad angular y la orientación angular se puede obtener de la integración de la velocidad angular. Al contrario del acelerómetro, el giroscopio no es sensible a la gravedad. Los datos obtenidos a partir de la fusión de sensores MEMS de 9 grados de libertad (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro) está emergiendo cada vez con más fuerza como sistema para captura de movimiento [LdA14]. Esta combinación de sensores puede superar las limitaciones inherentes los sensores individuales mencionados anteriormente, como sus fuentes de error (deficiencias), complementándose entre sí.
- Guantes de datos: Son guantes totalmente instrumentados que proporcionan mediciones de hasta 22 ángulos articulares de alta precisión. Utilizan la tecnología patentada de sensor de curva resistivo para transformar con precisión el movimiento de dedos y de la mano en datos a tiempo real. Cada sensor es extremadamente delgado y flexible, siendo prácticamente indetectable en el guante elástico y liviano. Cuando hay una necesidad de medir la posición y la orientación del antebrazo, como sucede para muchas aplicaciones, los investigadores generalmente utilizan sensores de seguimiento magnético que se pueden acoplar con el guante [CA09].
- Tableta digitalizadora: Esta permiten al usuario introducir escritura o dibujos a mano al computador, tal como se haría con lápiz y papel. También permite apuntar y trazar los objetos que se encuentran en la pantalla. Consiste en una superficie plana sobre la que el usuario puede dibujar una imagen utilizando el estilete (lapicero) que viene junto a la tableta. La imagen no

aparece en la tableta sino que se muestra en la pantalla del computador. Es posible obtener series de tiempo de las posiciones X e Y como amplitud. Algunas también proveen la presión del lapicero sobre la tableta, como un eje virtual adicional. Se ha utilizado ampliamente para evaluación cinemática de la escritura y dibujos en espiral [Kra13].

2.5.3. Técnicas cinéticas

- Sensores de fuerza: Los medidores de deformación cambian su resistencia eléctrica durante deformaciones muy pequeñas en el intervalo de centésimas de milímetro. Mediante la fijación de medidores de tensión a portadores elásticos, tales como vigas de metal y mediante el uso de un circuito eléctrico especial (puente de Wheatstone) y con amplificación eléctrica diferencial, se genera una señal de voltaje o corriente que da una lectura de salida inmediata y continua de la fuerza aplicada. Los medidores de deformación, ya sea en bases de silicona o metálica, todavía constituyen la técnica estándar para mediciones de fuerza continua. Con la invención de medidores de deformación, las fuerzas isométricas de los dedos, como las producidas durante el agarre de un objeto, podrían ser medidas de forma continua, precisa y sin mayores limitaciones para el agarre. En el agarre de precisión entre el pulgar y el dedo índice, se han estudiado aspectos elementales del rendimiento, tales como la fuerza de agarre máxima, la capacidad de mantener una fuerza constante, las fuerza rápidas o el seguimiento de un objetivo dinámico [Her09].

2.6. Desventajas de los instrumentos usados para la cuantificación de la función de la mano

Los dispositivos de evaluación cuantitativa objetiva más utilizados son, sistemas microelectromecánicos (MEMS), tabletas digitalizadoras, electromiografía de superficie, cámaras de video, cámaras optoelectrónicas con uso de marcadores pasivos o activos, guantes de datos, goniómetros, sensores de fuerza y torque, entre otros. Así como cada uno de estos dispositivos tiene ventajas, también tienen desventajas que se manifiestan en la configuración, registro y análisis de los datos, y que se deben considerar a la hora de pensar en utilizar en un ambiente clínico. Por ejemplo, las mediciones con acelerómetros MEMS incluyen un artefacto gravitacional que debe ser eliminado para la cuantificación del movimiento y deben ser fijados a los dedos, lo que puede afectar la inercia y el movimiento de los dedos [CLC⁺16]. El examen motor realizado en video presenta limitación en personas con síntomas leves, requiere al menos dos cámaras para realizar estimaciones tridimensionales, un método de calibración y el posterior procesamiento de datos suele consumir mucho tiempo [GM10]. Las mediciones realizadas con cámaras optoelectrónicas logran alcanzar una alta frecuencia de muestreo, pero reúne los inconvenientes del video y otros como el movimiento del marcador con respecto al hueso subyacente debido al desplazamiento y deformación de la piel o la oclusión de segmentos de la mano o marcadores, resultando en una situación no observable, induciendo una pobre estimación

de la posición de la mano [KSRV14]. Los guantes de datos tienen su desventaja relacionada con la colocación del sensor, estos necesitan una alineación precisa de los sensores con las articulaciones y posibles re-calibraciones durante la utilización, para mitigar los errores de estimación debido a desplazamientos de los sensores [KSRV14]. Las tabletas digitalizadoras usadas para cuantificar dibujos en espiral y escritura solo permiten el registro de datos de posición bidimensional, restringiendo la naturaleza del movimiento de la mano por el contacto del lapicero con la superficie de la tableta, proporcionando cierta estabilidad de la extremidad superior y la mano, posiblemente facilitando el control neuromuscular durante el trazado.

Durante el último tiempo, los productos de entretenimiento para el hogar, como consolas de videojuegos y teléfonos móviles con sensores integrados, se han empezado a utilizar para estudiar los trastornos del movimiento y su implicancia en la motricidad fina [Kra13]. En este contexto, recientemente se ha utilizado un pequeño dispositivo óptico, llamado Leap Motion Controller (LMC), para cuantificar el temblor en el espacio tridimensional [CLC⁺16].

2.7. El Dispositivo Leap Motion Controller

El Leap Motion Controller (Leap Motion, Inc., San Francisco, CA, USA, 2012) es un nuevo dispositivo, portable (45 g de peso), amigable con el usuario, creado para la interacción hombre-máquina de forma natural (interfaz natural de usuario), apto para interfaces controladas por el gesto de la mano, especialmente relacionadas con aplicaciones de programas interactivos (Figura 2.4(a)). Tiene que ser colocado entre el usuario y el monitor del computador [IMF⁺15, WBRF13]. El LMC mide 80 mm de largo, 30 mm de ancho y 11 mm de alto. Está conformado por dos cámaras de tipo CMOS que cuentan con un sensor monocromático, sensible a la luz infrarroja (IR), con una longitud de onda de 850 nm que se utilizan en combinación con tres diodos LED IR de longitud de onda de 850 nm (Figura 2.4(b)).

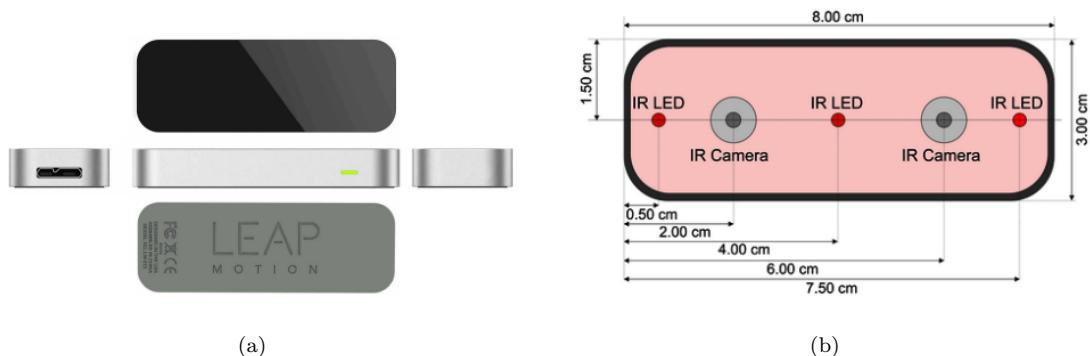


Figura 2.4: Leap Motion Controller: (a) Todas las vistas del LMC; y, (b) Vista esquemática del LMC [TC15].

El campo de visión del controlador es una pirámide invertida centrada en el dispositivo y tienen un campo de visión cercano a 150°. El rango efectivo del controlador se extiende desde aproximadamente

25 a 600 mm por encima del dispositivo (1 pulgada a 2 pies). El LMC emplea un sistema de coordenadas cartesianas diestro. El origen se centra en la parte superior del LMC. Los ejes X y Z se encuentran en el plano horizontal, con el eje X que corre paralelo al borde largo del dispositivo. El eje Y es vertical, con valores positivos creciente hacia arriba. El eje Z tiene valores positivos crecientes hacia el usuario (Figura 2.5).

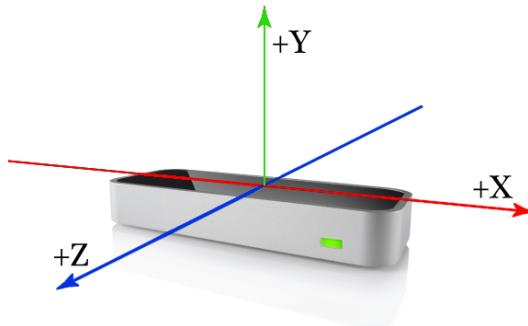


Figura 2.5: Sistema de coordenadas de mano derecha del LMC.

Según lo establecido por el fabricante, la precisión del sensor en la detección de la posición de la yema del dedo es de aproximadamente 0.01 mm [WBRF13]. El controlador puede ser categorizado como un sistema de seguimiento óptico basado en el principio de la visión estéreo [GJP⁺14]. La estereofotogrametría se ha convertido en un enfoque adoptado para la captura de movimiento sin marcadores, pero pocos dispositivos se centran exclusivamente en derivar datos cinemáticos de la extremidad superior. El software del LMC utiliza una variación de propiedad de estereofotogrametría para la inferencia del movimiento de la articulación [SHDP16]. Para producir datos cinemáticos, el LMC adquiere imágenes IR de un espacio tridimensional limitado, en tiempo real, y usa el reconocimiento de objetos para identificar objetos predefinidos (mano, dedos y herramientas) en su campo de visión, permitiendo un seguimiento fluido de la posición y gestos de las dos manos y los diez dedos, modelando todas las articulaciones fisiológicas de la mano y objetos pequeños en el espacio libre [GJP⁺14]. Los detalles específicos de como el LMC optimiza algoritmos de estereofotogrametría básicos para producir estos datos no están disponibles al público, debido a restricciones comerciales y patentes [GJP⁺14, SHDP16]. Sin embargo, el portal para desarrolladores del LMC, provee documentación respecto a la captura y tratamiento de imágenes de las cámaras (<http://bit.ly/2eBGn0v>). Además, este sitio de documentación para desarrolladores entrega información sobre el acceso y programación del controlador, para obtener datos y realizar desarrollos, mediante el kit de desarrollo de software, provisto por el fabricante y disponible en varios lenguajes de programación, como Python, Java, JavaScript, Objective-C, C++ y C#. Así, las posiciones de los objetos reconocidos se adquieren a través de la API del LMC.

Capítulo 3

Estado del Arte

Las nuevas tendencias en el uso de tecnologías de “interfaz natural de usuario” (en inglés natural user interface, NUI), es decir, la comunicación entre el usuario y el computador sin el uso de sensores invasivos [VP17], que hace uso de movimientos gestuales del cuerpo o de alguna de sus partes tales como las manos, para servir como mando de control. Permiten que el usuario se sienta más a gusto y se comunique intuitivamente con aplicaciones particulares (por ejemplo, entretenimiento, aprendizaje, salud e ingeniería). Uno de los dispositivos NUI por excelencia es el conocido sensor Kinect de Microsoft (2010), el cual detecta el movimiento del cuerpo de los usuarios, lo que les permite interactuar con el contenido en la pantalla a través de los movimientos, la interacción está lejos de la pantalla y responde en tiempo real. El Leap Motion Controller (2013) es el más reciente dispositivo basado en la detección de movimiento y fue creado específicamente para el reconocimiento de posición y gestos de la mano, presentando una exactitud submilimétrica según sus creadores. Uno de los campos en los que el LMC ha tenido un acervo de investigaciones es en aplicaciones para la salud: simulación quirúrgica [TSWWI16, LLG⁺17], intervenciones guiadas por imágenes [HSL⁺17, MSR⁺16], biomecánica [SHDP16], rehabilitación [IMF⁺15, VDD16], telerehabilitación [KMHM⁺14, Put14], evaluación de la función de la mano [AAD⁺17, KGM⁺15, TLG⁺15, BRD⁺17], evaluación del temblor [CLC⁺16, GSGB15], etc.

Para que el LMC sea valorado como un sistema de análisis cinemático en investigación cuantitativa de las habilidades motoras finas debe cumplir con estándares para su uso. Deben ser considerados los aspectos técnicos como la calibración del dispositivo, una frecuencia de muestreo optima según el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon para la configuración experimental o el fenómeno de la función de la mano que se deseé evaluar y la utilización de filtrado para la eliminación de errores inevitables y ruido para las mediciones cuando son contaminadas [Kra13]. Los aspectos metodológicos vinculados a la medición de posición más destacados son: resolución (es decir, el movimiento mínimo detectable de un punto de referencia), precisión (es decir, el grado en que una serie de mediciones individuales repetidas del mismo estado son similares) y la exactitud (es decir, el grado de conformidad con el valor real (constante)). La falta de precisión causa errores aleatorios y la baja exactitud produce errores sistemáticos. Todos los valores obtenidos de estos parámetros deben

verificarse en todo el volumen de captura, esto permite distinguir el rendimiento entre diferentes sistemas [Kra13, CA09].

Se han propuesto diferentes diseños experimentales para la evaluación del desempeño y validación del LMC, basados en el uso de configuraciones estáticas y dinámicas. Además, se han utilizado diferentes tipos de herramientas como sistemas mocap, robot, manos de maniquí, brazo digitalizador 3D mecánico, monitor y herramientas o software específicamente diseñados.

Los principales diseños experimentales que analizaremos en este documento se pueden dividir en tres núcleos temáticos: (i) Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con el uso único de herramientas; (ii) Estudios basados en la evaluación del desempeño y validación del LMC con herramientas, seres humanos sanos y con patología sintomática del comportamiento de la mano; (iii) Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con herramientas y seres humanos en tareas de apuntar.

Las siguientes investigaciones que constituyen estos tres núcleos temáticos corresponden a una selección superficial del material disponible, los cuales abordan los criterios de calidad técnicos y/o metodológicos antes mencionados. A continuación se expondrán dichos núcleos temáticos con orden cronológico de aparición de estudio.

3.1. Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con el uso único de herramientas

Hasta el momento los dos estudios más citados respecto al desempeño del LMC desde su aparición, son el de los grupos de Weichert [WBRF13] y de Guna [GJP⁺14], los cuales han sido los primeros en evaluar la exactitud y precisión respectivamente. Cabe destacar que según lo indicado por el fabricante, la exactitud del sensor en la detección de la posición de la yema del dedo es de aproximadamente 0.01 mm.

El primer estudio en realizarse del LMC es el de Weichert, el dispositivo fue evaluado previo a su salida al mercado. Se realizaron configuraciones estáticas y dinámicas que utilizaron un robot industrial (Kuka KR 125/3) con un lápiz de referencia (herramienta del robot) para ser detectado por el LMC (Figura 3.1). El objetivo de la configuración experimental fue permitir el seguimiento de la punta del lápiz de referencia simultáneamente entre el robot y el LMC. El análisis presentado no se centra en los detalles técnicos sino en un análisis detallado de la exactitud y la repetibilidad del sensor, de acuerdo con la norma ISO 9283, que se utiliza principalmente para robots industriales. Eligieron un escenario estático que permita medir la desviación máxima de una posición conocida a lo largo del tiempo (prueba de posicionamiento) y un escenario dinámico para probar la capacidad del sensor para adquirir la posición exacta de un objeto en movimiento (dibujo de ruta).

Los casos de prueba estáticos evaluaron la exactitud de la punta del lápiz de referencia que se movía a diferentes posiciones discretas en una cuadrícula regular de un plano (planos XY, XZ y YZ) (Figura 3.2(a)). En los casos de prueba dinámicos (posicionamiento dinámico) se movía a diferentes



Figura 3.1: Vista frontal del robot industrial Kuka con un lápiz de referencia y el LMC [CA09].

posiciones discretas por una ruta lineal de 200 mm, por ejemplo a lo largo de los ejes particulares X, Y y Z del sistema de coordenadas del sensor y sobre una función sinusoidal de 50 mm centrado en el punto central del controlador dentro del plano XY (Figura 3.2(b)). Durante el proceso de medición, el lápiz de referencia permanece en una posición estática inclinada sobre el sensor, análogo a navegar con la punta del dedo humano. Además, se evaluó la influencia de la dimensión del lápiz de referencia en las mediciones, para esto se usaron lápices de referencia con diferentes diámetros (3, 4, 5, 6, 8 y 10 mm).

Como resultado de la medición de exactitud de este estudio para los casos de prueba estáticos se obtuvo una desviación menor que 0.2 mm, esto fue independiente del eje, entre una posición 3D deseada y las posiciones medidas. La evaluación para situaciones dinámicas, independientemente del plano, se pudo obtener una exactitud de menos de 2.5 mm (media de 1.2 mm). Además, no hubo influencia observable del diámetro del lápiz de referencia sobre la exactitud. En este estudio no fue posible lograr la exactitud teórica de 0.01 mm en condiciones reales, pero si una alta exactitud (exactitud media global de 0.7 mm) con respecto a otras interfaces de usuario basadas en gestos. Se hace mención a que los resultados de la evaluación fueron ejecutados en la versión preliminar del LMC y que podrían diferir de la del producto de consumo.

El grupo de Guna se interesó por el análisis de la precisión, fiabilidad, la variación de la exactitud en diferentes regiones del espacio sensorial y la consistencia de la frecuencia de muestreo. Para esto realizaron un conjunto de mediciones en condiciones estáticas y dinámicas. La evaluación se realizó con la ayuda de un sistema de captura de movimiento óptico (mocap) de alta velocidad y alta

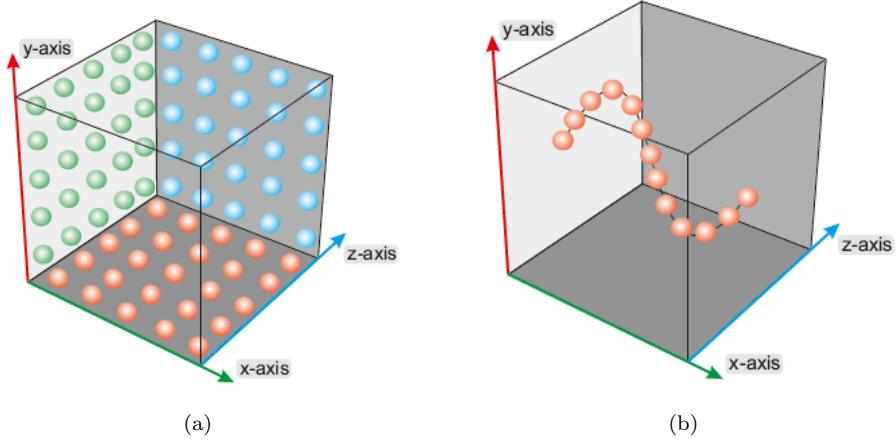


Figura 3.2: Visualización de las pruebas estática y dinámica: (a) Posiciones en el plano XY, XZ y YZ en una prueba estática; y, (b) Posiciones en una función seno dentro del plano XY en una prueba dinámica [WBRF13].

exactitud. Este es el primer estudio en combinar el LMC con un sistema mocap (considerado gold estándar).

El rendimiento del LMC se evaluó a través de dos tipos de mediciones. En la primera medición, se rastrearon y registraron una serie de puntos estáticos fijos en el espacio durante un período de tiempo largo para evaluar la consistencia y la dispersión de los resultados. Las 37 ubicaciones de referencia donde se realizaron las mediciones estáticas se muestran en la Figura 3.3(a). Las coordenadas de los puntos de referencia se seleccionaron sistemáticamente para cubrir la mayoría del espacio sensorial del controlador. El número en cada ubicación en la figura indica la altura (la posición sobre el eje Y en cm) en la que se tomaron las mediciones individuales. Esta medición fue realizada con la ayuda de una mano de maniquí (Figura 3.3(b)).

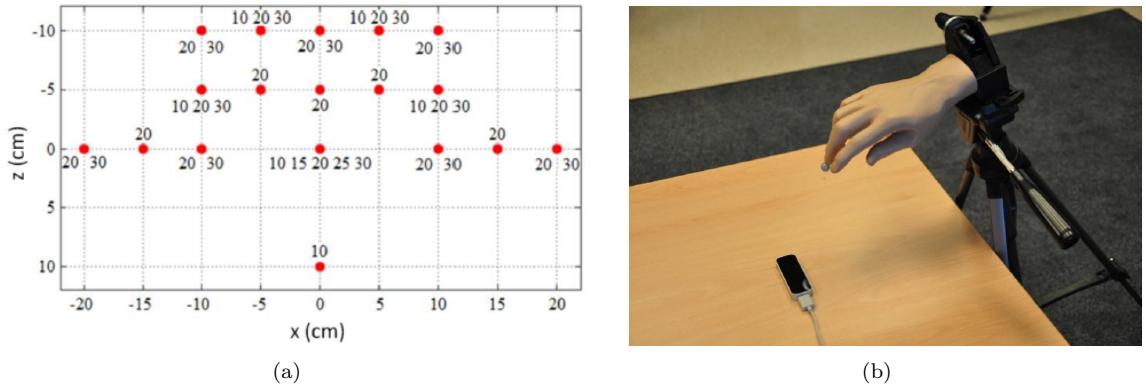


Figura 3.3: Consideraciones de la prueba estática: (a) Coordenadas de los puntos de referencia seleccionadas sistemáticamente; y, (b) Mano de maniquí utilizada para las mediciones estáticas [GJP⁺14].

En la segunda medición, se proporcionó una distancia constante entre dos objetos (herramienta

específicamente diseñada), que luego se movieron libremente alrededor del espacio sensorial. La exactitud de seguimiento del controlador se evaluó luego en base a la distorsión de la distancia entre los dos objetos. El sistema mocap se utilizó para determinar las posiciones espaciales exactas de los objetos rastreados y las distancias entre ellos.

En el escenario estático, la desviación estándar demostró ser inferior a $0,5\text{ mm}$ en todo momento. El análisis reveló una importante dependencia espacial de la consistencia y el rendimiento del controlador. La correlación lineal reveló un aumento significativo en la desviación estándar cuando la mano se aleja del controlador y cuando se mueve hacia la izquierda o derecha del controlador.

La mayoría de los puntos seleccionados con éxito se ubicaron detrás del controlador ($Z < 0$), cuando la mano estaba ubicada arriba del controlador y por lo tanto completamente visible dentro del espacio sensorial. Fue muy difícil configurar la medición cuando la mano estaba ubicada frente al controlador y solo el dedo de seguimiento permaneció en el espacio sensorial.

El conjunto de medidas en el escenario dinámico reveló un rendimiento inconsistente del controlador. La exactitud disminuye cuando los objetos se alejan del sensor, teniendo una caída significativa en la exactitud de las muestras tomadas a más de 250 mm por encima del controlador.

Además, encontraron una limitación importante en el rendimiento del controlador debido a su frecuencia de muestreo inconsistente. En este estudio hubo un valor medio de menos de 40 Hz , considerado relativamente bajo y el cual varía significativamente en condiciones estáticas y dinámicas.

Según Guna, la alta exactitud estática (inferior a $0,2\text{ mm}$) informada por Weichert se combina con sus resultados, logrando evaluar al LMC como un sistema confiable y exacto para rastrear puntos estáticos, sin embargo, para el momento del estudio el LMC no podría ser utilizado como un sistema mocap profesional.

Por otro lado, Kincaid [Kin16] propuso un análisis de la respuesta en frecuencia del LMC para evaluar la capacidad para medir el temblor de la mano en las frecuencias y amplitudes relevantes para el temblor humano. Para esto utilizaron un sistema de planta rectilínea que consistía en un motor que conducía un trineo a lo largo de un cojinete lineal. El sistema también incluía un encoder de alta resolución que registraba la posición del trineo. Una mano rígida de maniquí estaba rígidamente unida al trineo y oscilaba hacia adelante y hacia atrás a lo largo del cojinete lineal por el motor. Un programa personalizado registró simultáneamente el tiempo y la posición de los dedos y la palma desde los dos sensores (el codificador y LMC) a aproximadamente 100 Hz (Figuras 3.4(a) y 3.4(b)).

En este estudio se usó el LMC como un sistema de entrada-salida, la relación entrada-salida del sensor LMC se caracterizó como la relación de magnitud, definida como la relación de la amplitud de la salida (desplazamiento de la mano registrada por el sensor LMC) sobre la amplitud de la entrada (desplazamiento real de la mano de maniquí medido por el encoder) (Figura 3.5(a)). Para determinar esta relación entrada-salida, desplazaron la mano de maniquí sinusoidalmente en una variedad de frecuencias (1 - 15 Hz) y amplitudes (0.08-28.3 mm).

Se encontró que el LMC actúa como un filtro paso bajo, es decir, la amplitud del temblor medida por el LMC (salida) es generalmente menor que la amplitud real del temblor (entrada), y la relación

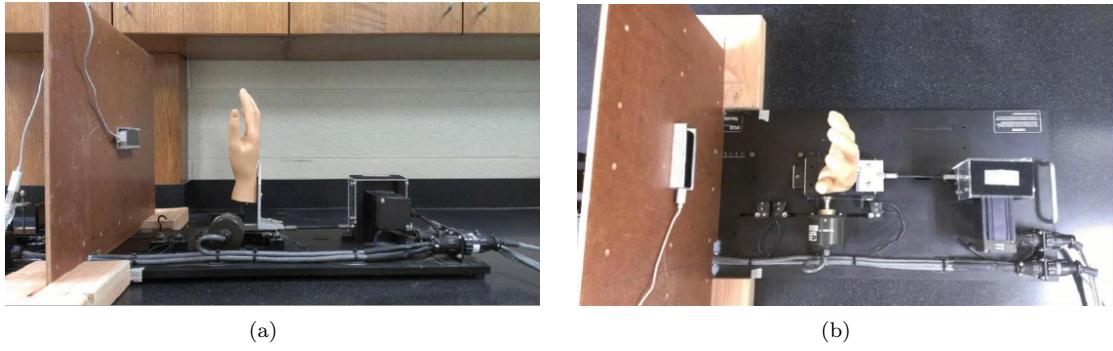


Figura 3.4: Sistema oscilador de la mano de maniquí: (a) Vista plano sagital; y, (b) Vista plano transverso [Kin16].

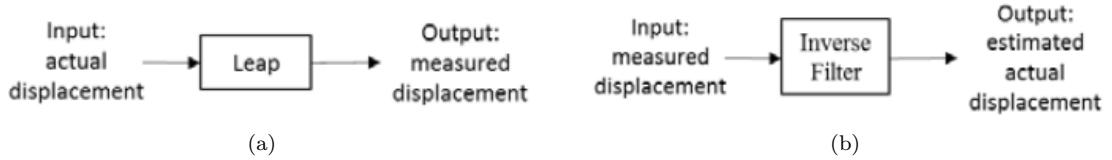


Figura 3.5: Relación de entrada y salida del sensor en el experimento: (a) Como cualquier sensor, el LMC es un filtro que se puede caracterizar utilizando la relación de magnitud; y, (b) La amplitud real (medida por el encoder) se puede estimar a partir de la amplitud medida, invirtiendo el filtro del sensor LMC [Kin16].

de magnitud disminuye con el incremento de la frecuencia. Además, la relación de magnitud depende fuertemente de la amplitud de entrada; aumenta al aumentar la amplitud de entrada, lo que indica una relación de entrada-salida no lineal. El ancho de banda para amplitudes superiores a 1,5 mm varió entre 1,7 y 5,5 Hz (mayor ancho de banda para una mayor amplitud de entrada). Por lo tanto, el ancho de banda del LMC está debajo o en la banda de temblor (3 - 12 Hz), lo que indica que no es adecuado para medir la amplitud del temblor humano.

Sin embargo, en el estudio se supera el ancho de banda limitado, proponiendo que la respuesta en frecuencia se puede usar para estimar la amplitud del temblor real. Dada la frecuencia y amplitud del temblor medido por el LMC, la amplitud del temblor real puede estimarse dividiendo la amplitud del temblor medida por la relación de magnitud en esa frecuencia y amplitud de salida (Figura 3.5(b)). El autor de este estudio recomienda este procedimiento para amplitudes reales de temblor superiores a 1,2 mm, que es la exactitud dinámica del LMC establecida por Weichert, dado que por debajo de estas, las proporciones de magnitud se vuelven irregulares. Con este procesamiento adicional, el LMC sería capaz de medir temblores suficientemente grandes con una exactitud razonable.

3.2. Estudios basados en la evaluación del desempeño y validación del LMC con herramientas, seres humanos sanos y con patología sintomática del comportamiento de la mano

El equipo de Gütter [GSGB15] fue el primero en analizar el comportamiento de un sujeto sano simulando el temblor de la mano, ellos proponen la implementación de un sistema de detección de temblores integrado en un espacio de trabajo descentralizado (Ej.: desde casa), utilizando el LMC y unas gafas inteligentes para permitir la detección y monitoreo de posibles diagnósticos como la enfermedad de Parkinson y el temblor esencial.

Para el análisis del temblor se centraron en los datos de ángulo de alabeo (ángulo alrededor del eje Z del LMC, en inglés, roll) de la posición y orientación de la palma del usuario respecto al LMC, al ser en estos datos mayoritariamente dominante el patrón de temblor de la mano, según los autores. A los datos registrados durante un tiempo de 10s se les derivó hasta obtener la aceleración, se les suavizó con una ventana Gaussiana y se les aplicó el algoritmo de Transformada rápida de Fourier (FFT). Los gráficos resultantes de la FFT se analizan a continuación para decidir si el usuario realmente sufre o no un trastorno relacionado con el temblor. Los factores que afectan este análisis son las frecuencias dominantes y la amplitud en estas frecuencias dominantes (en forma de peak).

Este proceso de detección del temblor se realizó a una persona sana, donde primero no se introdujo temblor y luego a la misma persona se le pidió que introdujera un patrón de temblor de mano, notando claras diferencias entre las frecuencias dominantes y la amplitud de estas dos condiciones (Figuras 3.6(a) y 3.6(b)).

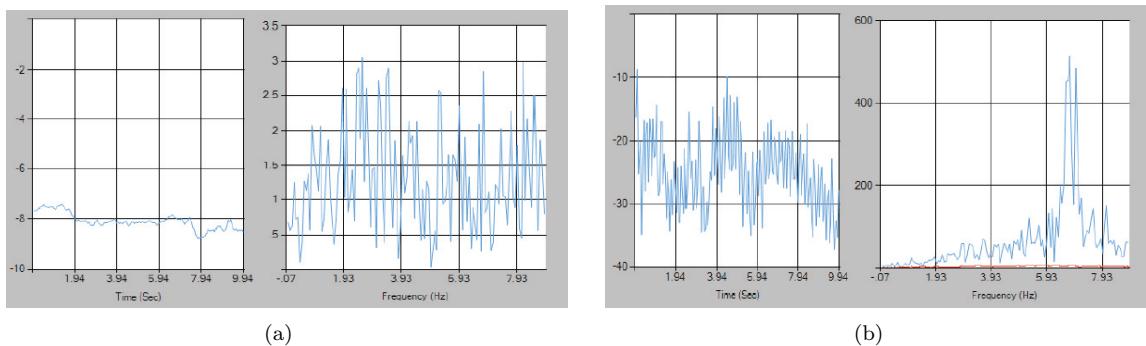


Figura 3.6: Graficos de amplitud y frecuencia del sistema de detección de temblores: (a) Patrón de temblor de una persona sana; y, (b) Patrón de temblor simulado por una persona sana, en rojo (grafico de frecuencias) se superpone la frecuencia de temblor de una persona sana sin simulación [GSGB15].

Un año más tarde el equipo de Chen [CLC⁺16] realizó un estudio en el que se desarrolló un sistema instrumentado para cuantificar automáticamente las características del temblor, pensado para entornos clínicos, para ayudar a los médicos a diagnosticar los tipos y la gravedad del temblor. Utilizaron el LMC en conjunto con algoritmos desarrollados para cuantificar las características de

movimiento en 4 sujetos diagnosticados clínicamente con temblor esencial. Primero verificaron el rendimiento del LMC para asegurar la idoneidad de cuantificar las características del temblor, antes de realizar pruebas en los pacientes para validar la factibilidad de la cuantificación del temblor.

Para imitar el temblor de los dedos, conectaron una mano de plástico a un vibrador electromecánico, al cual se le proporcionó un temblor continuo simulado, ajustando la frecuencia de vibración y la amplitud de la vibración (Figura 3.7). La frecuencia de los temblores simulados fue de 3-8 Hz. Un acelerómetro fue fijado a un dedo en el modelo de mano, y las amplitudes de temblor simuladas fueron calculadas por doble integración de la aceleración medida con el tiempo. Los resultados se compararon con las mediciones de posición del LMC para luego determinar una correlación entre las mediciones.

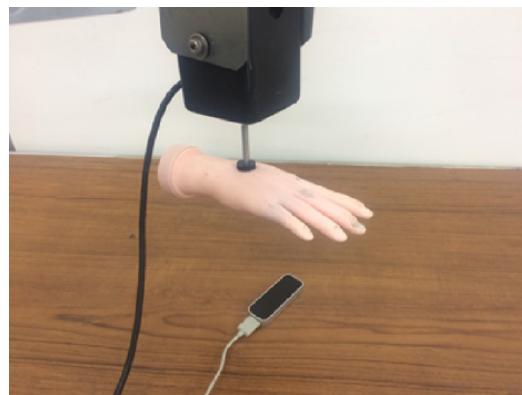


Figura 3.7: Mano de plástico conectada al vibrador electromecánico [CLC⁺16].

Se registró el movimiento de los cinco dedos mediante el LMC a lo largo del eje Y, luego se promediaron los datos de los cinco dedos para representar la amplitud del temblor de una mano. Los resultados de las manos de tres ensayos se promediaron para representar el rendimiento del movimiento en una mano. Los datos de movimiento fueron diferenciados en el tiempo dos veces para obtener la aceleración de los dedos y la señal fue filtrada a 4-11 Hz. Posteriormente, se realizó una FFT sobre los datos de aceleración y la frecuencia con la potencia máxima fue establecida como la frecuencia de temblor de los dedos. Se utilizaron tres algoritmos diferentes para cuantificar las características del temblor: descriptor de dispersión, amplitud tridimensional (amplitud 3D) y umbral bidimensional (umbral 2D).

A una frecuencia dada, la amplitud medida por el LMC mostró una fuerte correlación lineal con la amplitud real, calculada por la medición desde un acelerómetro. La exactitud de medición del LMC (ratio de amplitud del LMC respecto a la amplitud real) fue una constante en una frecuencia dada, sin embargo, esta cambió con la frecuencia del temblor (Figura 3.8). En este experimento es posible apreciar el mismo comportamiento ocurrido en el estudio de Kincaid en que la amplitud del temblor medida por el LMC es generalmente menor que la amplitud real del temblor.

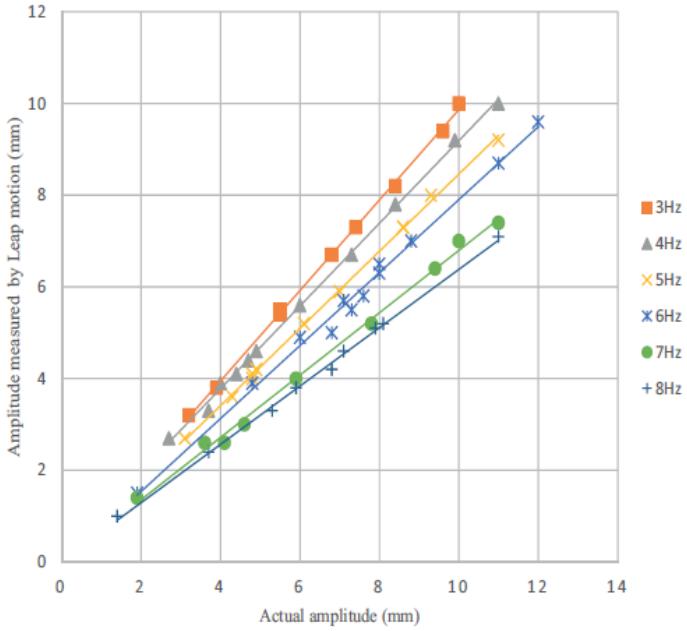


Figura 3.8: Exactitud de medición del LMC [CLC⁺16].

En este estudio, se calculó mediante un análisis de regresión un factor de corrección para las frecuencias superiores a 8 Hz. La amplitud real del temblor (movimiento del dedo) puede obtenerse dividiendo la amplitud medida por el LMC (en mm) por el factor de corrección.

Una vez registrados con éxito los movimientos de los dedos en pacientes con temblor, se aprecio que las frecuencias cayeron en un rango de 5-8 Hz, siendo consistente con los resultados de la frecuencia del temblor esencial (entre 4 y 12 Hz).

Esta investigación logro demostrar la factibilidad y evidencia cuantitativa de usar el LMC con algoritmos para cuantificar la frecuencia y la amplitud de los temblores en entornos clínicos. El sistema podría utilizarse en la frecuencia de los temblores entre 3 y 8 Hz para cuantificar con exactitud las amplitudes del temblor y se requiere una corrección en altas frecuencias de temblor. Se sugiere que el LMC es conveniente para el uso en evaluación clínica.

También en el año 2016 el equipo de Smeragliuolo [SHDP16] realizó un estudio con el LMC, esta vez el propósito de la investigación se basó en el uso de un sistema mocap para cuantificar la exactitud con la que el LMC registra los ángulos de la articulación de la muñeca y el antebrazo, en condiciones que fueron diseñadas para ser reproducibles en un ambiente clínico supervisado.

Los sujetos reclutados de la población general fueron 16 personas sanas a los cuales se les examinó ambas manos, se adquirieron grabaciones simultáneas de los sistemas LMC y mocap, mientras que los sujetos realizaban una serie de rotaciones unidimensionales de la mano alrededor de los ejes que pasan por la muñeca: desviación radial/ulnar de muñeca (rotación alrededor del eje X), flexión/extensión de muñeca (rotación alrededor del eje Z), y pronación/supinación de antebrazo (rotación alrededor del eje Y) (Figuras 3.9(a), 3.9(b) y 3.9(c)).

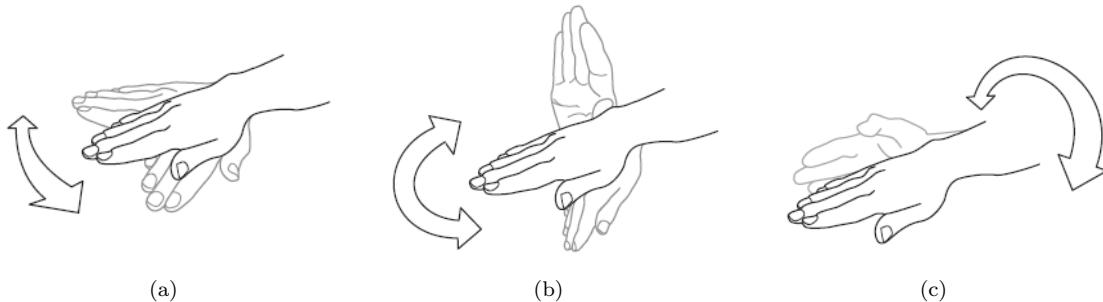


Figura 3.9: Rotaciones unidimensionales de la mano alrededor de los ejes que pasan por la muñeca: (a) Desviación radial/ulnar de muñeca; (b) Flexión/extensión de muñeca; y, (c) Pronación/supinación de antebrazo [SHDP16].

Con el fin de aproximar los problemas de seguimiento que podrían surgir debido a las posturas fijas patológicas de las manos, cada sujeto repitió los tres movimientos con sus manos en tres posiciones diferentes: mano abierta, puño suelto y puño apretado (Figuras 3.10(a), 3.10(b) y 3.10(c)).

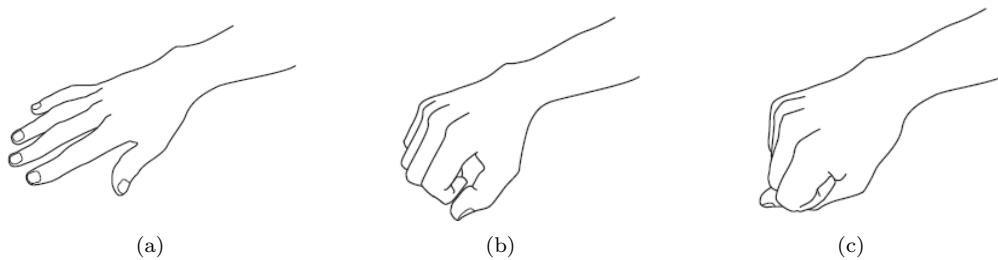


Figura 3.10: Posturas fijas de las manos: (a) Postura de mano abierta; (b) Postura con puño suelto; y, (c) Postura con puño apretado [SHDP16].

Para la sincronización de los datos brutos, debido a la tasa de muestreo variable del LMC antes informada, este equipo corrigió las discrepancias de tiempo con el sistema mocap sin alterar la amplitud de las señales, para esto se utilizó el algoritmo de alineamiento temporal dinámico (DTW, en inglés, Dynamic Time Warping).

Las medidas para cuantificar el acuerdo entre los sistemas LMC y mocap fueron la correlación de Pearson, el error cuadrático medio (en inglés, Root Mean Square Error (*RMS*E)) y el sesgo del estimador, este último, definido como la diferencia en las medias entre los datos de LMC y el sistema mocap.

En el estudio se indica que el LMC es lo suficientemente versátil como para proporcionar ángulos articulares exactos de la muñeca, excepto si se sostiene la mano con el puño apretado. Además, según los autores el LMC demostró suficiente acuerdo con el sistema mocap para ser utilizado para monitorizar cuantitativamente los cambios en la flexión/extensión y la desviación radial/ulnar de la muñeca en un entorno clínico supervisado, pero no en la pronación/supinación de antebrazo.

La investigación del equipo de Butt [BRD⁺17] tuvo como objetivo estudiar el potencial del LMC para la evaluación objetiva de la disfunción motora en pacientes con Enfermedad de Parkinson (EP), este sistema para el análisis del movimiento de la mano fue probado en diecisésis personas con EP y doce controles, realizando una comparación directa entre los sujetos. Varios parámetros biomecánicos se extrajeron de los datos de LMC registrados, como la frecuencia, amplitud, velocidad de los movimientos. Un neurólogo evaluó a los sujetos durante la ejecución de la tarea y les asignó una puntuación de acuerdo con los ítems MDS/UPDRS-Sección III. Las tareas fueron pronación/supinación de los antebrazos, apertura/cierre de las manos, golpeteo de los dedos pulgar-índice y temblor postural.

Para conocer la importancia de tales características del rendimiento motor de ambos grupos de sujetos desde el punto de vista clínico, se utilizaron métodos basados en aprendizaje automático. Tres métodos de aprendizaje supervisado, redes neuronales artificiales, máquina de soporte vectorial y regresión logística, se usaron para implementar los algoritmos para clasificar entre sujetos con EP y controles sanos.

Los hallazgos mostraron un potencial de clasificación moderado del LMC para extraer el rendimiento motor de sujetos con EP. El mejor desempeño lo obtuvo la máquina de soporte vectorial con una sensibilidad y especificidad de más del 80 %. Los investigadores concluyen que los resultados mostraron una clara limitación funcional del LMC para evaluar la disfunción motora en sujetos con EP.

3.3. Estudios basados en la comparación de la medición de la posición en el LMC con herramientas y seres humanos sanos usando la ley de Fitts

La ley de Fitts se usa con frecuencia para comparar el rendimiento humano con los dispositivos de entrada, en este caso el LMC. Describe la relación entre el tiempo de movimiento, la distancia y la precisión en movimientos dirigidos rápidos de la mano, por lo tanto, es posible aplicarla a las interacciones de señalamiento y arrastre de dispositivos sin contacto [BWR14].

En este sentido el grupo liderado por Kim [KGM⁺15] realizó dos experimentos para evaluar el rendimiento del LMC. El primer experimento comparó la exactitud y la precisión de un método de filtrado para los datos registrados del LMC con un sistema mocap, participando 11 adultos jóvenes sanos que realizaron una tarea basada en la ley de Fitts en un entorno de laboratorio. En la tarea los participantes señalaron con el dedo índice derecho (con los otros dedos cerrados) hacia adelante y hacia atrás lo más rápido posible entre dos objetivos cuadrados que se muestran horizontal y verticalmente en un monitor. El segundo experimento evaluó el rendimiento del LMC en diferentes condiciones ambientales. Diez adultos jóvenes sanos realizaron una tarea de coordinación bimanual en tres ubicaciones distintas de la instalación de atletismo de su universidad (cancha de básquetbol, pista de patinaje sobre hielo y a campo abierto).

El propósito de estos experimentos fue analizar el potencial del LMC como herramienta clínica para evaluar el funcionamiento motor. Los principales hallazgos del estudio fueron que la salida filtrada de los datos del LMC obtenidos en la tarea basada en la ley de Fitts del primer experimento obtuvo una comparación buena con el sistema mocap en exactitud y precisión temporal, y una comparación moderada en exactitud y precisión espacial (amplitud). Por otro lado, las tareas de coordinación bimanual del segundo experimento se realizaron adecuadamente en entornos interiores, pero no en entornos exteriores.

En grupo liderado por Tung, tuvo como propósito evaluar la utilidad del LMC, para medir la posición estática de los dedos en un grupo de 9 adultos jóvenes sanos [TLG⁺¹⁵]. El experimento consistió en que los participantes movieran su dedo a uno de los 15 objetivos presentados en el monitor del computador (Figura 3.11) y mantener esta posición. A los participantes se les pidió que realizaran dos variaciones de esta tarea: tocar el monitor (condición de contacto) y mantener el dedo a 4 cm de la pantalla perpendicular al monitor en la ubicación objetivo (condición sin contacto). Para validar los datos del LMC utilizaron un sistema mocap para comparación.

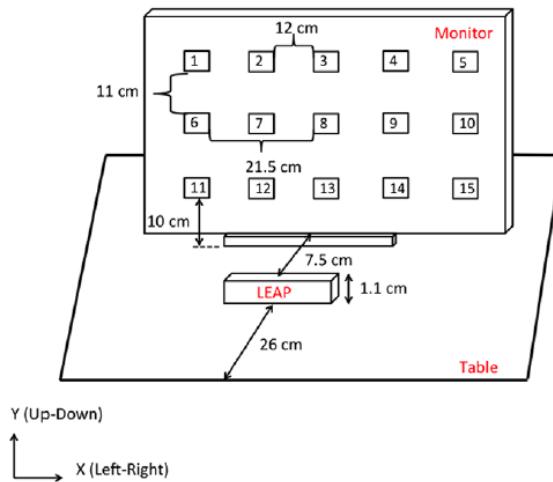


Figura 3.11: Configuración del experimento que muestra los objetivos en el monitor del computadora frente al LMC [TLG⁺¹⁵].

Los resultados demostraron que el LMC es menos confiable cuando se tocan estímulos visuales presentados en un monitor (condición de contacto), es inconsistente en los bordes exteriores del campo de detección del dispositivo, y tiene un *RMSE* medio y límites de concordancia relativamente alto. Segundo este estudio la exactitud es considerablemente más alta (*RMSE* medio fue 17.3 mm) en comparación con las evaluaciones previas de la exactitud del LMC (exactitud media global de 0.7mm, [WBRF13]).

Independiente de los resultados los autores indican que a pesar de sus deficiencias en exactitud y precisión posicional, el LMC puede ser adecuado para un subconjunto de tareas de evaluación motora, como la realización de senderos (seguimiento de trayectorias), coordinación bimanual, tareas basada

en la ley de Fitts o tiempo de reacción de elección, con las modificaciones de diseño apropiadas.

Los dos estudios anteriores se centraron solo en la interacción de señalamiento con formas pictóricas proyectadas en un monitor, y fueron a cerca de la evaluación de la exactitud del LMC considerando el dispositivo como una herramienta de medición estándar.

Por último, Valentini y Pezzuti [VP17] realizaron un procedimiento experimental que permitiera reconocer al LMC como un dispositivo apto para aplicaciones de realidad virtual y aumentada. El experimento consiste en un equipo que está compuesto por una placa transparente de plexiglás (4 mm de espesor) montada en cuatro soportes ajustables. La altura de los soportes se puede ajustar para variar la distancia entre la placa y la base. Una matriz de puntos (círculos de 2 mm de diámetro) está impresa en un lado de la placa. El LMC fue colocado debajo de la placa y en el medio de ella (Figura 3.12(a)).

La posición exacta de los puntos con respecto al LMC se midió utilizando un brazo digitalizador 3D mecánico (Figura 3.12(b)). La exactitud de los cinco dedos de la mano derecha se evalúa, teniendo en cuenta que se apunta a una cuadrícula transparente de puntos de referencia colocados a tres distancias diferentes del dispositivo (200, 400 y 600 mm).



Figura 3.12: Configuración experimental para evaluar el LMC: (a) Escenario para tomar las mediciones de prueba experimentales; y, (b) Brazo digitalizador 3D mecánico utilizado para ubicar la posición exacta [VP17].

El LMC funciona usando triangulación óptica. En la aplicación común, se espera que entre el LMC y las manos solo haya aire. Por otro lado, la placa introduce una discontinuidad en la ruta óptica que puede afectar la medición. Por esta razón, se consideró una corrección a las coordenadas medidas influidas por el efecto de refracción de la placa.

El experimento fue realizado a un total de 10 personas sanas. Los datos fueron analizados mediante estadísticas, calculando los valores medios y las desviaciones estándar.

Los resultados indicaron que el seguimiento fue robusto y estable, y los errores en la estimación de la punta de los dedos están limitados dentro de 4-5 mm. Además, las evaluaciones más cercanas

(placa de plexiglás a 200 mm) fueron ligeramente más exactas que las de 400 y 600 mm. La yema del dedo índice fue adquirida con mayor exactitud con respecto a los otros dedos. Los autores sugieren que el rendimiento es muy adecuado para el uso del dispositivo en aplicaciones virtuales interactivas como la realidad virtual y aumentada, la manipulación de objetos virtuales y la creación de prototipos virtuales.

Se ha expuesto una serie de experimentos con el uso del LMC y otras herramientas para su comparación y análisis respecto a los aspectos técnicos y metodológicos del dispositivo y en condiciones estáticas y dinámicas. Durante la lectura de los diferentes artículos, los autores han expresado la importancia de la exactitud y precisión del dispositivo de rastreo, que en algunos estudios han sido muy bajas y en otros con una diferencia alta respecto a lo usado como sistema de referencia. Además, algunos autores han reportado sobre la inconsistencia durante el registro de datos en diferentes sectores del campo de detección del dispositivo, a esto se adhiere una alta variabilidad de la frecuencia de muestreo en los diferentes experimentos. Es importante remarcar que en varios experimentos, la superficie de la mano estuvo alterada debido a las condiciones necesarias para la detección de los datos por parte de los sistemas de referencia, como el caso de los sistemas mocap por el uso de marcadores reflectantes, a los cuales el LMC podría ser sensible, afectando a los datos de salida del LMC. Aunque podría ser posible controlar la frecuencia de muestreo inestable, condicionando vía software el registro de los datos desde el LMC al computador obteniendo una frecuencia de muestreo relativamente fija.

A pesar de presentar deficiencias en exactitud y precisión posicional durante la evaluación del dispositivo mediante seres humanos, el LMC puede ser adecuado para varias tareas de evaluación motora, como el temblor, el seguimiento de trayectorias, coordinación bimanual, tareas de Fitts y tiempo de reacción, haciendo uso de modificaciones de diseño apropiadas, como seguir indicaciones sin contacto basados en algún tipo de retroalimentación. Además, no se debe olvidar la pobre exactitud del LMC en los límites del volumen de captura, para lograr diseñar tareas que se realicen idealmente en el centro del volumen funcional.

Muchos de los estudios analizados han utilizado las primeras versiones del SDK del LMC, por lo tanto, los resultados presentados en estos estudios pueden diferir de los hallazgos en estudios futuros, que usan versiones de control del dispositivo actualizadas. Más investigaciones para analizar las características de respuesta dinámica del LMC para medir otras variables cinemáticas, como la velocidad y aceleración deben ser realizadas.

Para nuestro conocimiento no existen estudios donde se haya evaluado el desempeño del LMC en condición simulada de señalamiento con el dedo basado en movimientos de espiral de Arquímedes, ni realizando el test de espiral por sujetos sanos o enfermos.

Capítulo 4

Hipótesis y Objetivos

4.1. Hipótesis

El dispositivo LMC permite adquirir movimientos controlados mediante simulación del test de espiral de Arquímedes con un error medio inferior a 2.5 mm , por lo que puede ser usado como un sistema válido para la cuantificación objetiva del movimiento natural de la mano en el espacio tridimensional, durante el desarrollo del test de espiral de Arquímedes.

4.2. Objetivos

Para determinar la capacidad del LMC como posible sistema de cuantificación objetiva del movimiento natural de la mano en el espacio tridimensional, durante una tarea de dibujo de espiral de Arquímedes, se plantean los siguientes objetivos:

4.2.1. Objetivo General

Evaluar el desempeño del Leap Motion Controller en la adquisición de movimientos basados en la simulación del test de espiral de Arquímedes, verificando su exactitud.

4.2.2. Objetivos Específicos

1. Implementar un sistema instrumentado para la simulación del test de espiral de Arquímedes.
2. Generar una base de datos a partir de las adquisiciones del LMC durante la simulación del test de espiral de Arquímedes.
3. Medir la exactitud que presenta el LMC en la simulación del test de espiral de Arquímedes.
4. Identificar la contribución de los ángulos de orientación del dedo de un sujeto en la reducción de la Raíz del Error Cuadrático Medio ($RMSE$) durante el test de espiral de Arquímedes, en el sistema de coordenadas de tres dimensiones.

Capítulo 5

Metodología

En esta investigación se realiza una simulación del test de dibujo en espiral dentro de un entorno virtual tridimensional, mientras se usa el LMC para adquirir y registrar la información de la posición de un puntero que simula el movimiento de un dedo realizando el dibujo de la espiral. Además, se realizó un estudio de caso en el que se analiza el comportamiento de un sujeto sano llevando a cabo el test de dibujo de espiral. La metodología de este estudio se encuentra dentro del segundo núcleo temático expuesto en el capítulo anterior, de estudios basados en la evaluación del desempeño y validación del LMC con herramientas y seres humanos sanos.

5.1. Ambiente experimental

El uso del LMC como una tecnología de captura de movimiento de la mano, podría permitir utilizar enfoques de medición de las habilidades motoras finas como la tarea de concepto único de dibujo en espiral, la cual puede dar lugar a resultados en valores físicos. Como se ha indicado previamente en el estudio de Weichert [WBRF13], la exactitud alcanzable es el factor más relevante de la medición del movimiento de una mano humana, siendo esencialmente afectada por el temblor. En un humano sano, la amplitud del temblor de la mano en condición de reposo varía dependiendo de la edad, entre $0.1 \pm 0.1 \text{ mm}$ para personas jóvenes y $0.2 \pm 0.1 \text{ mm}$ para personas de edad avanzada y la amplitud en la prueba de temblor postural de la mano sin carga, varía entre $0.4 \pm 0.2 \text{ mm}$ para personas jóvenes y $0.9 \pm 0.8 \text{ mm}$ para personas de edad avanzada [SVC05]. En este sentido, la simulación mediante esta plataforma de evaluación debe permitir realizar la medición con una exactitud inferior a la del temblor de un humano sano. Según estos requerimientos, es necesario utilizar una herramienta que proporcione una exactitud submilimétrica, para esto se eligió una máquina de fresado vertical CNC (Control Numérico Computarizado). La configuración experimental se basó en la utilización del LMC y la máquina de fresado vertical CNC con un puntero integrado. En primera instancia se diseñaron 3 tipos de espirales ideales para ser ejecutadas en forma de un movimiento continuo por una mini-fresadora CNC con un puntero integrado para la detección del movimiento. Luego, se creó un ambiente virtual tridimensional, en el que se pueden visualizar los

datos adquiridos por el LMC del movimiento del puntero simulando el movimiento de la yema de un dedo. Por último, se realiza el análisis de la exactitud o error de medición de los registros submilimétricos obtenidos por el LMC de la espiral generada por la mini-fresadora CNC basada en la espiral ideal, con el fin de evaluar las capacidades de detección de movimiento del LMC en un escenario dinámico.

5.1.1. Implementación del trazado de dibujo en espiral con la máquina de fresado vertical CNC

En este experimento se utilizó una mini-fresadora vertical (Sherline CNC Mill 5400, Sherline Products, Inc., Vista, CA), de la cual se utilizaron solo los ejes Y = 178 mm y X = 228 mm. La velocidad de desplazamiento máxima de esta máquina es de 444 mm/min (7,4 mm/s). Tiene una capacidad de exactitud de 0,01 mm, lo que la convierte en una herramienta apropiada para el experimento, debido a la capacidad de exactitud inferior al temblor de la mano de cualquier humano sano. La fresadora está equipada con un controlador de movimiento LinuxCNC, programable mediante G-code.

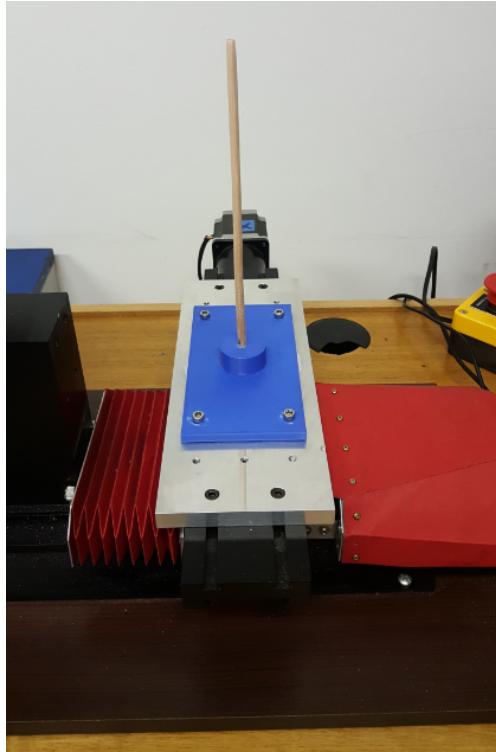


Figura 5.1: Vista lateral de la fresadora con una base y el puntero redondo de madera.

Para que el LMC pueda realizar la medición del trazado de dibujo en espiral, a la fresadora se le fijo una base impresa en 3D hecha a medida en el software de modelado 3D Autodesk® Inventor®. Un puntero redondo de madera con longitud de 200 mm y diámetro de 5 mm fue posicionado a

presión en el punto central de la base (Figura 5.1). Para evitar los artefactos que se podrían generar en la medición por las zonas con forma de punta, se cubrió la plataforma de la fresadora y la base con un papel blanco.

Tres tipos diferentes de trazados de espiral de Arquímedes se programaron mediante el lenguaje G-code, para ser ejecutados por la fresadora. Cada una de estas tres espirales ejecutadas por el puntero en la fresadora es llamada espiral ideal, dado que son las espirales con las cuales se comparan los datos de espiral obtenidos por el LMC.

5.1.2. Implementación del ambiente virtual del test de dibujo en espiral tridimensional

El desarrollo del ambiente virtual del test de dibujo en espiral 3D se creó a partir de la librería PyQtGraph del lenguaje de programación Python 2.7, en un Notebook HP Envy 14 Spectre, 1.6 GHz, procesador Intel® Core™ i5, 8GB RAM.

El entorno tridimensional tiene su origen en el punto (0, 0, 0) concordante con el origen del campo de visión del LMC. Uno de los tres tipos de plantillas de dibujo en espiral 2D se encuentra inmerso en el entorno virtual, el cual está ubicado con su centro (inicio del patrón de espiral) a una altura de 150 mm del LMC, la dirección de la espiral es en sentido contrarreloj y esta concordante solo con el plano frontal XY del campo de visión del LMC, teniendo solo alto y ancho en el espacio tridimensional, es decir, el patrón de espiral no presenta profundidad. El entorno 3D donde se encuentra el patrón de espiral está referenciado por una grilla ubicada en el plano frontal XY (centrada en el origen del LMC hacia +Y) y otra grilla en el plano horizontal XZ (centrada en el origen del LMC hacia +Z), ambas grillas son blancas en un fondo negro (Figura 5.2).

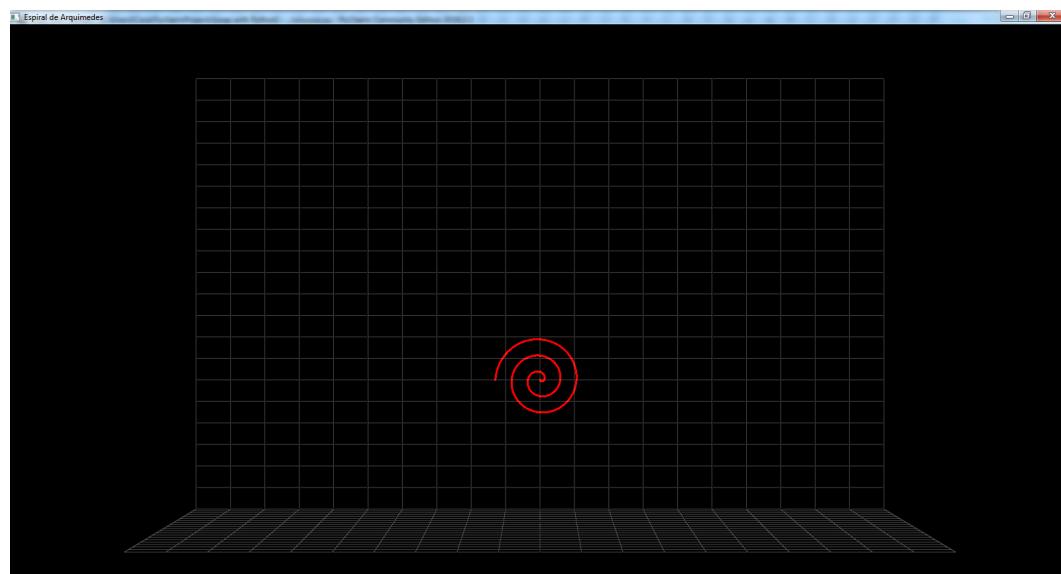


Figura 5.2: Entorno 3D donde se encuentra el patrón de espiral con color rojo.

5.1.3. Configuración de la medición de las espirales simuladas

En esta plataforma de evaluación instrumentada, para realizar la medición de las espirales simuladas, es necesario primero configurar la sincronización espacial entre el ambiente 3D y la trayectoria a realizar por el puntero en la fresadora. Para la sincronización espacial se usa la punta del puntero como punto de referencia para unir el inicio del patrón de la espiral ubicada dentro del ambiente virtual, con el inicio de la trayectoria de movimiento realizado por la fresadora. Esta sincronización estática se logró mediante el posicionamiento manual del LMC, utilizando una estructura de madera y un soporte hechos a medida. El punto (0, 150, 0) del ambiente virtual (directamente relacionado con las coordenadas del LMC) se hizo coincidir con el puntero posicionado en el punto (0, 0, 0) de la fresadora (Figura 5.3). Pudiendo vincular los dos sistemas de coordenadas. Además, para evitar artefactos de movimiento en la adquisición por parte del LMC de las espirales simuladas, el LMC se ubicó en una mesa distinta de la mesa de la fresadora, debido a los posibles movimientos de esta última cuando se ejecuta la espiral ideal.

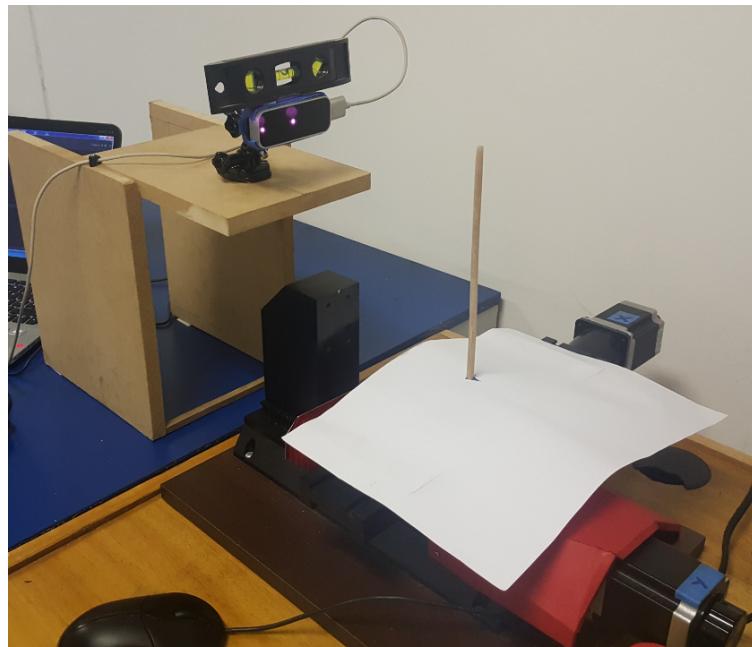


Figura 5.3: Sincronización espacial entre los sistemas de coordenadas del ambiente 3D y la fresadora.

La realización de la trayectoria de la espiral está determinada por la cantidad de área de trabajo que tiene la fresadora ($Y = 178 \text{ mm}$ y $X = 228 \text{ mm}$), y para el análisis del comportamiento del LMC, se diseñaron 3 tipos diferentes de espiral, con diferentes valores en coordenadas cartesianas. Además, para que las espirales ocuparan la mayor cantidad de área de trabajo de la fresadora, se les aplica un factor de escala en su fórmula matemática en coordenadas cartesianas. El factor de escala es un escalar multiplicado a la fórmula de la espiral, los factores de escala para la espiral tipo 1 (T1), tipo 2 (T2) y tipo 3 (T3), son 5, 3 y 1 respectivamente.

Los tres tipos de espiral ideal presentan distinta longitud, la cual puede ser obtenida por los parámetros de radio interno, radio de extremo externo, número total de vueltas y el incremento del radio por vuelta de la espiral de Arquímedes.

Los valores de los tres tipos de espiral ideal se presentan a continuación:

Tipo de espiral ideal	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3
Radio interno (mm)	0	0	0
Radio de extremo externo (mm)	55	51.83	48.69
Número total de vueltas	2	3	8
Incremento del radio por vuelta (mm)	27.5	17.28	6.08

Cuadro 5.1: Valores de los tres tipos de espiral ideal.

La ecuación de la espiral de Arquímedes, también conocida como espiral aritmética, es una curva que se caracteriza por el hecho de que vueltas sucesivas de la misma tienen distancias de separación constantes. En coordenadas polares (r, θ) , esta espiral puede ser descrita por la siguiente ecuación general:

$$r = a + b\theta \quad (5.1.1)$$

Donde r es la distancia desde el origen, a y b son números reales, siendo a el punto de inicio de la espiral y b controla la distancia entre las espiras en giros sucesivos ($2\pi b$ es la distancia entre cada espiral).

La longitud (L) del arco de una curva en coordenadas polares, viene dada por:

$$L = \int_a^b \sqrt{r^2 + \left(\frac{\partial r}{\partial \theta}\right)^2} d\theta \quad (5.1.2)$$

Realizando el análisis de las longitudes para la espiral tipo 1 (Figura 5.4(a)), tipo 2 (Figura 5.4(b)) y tipo 3 (Figura 5.4(c)), se obtienen 353, 494 y 1224 milímetros respectivamente.

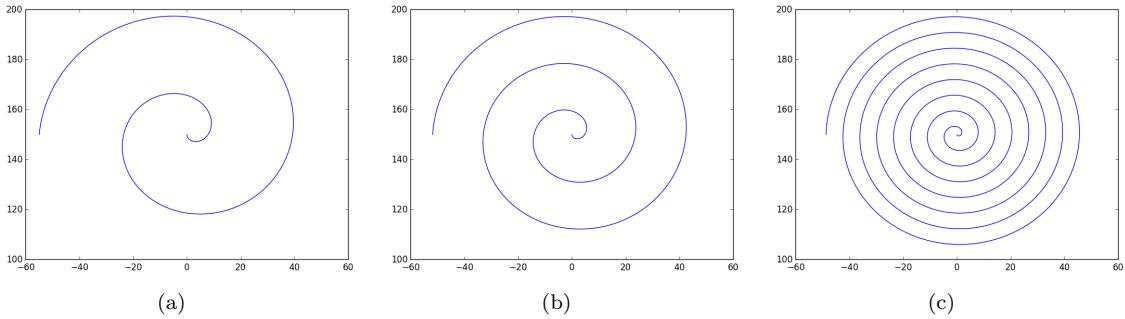


Figura 5.4: Tipos de espiral ideal: (a) Espiral ideal tipo 1, longitud de 353 mm; (b) Espiral ideal tipo 2, longitud de 494 mm; y, (c) Espiral ideal tipo 3, longitud de 1224 mm.

Como las espirales están definidas dentro del área de trabajo de la fresadora, es posible capturar la totalidad del movimiento de simulación del test de dibujo en espiral del puntero con el LMC,

dado que se encuentran dentro del rango del sensor. Además, al estar los dos ambientes utilizando la misma unidad de medida (milímetros) es posible realizar mediciones que permitan identificar el nivel de exactitud del LMC para el caso particular de la adquisición de la cinemática del dibujo en espiral realizado por el puntero.

Para realizar el proceso de medición se elaboró un software que registró en formato CSV las coordenadas cartesianas adquiridas de las espirales. El proceso de medición comienza con la puesta en marcha de la adquisición y registro de las espirales dentro del computador en el que se encuentra conectado el LMC, posteriormente se realiza la puesta en marcha del trazado de dibujo en espiral con la máquina de fresado vertical. En este punto, el LMC y la fresadora actúan de forma simultánea.

Durante la realización de la simulación de test de dibujo en espiral, se adquiere y registran la señales de cinemática tridimensional de la posición de la punta del puntero en el espacio, para esto se utiliza el dispositivo LMC y el software hecho a medida en lenguaje Python (Figura 5.5). Los datos de la posición del puntero son obtenidos con una frecuencia de muestreo promedio de 44 cuadros por segundo del LMC al computador.

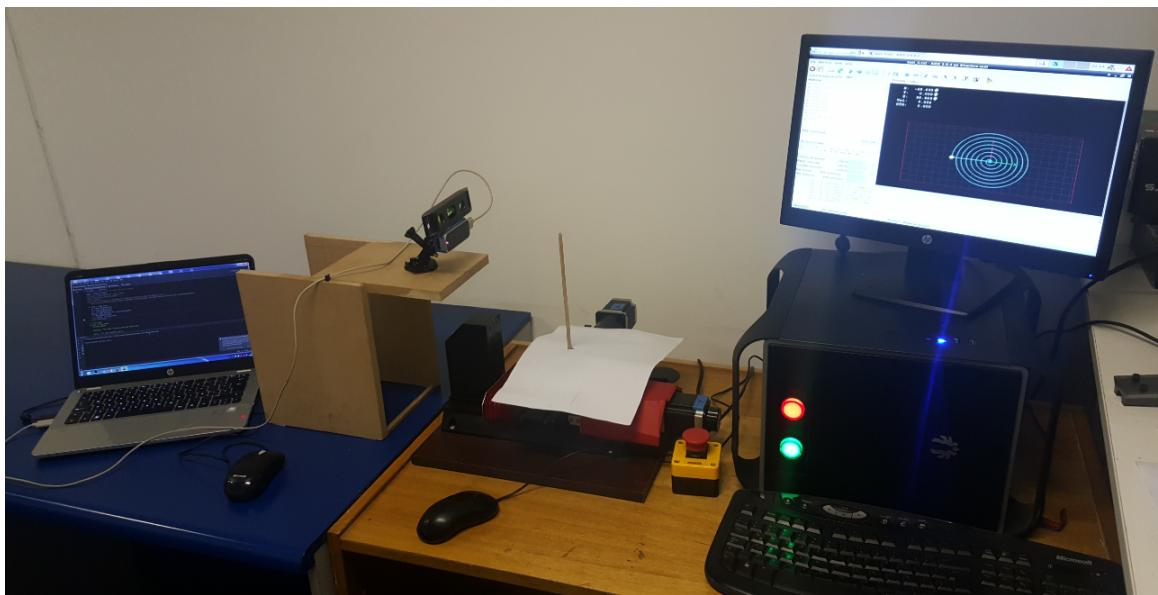


Figura 5.5: Configuración experimental de la simulación de test de dibujo en espiral.

Cabe destacar que la sincronización espacial previamente explicada fue realizada de manera online. Sin embargo, la sincronización temporal con la que se indica el punto de inicio de la señal adquirida, se realizó de manera offline, buscando el punto en que existe coincidencia entre las coordenadas de inicio del movimiento de la fresadora y el registro de las coordenadas adquiridas por el LMC, con al menos 10 muestras coincidentes entre sí, entre los 3 diferentes ejes (X, Y, Z) en el archivo de registro de cada espiral. Para identificar el punto de corte de la señal registrada, se realizó el mismo procedimiento. Por lo tanto, todas las señales de cinemática que simulan el dedo de una mano, presentan distinta cantidad de puntos.

5.2. Experimentos

Los experimentos realizados en este estudio fueron 4. Además de utilizarse las posiciones dentro del sistema de coordenadas de tres dimensiones para obtener el *RMSE* o exactitud, se utilizaron tres diferentes ángulos de orientación. Estos ángulos se obtienen respecto a la dirección donde apunta el dedo dentro del volumen de captura del LMC (son ángulos de orientación del dedo en 3D)(Figura 5.6).



Figura 5.6: Dirección donde apunta el dedo dentro del volumen de captura del LMC.

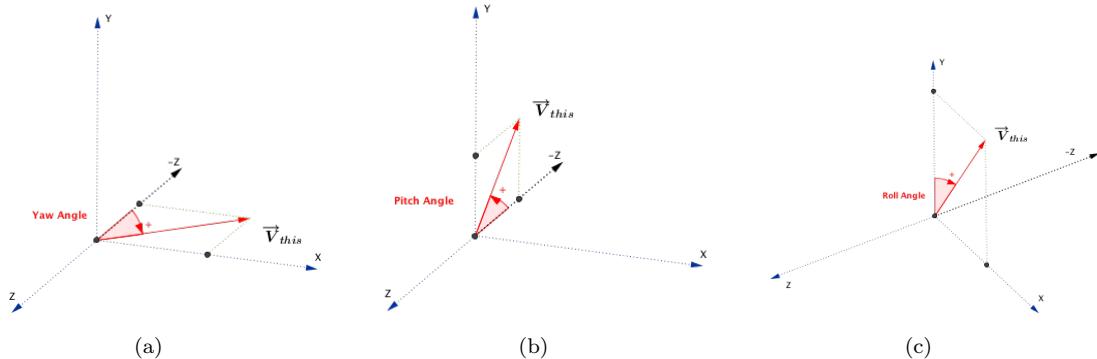


Figura 5.7: Visualización de los tipos de ángulos de orientación: (a) Yaw es el ángulo entre el eje Z negativo y la proyección del vector sobre el plano X-Z. Si el vector apunta a la derecha del eje Z negativo, entonces el ángulo devuelto está entre 0 y π radianes (180 grados) y si apunta a la izquierda, el ángulo está entre 0 y $-\pi$ radianes; (b) Pitch es el ángulo entre el eje Z negativo y la proyección del vector sobre el plano Y-Z. Si el vector apunta hacia arriba, el ángulo devuelto está entre 0 y π radianes y si apunta hacia abajo, el ángulo está entre 0 y $-\pi$ radianes; y, (c) Roll es el ángulo entre el eje Y y la proyección del vector sobre el plano X-Y. Si el vector apunta a la izquierda del eje Y, entonces el ángulo devuelto está entre 0 y π radianes y si apunta a la derecha, el ángulo está entre 0 y $-\pi$ radianes.

Los 3 primeros experimentos utilizan el ángulo de orientación de guiñada (ángulo alrededor del eje Y del LMC, en inglés, yaw)(Figura 5.7(a)), este ángulo se utilizó con el objetivo de rotar las espirales adquiridas sobre su propio eje, ubicado en el centro de la espiral, y en todo momento siempre fue el mismo ángulo para cada uno de los ensayos en que se uso, por lo tanto, para estos experimentos se le llamará ángulo de rotación. En el cuarto experimento se utilizaron los ángulos de orientación de guiñada, de cabeceo (ángulo alrededor del eje X del LMC, en inglés, pitch)(Figura 5.7(b)) y de alabeo (ángulo alrededor del eje Z del LMC, en inglés, roll)(Figura 5.7(c)). Sin embargo, en este último experimento los ángulos de orientación del dedo fueron utilizados para realizar un

análisis respecto a la contribución que pudieran tener en la reducción del *RMSE* durante el test de espiral de Arquímedes en un humano. A continuación se describen los experimentos.

5.2.1. El LMC posicionado en 0 grados de ángulo de rotación: condición experimental 1

Se realizó la adquisición y registro de los tres distintos tipos de espiral con el LMC en 0 grados de ángulo de rotación durante todo el registro del movimiento (Figura 5.8). Es decir, el LMC se posicionó con su sistema de coordenadas concordante al sistema de coordenadas de la fresadora durante todo el movimiento realizado por el puntero. El ángulo de rotación ubicado en 0 grados, fue identificado dentro del software entregado por el fabricante del LMC y confirmado visualmente con un nivel de burbuja. En este caso, el eje Z de la espiral adquirida tiende a ser 0. El LMC se posicionó para que el origen de ambas espirales (la espiral generada por la fresadora y la espiral registrada por el LMC) esté sincronizado espacialmente. Los registros se realizaron de manera consecutiva para cada uno de los ensayos de las diferentes espirales. Para esta condición se realizaron 10 registros de cada tipo de espiral ideal, obteniendo un total de 30 ensayos.

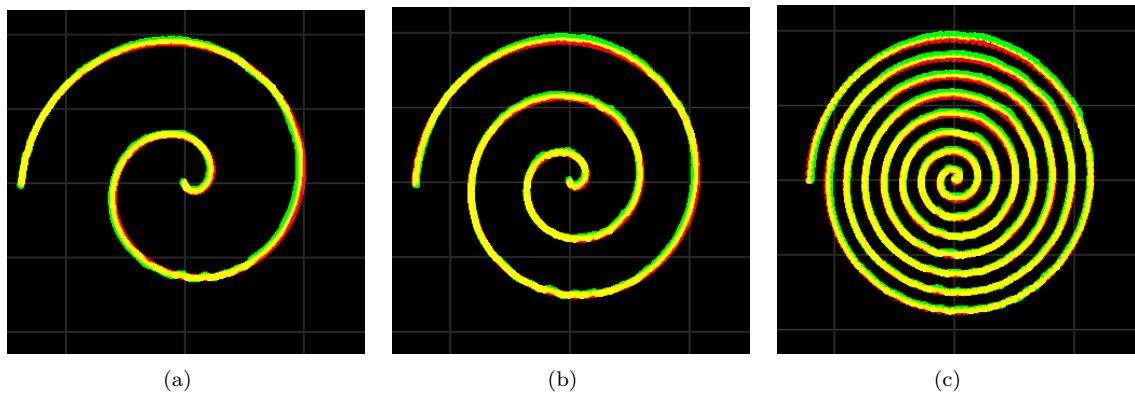


Figura 5.8: Vista frontal de los 3 tipos de espiral adquiridas (en color rojo se muestra la espiral ideal, y de manera superpuesta, en verde la espiral adquirida por el LMC, la superposición de ambas espirales crea un color amarillo): (a) Vista de la espiral tipo 1; (b) Vista de la espiral tipo 2; y, (c) Vista de la espiral tipo 3.

5.2.2. El LMC posicionado en -10, -15, -20 y -30 grados de ángulo de rotación: condición experimental 2

Se procede a la adquisición y registro de solamente la espiral tipo 2 y se realiza con el LMC en distintos grados de ángulo de rotación (-10, -15, -20 y -30) durante todo el registro del movimiento (Figura 5.9). Es decir, el LMC se posicionó estáticamente a un ángulo determinado durante todo el movimiento realizado por el puntero. Los grados de ángulo de rotación para el correcto posicionamiento del LMC, fueron identificados dentro del software entregado por el fabricante del LMC. El LMC se posicionó para que el origen de las espirales (la espiral generada por la fresadora y la espiral registrada por el LMC) esté sincronizado espacialmente. En este caso, el eje Z de la espiral adquirida

varía entre valores positivos y negativos. Los registros se realizan de manera consecutiva para cada uno de los ensayos de los diferentes grados de ángulo de rotación. Para esta condición se realizaron 10 registros de cada tipo de grados de ángulo de rotación, obteniendo un total de 40 ensayos.

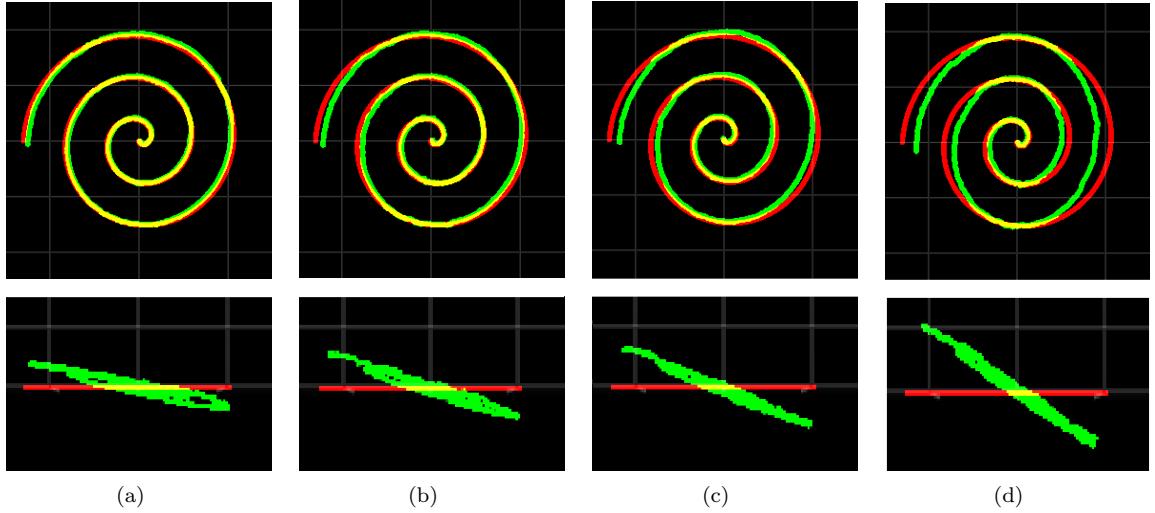


Figura 5.9: Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 con los diferentes ángulos de rotación (las imágenes superiores muestran una vista frontal, mientras que las imágenes inferiores muestran una vista inferior del plano transversal): (a) Vista de la espiral con -10 grados de ángulo de rotación; (b) Vista de la espiral con -15 grados de ángulo de rotación; (c) Vista de la espiral con -20 grados de ángulo de rotación; y, (d) Vista de la espiral con -30 grados de ángulo de rotación.

5.2.3. El LMC posicionado en -30 grados de ángulo de rotación y transladado: condición experimental 3

Al igual que en el experimento anterior, se procede a la adquisición y registro de solamente la espiral tipo 2. Se realiza con el LMC en -30 grados de ángulo de rotación durante todo el registro del movimiento, es decir, el LMC se posicionó estáticamente a un ángulo de rotación de -30 grados durante todo el movimiento realizado por el puntero. Además, el LMC se posicionó para que el origen de la espiral registrada quede con una translación de 20 mm sobre el origen de la espiral ideal, desincronizado espacialmente (Figura 5.10). En este caso, el eje Z de la espiral adquirida varía entre valores positivos y negativos. Los registros se realizan de manera consecutiva para cada uno de los ensayos. Para esta condición se realizaron un total de 10 ensayos.

De la suma de los ensayos entre las tres condiciones experimentales se obtiene una base de datos con un total de 80 ensayos.

Lo que se desea conseguir con las condiciones experimentales 1, 2 y 3, es simular el movimiento del test de dibujo en espiral en el aire, como si lo realizara un humano con su mano. Dada la alta variabilidad durante la realización de los movimientos de la mano se utilizaron variaciones en los ángulos de rotación y translación para las espirales.

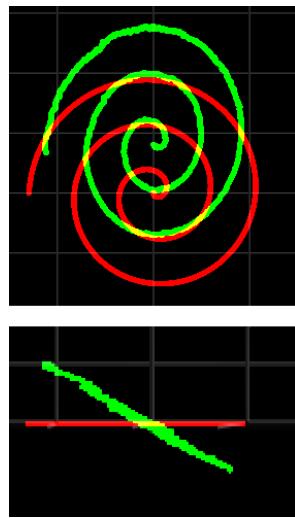


Figura 5.10: Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 con -30 grados de angulo de rotación y trasladada 20 mm (la imagen superior muestra una vista frontal, mientras que la imagen inferior muestra una vista inferior del plano transversal).

5.2.4. Estudio de caso

Como un cuarto experimento se realizó un estudio de caso de la prueba de espiral de Arquímedes en un humano saludable (es decir, sin enfermedades diagnosticadas). En este contexto, al realizar el test el sujeto no es capaz de ver a tiempo real la trayectoria del dedo en el espacio 3D, por lo que debe identificar el origen de la espiral realizando una estimación en base a retroalimentación visual a tiempo real de los datos de distancia del dedo respecto al LMC, ubicando el dedo a una altura lo mas cercana de 150 mm del LMC para efectuar el patrón de espiral. Para trazar el dibujo, la persona se sentó frente al LMC, es cual estuvo ubicado en una mesa a una altura de 76 cm del suelo, con su miembro superior derecho con el codo semi-extendido y el dedo índice apuntando hacia el frente a una distancia del 70 % de la longitud de alcance máxima del dedo índice (Figura 5.11). La posición de la mano que fue utilizada para generar el dibujo de espiral se muestra en la figura 5.12. Se realizaron con el dedo índice derecho 10 intentos buenos de la espiral. Los datos de la posición en 3D del dedo fueron obtenidos con la frecuencia variable entregada por el LMC. La plantilla de espiral ideal T2 usada para el test, se posicionó en el ambiente virtual tridimensional para que el origen de esta quede a una altura de 150 mm sobre el origen del LMC. Además, al patrón de espiral se le añadió un factor de escala de 8, más del doble de la usada para los experimentos previos (Figura 5.13). Para este experimento se obtuvieron las posiciones de la punta del dedo y los ángulos de pitch, yaw y roll de 10 ensayos.



Figura 5.11: Test de dibujo de espiral de Arquímedes realizado por un humano saludable.

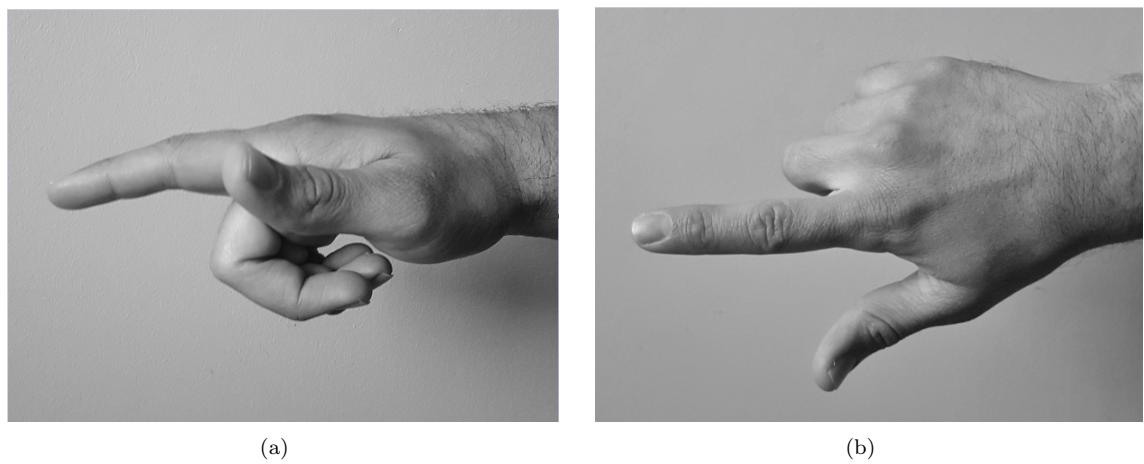


Figura 5.12: Posición de la mano derecha: (a) Vista del plano sagital izquierdo; y, (b) Vista del plano transversal superior.

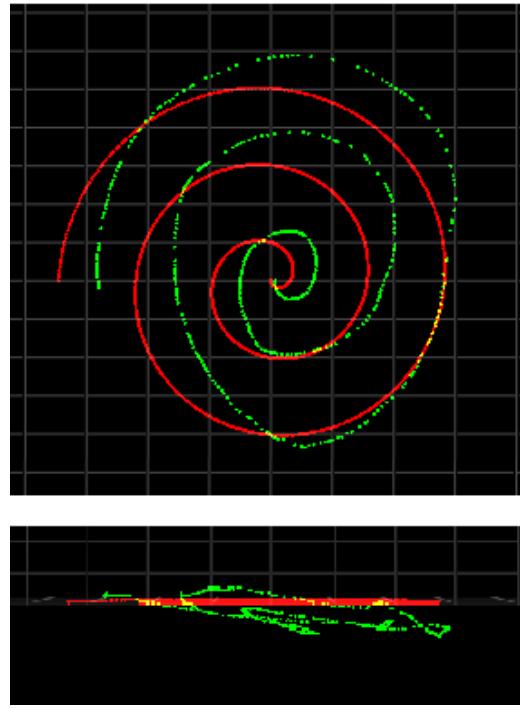


Figura 5.13: Visualización de la adquisición de la espiral tipo 2 de un humano saludable (la imagen superior muestra una vista frontal, mientras que la imagen inferior muestra una vista inferior del plano transversal).

5.3. Medida de exactitud

Para evaluar la capacidad del LMC, se hace primordial cumplir con ciertos estándares para su uso en investigación cuantitativa de las habilidades motoras finas. Es posible utilizar la medición de la exactitud como principal criterio de calidad del test, como se mencionó en un capítulo previo.

Las señales de comparación, es decir, los tres tipos de espiral ideal, tienen un largo de 1000 puntos. Esto se debe a que manteniendo el mismo largo entre las tres señales de espiral ideal, sirve como método de normalización para cada una de las diferentes condiciones experimentales. En este sentido, se considera que todas las señales de espiral adquiridas son de distinto largo. Por lo tanto, la medición de la exactitud se efectúa con señales de distinto largo, para los 80 ensayos de simulación del test de espiral.

Aunque todas las señales de espiral adquiridas fueron registradas con las tres dimensiones espaciales entregadas por el LMC, para la condición experimental 1, las mediciones de exactitud se realizan en 2D (sin considerar el eje de la profundidad, eje Z) y luego en 3D. Además, para las condiciones experimentales 2 y 3 luego de realizar las mediciones del *RMSE* en 2D y 3D, a las señales adquiridas por el LMC se les realizó un proceso llamado transformación afín, realizada en coordenadas homogéneas, para posteriormente sobre esta transformación, realizar nuevas mediciones del *RMSE* en 2D y 3D. Para el estudio de caso se realizaron las mediciones del *RMSE* en 3D, sin transformación afín y con transformación afín para los ángulos de yaw, pitch y roll obtenidos.

5.3.1. Transformación afín

Las transformaciones afines usando coordenadas homogéneas corresponden a transformaciones del plano cartesiano (en este caso 3D). Las coordenadas homogéneas permiten representar un vector de 3 elementos con uno de 4 elementos: $(x, y, z) \rightarrow (x, y, z, 1)$. Las más importantes son rotación, translación y escalado, de hecho, todas las transformaciones afines se pueden expresar como combinaciones de estas tres.

En la condición experimental 2 se utiliza una transformación afín de rotación (se adquieren espirales a diferentes ángulos de rotación del LMC) y en la condición experimental 3 se utiliza una transformación afín de rotación y translación (se adquieren espirales a un ángulo de -30 grados de rotación del LMC y desplazadas 20 mm). Para obtener las mediciones del *RMSE* del estudio de caso se utilizó una transformación afín para cada uno de los ángulos de orientación adoptados por el dedo durante cada uno de los puntos de la señal de espiral adquirida del humano, así como los de los ángulos combinados (yaw-pitch, yaw-roll, pitch-roll y pitch-yaw-roll) y con las medidas de resumen de tendencia central (media, moda y mediana) de los ángulos de orientación con menor *RMSE*.

5.3.2. Medición de la exactitud

En este estudio, uno de los parámetros analizados relacionado al sensor es el de la exactitud, el cual se define según Weichert como la capacidad de un sensor 3D para determinar una posición deseada en el espacio 3D [WBRF13]. Esto indica si los valores de las posiciones obtenidas están cerca de la posición ideal o de referencia.

A continuación se expone la definición matemática de la exactitud utilizada en este estudio, la cual está determinada por el *RMSE*. Sea $P=(p_1, p_2, p_3)$ los puntos del espacio en R^3 que satisfacen la ecuación de la espiral de Arquímedes de referencia y sea $Q=(q_1, q_2, q_3)$ el punto del espacio en R^3 de la espiral de Arquímedes realizada por la fresadora o el humano.

Entonces se define el error de medición entre el punto de la espiral realizada por la fresadora con respecto a la espiral de Arquímedes de referencia, dado por $d(P, Q)$ la distancia euclíadiana entre dos puntos P y Q en 2 dimensiones:

$$d(P, Q) = \sqrt{(p_1 - q_1)^2 + (p_2 - q_2)^2} \quad (5.3.1)$$

y en 3 dimensiones:

$$d(P, Q) = \sqrt{(p_1 - q_1)^2 + (p_2 - q_2)^2 + (p_3 - q_3)^2} \quad (5.3.2)$$

La siguiente ecuación calcula la distancia mas cercana entre un punto de la espiral realizada por la fresadora o mano y un punto de la espiral de referencia (con 1000 puntos) y sobre esas distancias calcula el promedio. El propósito es solucionar la diferencia de dimensiones entre ambas espirales, obteniendo una exactitud promedio o *RMSE*.

$$RMSE = \frac{\sum_{i=1}^n d(x_i, \arg \min_y d(x_i, y))}{n} \quad (5.3.3)$$

y el error máximo es:

$$dist_{max} = \max_{x_i} d(x_i, \arg \min_{y_j} d(x_i, y_j)) \quad \forall i = 1..n; \quad \forall j = 1..m \quad (5.3.4)$$

Donde x_i son los puntos de la espiral de referencia y y_i los puntos de la espiral que produce la fresadora o la mano humana.

Capítulo 6

Resultados

En este capítulo se presentan los resultados de las mediciones dinámicas de la simulación del test de dibujo en espiral dentro de un entorno virtual tridimensional, además de los resultados del estudio de caso. En primer lugar se exponen las tablas de la condición experimental 1 con mediciones de exactitud en 2D (sin considerar el eje de la profundidad, eje Z) y luego en 3D para cada una de las espirales ideales. Para las condiciones experimentales 2 y 3, se exponen en la misma tabla los valores de las mediciones sin transformación afín y con transformación afín. Se incluyen tablas de los errores máximos para las tres condiciones. Posteriormente se muestran los resultados de las mediciones de exactitud para el estudio de caso.

6.1. Exactitud

6.1.1. Exactitud para la condición experimental 1

En la tabla 6.1 se muestran los valores $RMSE$, la media y la desviación estándar (s) de los ensayos de los tres tipos de espiral de la condición experimental 1 en 2D. En la tabla 6.2 se presentan los

Espiral (2D)	T1	T2	T3
Nº 1 (mm)	0.500	0.421	0.456
Nº 2 (mm)	0.581	0.440	0.399
Nº 3 (mm)	0.478	0.409	0.420
Nº 4 (mm)	0.323	0.424	0.437
Nº 5 (mm)	0.311	0.412	0.424
Nº 6 (mm)	0.504	0.431	0.465
Nº 7 (mm)	0.798	0.454	0.450
Nº 8 (mm)	0.577	0.511	0.456
Nº 9 (mm)	0.616	0.486	0.505
Nº 10 (mm)	0.591	0.491	0.511
media (mm)	0.527	0.447	0.452
s (mm)	0.135	0.034	0.033

Cuadro 6.1: Valores $RMSE$ en 2D de los tres tipos de espiral.

valores $dist_{max}$, la media y s de la condición experimental 1 en 2D. En la tabla 6.3 se muestran los valores $RMSE$, la media y s de los ensayos de los tres tipos de espiral de la condición experimental 1 en 3D. En la tabla 6.4 se presentan los valores $dist_{max}$, la media y s de la condición experimental 1 en 3D.

Espiral (2D)	T1	T2	T3
Nº 1 (mm)	1.342	1.641	1.969
Nº 2 (mm)	1.450	1.517	1.655
Nº 3 (mm)	1.317	1.702	1.892
Nº 4 (mm)	0.975	1.582	1.886
Nº 5 (mm)	1.037	1.789	1.792
Nº 6 (mm)	1.720	1.649	1.864
Nº 7 (mm)	1.914	1.699	1.878
Nº 8 (mm)	1.992	1.910	1.893
Nº 9 (mm)	2.140	1.893	1.958
Nº 10 (mm)	1.931	1.907	1.763
media (mm)	1.582	1.729	1.855
s (mm)	0.392	0.133	0.089

Cuadro 6.2: Valores $dist_{max}$ en 2D de los tres tipos de espiral.

Espiral (3D)	T1	T2	T3
Nº 1 (mm)	0.802	0.717	0.724
Nº 2 (mm)	0.849	0.710	0.664
Nº 3 (mm)	0.787	0.738	0.657
Nº 4 (mm)	0.636	0.721	0.679
Nº 5 (mm)	0.675	0.759	0.676
Nº 6 (mm)	0.817	0.696	0.713
Nº 7 (mm)	0.992	0.762	0.687
Nº 8 (mm)	0.855	0.954	0.691
Nº 9 (mm)	0.876	1.010	0.736
Nº 10 (mm)	0.911	0.811	0.738
media (mm)	0.820	0.787	0.696
s (mm)	0.099	0.102	0.027

Cuadro 6.3: Valores $RMSE$ en 3D de los tres tipos de espiral.

Espiral (3D)	T1	T2	T3
Nº 1 (mm)	1.629	2.007	2.279
Nº 2 (mm)	1.712	2.043	2.004
Nº 3 (mm)	1.821	2.044	2.231
Nº 4 (mm)	1.776	1.950	2.187
Nº 5 (mm)	1.672	1.993	2.114
Nº 6 (mm)	2.525	2.082	2.203
Nº 7 (mm)	2.559	2.119	2.204
Nº 8 (mm)	2.521	2.222	2.218
Nº 9 (mm)	2.293	2.288	2.305
Nº 10 (mm)	2.130	2.151	2.158
media (mm)	2.064	2.090	2.190
s (mm)	0.365	0.100	0.080

Cuadro 6.4: Valores $dist_{max}$ en 3D de los tres tipos de espiral.

6.1.2. Exactitud para la condición experimental 2

En las tablas 6.5 y 6.6 se muestran los valores de la condición experimental 2 realizando el análisis en 2D, en la primera tabla se presentan los valores $RMSE$, la media y su desviación estándar (s) y en la segunda los valores $dist_{max}$, la media y s de las mediciones de la espiral tipo 2, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris).

Espiral T2 (2D)	-10°	-15°	-20°	-30°	-10°	-15°	-20°	-30°
Nº 1 (mm)	0.573	0.822	1.233	1.988	0.415	0.627	0.806	0.493
Nº 2 (mm)	0.565	0.727	1.249	1.952	0.408	0.356	0.945	0.435
Nº 3 (mm)	0.676	0.747	1.047	1.993	0.559	0.377	0.381	0.292
Nº 4 (mm)	0.671	0.730	1.038	2.006	0.540	0.358	0.368	0.371
Nº 5 (mm)	0.670	0.926	0.977	1.906	0.547	0.853	0.305	0.377
Nº 6 (mm)	0.652	0.723	1.113	2.040	0.500	0.359	0.335	0.873
Nº 7 (mm)	0.676	0.705	0.998	1.998	0.561	0.462	0.262	0.507
Nº 8 (mm)	0.667	0.728	1.050	2.088	0.526	0.388	0.335	0.991
Nº 9 (mm)	0.671	0.773	1.005	2.006	0.506	0.459	0.329	0.552
Nº 10 (mm)	0.581	0.963	1.049	1.985	0.415	0.726	0.342	0.417
media (mm)	0.640	0.784	1.075	1.996	0.497	0.496	0.440	0.530
s (mm)	0.044	0.086	0.089	0.045	0.058	0.168	0.221	0.214

Cuadro 6.5: Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 2D.

En las tablas 6.7 y 6.8 se muestran los valores de la condición experimental 2 realizando el análisis en 3D, en la primera tabla se presentan los valores $RMSE$, la media y su desviación estándar (s) y en la segunda los valores $dist_{max}$, la media y s de las mediciones de la espiral tipo 2, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris).

Espiral T2 (2D)	-10°	-15°	-20°	-30°	-10°	-15°	-20°	-30°
Nº 1 (mm)	2.322	3.906	4.960	7.641	2.254	1.754	2.422	1.516
Nº 2 (mm)	2.319	2.772	5.585	7.163	1.498	1.525	2.534	1.647
Nº 3 (mm)	2.248	2.836	4.381	8.387	1.818	1.576	1.626	1.088
Nº 4 (mm)	2.290	2.965	4.033	8.899	1.838	1.483	1.198	1.844
Nº 5 (mm)	2.260	4.147	4.331	7.348	1.692	2.148	1.233	1.498
Nº 6 (mm)	2.164	2.891	3.777	8.109	1.758	1.401	2.522	2.396
Nº 7 (mm)	2.197	4.024	4.056	8.444	1.668	2.452	0.949	1.388
Nº 8 (mm)	2.302	3.631	4.231	8.771	1.943	1.741	1.672	2.969
Nº 9 (mm)	2.582	2.786	4.386	7.722	1.557	1.649	1.383	1.447
Nº 10 (mm)	2.242	3.580	4.008	7.708	1.489	1.813	1.203	1.883
media (mm)	2.293	3.354	4.375	8.019	1.752	1.754	1.674	1.768
s (mm)	0.107	0.529	0.504	0.563	0.219	0.306	0.572	0.521

Cuadro 6.6: Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 2D.

Espiral T2 (3D)	-10°	-15°	-20°	-30°	-10°	-15°	-20°	-30°
Nº 1 (mm)	3.332	4.705	6.079	8.397	1.278	1.378	1.557	1.090
Nº 2 (mm)	3.352	4.590	6.094	8.359	1.299	1.220	1.577	1.115
Nº 3 (mm)	3.444	4.593	6.019	8.386	1.377	1.249	1.357	1.283
Nº 4 (mm)	3.437	4.600	5.933	8.392	1.352	1.238	1.287	1.123
Nº 5 (mm)	3.423	4.727	5.969	8.412	1.365	1.551	1.266	1.200
Nº 6 (mm)	3.382	4.611	5.943	8.397	1.364	1.256	1.048	1.309
Nº 7 (mm)	3.407	4.525	5.916	8.375	1.434	1.465	1.084	1.171
Nº 8 (mm)	3.409	4.666	5.999	8.433	1.399	1.305	1.113	1.351
Nº 9 (mm)	3.380	4.651	5.964	8.360	1.409	1.282	1.098	1.068
Nº 10 (mm)	3.359	4.741	5.908	8.311	1.357	1.466	1.040	0.960
media (mm)	3.392	4.640	5.982	8.382	1.363	1.340	1.242	1.166
s (mm)	0.035	0.065	0.061	0.031	0.044	0.110	0.191	0.114

Cuadro 6.7: Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 3D.

6.1.3. Exactitud para la condición experimental 3

En las tablas 6.9 y 6.10 se muestran los valores de la condición experimental 3 realizando el análisis en 2D, en la primera tabla se presentan los valores $RMSE$, la media y su desviación estándar (s) y en la segunda los valores $dist_{max}$, la media y s de las mediciones de la espiral tipo 2, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris).

En las tablas 6.11 y 6.12 se muestran los valores de la condición experimental 3 realizando el análisis en 3D, en la primera tabla se presentan los valores $RMSE$, la media y s , y en la segunda los valores $dist_{max}$, la media y s de las mediciones de la espiral tipo 2, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris).

Espiral T2 (3D)	-10°	-15°	-20°	-30°	-10°	-15°	-20°	-30°
Nº 1 (mm)	11.016	15.452	17.280	28.050	3.647	3.608	3.764	3.426
Nº 2 (mm)	11.077	14.517	18.101	28.421	3.723	3.725	3.878	4.142
Nº 3 (mm)	11.076	14.556	17.444	28.111	3.812	3.833	4.060	4.263
Nº 4 (mm)	10.843	14.722	17.452	27.778	3.906	3.689	4.092	4.044
Nº 5 (mm)	11.070	14.528	17.764	28.329	3.726	3.928	3.811	3.448
Nº 6 (mm)	11.030	14.423	19.087	27.913	3.770	3.824	3.884	3.313
Nº 7 (mm)	11.064	15.021	19.016	28.314	3.736	5.078	3.910	3.810
Nº 8 (mm)	11.082	15.406	18.113	27.597	3.720	3.675	3.574	3.255
Nº 9 (mm)	11.370	14.818	18.017	27.412	3.717	3.819	3.465	3.201
Nº 10 (mm)	11.310	15.126	18.286	27.539	3.652	3.827	3.175	2.902
media (mm)	11.094	14.857	18.056	27.946	3.741	3.901	3.761	3.581
s (mm)	0.140	0.357	0.589	0.338	0.071	0.402	0.268	0.432

Cuadro 6.8: Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 3D.

Espiral T2 (2D)	-30° y 200 mm	-30° y 200 mm
Nº 1 (mm)	5.667	0.662
Nº 2 (mm)	5.631	0.696
Nº 3 (mm)	5.680	0.387
Nº 4 (mm)	5.836	0.461
Nº 5 (mm)	5.705	0.617
Nº 6 (mm)	5.786	0.634
Nº 7 (mm)	5.774	0.344
Nº 8 (mm)	5.895	0.573
Nº 9 (mm)	5.865	0.483
Nº 10 (mm)	5.862	0.519
media (mm)	5.770	0.537
s (mm)	0.089	0.112

Cuadro 6.9: Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 2D.

Espiral T2 (2D)	-30° y 200 mm	-30° y 200 mm
Nº 1 (mm)	19.855	1.970
Nº 2 (mm)	19.354	1.699
Nº 3 (mm)	19.120	1.144
Nº 4 (mm)	20.008	1.540
Nº 5 (mm)	19.750	2.395
Nº 6 (mm)	19.912	1.912
Nº 7 (mm)	20.098	1.190
Nº 8 (mm)	20.461	1.911
Nº 9 (mm)	20.187	1.664
Nº 10 (mm)	20.346	1.908
media (mm)	19.909	1.733
s (mm)	0.397	0.356

Cuadro 6.10: Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 2D.

Espiral T2 (3D)	-30° y 200 mm	-30° y 200 mm
Nº 1 (mm)	10.642	1.449
Nº 2 (mm)	10.617	1.512
Nº 3 (mm)	10.675	1.218
Nº 4 (mm)	10.790	1.000
Nº 5 (mm)	10.653	1.335
Nº 6 (mm)	10.749	1.165
Nº 7 (mm)	10.720	1.350
Nº 8 (mm)	10.849	1.201
Nº 9 (mm)	10.811	1.099
Nº 10 (mm)	10.844	1.048
media (mm)	10.734	1.237
s (mm)	0.081	0.161

Cuadro 6.11: Valores $RMSE$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 3D.

6.1.4. Exactitud para el estudio de caso (3D)

En el estudio de caso se uso un análisis en 3D para cuantificar el movimiento del dedo en el espacio realizando el dibujo de la espiral. En la tabla 6.13 se muestran los valores $RMSE$, la media y desviación estándar (s), sin transformación afín y con transformación afín para los ángulos de yaw, pitch y roll obtenidos, los cuales incluyen sus decimales.

En la tabla 6.14 se muestran los valores $RMSE$, la media y desviación estándar (s), con transformación afín para cuatro combinaciones de los ángulos de yaw, pitch y roll obtenidos (yaw-pitch, yaw-roll, pitch-roll y con todos los ángulos), los cuales incluyen sus decimales al realizar la transformación afín.

Espiral T2 (3D)		-30° y 200 mm	-30° y 200 mm
Nº 1 (mm)		31.262	4.553
Nº 2 (mm)		31.211	4.706
Nº 3 (mm)		30.773	4.222
Nº 4 (mm)		30.353	3.385
Nº 5 (mm)		31.089	4.173
Nº 6 (mm)		29.954	3.707
Nº 7 (mm)		30.965	4.653
Nº 8 (mm)		30.637	3.795
Nº 9 (mm)		30.755	3.368
Nº 10 (mm)		30.305	3.468
media (mm)		30.730	4.003
s (mm)		0.404	0.499

Cuadro 6.12: Valores $dist_{max}$ de las mediciones de la espiral tipo 2 con 200 mm de desplazamiento y 30°, sin transformación afín y con transformación afín (en color gris) en 3D.

Est. de caso (3D)	Sin trans. afín	Con Yaw	Con Pitch	Con Roll
Nº 1 (mm)	22.390	27.687	27.106	53.272
Nº 2 (mm)	9.728	16.545	13.836	74.119
Nº 3 (mm)	21.785	27.931	24.914	67.006
Nº 4 (mm)	42.030	48.017	44.417	70.716
Nº 5 (mm)	29.704	34.530	30.789	80.076
Nº 6 (mm)	35.938	40.957	36.895	97.374
Nº 7 (mm)	43.263	48.345	43.673	101.183
Nº 8 (mm)	41.179	45.966	39.688	106.142
Nº 9 (mm)	22.854	27.156	25.851	76.399
Nº 10 (mm)	38.972	44.132	41.526	68.934
media (mm)	30.784	36.127	32.869	79.522
s (mm)	10.689	10.391	9.487	16.034

Cuadro 6.13: Valores $RMSE$ de las mediciones del estudio de caso sin transformación afín y con transformación afín en 3D.

En la tabla 6.15 son presentados los valores $RMSE$, la media y desviación estándar (s), con transformación afín para las medidas de tendencia central media, moda y mediana de los ángulos de pitch obtenidos. Al realizar la transformación afín se utilizaron estas medidas de los ángulos de pitch en valores enteros.

En la tabla 6.16 se muestran los valores $RMSE$, la media y desviación estándar (s), con transformación afín para las medidas de tendencia central media, moda y mediana de los ángulos de yaw obtenidos. Al realizar la transformación afín se utilizaron estas medidas de los ángulos de yaw en valores enteros. Se eligieron los ángulo de pitch y yaw debido a que al realizar la transformación afín son los que presentan los menores valores medios de los tres ángulos de orientación.

Est. de caso (3D)	Yaw-Pitch	Yaw-Roll	Pitch-Roll	Con Todos
Nº 1 (mm)	34.470	54.582	67.800	70.166
Nº 2 (mm)	21.096	75.256	85.439	88.554
Nº 3 (mm)	31.456	68.762	77.660	82.474
Nº 4 (mm)	51.962	70.656	81.037	81.811
Nº 5 (mm)	37.786	80.872	90.404	91.914
Nº 6 (mm)	47.409	99.852	114.393	118.177
Nº 7 (mm)	54.359	100.042	123.368	128.783
Nº 8 (mm)	54.086	107.584	125.523	130.817
Nº 9 (mm)	32.723	74.275	97.078	99.262
Nº 10 (mm)	51.426	69.857	83.125	85.029
media (mm)	41.677	80.174	94.583	97.699
s (mm)	11.062	16.046	18.984	20.011

Cuadro 6.14: Valores *RMSE* de las mediciones de las combinaciones de los ángulos de yaw, pitch y roll, con transformación afín del estudio de caso en 3D.

Est. de caso (3D)	Media Pitch	Moda Pitch	Mediana Pitch
Nº 1 (mm)	25.940	25.305	25.305
Nº 2 (mm)	15.364	9.728	14.654
Nº 3 (mm)	23.394	21.785	22.106
Nº 4 (mm)	43.610	42.538	42.843
Nº 5 (mm)	30.644	29.704	30.538
Nº 6 (mm)	35.790	35.603	36.320
Nº 7 (mm)	42.637	43.375	42.871
Nº 8 (mm)	37.956	38.305	38.030
Nº 9 (mm)	28.519	22.310	27.888
Nº 10 (mm)	41.089	41.781	41.089
media (mm)	32.494	31.043	32.164
s (mm)	8.828	10.602	9.142

Cuadro 6.15: Valores *RMSE* de las mediciones usando media, moda y mediana de los ángulos de pitch, para la transformación afín del estudio de caso en 3D.

Est. de caso (3D)	Media Yaw	Moda Yaw	Mediana Yaw
Nº 1 (mm)	22.733	22.655	22.655
Nº 2 (mm)	14.273	13.116	14.273
Nº 3 (mm)	22.293	22.690	22.690
Nº 4 (mm)	42.044	42.058	42.044
Nº 5 (mm)	29.758	29.808	29.808
Nº 6 (mm)	36.237	36.124	36.191
Nº 7 (mm)	43.946	44.035	44.035
Nº 8 (mm)	41.800	41.678	41.937
Nº 9 (mm)	23.852	23.495	23.603
Nº 10 (mm)	39.048	39.028	39.028
media (mm)	31.599	31.469	31.626
s (mm)	9.855	10.054	9.867

Cuadro 6.16: Valores *RMSE* de las mediciones usando media, moda y mediana de los ángulos de yaw, para la transformación afín del estudio de caso en 3D.

Capítulo 7

Discusión y Conclusión

En el presente estudio buscamos determinar la capacidad del LMC como posible sistema de cuantificación objetiva del movimiento natural de la mano en el espacio tridimensional, durante una tarea de dibujo de espiral de Arquímedes. Para esto primero evaluamos el desempeño del Leap Motion Controller en la adquisición de movimientos basados en la simulación del test de espiral de Arquímedes y verificamos su exactitud. Se continúo con un estudio de caso en el que un sujeto sano realizó el test de espiral de Arquímedes de manera offline. Para nuestro conocimiento, actualmente no existen estudios donde se haya evaluado el desempeño del LMC en condición simulada de señalamiento con el dedo basado en movimientos de espiral de Arquímedes, ni realizando el test de espiral por sujetos sanos o enfermos.

7.1. Discusión

7.1.1. Principales hallazgos a partir de los resultados obtenidos

En la condición experimental 1 es posible notar que los valores medios más altos de $RMSE$ en 2D y 3D los presenta la espiral ideal tipo 1. Los valores medios más altos de $dist_{max}$ los presenta la espiral ideal tipo 3. Además, los valores medios de $RMSE$ y $dist_{max}$ fueron más altos para el análisis en 3D que para el análisis en 2D. En esta condición experimental se encontró que el valor $dist_{max}$ fue de 2.1 mm en el análisis 2D y de 2.5 mm en el análisis 3D. Además, los valores medios de $RMSE$ global (media de los 3 tipos de espiral) para el análisis 2D fue de 0.4 mm y para el análisis 3D fue de 0.7 mm .

En la condición experimental 2 es normal notar que las espirales en un estado sin transformación afín, a medida que los grados de rotación de estas van incrementando también lo hacen los valores medios de $RMSE$ y $dist_{max}$ en 2D y 3D. Sin embargo, no ocurre lo mismo cuando se les realiza la transformación afín, en este caso los valores medios de $RMSE$ y $dist_{max}$ con transformación afín son menores que los de $RMSE$ y $dist_{max}$ sin transformación afín para ambos tipos de análisis en 2D y 3D y no se genera un incremento respecto a los grados de rotación ascendentes de las espirales. Además, los valores medios de $RMSE$ y $dist_{max}$ fueron en general más altos para el análisis en 3D

que para el análisis en 2D. La transformación afín logró reducir bastante bien los errores.

De las tablas de la condición experimental 3 es posible ver que la realización de la transformación afín tuvo un buen comportamiento en la reducción del error para ambos análisis en 2D y 3D, y que al igual que en las dos condiciones experimentales previas los valores medios de $RMSE$ y $dist_{max}$ fueron más altos para el análisis en 3D que para el análisis en 2D.

En el experimento de estudio de caso es posible notar que el menor valor medio de $RMSE$ lo presentan las mediciones sin transformación afín, siguiendo por orden creciente las transformaciones afines realizadas con pitch, yaw y roll.

Las combinaciones de transformaciones afines de los ángulos de orientación de yaw-pitch, yaw-roll, pitch-roll y pitch-yaw-roll tuvieron valores medios mayores que los de la realización de una sola transformación afín (solo con pitch o yaw o roll), siendo mayor la combinación que utilizó todos los ángulos de orientación (pitch, yaw y roll). Esto se debe a que se genera una adición de los errores a medida que se van agregando mas errores.

De las medidas de tendencia central media, moda y mediana de los ángulos de pitch, la que tuvo menos valor medio fue la moda seguido por la mediana y la media, teniendo entre ellas diferencias milimétricas o submilimétricas. Es importante aclarar que si bien el valor medio de la moda de los ángulos de pitch es el valor superior mas cercano al de las mediciones sin transformación afín, existieron valores como el de la espiral N°2, 3 y 5 que fueron iguales y otros como el de la espiral N°6, 8 y 9 que fueron menores a los valores de las mediciones de esas espirales sin transformación afín. En los casos en que los valores de la moda fueron iguales a los de las mediciones sin transformación afín, se debió a que el valor de moda utilizado fue 0, no teniendo implicación alguna sobre la espiral. Nosotros podríamos pensar en buscar estrategias que permitan utilizar valores de la moda de pitch para reducir el error, cuando estos valores son menores que los de las mediciones sin transformación afín. Sin embargo, al realizar un análisis de las características morfológicas que adopta la espiral con la realización de la transformación afín con la moda del ángulo de pitch, no se visualizan modificaciones morfológicas, pero se genera una rotación de la señal, lo cual para un análisis realizado en 2D en el plano frontal no permitiría obtener de manera fidedigna métricas relevantes de la espiral, como las descritas en la sección 2.4 (desviación de la plantilla y el número de cruces). Así, la moda de pitch presenta un error bajo pero a expensas de su ubicación en el espacio 3D.

De las medidas de tendencia central media, moda y mediana de los ángulos de yaw, la que tuvo menos valor medio fue la moda seguido por la media y la mediana, teniendo entre ellas diferencias submilimétricas. Ninguno de los valores de moda del ángulo de yaw de las espirales fue menor al de las mediciones sin transformación afín. Además, al igual que en el caso de pitch, al realizar un análisis de las características morfológicas que adopta la espiral con la realización de la transformación afín con la moda de yaw, no se visualizan modificaciones morfológicas, pero se genera una rotación de la señal, la cual no permitiría obtener de manera fidedigna métricas relevantes de la espiral en el plano frontal en 2D.

Respecto a los valores obtenidos con la transformación afín usando el ángulo de roll, es posible ver

que el valor medio es bastante mayor que con los otros dos ángulos, esto se debe a que los ángulos de roll que se obtienen se generan de forma paralela al plano donde se encuentra la plantilla de espiral (plano XY) como se muestra en la figura 5.7(c). Por lo tanto, la señal aumenta considerablemente el error.

De los puntos anteriores se puede entender que las transformaciones afines ayudan a reducir el error en las condiciones experimentales de simulación en que se utilizaron, sin embargo, al desear buscar reducir el error para las espirales del estudio de caso, utilizando transformaciones afines de los diferentes ángulos de orientación del dedo, estas no contribuyen a reducir el error. Este fenómeno intenta ser explicado tomando como ejemplo el ángulo de yaw. A continuación se exponen las siguientes observaciones referentes al estudio de caso aquí estudiado:

- Observación N°1: Si el ángulo de yaw se utiliza para obtener el registro de una espiral rotada a un determinado grado y en cada uno de los puntos 3D de un ensayo de espiral registrado es siempre el mismo (Ej.: -10, -15, -20 o -30 grados), además, el objeto del que se registran los datos (dedo o puntero) se mueve en las coordenadas de un único plano indicado por el ángulo de yaw, este plano estará rotado respecto al plano frontal ($XY \neq 0$) durante todo el ensayo. Esta rotación de la espiral registrada se puede reducir para hacerla coincidir con la espiral ideal ($\text{error} \rightarrow 0$) utilizando una transformación afín de matriz de rotación para el respectivo ángulo de yaw con el que se realizó el registro. Esto es lo que ocurre en la condición experimental 2 y 3 (Figuras 5.9 y 5.10).
- Observación N°2: Si el ángulo de yaw de cada uno de los puntos 3D de un ensayo de espiral registrado es siempre el mismo (Ej.: -30), y el objeto del que se registran los datos (dedo o puntero) se mueve en un único plano frontal $XY = 0$ (plano en que se encuentra ubicada la espiral ideal en el espacio 3D) o en planos paralelos cercanos al plano frontal durante todo el ensayo, el ángulo de yaw no tendrá ninguna contribución a la reducción del error, dado que este pierde el uso previo que se le da (generar la rotación de la espiral registrada), es decir, el ángulo de yaw debe ser anulado para efectos de reducir el error, dado que si se utiliza para reducir el error, en vez de reducir lo va a aumentar, porque va a rotar la espiral modificando las coordenadas que ya se encontraban en el plano frontal $XY = 0$. En este caso no se debe realizar la transformación afín con el angulo de yaw. Esto queda demostrado cuando a la espiral N°2 del estudio de caso (Figura 7.1(a)) se le realiza la transformación afín con la moda de los ángulos de yaw (-9°), en la cual se puede visualizar una rotación, aumentando de 9.728 mm a 13.116 mm (Figura 7.1(b)).
- Observación N°3: Si el ángulo de yaw de cada uno de los puntos 3D de un ensayo de espiral registrado es siempre diferente (varía a través del tiempo), y el objeto del que se registran los datos (dedo o puntero) se mueve en un único plano frontal $XY = 0$ o en planos paralelos cercanos al plano frontal durante todo el ensayo, ocurre lo mismo que en la observación N°2, por lo tanto, en este caso no se debe realizar la transformación afín con el angulo de yaw.

Esto queda demostrado cuando se le realiza la transformación afín con cada uno de los ángulos de yaw a la espiral N°2 del estudio de caso, en la cual se puede visualizar una distorsión morfológica de la espiral, aumentando de 9.728 mm a 16.545 mm (Figura 7.1(c)).

- Observación N°4: Si el ángulo de yaw de cada uno de los puntos 3D de un ensayo de espiral registrado es siempre diferente (varía a través del tiempo), y el objeto del que se registran los datos (dedo o puntero) se mueve en varios planos rotados respecto al plano frontal XY = 0 durante todo el ensayo, ocurre lo mismo que en la observación N°2, por lo tanto, en este caso no se debe realizar la transformación afín con el angulo de yaw.

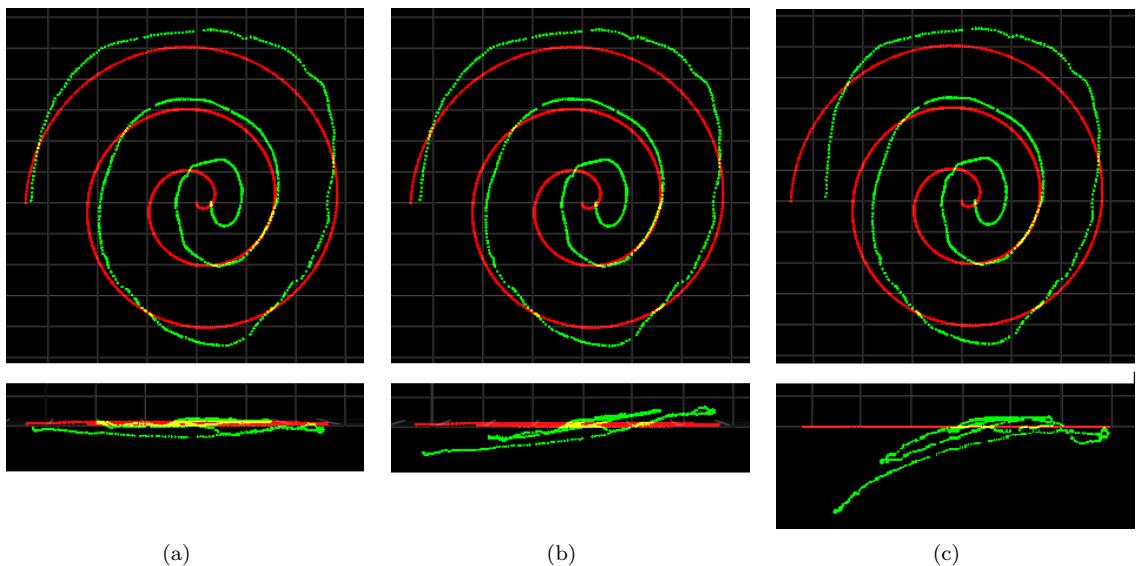


Figura 7.1: Vista frontal y transversal inferior de la espiral N°2 adquirida en el estudio de caso (en color rojo se muestra la espiral ideal, y de manera superpuesta, en verde la espiral adquirida por el LMC, la superposición de ambas espirales crea un color amarillo): (a) Vista de la espiral N°2 sin transformación afín; (b) Vista de la espiral N°2 con transformación afín de la moda de yaw; y, (c) Vista de la espiral N°2 con transformación afín usando cada uno de los angulos de yaw de la espiral.

Por otro lado, es posible percibirse que entre los valores de *RMSE* de las mediciones sin transformación afín se encuentra uno que es mucho más bajo que el resto, que es la espiral N°2 con un valor de 9.728 mm (la espiral con mejor morfología 3D del estudio de caso, figura 7.1(a)), el cual es aproximadamente 1 mm menor que el valor medio de *RMSE* (10.734 ± 0.081 mm) de la condición experimental 3 sin transformación afín en un análisis 3D (-30° de rotación y 200 mm de traslación), la cual expone los valores de *RMSE* más altos de todas las condiciones simuladas. El valor medio *RMSE* de todas las espirales del estudio de caso es de 30.784 mm, si lo comparamos con los valores *RMSE* de la condición de simulación mas alejada de la plantilla de espiral nos demuestra la existencia de una gran diferencia entre ellos.

Enfocándonos en los resultados de la condición experimental 1, dada la alta exactitud, esta investigación aprueba la hipótesis propuesta acerca de que el dispositivo LMC permite adquirir

movimientos controlados mediante simulación del test de espiral de Arquímedes con un error medio inferior a 2.5 mm , por lo que puede ser usado como un sistema válido para la cuantificación objetiva del movimiento natural de la mano en el espacio tridimensional, durante el desarrollo del test de espiral de Arquímedes.

7.1.2. Limitaciones del estudio

Este estudio presenta una metodología innovadora para la obtención de información de la función de la mano durante la realización del test de dibujo en espiral y reúne varias condiciones experimentales que retan la capacidad del LMC, exponiendo su validez como herramienta de cuantificación de la habilidad motora fina. No obstante, este presenta ciertas limitaciones que pueden ser consideradas por los lectores. Una limitación importante se encuentra en no comprender si la adquisición de la espiral por parte del LMC fue o no debido a la posible vibración generada por el puntero de madera, el cual se posicionó a presión en el punto central de la base. Aunque la base se encontraba estable en el fresadora, el puntero pudo haber presentado pequeñas vibraciones que permitieron un registro continuo de la señal de espiral. Este cuestionamiento parte del hecho que previamente se intentaron registros del movimiento de espiral utilizando una mano de maniquí rígida que posiblemente no permitía movimientos vibratorios de la misma, la cual el LMC no fue capaz de sensar. Sin duda, la limitación más importante es no saber cuánto de esta posible vibración contribuye en las mediciones del error.

Como se indicó en un capítulo previo, los valores obtenidos de la exactitud deben verificarse en todo el volumen de captura, ya que esto permite distinguir el rendimiento entre diferentes sistemas. No obstante, por aspectos técnicos de la cantidad de área de trabajo de la fresadora, este estudio solo se enfocó en una área relativamente pequeña del volumen de captura de LMC, cercana al centro del dispositivo para las 3 condiciones experimentales, el cual aumentó para el estudio de caso.

La metodología del estudio se enfoco solo en la medición de la exactitud, por ende, las configuraciones experimentales no estuvieron diseñadas para la medición de la precisión. Siendo esta última una variable relevante de medir con fines de robustecer la validación del dispositivo.

Otra limitación de este estudio es que solo participó una persona para verificar el rendimiento del LMC en el estudio de caso.

7.1.3. La relación de los resultados obtenidos con las conclusiones de otras investigaciones

En el capítulo N°3 de estado del arte se destacaron los estudios mas relevantes que se basaron en la comparación de la medición de la posición en el LMC con el uso de herramientas y en humanos sanos. El primer trabajo publicado del LMC fue en el 2013, por el grupo de Weichert, previo a su venta en el mercado y utilizando un robot Kuka como herramienta [WBRF13], los autores establecieron que para un escenario de posicionamiento dinámico, independiente del plano, se pudo obtener una exactitud de menos de 2.5 mm (media de 1.2 mm) y una alta exactitud media global de 0.7 mm . Estos

antecedentes resultan muy semejantes con los hallazgos de la condición experimental 1 de nuestro estudio, en el cual se encontró que el valor *RMSE* máximo (*dist_{max}*) fue de *2.1 mm* en el análisis 2D y de *2.5 mm* en el análisis 3D. Además, los valores medios de *RMSE* global para el análisis 2D fue de *0.4 mm* y para el análisis 3D fue de *0.7 mm*. Por otro lado, en un estudio del grupo de Guna [GJP⁺14], el LMC obtuvo un buen desempeño en el escenario estático en comparación con el estudio de Weichert pero las mediciones en el escenario dinámico tuvieron un rendimiento inconsistente. En el presente estudio no se pudo objetivar que el LMC presente un rendimiento inconsistente por sobre los *250 mm* como le ocurrió a Guna, debido a que se evaluó al LMC en un área cercana al dispositivo, siguiendo los lineamientos indicados por varios autores para la adquisición de registros de movimientos de las manos desde el LMC. Estos dos estudios representan los trabajos mas citados en lo que se debe a la evaluación del desempeño del LMC y demuestran una exactitud relativamente alta del LMC, esto refuerza que nuestra metodología para validar el desempeño dinámico del LMC durante el test de espiral de Arquímedes es robusta y permite extrapolarla a situaciones en ambientes reales. Aunque al igual que en el estudio de Weichert y de Guna, este estudio no fue posible de lograr la exactitud teórica de *0.01 mm* que el fabricante indica que tiene el LMC. Al ser el estudio de caso un experimento novedoso, no presenta valores previos para su comparación, sin embargo, un análisis del comportamiento del dedo durante la realización del test de espiral en el espacio 3D fue bien descrito anteriormente.

Es importante recalcar que muchos autores que han realizado estudios respecto al desempeño del LMC, ya han decidido que este reúne una fuerte capacidad para evaluar varias tareas motoras en un ambiente clínico, indicando que es adecuado para la evaluación del temblor, el seguimiento de trayectorias, evaluación del rango de movimiento, coordinación bimanual, tareas de ley de Fitts y tiempo de reacción, entre otras. Las cuales deben tener un diseño apropiado, como seguir indicaciones sin contacto basados en algún tipo de retroalimentación y diseñar tareas que se realicen idealmente en el centro del volumen funcional del dispositivo.

7.1.4. Aplicaciones de los resultados obtenidos

El test de espiral de Arquímedes se esta convirtiendo cada vez más en una herramienta transversal de evaluación de la habilidad motora fina, partiendo por ser utilizado principalmente en población con trastornos del movimiento, para actualmente estar utilizándose para cuantificar la función de la mano tanto en adultos mayores [HvdLV⁺14] como en adultos jóvenes [HK18]. En este sentido, Chile para el año 2013 presentó un porcentaje total de personas mayores superior al 15 %, que a día de hoy debe ser superado con creces. En este contexto, la aplicación del test de espiral de Arquímedes en 3D puede convertirse en una buena herramienta de ayuda para la toma de decisiones basado en un tamizaje inicial ejecutado desde la atención primaria de salud, asistiendo a la prevención y detección temprana de enfermedades que puedan alterar la funcionalidad y calidad de vida. Esto permitiría ayudar a disminuir los costos de medicamentos y otras terapias paliativas en la salud publica y enfocarse en políticas de salud publica preventiva. Cuando al evaluar las habilidades motoras finas

existe presencia de daño en esta, es interesante saber cual es la extensión del daño, que características reúne el actual daño, cómo evoluciona el daño a través del tiempo y cómo se comporta frente a alguna intervención específica. Todas estas preguntas podrían ser respondidas realizando un test de dibujo de espiral 3D.

Por otro lado, se abre un abanico importante de posibilidades para la evaluación de la motricidad fina en la población escolar como los niños que presentan trastorno por déficit de atención e hiperactividad, la población deportista y artistas que basan sus carreras en el uso de la extremidad superior, como en el caso de los tiradores con arco y músicos, respectivamente. Además de la evaluación y seguimiento de personas con patologías de extremidades superiores que afectan el uso o destreza de las manos, como los atrapamientos nerviosos periféricos, hernias de nucleo pulposo cervical, neuropatías periféricas o traumatismos de extremidades superiores, entre otras.

7.1.5. Otras investigaciones necesarias

A partir de este estudio es posible identificar una posiblemente extensa línea de investigación relacionada a la cuantificación de la motricidad fina, utilizando la plataforma de evaluación instrumentada 3D desarrollada en esta tesis. Un primer trabajo podría ser identificar variables cuantitativas que permitan caracterizar la realización del test de espiral 3D. Otro estudio sería evaluar las diferencias en la realización del test en una población de personas entrando a una edad avanzada y en personas mayores con diferentes rangos etarios, para definir características e intentar clasificar los resultados del test de espiral. Seguido de esto, un estudio para identificar en el test de espiral 3D algún indicador que prediga enfermedades que afectan la motricidad fina en personas que estén entrando a los 65 años de edad. Otra investigación relevante sería identificar diferencias entre personas con enfermedades que afectan la habilidad motora fina (Ej.: Enfermedad de Parkinson o temblor esencial) frente a personas sanas. Otras investigaciones pueden ser enfocadas en evaluar poblaciones de niños, deportistas y músicos. Por otro lado, sería interesante incursionar en desarrollar un test de espiral 3D con realidad virtual inmersiva. Además, fusionar sensores para obtener más características del movimiento de la extremidad superior al realizar el test, por ejemplo con el uso de electromiografía de superficie, para determinar si existen diferentes estrategias de sinergias musculares durante el test.

7.2. Conclusión

En esta investigación se desarrolló una plataforma de evaluación instrumentada que permitió realizar una simulación del test de dibujo en espiral dentro de un entorno virtual tridimensional y que mediante el uso del LMC permitió adquirir y registrar la información de la posición de un puntero mientras se realizaba la simulación del movimiento de espiral. Estas mediciones dinámicas con diferentes configuraciones experimentales simuladas permitieron evaluar el desempeño del LMC con el fin de establecer la exactitud del dispositivo. Para valorar cuantitativamente el movimiento

natural de la mano en el espacio tridimensional se realizó un estudio de caso en el cual se tomaron mediciones del test de espiral a un humano sano.

La configuración experimental 1 de nuestro estudio, permitió obtener resultados muy semejantes con los del grupo de Weichert, en nuestro estudio se encontró que el valor *RMSE* máximo (*dist_{max}*) fue de *2.1 mm* en el análisis 2D y de *2.5 mm* en el análisis 3D. Además, los valores medios de *RMSE* global (media de los 3 tipos de espiral ideal) para el análisis 2D fue de *0.4 mm* y para el análisis 3D fue de *0.7 mm*. Debido a la alta exactitud, esta investigación acepta la hipótesis propuesta acerca de que el dispositivo LMC permite adquirir movimientos controlados mediante simulación del test de espiral de Arquímedes con un error medio inferior a *2.5 mm*, por lo que puede ser usado como un sistema válido para la cuantificación objetiva del movimiento natural de la mano en el espacio tridimensional, durante el desarrollo del test de espiral de Arquímedes.

En las condiciones experimentales 2 y 3, se realizó una transformación afín, el propósito fue posicionar la espiral adquirida lo más cercana a la espiral ideal, es decir, encontrar el mejor ajuste de la espiral adquirida con la espiral ideal, para así encontrar el menor error entre las señales. El uso de la transformación afín presentó un buen desempeño en la reducción del error.

Respecto al estudio de caso, se realizaron las mediciones del *RMSE* en 3D, sin transformación afín y con transformación afín para los ángulos de yaw, pitch y roll obtenidos. Con esto se pensó averiguar si existe una reducción del *RMSE* al eliminar los diferentes ángulos de orientación del dedo del humano generados durante el test. Sin embargo, un hallazgo importante es que logramos entender que las transformaciones afines ayudan a reducir el error en las condiciones experimentales de simulación en que se utilizaron, pero al desear buscar reducir el error para las espirales del estudio de caso, estas no contribuyen a reducir el error. Estos hallazgos sugieren que los ángulos de orientación no contribuyen a la reducción del error, debido a que el objetivo del movimiento de la mano durante la realización de la espiral, es buscar una coincidencia lo más exacta que se pueda con la plantilla de la espiral ideal, produciendo las mínimas rotaciones posibles, sin importar los ángulos de orientación que genere el dedo. Así, al utilizar los ángulos de orientación del dedo con transformaciones afines, lo que se consigue es alejar los puntos adquiridos del movimiento del dedo de la espiral ideal, aumentando el error.

Gracias a esta investigación es posible extrapolar el test de dibujo en espiral, desde un espacio bidimensional a un espacio tridimensional, utilizando el LMC. Permitiendo en un futuro, la obtención de variables de la cinemática de la mano durante una tarea de dibujo en espiral en un espacio tridimensional sin restricciones, ni contacto con objetos y en un ambiente clínico controlado. Esta herramienta de evaluación puede contribuir a importantes avances como herramienta de tamizaje para identificar personas con riesgo de padecer enfermedad que genere sintomatología en el control motor fino.

Bibliografía

- [AAD⁺17] M Abdulhadi Alagha, Mahmoud A Alagha, Eleanor Dunstan, Olaf Sperwer, Kate A Timmins, and Bronek M Boszczyk. Development of a new assessment tool for cervical myelopathy using hand-tracking sensor: Part 1: validity and reliability. *European Spine Journal*, 26(4):1291–1297, 2017.
- [AAG13] MT Abusleme, M Arnold, and F González. *Inclusión y Exclusión Social de las personas mayores en Chile*. FLACSO, 2013.
- [APP⁺13] Adriano O Andrade, Adriano Alves Pereira, Ana Paula Souza Paixão, Guilherme Lopes Cavalheiro, Maria Fernanda Soares de Almeida, Sheila Bernardino Fennellon, and Valdeci Carlos Dionisio. *Human Tremor: Origins, Detection and Quantification*. INTECH Open Access Publisher, 2013.
- [BdGC94] Anne Beuter, Anne de Geoffroy, and Paul Cordo. The measurement of tremor using simple laser systems. *Journal of neuroscience methods*, 53(1):47–54, 1994.
- [BDvdW01] MAJE Biemans, J Dekker, and LHV van der Woude. The internal consistency and validity of the self-assessment parkinson’s disease disability scale. *Clinical rehabilitation*, 15(2):221–228, 2001.
- [BRD⁺17] AH Butt, E Rovini, C Dolciotti, P Bongioanni, G De Petris, and F Cavallo. Leap motion evaluation for assessment of upper limb motor skills in parkinson’s disease. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017 International Conference on*, pages 116–121. IEEE, 2017.
- [BWR14] Daniel Bachmann, Frank Weichert, and Gerhard Rinkenauer. Evaluation of the leap motion controller as a new contact-free pointing device. *Sensors*, 15(1):214–233, 2014.
- [CA09] UMBERTO Castiello and CATERINA Ansuini. Kinematic assessment of grasping. *Sensorimotor Control of Grasping: Physiology and Pathophysiology*, pages 20–32, 2009.
- [CLC⁺16] Kai-Hsiang Chen, Po-Chieh Lin, Yu-Jung Chen, Bing-Shiang Yang, and Chin-Hsien Lin. Development of method for quantifying essential tremor using a small optical device. *Journal of neuroscience methods*, 266:78–83, 2016.
- [Col09] Kelly J Cole. The effects of aging on sensorimotor control. *Sensorimotor Control of Grasping: Physiology and Pathophysiology*, pages 250–266, 2009.
- [CPC03] Eli Carmeli, Hagar Patish, and Raymond Coleman. The aging hand. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(2):M146–M152, 2003.

- [CVTS98] José L Contreras-Vidal, HansL Teulings, and GeorgeE Stelmach. Elderly subjects are impaired in spatial coordination in fine motor control. *Acta Psychologica*, 100(1):25–35, 1998.
- [DBH⁺94] Johanne Desrosiers, Gina Bravo, Réjean Hébert, Elisabeth Dutil, and Louisette Mercier. Validation of the box and block test as a measure of dexterity of elderly people: reliability, validity, and norms studies. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(7):751–755, 1994.
- [DHBD95] Johanne Desrosiers, Réjean Hébert, Gina Bravo, and Élisabeth Dutil. Upper extremity performance test for the elderly (tempa): normative data and correlates with sensorimotor parameters. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 76(12):1125–1129, 1995.
- [ECF⁺12] Rodger Elble, Cynthia Comella, Stanley Fahn, Mark Hallett, Joseph Jankovic, Jorge L Juncos, Peter LeWitt, Kelly Lyons, William Ondo, Rajesh Pahwa, et al. Reliability of a new scale for essential tremor. *Movement Disorders*, 27(12):1567–1569, 2012.
- [FJ02] J Randall Flanagan and Roland S Johansson. Hand movements. *Encyclopedia of the human brain*, 2:399–414, 2002.
- [FN04] Stuart J Fellows and Johannes Nöth. Grip force abnormalities in de novo parkinson’s disease. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 19(5):560–565, 2004.
- [FTM93] Stanley Fahn, Eduardo Tolosa, and CONCEPCION Marin. Clinical rating scale for tremor. *Parkinson’s disease and movement disorders*. Baltimore: Williams and Wilkins, pages 271–80, 1993.
- [GJP⁺14] Jože Guna, Grega Jakus, Matevž Pogačnik, Sašo Tomažič, and Jaka Sodnik. An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors*, 14(2):3702–3720, 2014.
- [GM10] Giuliana Grimaldi and Mario Manto. Neurological tremor: sensors, signal processing and emerging applications. *Sensors*, 10(2):1399–1422, 2010.
- [GM12] Giuliana Grimaldi and Mario Manto. *Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [GSGB15] Jörg Güttler, R Shah, Christos Georgoulas, and Thomas Bock. Unobtrusive tremor detection and measurement via human-machine interaction. *Procedia Computer Science*, 63:467–474, 2015.
- [GTA15] G Guajardo, M.E Tijoux, and M.T Abusleme. *La construcción social de las demencias en las personas mayores de la Región Metropolitana, Chile*. Ediciones Servicio Nacional del Adulto Mayor, 2015.
- [GWM⁺08] Christopher G Goetz, Joanne Wuu, Michael P McDermott, Charles H Adler, Stanley Fahn, Curt R Freed, Robert A Hauser, Warren C Olanow, Ira Shoulson, PK Tandón, et al. Placebo response in parkinson’s disease: comparisons among 11 trials covering medical and surgical interventions. *Movement Disorders*, 23(5):690–699, 2008.
- [HCZT07] Jeremy C Hobart, Stefan J Cano, John P Zajicek, and Alan J Thompson. Rating scales as outcome measures for clinical trials in neurology: problems, solutions, and recommendations. *The Lancet Neurology*, 6(12):1094–1105, 2007.

- [Her09] Joachim Hermsdörfer. Analysis of grip forces during object manipulation. *Sensorimotor Control of Grasping: Physiology and Pathophysiology*, page 1, 2009.
- [HFM⁺99] Hermie J Hermens, Bart Freriks, Roberto Merletti, Dick Stegeman, Joleen Blok, Günter Rau, Cathy Disselhorst-Klug, and Göran Hägg. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, 8(2):13–54, 1999.
- [HK18] Brittany D Heintz and Kevin G Keenan. Spiral tracing on a touchscreen is influenced by age, hand, implement, and friction. *PloS one*, 13(2):e0191309, 2018.
- [HP12] Christopher W Hess and Seth L Pullman. Tremor: clinical phenomenology and assessment techniques. *tremor and other hyperkinetic movements*, 2, 2012.
- [HPF⁺09] Annie W Hsu, Panida A Piboolnurak, Alicia G Floyd, Qiping P Yu, James E Wraith, Marc C Patterson, and Seth L Pullman. Spiral analysis in niemann-pick disease type c. *Movement Disorders*, 24(13):1984–1990, 2009.
- [HSL⁺17] Julian Hettig, Patrick Saalfeld, Maria Luz, Mathias Becker, Martin Skalej, and Christian Hansen. Comparison of gesture and conventional interaction techniques for interventional neuroradiology. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 12(9):1643–1653, 2017.
- [HvdLV⁺14] Yoo Young Hoogendam, Fedde van der Lijn, Meike W Vernooij, Albert Hofman, Wiro J Niessen, Aad van der Lugt, M Arfan Ikram, and Jos N van der Geest. Older age relates to worsening of fine motor skills: a population-based study of middle-aged and elderly persons. *Frontiers in aging neuroscience*, 6:259, 2014.
- [IMF⁺15] Marco Iosa, Giovanni Morone, Augusto Fusco, Marcello Castagnoli, Francesca Romana Fusco, Luca Pratesi, and Stefano Paolucci. Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study. *Topics in stroke rehabilitation*, 22(4):306–316, 2015.
- [KFS⁺71] Marjorie Kellor, J Frost, N Silberberg, I Iversen, and R Cummings. Hand strength and dexterity. *The American journal of occupational therapy: official publication of the American Occupational Therapy Association*, 25(2):77–83, 1971.
- [KGM⁺15] JJ Kim, DA Gonzalez, A Mintz, EA Roy, and JY Tung. Motor control assessment using leap motion: filtering methods and performance in indoor and outdoor environments. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada*, pages 1150–1154. Springer, 2015.
- [Kin16] Clay Jordan Kincaid. The feasibility of using a markerless motion capture sensor (leap motion tm controller) for quantitative motor assessment intended for a clinical setting. 2016.
- [KMHM⁺14] Maryam Khademi, Hossein Mousavi Hondori, Alison McKenzie, Lucy Dodakian, Cristina Videira Lopes, and Steven C Cramer. Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation. In *CHI’14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pages 1663–1668. ACM, 2014.
- [Kra13] Peter H Kraus. Instrumentation: Classical and emerging techniques. In *Mechanisms and Emerging Therapies in Tremor Disorders*, pages 341–370. Springer, 2013.
- [KSRV14] Henk G Kortier, Victor I Sluiter, Daniel Roetenberg, and Peter H Veltink. Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1):1, 2014.

- [Lat15] Mark L Latash. The hand: Shall we ever understand how it works? *Motor control*, 19(2), 2015.
- [LBW⁺00] Elan D Louis, Livia F Barnes, Kristin J Wendt, Steven M Albert, Seth L Pullman, Qiping Yu, and Franklin R Schneier. Validity and test-retest reliability of a disability questionnaire for essential tremor. *Movement disorders*, 15(3):516–523, 2000.
- [LdA14] Stefan Lambrecht and Antonio J del Ama. Human movement analysis with inertial sensors. In *Emerging Therapies in Neurorehabilitation*, pages 305–328. Springer, 2014.
- [LFBL12] Andrés Labiano-Fontcuberta and Julián Benito-León. Temblor esencial y enfermedad de parkinson: ¿existe una asociación? *revista de Neurología*, 55:479–89, 2012.
- [LGB⁺12] Elan D Louis, Arthur Gillman, Sarah Boschung, Christopher W Hess, Qiping Yu, and Seth L Pullman. High width variability during spiral drawing: further evidence of cerebellar dysfunction in essential tremor. *The Cerebellum*, 11(4):872–879, 2012.
- [LH06] Mitchell G Longstaff and Richard A Heath. Spiral drawing performance as an indicator of fine motor function in people with multiple sclerosis. *Human movement science*, 25(4):474–491, 2006.
- [LH15] ML Latash and X Huang. Neural control of movement stability: lessons from studies of neurological patients. *Neuroscience*, 301:39–48, 2015.
- [LLG⁺17] Vasileios Lahanas, Constantinos Loukas, Konstantinos Georgiou, Hani Lababidi, and Dania Al-Jaroudi. Virtual reality-based assessment of basic laparoscopic skills using the leap motion controller. *Surgical endoscopy*, 31(12):5012–5023, 2017.
- [Lyl81] Ronald C Lyle. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*, 4(4):483–492, 1981.
- [McN13] James McNames. Signal processing. In *Mechanisms and Emerging Therapies in Tremor Disorders*, pages 371–389. Springer, 2013.
- [MGU⁺01] Susan M McCurry, Laura E Gibbons, Jay M Uomoto, Mary Lou Thompson, Amy B Graves, Steven D Edland, James Bowen, Wayne C McCormick, and Eric B Larson. Neuropsychological test performance in a cognitively intact sample of older japanese american adults. *Archives of Clinical Neuropsychology*, 16(5):447–459, 2001.
- [MMRBAS⁺13] Pablo Martinez-Martin, Carmen Rodriguez-Blazquez, Mario Alvarez-Sanchez, Tomoko Arakaki, Alberto Bergareche-Yarza, Anabel Chade, Nelida Garretto, Oscar Gershanik, Monica M Kurtis, Juan Carlos Martinez-Castrillo, et al. Expanded and independent validation of the movement disorder society-unified parkinson’s disease rating scale (mds-updrs). *Journal of neurology*, 260(1):228–236, 2013.
- [MN12] S Morrison and KM Newell. Aging, neuromuscular decline, and the change in physiological and behavioral complexity of upper-limb movement dynamics. *Journal of aging research*, 2012, 2012.
- [MSR⁺16] André Mewes, Patrick Saalfeld, Oleksandr Riabikin, Martin Skalej, and Christian Hansen. A gesture-controlled projection display for ct-guided interventions. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 11(1):157–164, 2016.

- [MTE06] F Miralles, S Tarongi, and A Espino. Quantification of the drawing of an archimedes spiral through the analysis of its digitized picture. *Journal of neuroscience methods*, 152(1):18–31, 2006.
- [MVKW85] Virgil Mathiowetz, Gloria Volland, Nancy Kashman, and Karen Weber. Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *American Journal of Occupational Therapy*, 39(6):386–391, 1985.
- [NH13] Kathleen E Norman and Martin E Héroux. Measures of fine motor skills in people with tremor disorders: appraisal and interpretation. *Frontiers in neurology*, 4, 2013.
- [PC16] Pranav J Parikh and Kelly J Cole. Editorial: A hand at work: Effects of aging. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 8, 2016.
- [PTT98] Massimo Penta, Jean-Louis Thonnard, and Luigi Tesio. Abilhand: a rasch-built measure of manual ability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(9):1038–1042, 1998.
- [Pul98] Seth L Pullman. Spiral analysis: a new technique for measuring tremor with a digitizing tablet. *Movement Disorders*, 13(S3):85–89, 1998.
- [Put14] David Putrino. Telerehabilitation and emerging virtual reality approaches to stroke rehabilitation. *Current opinion in neurology*, 27(6):631–636, 2014.
- [QOC⁺07] K Quencer, MS Okun, G Crucian, HH Fernandez, F Skidmore, and KM Heilman. Limb-kinetic apraxia in parkinson disease. *Neurology*, 68(2):150–151, 2007.
- [SAS02] Rachael D Seidler, Jay L Alberts, and George E Stelmach. Changes in multi-joint performance with age. *Motor control*, 2002.
- [SBB⁺10] Rachael D Seidler, Jessica A Bernard, Taritonye B Burutolu, Brett W Fling, Mark T Gordon, Joseph T Gwin, Youngbin Kwak, and David B Lipps. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(5):721–733, 2010.
- [SHDP16] Anna H Smeragliuolo, N Jeremy Hill, Luis Disla, and David Putrino. Validation of the leap motion controller using markered motion capture technology. *Journal of biomechanics*, 49(9):1742–1750, 2016.
- [SRP10] Edith V Sullivan, Jessica Rose, and Adolf Pfefferbaum. Physiological and focal cerebellar substrates of abnormal postural sway and tremor in alcoholic women. *Biological psychiatry*, 67(1):44–51, 2010.
- [SUM⁺99] Charles D Smith, GH Umberger, EL Manning, JT Slevin, DR Wekstein, FA Schmitt, WR Markesberry, Z Zhang, GA Gerhardt, RJ Kryscio, et al. Critical decline in fine motor hand movements in human aging. *Neurology*, 53(7):1458–1458, 1999.
- [SVC05] Molly M Sturman, David E Vaillancourt, and Daniel M Corcos. Effects of aging on the regularity of physiological tremor. *Journal of neurophysiology*, 93(6):3064–3074, 2005.
- [TA48] Joseph Tiffin and Eston J Asher. The purdue pegboard: norms and studies of reliability and validity. *Journal of applied psychology*, 32(3):234, 1948.
- [TC15] Jamie Taylor and Kevin Curran. Using leap motion and gamification to facilitate and encourage rehabilitation for hand injuries: Leap motion for rehabilitation. *Handbook of Research on Holistic Perspectives in Gamification for Clinical Practice*, pages 183–192, 2015.

- [TCVSA97] Hans-Leo Teulings, José L Contreras-Vidal, George E Stelmach, and Charles H Adler. Parkinsonism reduces coordination of fingers, wrist, and arm in fine motor control. *Experimental neurology*, 146(1):159–170, 1997.
- [TLG⁺15] James Y Tung, Tea Lulic, Dave A Gonzalez, Johnathan Tran, Clark R Dickerson, and Eric A Roy. Evaluation of a portable markerless finger position capture device: accuracy of the leap motion controller in healthy adults. *Physiological measurement*, 36(5):1025, 2015.
- [TSWWI16] TA Travaglini, PJ Swaney, Kyle D Weaver, and RJ Webster III. Initial experiments with the leap motion as a user interface in robotic endonasal surgery. In *Robotics and Mechatronics*, pages 171–179. Springer, 2016.
- [TTH⁺97] P Trouillas, T Takayanagi, M Hallett, RD Currier, SH Subramony, K Wessel, A Bryer, HC Diener, S Massaquoi, CM Gomez, et al. International cooperative ataxia rating scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. *Journal of the neurological sciences*, 145(2):205–211, 1997.
- [VDD16] KM Vamsikrishna, Debi Prosad Dogra, and Maunendra Sankar Desarkar. Computer-vision-assisted palm rehabilitation with supervised learning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(5):991–1001, 2016.
- [VP17] Pier Paolo Valentini and Eugenio Pezzuti. Accuracy in fingertip tracking using leap motion controller for interactive virtual applications. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 11(3):641–650, 2017.
- [VR08] Claudia Voelcker-Rehage. Motor-skill learning in older adults—a review of studies on age-related differences. *European Review of Aging and Physical Activity*, 5(1):5, 2008.
- [WBRF13] Frank Weichert, Daniel Bachmann, Bartholomäus Rudak, and Denis Fisseler. Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. *Sensors*, 13(5):6380–6393, 2013.
- [WMB⁺11] Ying-Chih Wang, Susan R Magasi, Richard W Bohannon, David B Reuben, Heather E McCreath, Deborah J Bubela, Richard C Gershon, and William Z Rymer. Assessing dexterity function: a comparison of two alternatives for the nih toolbox. *Journal of Hand Therapy*, 24(4):313–321, 2011.