

Universidad Autónoma de Ciudad Juárez

Instituto de Ingeniería y Tecnología
Departamento de Ingeniería Industrial y Manufactura



Doctorado en Tecnología

"Sistema interactivo para la rehabilitación motora de la mano mediante electromiografía y seguimiento óptico"

Tesis para obtener el grado de Doctor en Tecnología:

Mtra. Luz Angelica Garcia Villalba

Directores del proyecto:

Dra. Alma Guadalupe Rodríguez Ramírez

Dr. Luis Alberto Rodríguez Picón

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Serious games en rehabilitación motora	2
1.3. Uso de la electromiografía superficial en plataformas de rehabilitación	3
1.4. Seguimiento óptico sin marcadores en rehabilitación	3
1.5. Integración multimodal en plataformas de rehabilitación	4
1.6. Síntesis crítica y brecha de investigación	5
1.7. Planteamiento del Problema	6
1.8. Justificación	7
1.9. Hipótesis	7
1.10. Objetivo general	8
1.11. Objetivos específicos	8
1.12. Alcances y delimitaciones	8
1.13. Aportes de la investigación	8
2. Marco Teórico	9
2.1. Accidente cerebro vascular de una extremidad superior	9
2.1.1. Criterios funcionales para la evaluación de la rehabilitación motora	10
2.1.2. Estrategias terapéuticas para la recuperación funcional	11
2.2. Rehabilitación motora de la mano	12
2.2.1. Agarre cilíndrico	12
2.2.2. Pinza por oposición terminal o pinza de grano	12
2.2.3. Agarre de gancho o broche	13
2.2.4. Pinza por oposición sub terminal o pinza de tres dedos	13
2.2.5. Agarre esférico	13
2.2.6. Agarre lateral o sub terminal lateral	14
2.2.7. Músculos implicados en los agarres funcionales de la mano	14
2.3. Métricas funcionales en rehabilitación	14
2.4. Seguimiento del movimiento de la mano	15
2.5. Seguimiento óptico sin marcadores	15
2.6. Herramientas de software en sistemas de rehabilitación interactiva	15
2.7. Motores de realidad virtual en rehabilitación	15
2.8. Realidad virtual y juegos terapéuticos	16
2.8.1. Sistemas de realidad virtual	17
2.9. Control motor y aprendizaje motor	17
2.10. Electromiografía superficial	18

2.10.1. Generación y características de la señal sEMG	18
2.10.2. sEMG como indicador de activación muscular	18
2.10.3. Plataformas de adquisición de señales electromiográficas	18
2.10.4. Tarjeta BioAmp EXG Pill para adquisición de biopotenciales (sEMG)	19
2.10.5. Gel conductor en la adquisición de señales EMG	22
2.10.6. Fundamento teórico de la colocación de electrodos sEMG en antebrazo para control y evaluación funcional	23
2.10.7. Dinamometría manual para cuantificación de fuerza de prensión en calibración MVC	25
2.10.8. Fundamento estadístico para el análisis de desempeño en tareas multi-agarre	27
3. Metodología	30
3.1. Diseño general del sistema	30
3.1.1. Flujo de señal y arquitectura lógica de interacción en <i>Handly</i>	30
3.1.2. Configuración técnica del subsistema de realidad virtual en <i>Handly</i>	37
3.2. Seguimiento óptico de la mano mediante Leap Motion (Ultraleap) en Unity	48
3.2.1. Inicialización del modelo de mano en Unity	48
3.2.2. Captura y procesamiento de datos articulares	48
3.2.3. Reconocimiento de tipos de agarre	48
3.2.4. Integración con el entorno de realidad virtual	48
3.2.5. Estandarización del procedimiento	48
3.3. Modelado y rigging de la mano virtual	49
3.3.1. Modelado tridimensional de la mano	49
3.3.2. Definición de la estructura ósea (armature)	49
3.3.3. Proceso de rigging	49
3.3.4. Preparación para la animación e interacción	50
3.3.5. Exportación e integración en Unity	50
3.3.6. Aplicación en tareas de agarre	50
3.3.7. Estandarización del procedimiento	50
3.3.8. Cálculo de ángulos articulares de los dedos	51
3.4. Renderizado de la mano virtual	52
3.4.1. Sincronización cinemática con el seguimiento de mano	53
3.4.2. Configuración de la escena y referencia espacial	53
3.4.3. Interacción con objetos y detección de agarre	53
3.4.4. Retroalimentación visual y control de errores	53
3.4.5. Estandarización del procedimiento experimental	53
3.4.6. Elementos de la interfaz de usuario	54
3.4.7. Interacción del usuario con el sistema <i>Handly</i>	55
3.4.8. Configuración del sensor Leap Motion y colocación de electrodos sEMG	57
3.5. Diseño del estudio y participantes	59

3.5.1. Análisis descriptivo del desempeño por tipo de agarre y nivel	62
3.6. Resultados descriptivos del desempeño (Handly)	62
3.7. Diseño del estudio y participantes	63
3.7.1. Tablas resumen derivadas de la Tabla 2	64
3.7.2. Modelo estadístico del ANOVA de medidas repetidas	65
3.7.3. Descomposición de la varianza	66
3.7.4. Verificación de esfericidad y corrección	67
3.7.5. Resultados inferenciales: tiempo de ejecución	67
3.7.6. Resultados inferenciales: tasa de éxito	68
3.7.7. Resultados inferenciales: objetos recolectados	68
3.7.8. Síntesis matemática del modelo	68
3.8. Calibración EMG y umbral dinámico basado en RMS	69
4. Resultados	74
4.1. ANOVA de medidas repetidas (RM-ANOVA)	74
4.1.1. Tabla inferencial del RM-ANOVA (valores F, p y η_p^2)	77
4.1.2. Interpretación por métrica	77
4.1.3. Resultados descriptivos: desempeño por tipo de agarre y nivel	80
5. Conclusiones y Recomendaciones	83
5.1. Limitaciones	84
5.2. Trabajos futuros	84
5.3. Cierre	85
5.3.1. Aportaciones principales de la tesis	85
5.3.2. Publicación derivadas de la investigación	86
5.4. Arquitectura funcional y comunicación entre scripts del sistema Handly	91
Apéndices	93

Índice de figuras

2.1. Agarre cilíndrico	12
2.2. Pinza de grano	13
2.3. Agarre de gancho	13
2.4. Agarre esférico	13
2.5. Agarre esférico	14
2.6. Agarre lateral	14
2.7. Dispositivo Leap Motion Controller. Fuente: Wikimedia Commons.	17
2.8. HTC Vive VR Kit. Fuente: Wikimedia Commons.	17
2.9. Datos técnicos y tablilla BioAmp EXG Pill	20
2.10. Diagrama de bloques para la adquisición de sEMG mediante BioAmp EXG Pill y ESP32 DevKit.	22
2.11. Conexión entre BioAmp EXG Pill y ESP32 DevKit (3V3 y muestreo ADC).	22
2.12. Cables y sensores BioAmp v0.3	22
2.13. Dinamómetro manual.	26
3.1. Diagrama General.	31
3.2. Diagrama de interacción de entrada y salida del sistema.	32
3.3. Interacciones virtuales basadas en la posición de las manos y los dedos.	34
3.4. La lógica de interacción entre scripts que gestionan sesiones de usuario dentro de la plataforma.	37
3.5. Objeto tipo maleta con asa, he interacción con la mano virtual.	44
3.6. Tipos de agarres, he interacción con la mano virtual.	44
3.7. Detección de postura esférico con el sensor leap motion.	45
3.8. Visualización del seguimiento de la mano mediante Leap Motion en Unity. Los puntos corresponden a las articulaciones (<i>joints</i>) detectadas y utilizadas para estimar postura, movimiento y configuración de agarre.	49
3.9. Modelo tridimensional de la mano con estructura ósea interna (<i>armature</i>) utilizada para la animación y control de movimientos en el entorno virtual.	51
3.10. Visualización de la mano en el entorno virtual en vista de primera persona, utilizada para la interacción y ejecución de tareas de alcance y agarre.	54
3.11. Elementos principales de la interfaz de usuario implementados en el entorno de realidad virtual.	55
3.12. Participante interactuando con el sistema Handly utilizando el visor HTC Vive, el sensor Leap Motion y electrodos de electromiografía superficial (sEMG).	57
3.13. Visualización del entorno virtual y del desempeño del usuario en una pantalla externa durante la ejecución de las tareas experimentales.	57

3.14. Vista frontal del sensor Leap Motion montado sobre el visor HTC Vive para el seguimiento óptico de la mano del usuario.	58
3.15. Colocación de los sensores de electromiografía superficial (sEMG) sobre el antebrazo del usuario para el registro de la actividad mioeléctrica durante las tareas motoras. . .	59
3.16. Objetos recolectados promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.	64
3.17. Tasa de éxito promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.	64
3.18. Tiempo total promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.	65
3.19. Representación de niveles de esfuerzo durante la ejecución: (a) referencia visual del esfuerzo aplicado, (b) ejemplo de esfuerzo medio.	71
3.20. Señal EMG cruda y su RMS, incluyendo segmentos de reposo y contracción utilizados para la calibración y el umbral dinámico.	71

Índice de tablas

3.1. Protocolo experimental por participante (estructura de sesiones y cobertura de agarres).	61
3.2. Desempeño por tipo de agarre y nivel: tiempo, tasa de éxito y número de objetos recolectados.	62
3.3. Resumen por tipo de agarre (promedio entre niveles).	63
3.4. Resumen por nivel de dificultad (promedio entre agarres).	63
3.5. Resumen general (media global, promediando agarres, niveles y sujetos).	64
3.6. ANOVA de medidas repetidas de un factor (Nivel: 1–3) realizado por tipo de agarre. Para cada agarre se incluyeron $s = 2$ participantes y se promediaron las 3 repeticiones por nivel (9 observaciones por participante).	66
3.7. Parámetros clave del procedimiento de calibración EMG y umbral dinámico basado en RMS (Handly).	73
4.1. Resumen del RM-ANOVA por métrica (Handly).	76
4.2. Resultados inferenciales del RM-ANOVA y pruebas de esfericidad (Handly).	77
4.3. Resumen de RM-ANOVA y pruebas de esfericidad por métrica (Handly).	82

Resumen

1. Introducción

La rehabilitación motora de la mano representa un desafío clínico y tecnológico de alta relevancia, debido al papel fundamental que este segmento corporal desempeña en la ejecución de actividades de la vida diaria. La pérdida parcial o total de la función manual, ya sea como consecuencia de eventos neurológicos, lesiones musculoesqueléticas o enfermedades degenerativas, impacta de manera directa la autonomía, la calidad de vida y la reintegración social de los individuos afectados [1, 2].

En los últimos años, el uso de tecnologías asistidas por computadora ha emergido como una alternativa prometedora para complementar las terapias convencionales de rehabilitación. En particular, la realidad virtual ha demostrado su potencial para crear entornos interactivos que favorecen la repetición intensiva de tareas, incrementan la motivación del usuario y permiten una evaluación más objetiva del desempeño motor [3,4]. No obstante, muchos de los sistemas existentes se basan únicamente en información cinemática o en interacciones simplificadas, lo que limita su capacidad para reflejar de manera integral el estado funcional del sistema neuromuscular.

La electromiografía superficial constituye una herramienta ampliamente utilizada para el análisis de la activación muscular voluntaria, al proporcionar información directa sobre la actividad eléctrica generada durante la contracción muscular [5]. Su integración en plataformas interactivas permite no solo evaluar el esfuerzo muscular, sino también establecer esquemas de control basados en la intención motora del usuario. De forma complementaria, los sistemas de seguimiento óptico sin marcadores han facilitado la captura del movimiento natural de la mano sin necesidad de instrumentación invasiva, lo cual resulta especialmente ventajoso en procesos de rehabilitación prolongados [6].

A pesar de estos avances, la literatura reciente evidencia una brecha en el desarrollo de plataformas que integren de manera simultánea la realidad virtual, la electromiografía superficial y el seguimiento óptico sin marcadores con el propósito de evaluar y entrenar agarres funcionales de la mano mediante métricas cuantitativas objetivas. En este contexto, surge la necesidad de proponer soluciones tecnológicas multimodales que permitan una evaluación más completa del desempeño motor y una interacción más natural entre el usuario y el entorno virtual.

La presente tesis doctoral aborda esta problemática mediante el diseño, implementación y validación de una plataforma interactiva orientada a la rehabilitación y evaluación funcional de la mano, que integra realidad virtual, electromiografía superficial y seguimiento óptico sin marcadores. A través de tareas gamificadas y métricas funcionales automatizadas, la plataforma busca contribuir al avance de las tecnologías aplicadas a la rehabilitación motora, proporcionando una herramienta con potencial para futuras aplicaciones clínicas y de investigación.

1.1 Antecedentes

En las últimas dos décadas, la realidad virtual (RV) ha sido ampliamente explorada como una herramienta complementaria en los procesos de rehabilitación motora de la mano. Su principal aporte radica en la capacidad de generar entornos interactivos controlados que permiten la ejecución repetitiva de tareas funcionales, favoreciendo la motivación del usuario y la adherencia al tratamiento [3, 7].

Diversos estudios han demostrado que las intervenciones basadas en RV pueden producir mejoras significativas en la función motora de la extremidad superior, comparables a las obtenidas mediante terapias convencionales, particularmente en poblaciones con daño neurológico, como pacientes post-ictus [4]. Estas mejoras se asocian a la posibilidad de adaptar el nivel de dificultad de las tareas, proporcionar retroalimentación inmediata y promover la participación activa del usuario durante el proceso terapéutico.

En el contexto específico de la rehabilitación de la mano, las plataformas de RV han incorporado ejercicios orientados a la prensión, manipulación y liberación de objetos virtuales, buscando replicar actividades de la vida diaria. Sin embargo, muchos de estos sistemas se basan únicamente en información cinemática del movimiento, obtenida mediante dispositivos de seguimiento, sin integrar información fisiológica que refleje la activación muscular subyacente [8].

Asimismo, aunque la RV permite registrar métricas cuantitativas como tiempo de ejecución, precisión y número de repeticiones, la mayoría de las plataformas reportadas en la literatura no incorporan mecanismos que relacionen estas métricas con la intención motora o el esfuerzo muscular del usuario. Esta limitación reduce la capacidad de evaluar de manera integral el desempeño funcional de la mano y de diseñar estrategias de retroalimentación más personalizadas.

En consecuencia, si bien la realidad virtual ha demostrado ser una herramienta prometedora para la rehabilitación de la mano, persiste la necesidad de desarrollar plataformas que integren información cinemática y bioeléctrica, permitiendo una evaluación más completa y objetiva del desempeño motor durante tareas funcionales.

1.2 Serious games en rehabilitación motora

Los *serious games* han emergido como una estrategia tecnológica relevante en el ámbito de la rehabilitación motora, al integrar principios del diseño de videojuegos con objetivos terapéuticos específicos. A diferencia de los videojuegos tradicionales, estos sistemas están diseñados para promover el aprendizaje, el entrenamiento o la recuperación funcional mediante tareas estructuradas y orientadas a objetivos [9].

En el contexto de la rehabilitación de la extremidad superior y la mano, los *serious games* han sido utilizados para fomentar la repetición intensiva de movimientos, incrementar la motivación del usuario y mejorar la adherencia al tratamiento. Diversos estudios reportan que la incorporación de mecánicas de juego, como recompensas, niveles de dificultad progresiva y retroalimentación inmediata, puede generar mejoras funcionales comparables a las terapias convencionales, particularmente en pacientes con daño neurológico [8, 10].

No obstante, la literatura también señala limitaciones importantes en muchos de los *serious games* orientados a rehabilitación. En primer lugar, una proporción significativa de estas plataformas evalúa el desempeño del usuario únicamente a partir de métricas de interacción o cinemáticas, como el número de repeticiones o el tiempo de ejecución, sin considerar información fisiológica que refleje la activación muscular o la intención motora subyacente [11].

Adicionalmente, algunos sistemas presentan diseños genéricos que no contemplan la personalización del tratamiento en función de las capacidades individuales del usuario, lo que puede limitar su

efectividad terapéutica. La ausencia de mecanismos de calibración individual y de métricas multimodales reduce la capacidad de estos sistemas para adaptarse dinámicamente al progreso del usuario y para proporcionar retroalimentación terapéutica más precisa.

En consecuencia, si bien los *serious games* representan una herramienta prometedora para la rehabilitación motora, la evidencia actual sugiere la necesidad de plataformas más avanzadas que integren información de múltiples dominios, incluyendo variables cinemáticas y bioeléctricas, con el fin de mejorar la evaluación objetiva y la personalización del proceso terapéutico.

1.3 Uso de la electromiografía superficial en plataformas de rehabilitación

La electromiografía superficial (sEMG) ha sido ampliamente utilizada en el ámbito de la rehabilitación motora como una herramienta para analizar la activación muscular y apoyar el proceso terapéutico mediante retroalimentación bioeléctrica. En plataformas de rehabilitación asistida por tecnología, la sEMG se ha empleado tanto para la evaluación del desempeño muscular como para el control de sistemas interactivos, prótesis y entornos virtuales [12].

Diversos estudios han demostrado que la integración de sEMG en sistemas de rehabilitación puede favorecer la participación activa del paciente, al permitir que la intención motora se traduzca en acciones dentro del entorno virtual o robótico. Este enfoque ha sido asociado con mejoras en el aprendizaje motor y en la reorganización neuromuscular, especialmente cuando se combina con tareas orientadas a objetivos y retroalimentación inmediata [13].

En el contexto específico de la rehabilitación de la mano, se han propuesto plataformas que utilizan señales de sEMG para controlar objetos virtuales, activar dispositivos de asistencia o modular el nivel de dificultad de las tareas terapéuticas. Sin embargo, una limitación recurrente en estos sistemas es la dependencia de esquemas de control complejos basados en clasificación multiclase o modelos de aprendizaje automático, los cuales requieren grandes volúmenes de datos de entrenamiento y pueden presentar problemas de robustez en entornos clínicos reales [14].

Adicionalmente, muchos de los sistemas reportados en la literatura emplean configuraciones de hardware costosas o de difícil implementación fuera de entornos de laboratorio, lo que limita su escalabilidad y adopción clínica. En contraste, el uso de dispositivos de adquisición de bajo costo, combinado con estrategias de calibración individual basadas en características simples como el RMS, ha sido propuesto como una alternativa viable para aplicaciones de rehabilitación funcional [15].

En síntesis, si bien la sEMG ha demostrado su potencial como herramienta de evaluación y control en rehabilitación motora, persiste la necesidad de plataformas que integren esta señal de manera robusta, accesible y combinada con otras modalidades de interacción, con el fin de proporcionar una evaluación funcional más completa y adaptable a diferentes usuarios.

1.4 Seguimiento óptico sin marcadores en rehabilitación

El seguimiento óptico sin marcadores (*markerless tracking*) ha adquirido relevancia en el ámbito de la rehabilitación motora debido a su capacidad para capturar el movimiento humano de manera natural, sin requerir sensores corporales, marcadores físicos o instrumentación invasiva. Esta característica resulta especialmente atractiva en contextos clínicos, donde la comodidad del usuario y la

facilidad de implementación son factores determinantes [16].

En aplicaciones de rehabilitación de la extremidad superior y la mano, los sistemas de seguimiento óptico sin marcadores permiten cuantificar parámetros cinemáticos como la trayectoria, la amplitud de movimiento y la coordinación intersegmentaria durante la ejecución de tareas funcionales. Diversos estudios han reportado que este tipo de tecnologías puede proporcionar información suficientemente precisa para la evaluación del desempeño motor, especialmente cuando se integran en entornos de realidad virtual o aumentada [17].

No obstante, la literatura también identifica limitaciones importantes asociadas al uso de sistemas de tracking óptico sin marcadores. Entre ellas se encuentran la sensibilidad a condiciones de iluminación, la oclusión parcial de la mano durante la interacción con objetos y la variabilidad en la precisión de las estimaciones dependiendo de la postura y velocidad del movimiento [18]. Estas limitaciones pueden afectar la robustez de la evaluación cinemática, particularmente en tareas complejas que involucran múltiples grados de libertad.

A pesar de estos desafíos, el avance continuo de los sensores ópticos y de los algoritmos de visión por computadora ha impulsado la adopción de soluciones de seguimiento de mano en tiempo real dentro de plataformas de rehabilitación interactiva. En este contexto, el seguimiento óptico sin marcadores se perfila como una alternativa viable y accesible para complementar otras modalidades de evaluación, especialmente cuando se combina con información fisiológica y métricas funcionales cuantitativas.

En síntesis, el seguimiento óptico sin marcadores constituye una herramienta prometedora para la rehabilitación motora de la mano; sin embargo, su uso aislado puede resultar insuficiente para capturar de manera integral el desempeño funcional, lo que refuerza la necesidad de enfoques multimodales que integren información cinemática y bioeléctrica.

1.5 Integración multimodal en plataformas de rehabilitación

En años recientes, diversos trabajos han explorado la integración de múltiples modalidades de interacción y evaluación en plataformas de rehabilitación motora, con el objetivo de capturar de manera más completa el desempeño funcional del usuario. Estas aproximaciones multimodales suelen combinar información cinemática, señales fisiológicas y métricas de interacción para mejorar la evaluación y personalización del proceso terapéutico [7, 12].

Algunas plataformas han incorporado sensores de movimiento junto con bioseñales para estimar la intención motora o modular la asistencia durante tareas de rehabilitación. Sin embargo, en muchos casos la integración se limita a combinaciones parciales de tecnologías, tales como realidad virtual con seguimiento cinemático, o entornos interactivos controlados por electromiografía, sin una sincronización efectiva entre ambas modalidades [13].

En el ámbito específico de la rehabilitación de la mano, la literatura reporta un número reducido de sistemas que integren simultáneamente realidad virtual, seguimiento óptico sin marcadores y electromiografía superficial en tiempo real. Las soluciones existentes suelen presentar limitaciones relacionadas con la complejidad del hardware, la dependencia de modelos de control altamente especializados o la ausencia de métricas funcionales automatizadas que permitan una evaluación objetiva

y reproducible del desempeño [14, 18].

Adicionalmente, la mayoría de las plataformas multimodales reportadas se han validado en entornos controlados de laboratorio o mediante pruebas de factibilidad, lo que dificulta su adopción en contextos clínicos reales. Estas limitaciones ponen de manifiesto la necesidad de soluciones tecnológicas integradas que sean accesibles, robustas y orientadas a tareas funcionales, capaces de combinar información cinemática y bioeléctrica de manera coherente durante la interacción con entornos virtuales.

1.6 Síntesis crítica y brecha de investigación

El análisis del estado del arte evidencia que la realidad virtual, los serious games, la electromiografía superficial y el seguimiento óptico sin marcadores han sido ampliamente estudiados de forma independiente en el contexto de la rehabilitación motora. Estas tecnologías han demostrado beneficios significativos en términos de motivación, participación activa del usuario y capacidad de registro de métricas cuantitativas.

No obstante, la revisión de la literatura revela una brecha relevante en el desarrollo de plataformas que integren de manera simultánea y sincronizada estas tecnologías con el propósito de evaluar y entrenar agarres funcionales de la mano. En particular, se observa una ausencia de sistemas que combinen realidad virtual inmersiva, seguimiento óptico sin marcadores y control basado en electromiografía superficial en tiempo real, junto con métricas funcionales objetivas y automatizadas.

Asimismo, muchas de las soluciones existentes presentan limitaciones relacionadas con la complejidad técnica, el uso de hardware costoso o intrusivo, y la falta de estrategias de calibración individual que permitan adaptar el sistema a las capacidades específicas de cada usuario. Estas deficiencias restringen la aplicabilidad clínica y la escalabilidad de las plataformas reportadas.

En este contexto, la presente tesis doctoral aborda la brecha identificada mediante el diseño, implementación y validación de una plataforma interactiva multimodal que integra realidad virtual, electromiografía superficial y seguimiento óptico sin marcadores. La propuesta se orienta a la evaluación y entrenamiento de agarres funcionales de la mano mediante tareas gamificadas y métricas cuantitativas objetivas, contribuyendo al avance de las tecnologías aplicadas a la rehabilitación motora.

1.7 Planteamiento del Problema

En México, la discapacidad afecta a 7,877,805 personas (ENADID 2018, citado por el ISSSTE). Entre sus principales causas se encuentran las enfermedades crónicas no transmisibles, como la diabetes mellitus tipo 2, y la **enfermedad cerebrovascular**, asociada a eventos de embolia o hemorragia cerebral y a un alto índice de **discapacidad motora**, sensorial y del habla [19,20]. En este contexto, la función manual puede entenderse como el resultado de la integración entre la activación neuromuscular, el control motor y la ejecución cinemática de movimientos finos; cuando existe daño neurológico o neuromuscular, dicha integración se altera, modificando patrones de activación muscular, incrementando la variabilidad del movimiento y degradando el desempeño en tareas funcionales de agarre. Por ello, una necesidad científica central en rehabilitación es cuantificar y caracterizar estos cambios mediante mediciones objetivas, reproducibles y sensibles, que permitan comparar condiciones, monitorear progreso y evaluar el efecto de las intervenciones.

Las terapias convencionales se apoyan en repetición de tareas bajo supervisión clínica, pero su evaluación suele depender de escalas clínicas o apreciación observacional, lo que introduce subjetividad, limitada resolución temporal y dificultades para capturar componentes finos del desempeño (p. ej., control de fuerza/precisión, coordinación muscular, estabilidad del movimiento y variabilidad intra-e inter-sesión) [1,2]. Además, la ausencia de instrumentación accesible y estandarizada dificulta comparar condiciones, monitorear progreso y detectar cambios pequeños en el rendimiento motor asociados a entrenamiento o fatiga.

Aunque existen propuestas basadas en realidad virtual (VR), electromiografía superficial (sEMG) y seguimiento del movimiento, muchas plataformas integran estas tecnologías de forma parcial o sin un esquema robusto de sincronización, calibración y retroalimentación en tiempo real. Esto limita su utilidad como instrumento científico para evaluación multimodal: (i) la sEMG requiere estrategias de calibración y umbralización para traducir actividad muscular a control intencional con estabilidad inter-sesión; (ii) el tracking óptico sin marcadores puede degradarse por oclusiones o variaciones posturales; y (iii) en VR, el desempeño puede verse afectado por latencia, diseño de tarea y criterios de éxito no estandarizados. En consecuencia, persiste una brecha en el desarrollo de entornos que permitan cuantificar de manera integrada la ejecución funcional de agarres y su relación con la activación muscular, mediante métricas objetivas (p. ej., tiempo de ejecución, tasa de éxito, errores, trayectoria/estabilidad) y protocolos reproducibles.

Por lo tanto, el problema científico se centra en la falta de una plataforma multimodal validable que combine sEMG y seguimiento óptico en un entorno VR para: (1) detectar activación muscular de forma robusta y calibrada, (2) mapearla a interacción funcional con retroalimentación en tiempo real, y (3) generar medidas cuantitativas confiables y sensibles al nivel de dificultad y al tipo de agarre. Resolver esta brecha permitiría establecer un marco experimental para evaluar desempeño motor manual con mayor resolución y trazabilidad, facilitando análisis comparables entre condiciones y sesiones, y sentando bases para futuras aplicaciones clínicas y estudios de intervención.

1.8 Justificación

La incorporación de tecnologías emergentes en rehabilitación motora ofrece un marco experimental para estudiar y cuantificar el desempeño manual bajo paradigmas de práctica intensiva y orientada a tareas. En particular, la realidad virtual (VR) permite estandarizar la presentación de estímulos, el nivel de dificultad y los criterios de éxito de tareas funcionales, lo cual facilita la comparabilidad entre sesiones y condiciones. Por su parte, la electromiografía superficial (sEMG) aporta una medición directa de la activación muscular asociada a la intención motora, mientras que el seguimiento óptico sin marcadores posibilita capturar la cinemática de la mano de manera no invasiva y con mínima interferencia sobre la ejecución natural del movimiento.

Desde una perspectiva científica, la integración de VR, sEMG y seguimiento óptico en una plataforma única es relevante porque habilita una evaluación multimodal y sincronizada de la función manual, permitiendo analizar la relación entre activación neuromuscular, cinemática e indicadores de desempeño durante tareas de prensión. Esta integración posibilita definir y extraer métricas cuantitativas (p. ej., tiempo de ejecución, tasa de éxito, consistencia intra-sesión y variabilidad del movimiento) y someterlas a análisis de confiabilidad, sensibilidad y validez bajo condiciones controladas. En consecuencia, la plataforma propuesta no solo apoya la implementación de práctica repetitiva orientada a objetivos, sino que contribuye a generar evidencia cuantitativa reproducible para caracterizar el desempeño motor y evaluar cambios asociados a entrenamiento, en línea con principios de intervención basada en tareas [21].

1.9 Hipótesis

La integración de realidad virtual, electromiografía superficial y seguimiento óptico sin marcadores en una plataforma interactiva permite evaluar de manera objetiva el desempeño motor de la mano y discriminar diferencias en métricas funcionales asociadas a distintos tipos de agarre y niveles de dificultad en usuarios sanos.

1.10 Objetivo general

Desarrollar y validar un sistema multimodal en realidad virtual que integre electromiografía superficial y seguimiento óptico sin marcadores para cuantificar el desempeño en agarres funcionales de la mano y determinar el efecto del tipo de agarre y el nivel de dificultad sobre métricas funcionales.

1.11 Objetivos específicos

- Definir la arquitectura hardware–software del sistema e integrar los módulos de realidad virtual, sEMG y seguimiento óptico sin marcadores, incluyendo el esquema de comunicación y sincronización de datos en tiempo real.
- Diseñar e instrumentar tareas funcionales en realidad virtual orientadas a distintos tipos de agarre, con niveles de dificultad progresiva y criterios de éxito estandarizados.
- Desarrollar un método de detección de activación muscular basado en electromiografía superficial.
- Implementar métricas cuantitativas de desempeño (tiempo de ejecución, número de objetos manipulados), garantizando su registro automático y trazabilidad durante la ejecución.
- Analizar estadísticamente el efecto del tipo de agarre y el nivel de dificultad sobre las métricas de desempeño, e identificar diferencias significativas entre condiciones experimentales.

1.12 Alcances y delimitaciones

La presente investigación se enfoca en la validación técnica y funcional de la plataforma propuesta mediante pruebas experimentales con usuarios adultos sanos. El estudio no tiene como objetivo sustituir terapias clínicas tradicionales ni establecer diagnósticos médicos, sino evaluar la factibilidad y sensibilidad del sistema para la medición objetiva del desempeño motor.

Asimismo, la plataforma se centra en el análisis de agarres funcionales específicos y no contempla, en esta etapa, la evaluación clínica en poblaciones con patologías neurológicas, lo cual se plantea como trabajo futuro.

1.13 Aportes de la investigación

Los principales aportes de esta investigación son:

- El diseño de una plataforma interactiva que integra de manera simultánea realidad virtual, electromiografía superficial y seguimiento óptico sin marcadores.
- La implementación de un esquema de control basado en activación muscular voluntaria para la interacción con entornos virtuales.
- La incorporación de métricas funcionales cuantitativas para la evaluación objetiva del desempeño motor de la mano.
- La validación experimental de la plataforma en tareas de agarre funcional con distintos niveles de dificultad.

2. Marco Teórico

2.1 Accidente cerebro vascular de una extremidad superior

Cuando una extremidad superior se ve afectada por un accidente cerebro vascular, a menudo se produce una pérdida de la función, lo que afecta a las actividades diarias y a la calidad de vida del paciente [22]. Esta discapacidad es una complicación frecuente después de un accidente cerebro vascular, que afecta significativamente a la independencia del paciente y a su capacidad de auto cuidado [23]. Es posible que los pacientes tiendan a confiar más en la extremidad que no está afectada, lo que provoca un fenómeno conocido como «falta de uso aprendido», que puede dificultar la recuperación de la función motora [22]. La fisioterapia desempeña un papel crucial en la rehabilitación del miembro superior después de un accidente cerebro vascular, con ejercicios destinados a mejorar la fuerza muscular, la coordinación y el equilibrio, mejorando así las capacidades funcionales del paciente [24]. Además, la terapia con IM-BCI ha demostrado ser prometedora para ayudar a la recuperación de las extremidades superiores al tener un impacto positivo en la actividad cerebral durante las sesiones de terapia, lo que destaca su potencial como intervención eficaz para las personas con accidentes cerebro vasculares crónicos [25].

Historia de la Fisioterapia

Históricamente desde los inicios de la humanidad se ha perseguido, la preservación de la vida y la mejoría del estilo de vida, dando pie a la medicina y posteriormente especializándose en distintas ramas. En las comunidades antiguas de la humanidad existen vestigios prótesis y métodos de apoyo ante enfermedades crónicas y pérdidas de movilidad funcional pero no fue hasta los conflictos bélicos de la primera guerra mundial que se formó una idea concreta de la necesidad de la fisioterapia y no fue hasta después de la segunda guerra mundial que la terapia ocupacional tomo forma e importancia [26]. La OMS fundada el 7 de abril de 1948, organización que establece estándares médicos, define la TO (Terapia Ocupacional) como “el conjunto de técnicas, métodos y actuaciones que, a través de actividades aplicadas con fines terapéuticos, previene y mantiene la salud, favorece la restauración de la función, suple déficit invalidantes y valora los supuestos comportamentales y su significación profunda para conseguir la mayor independencia y reinserción posible del individuo en todos sus aspectos: laboral, mental, físico y social”, a su vez define conceptos clave como: 1. Daño: alguna pérdida o anormalidad de una estructura psicológica, física, anatómica o funcional. 2. Incapacidad: resulta cuando el daño conlleva a una inhabilidad para realizar una actividad de manera o dentro del rango considerado normal para el ser humano. 3. Discapacidad: resulta cuando el individuo con un daño o incapacidad es incapaz de llevar a cabo su rol normal (capacidades diferentes) [27].

Rehabilitación y la terapia

La rehabilitación y la terapia son dos conceptos usados de forma conjunta para referirnos al proceso de recuperación de un paciente ante una pérdida o deficiencia funcional, física o mental, esta

recuperación puede ser total o parcial y este proceso depende de distintas herramientas en su mayoría específicas a las nuevas necesidades a tratar. La rehabilitación es el proceso y desarrollo de una nueva adaptación o aprendizaje ante una la pérdida funcional o deficiencia de nacimiento o adquirida y la terapia son los métodos y técnicas que se llevan a cabo para propiciar y/o acelerar esta rehabilitación [28]. Cuando se presenta una pérdida funcional muscular esquelética, de nacimiento o adquirida, se presentan cambios en el estilo de vida, por lo tanto, siempre se busca la forma de rehabilitar y apoyar la recuperación de la funcionalidad total o parcial de esta pérdida, lo cual ha resultado en equipos y dispositivos para el apoyo o remplazo funcional necesario para mejorar el estilo de vida. La terapia de recuperación es individual y especializada; formada a través de los tratamientos médicos para la conservación de tejidos, métodos de valoración, técnicas de recuperación de movilidad, desarrollo cognitivo y apoyo e incentivos emocionales.

2.1.1. Criterios funcionales para la evaluación de la rehabilitación motora

La rehabilitación funcional de la mano se fundamenta en la recuperación progresiva de capacidades motoras que permitan al individuo interactuar de manera efectiva con su entorno y ejecutar actividades de la vida diaria. Desde una perspectiva clínica y biomecánica, la evaluación del progreso terapéutico suele apoyarse en tres criterios funcionales principales: reproducibilidad del movimiento, movilidad articular y calidad o fortaleza del movimiento.

Reproducibilidad del movimiento

La reproducibilidad hace referencia a la capacidad del paciente para ejecutar de manera consistente movimientos y actos motores naturales en la zona de interés, manteniendo patrones similares de activación muscular y coordinación motora a lo largo de múltiples intentos. Este criterio es particularmente relevante en la rehabilitación de la mano, donde la ejecución repetida de agarres funcionales (por ejemplo, cilíndrico, pinza o agarre fino) refleja el grado de reaprendizaje motor y control neuromuscular alcanzado.

En entornos de rehabilitación asistidos por tecnología, la reproducibilidad puede ser cuantificada mediante métricas objetivas como el tiempo de ejecución, la tasa de éxito en la manipulación de objetos y la estabilidad de la activación electromiográfica, lo que permite identificar variaciones sutiles en el desempeño que no siempre son evidentes en evaluaciones clínicas tradicionales.

Movilidad

La movilidad se relaciona con la capacidad del paciente para alcanzar un rango funcional adecuado de movimiento, incluyendo extensión, flexión y desplazamientos específicos requeridos para la tarea motora. En la rehabilitación de la mano, este criterio evalúa si el paciente es capaz de realizar trayectorias articulares naturales sin restricciones significativas, compensaciones excesivas o dolor.

La evaluación de la movilidad resulta esencial para determinar el nivel de complejidad de las tareas

terapéuticas que pueden ser introducidas de forma segura y progresiva. En plataformas de rehabilitación basadas en realidad virtual, la movilidad puede analizarse indirectamente mediante el seguimiento óptico de la mano y los dedos, permitiendo registrar amplitudes de movimiento y patrones cinemáticos durante la interacción con objetos virtuales.

Calidad o fortaleza del movimiento

La calidad o fortaleza del movimiento describe la eficiencia con la que el paciente ejecuta una acción motora, considerando tanto la capacidad de generar fuerza suficiente como el control necesario para mantener precisión y estabilidad durante la tarea. Este criterio incluye la evaluación del desempeño bajo condiciones de mayor demanda, como la manipulación de objetos con peso adicional, resistencia externa o restricciones mecánicas.

Desde el punto de vista neuromuscular, la calidad del movimiento está estrechamente vinculada a la activación muscular voluntaria y a la capacidad de modular dicha activación de forma controlada. En sistemas que integran electromiografía superficial, este aspecto puede analizarse mediante parámetros derivados de la señal EMG, como el valor RMS y umbrales dinámicos personalizados, los cuales reflejan la capacidad funcional real del usuario durante la ejecución de tareas motoras.

2.1.2. Estrategias terapéuticas para la recuperación funcional

Con el objetivo de restaurar las capacidades motoras previamente descritas, se emplean diversas estrategias terapéuticas que, si bien comparten el propósito de mejorar la función, difieren en los mecanismos de estimulación y en el tipo de retroalimentación proporcionada al paciente. Entre las principales modalidades de intervención se encuentran:

1. **Terapia por estimulación kinestésica o táctil**, en la cual se utilizan objetos físicos asociados a la actividad funcional que se desea recuperar. Esta estrategia favorece la retroalimentación sensorial directa y la repetición guiada de movimientos, promoviendo la reorganización neuromotora.
2. **Terapia por estimulación eléctrica**, que emplea corrientes eléctricas aplicadas mediante electrodos superficiales para inducir contracciones musculares controladas. Este tipo de terapia busca modificar el tono muscular y facilitar la activación en músculos debilitados o con control voluntario reducido.
3. **Hidroterapia**, basada en la ejecución de ejercicios dentro del agua, aprovechando la flotabilidad y la resistencia del medio acuático para reducir la carga articular y permitir movimientos más amplios y controlados.
4. **Terapia mediante estímulos virtuales**, que integra sesiones asistidas por sistemas digitales como computadoras, pantallas interactivas, videojuegos terapéuticos y simuladores de realidad virtual. Estas plataformas permiten diseñar tareas funcionales personalizadas, incrementar la motivación del paciente y registrar métricas objetivas del desempeño motor.

La integración de terapias basadas en estímulos virtuales con señales fisiológicas, como la electro-miografía superficial, representa una evolución significativa respecto a los métodos convencionales, al permitir una adaptación dinámica de las tareas en función del desempeño neuromuscular del usuario y facilitar una evaluación cuantitativa continua del proceso de rehabilitación [29].

2.2 Rehabilitación motora de la mano

La rehabilitación motora tiene como objetivo restaurar, compensar o mejorar las capacidades funcionales afectadas como resultado de alteraciones neuromusculares, lesiones traumáticas o enfermedades neurológicas. En particular, la rehabilitación de la mano es considerada un componente crítico debido a la complejidad biomecánica y neuromotora que caracteriza a este segmento corporal, así como a su papel esencial en la ejecución de actividades de la vida diaria [1].

La recuperación funcional de la mano depende de procesos de reorganización neuromotora que se ven favorecidos por la práctica repetitiva de tareas orientadas a objetivos, la retroalimentación sensorial y la participación activa del individuo durante el proceso terapéutico [2].

Tipos de Agarre

Se plantean seis tipos de agarre en el proyecto, seleccionados en función de su frecuencia de uso en la vida cotidiana.

2.2.1. Agarre cilíndrico

Utilizado para objetos como tubos o vasos (Ver Figura 2.1).

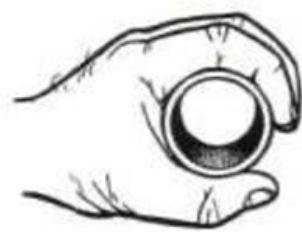


Figura 2.1: Agarre cilíndrico

2.2.2. Pinza por oposición terminal o pinza de grano

Para objetos pequeños, como pizcas o granos (Ver Figura 2.4).



Figura 2.2: Pinza de grano

2.2.3. Agarre de gancho o broche

Para sujetar objetos con asas, como cubetas o maletines (Ver Figura 2.3).



Figura 2.3: Agarre de gancho

2.2.4. Pinza por oposición sub terminal o pinza de tres dedos

Común al escribir o pintar (Ver Figura 2.4).



Figura 2.4: Agarre esférico

2.2.5. Agarre esférico

Exclusivo para objetos esféricos o sin punto de apoyo fijo (Ver Figura 2.5).



Figura 2.5: Agarre esférico

2.2.6. Agarre lateral o sub terminal lateral

Para objetos delgados, como llaves o tarjetas (Ver Figura 2.6).

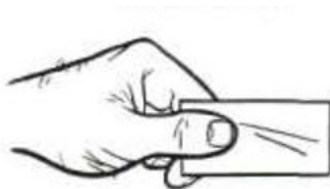


Figura 2.6: Agarre lateral

2.2.7. Músculos implicados en los agarres funcionales de la mano

La ejecución de agarres funcionales de la mano involucra la activación coordinada de músculos flexores y extensores del antebrazo, los cuales permiten la generación de fuerza de prensión y la estabilización de la muñeca durante la manipulación de objetos. Entre los músculos flexores, el *Flexor superficial de los dedos* desempeña un papel fundamental en la flexión de las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos, siendo esencial en agarres de tipo cilíndrico, esférico y de gancho [30].

De manera complementaria, los músculos extensores de la muñeca, como el *Extensor radial del carpo*, contribuyen a la estabilización postural necesaria para una prensión eficiente, evitando la flexión excesiva de la muñeca durante la aplicación de fuerza [31]. La acción sinérgica entre músculos flexores y extensores permite optimizar la eficiencia mecánica del agarre y el control fino del movimiento durante tareas funcionales.

2.3 Métricas funcionales en rehabilitación

La evaluación objetiva del desempeño motor es un aspecto crítico en los sistemas de rehabilitación asistida por tecnología. Las métricas funcionales permiten cuantificar el progreso del usuario, evaluar la efectividad de las intervenciones terapéuticas y facilitar la comparación entre diferentes enfoques de rehabilitación [21].

En plataformas interactivas, métricas como el tiempo de ejecución, la tasa de éxito y la precisión en la manipulación de objetos proporcionan información cuantitativa relevante sobre la coordinación, el control motor y la eficiencia funcional durante la ejecución de tareas orientadas a objetivos.

2.4 Seguimiento del movimiento de la mano

El seguimiento del movimiento de la mano es un elemento fundamental para el análisis del desempeño motor, ya que permite cuantificar parámetros cinemáticos como posición, velocidad, amplitud de movimiento y coordinación. Tradicionalmente, estos análisis se han realizado mediante sistemas basados en marcadores o sensores inerciales; sin embargo, estas soluciones pueden resultar intrusivas y poco prácticas en entornos clínicos [6].

2.5 Seguimiento óptico sin marcadores

Las tecnologías de seguimiento óptico sin marcadores emplean cámaras y algoritmos de visión por computadora para reconstruir la posición y orientación de la mano en el espacio tridimensional. Estos sistemas permiten capturar el movimiento natural del usuario sin requerir instrumentación adicional, lo que resulta especialmente ventajoso en procesos de rehabilitación prolongados [16].

El avance de los sensores ópticos y los algoritmos de reconstrucción ha impulsado el uso de soluciones de tracking de mano en tiempo real, particularmente en aplicaciones de realidad virtual y aumentada, donde la interacción natural constituye un requisito fundamental [17].

2.6 Herramientas de software en sistemas de rehabilitación interactiva

El desarrollo de sistemas de rehabilitación asistida por tecnología requiere el uso de plataformas de software capaces de integrar múltiples modalidades de interacción, adquisición de datos y procesamiento en tiempo real. En particular, las aplicaciones basadas en realidad virtual demandan entornos de desarrollo que permitan la creación de escenarios interactivos, la gestión de objetos virtuales y la sincronización con dispositivos externos de adquisición y seguimiento del movimiento.

Los motores de desarrollo de realidad virtual proporcionan una infraestructura que facilita la simulación de entornos tridimensionales inmersivos y la implementación de mecánicas de interacción orientadas a tareas funcionales. Estas plataformas permiten integrar sensores de seguimiento óptico y señales fisiológicas, favoreciendo la creación de sistemas interactivos utilizados en contextos de rehabilitación y entrenamiento motor [3].

De manera complementaria, los entornos de programación y análisis de datos desempeñan un papel fundamental en el procesamiento de señales fisiológicas, como la electromiografía superficial, así como en la gestión de métricas funcionales y el análisis estadístico del desempeño motor. El uso de herramientas computacionales especializadas permite implementar algoritmos de procesamiento, almacenar información experimental y facilitar la reproducibilidad de los estudios [5, 32].

En conjunto, las herramientas de software constituyen un componente esencial en los sistemas de rehabilitación interactiva, al permitir la integración coherente de realidad virtual, seguimiento del movimiento y señales bioeléctricas dentro de una misma plataforma tecnológica.

2.7 Motores de realidad virtual en rehabilitación

Los motores de realidad virtual constituyen plataformas de desarrollo que proporcionan herramientas para la creación de entornos tridimensionales interactivos, permitiendo la simulación de escenarios inmersivos y la implementación de mecánicas de interacción en tiempo real. En el contexto

de la rehabilitación motora, estos motores facilitan el diseño de tareas funcionales orientadas a objetivos, así como la integración de dispositivos de seguimiento del movimiento y adquisición de señales fisiológicas [3].

Entre los motores de desarrollo utilizados en aplicaciones de rehabilitación y entrenamiento motor se encuentran plataformas ampliamente difundidas como **Unity**, las cuales permiten la integración de gráficos tridimensionales, simulación física y comunicación con hardware externo dentro de un mismo entorno de desarrollo. Desde un punto de vista teórico, este tipo de motores resulta adecuado para aplicaciones de rehabilitación interactiva debido a su capacidad para gestionar procesos en tiempo real y facilitar la implementación de estrategias de retroalimentación visual y multimodal.

Una de las principales ventajas de los motores de realidad virtual es su capacidad para gestionar de manera simultánea la renderización gráfica, la física del entorno, la interacción con objetos virtuales y la comunicación con dispositivos externos. Esta integración resulta fundamental en aplicaciones de rehabilitación interactiva, donde la sincronización entre la intención motora del usuario, el movimiento ejecutado y la retroalimentación visual debe realizarse en tiempo real.

Asimismo, los motores de realidad virtual permiten la implementación de estrategias de personalización y adaptación del entorno terapéutico, tales como la modificación dinámica del nivel de dificultad, la incorporación de retroalimentación multimodal y el registro automático de métricas funcionales. Estas características han sido identificadas como elementos clave para mejorar la motivación, el compromiso del usuario y la efectividad de las intervenciones basadas en realidad virtual [4, 7].

2.8 Realidad virtual y juegos terapéuticos

Estas tecnologías se utilizan cada vez más en la rehabilitación del brazo para proporcionar una experiencia de entrenamiento inmersiva y motivadora. Los pacientes pueden participar en actividades de juego que requieren movimientos específicos del brazo, lo que puede mejorar la motivación y el compromiso con la terapia [33].

El seguimiento óptico de la mano mediante sensores sin marcadores ha sido ampliamente explorado en aplicaciones de interacción humano-computadora y rehabilitación motora. En este contexto, el sensor Leap Motion se ha utilizado como una herramienta para la captura de la cinemática de la mano y los dedos en tiempo real, empleando cámaras infrarrojas y algoritmos de reconstrucción tridimensional.

Diversos estudios han reportado que este tipo de sensores permite estimar la posición y orientación de la mano con una resolución espacial suficiente para aplicaciones de entrenamiento motor y rehabilitación funcional, especialmente en entornos de realidad virtual [18]. Su naturaleza no invasiva y la ausencia de marcadores físicos favorecen la ejecución de movimientos naturales, reduciendo la interferencia con la tarea motora y mejorando la comodidad del usuario durante sesiones prolongadas.

No obstante, la literatura también señala limitaciones asociadas a la oclusión parcial de la mano, la sensibilidad a las condiciones de iluminación y la disminución de la precisión durante movimientos rápidos o posturas complejas [16]. Estas consideraciones resaltan la importancia de integrar el seguimiento óptico con otras modalidades de información para una evaluación más robusta del desempeño motor como el sensor Leap Motion (Figura 2.7).



Figura 2.7: Dispositivo Leap Motion Controller. Fuente: Wikimedia Commons.

2.8.1. Sistemas de realidad virtual

Los sistemas de realidad virtual inmersiva han sido incorporados en el ámbito de la rehabilitación motora como herramientas para la creación de entornos controlados que facilitan la ejecución de tareas funcionales orientadas a objetivos. Estos sistemas permiten generar experiencias inmersivas que estimulan la participación activa del usuario y favorecen la repetición intensiva de movimientos, elementos clave para el aprendizaje y la recuperación motora [3, 7].

El uso de visores de realidad virtual (Figura 2.8) con seguimiento de posición y orientación de la cabeza contribuye a incrementar la sensación de presencia dentro del entorno virtual, lo que ha sido asociado con mayores niveles de motivación y compromiso durante las sesiones de rehabilitación [4]. En el contexto de la rehabilitación de la extremidad superior, la realidad virtual inmersiva facilita la representación tridimensional de tareas de manipulación y agarre, permitiendo registrar métricas funcionales de manera objetiva y automatizada.

Sin embargo, la implementación de sistemas inmersivos también requiere considerar aspectos como la latencia, la ergonomía y la tolerancia del usuario, particularmente en poblaciones clínicas. Estas consideraciones refuerzan la necesidad de un diseño cuidadoso del entorno virtual y de protocolos experimentales adecuados para garantizar la seguridad y efectividad de la intervención.



Figura 2.8: HTC Vive VR Kit. Fuente: Wikimedia Commons.

2.9 Control motor y aprendizaje motor

El control motor se refiere a los mecanismos mediante los cuales el sistema nervioso central organiza y coordina la activación muscular para producir movimientos voluntarios precisos. Este proceso involucra la integración de información sensorial, la planificación motora y la ejecución muscular,

permitiendo la adaptación del movimiento a diferentes contextos y demandas funcionales [34].

El aprendizaje motor, por su parte, se define como un cambio relativamente permanente en la capacidad de ejecutar una habilidad motora como resultado de la práctica o la experiencia. En el contexto de la rehabilitación, el aprendizaje motor es un elemento clave para la recuperación funcional, ya que promueve la reorganización cortical y la mejora del control neuromuscular mediante la repetición y la retroalimentación significativa [35].

Debido a su carácter seguro y su relativa facilidad de implementación, la sEMG ha sido ampliamente empleada en estudios de biomecánica, análisis del movimiento y rehabilitación motora.

2.10 Electromiografía superficial

La electromiografía superficial (sEMG) es una técnica no invasiva utilizada para registrar la actividad eléctrica generada por las fibras musculares durante la contracción voluntaria. La señal de sEMG resulta de la superposición de los potenciales de acción de múltiples unidades motoras activas, y su amplitud está relacionada con el nivel de activación muscular [5].

2.10.1. Generación y características de la señal sEMG

La señal de sEMG presenta una naturaleza estocástica y no estacionaria, con amplitudes típicas del orden de microvoltios a milivoltios y un contenido espectral concentrado principalmente entre 20 y 450 Hz [36]. Estas características hacen necesario el uso de técnicas de procesamiento adecuadas para extraer información relevante sobre la activación muscular.

Entre las características más empleadas para el análisis de sEMG se encuentran el valor absoluto medio, el valor cuadrático medio (RMS) y la varianza. El RMS es particularmente relevante debido a su relación directa con el nivel de activación muscular y su estabilidad frente al ruido, lo que lo convierte en una métrica adecuada para aplicaciones de control e interacción [15].

2.10.2. sEMG como indicador de activación muscular

La amplitud de la señal de sEMG se ha utilizado ampliamente como un indicador indirecto de la activación muscular durante contracciones isométricas y dinámicas controladas. Diversos estudios han demostrado que existe una relación aproximadamente proporcional entre el RMS de la sEMG y la fuerza generada, bajo condiciones experimentales específicas [12].

En el contexto de la rehabilitación, esta relación permite emplear la sEMG como una herramienta para estimar la intención motora del usuario y proporcionar retroalimentación bioeléctrica durante la ejecución de tareas funcionales.

2.10.3. Plataformas de adquisición de señales electromiográficas

Las plataformas de adquisición de señales electromiográficas utilizadas en sistemas de rehabilitación interactiva suelen estar conformadas por módulos de acondicionamiento de señal, interfaces de conexión y sensores de contacto con la piel. En la Figura 2.12 se ilustran ejemplos representativos de

estos componentes, los cuales forman parte de configuraciones de adquisición electromiográfica de bajo costo empleadas en aplicaciones de investigación y desarrollo tecnológico.

Las tarjetas de adquisición electromiográfica, como las mostradas en la figura, integran etapas de amplificación diferencial y acondicionamiento analógico de la señal, diseñadas para la captura de señales bioeléctricas de baja amplitud generadas durante la activación muscular. Desde un punto de vista teórico, este tipo de módulos se basa en el uso de amplificadores de instrumentación de alta impedancia de entrada, lo que permite minimizar la carga sobre la fuente biológica y reducir la susceptibilidad al ruido eléctrico externo [5,36].

De manera complementaria, los sistemas de adquisición electromiográfica requieren interfaces de conexión que permitan el acoplamiento adecuado entre los electrodos de superficie y el módulo de adquisición. Estos elementos de interconexión desempeñan un papel relevante en la calidad del registro, ya que contribuyen a mantener la estabilidad mecánica y eléctrica del sistema durante la ejecución de tareas motoras [15].

Finalmente, los sensores electromiográficos de superficie (Figura 2.12) constituyen el punto de contacto entre el sistema de medición y el usuario. Estos sensores, comúnmente fabricados en materiales como plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), permiten detectar las variaciones de potencial asociadas a la actividad muscular cuando se emplean junto con una adecuada preparación de la piel y el uso de gel conductor. La correcta selección e integración de estos componentes resulta fundamental para garantizar la fiabilidad, reproducibilidad y validez de los registros electromiográficos en aplicaciones de rehabilitación y análisis del movimiento.

La disponibilidad de tarjetas de adquisición EMG de bajo costo ha favorecido la exploración de aplicaciones en rehabilitación interactiva, educación e investigación aplicada, al permitir la implementación de sistemas multimodales que integran señales fisiológicas con información cinemática y entornos de realidad virtual. No obstante, la literatura señala que el uso de este tipo de plataformas requiere una adecuada comprensión de sus limitaciones técnicas y un diseño experimental cuidadoso para garantizar la fiabilidad y reproducibilidad de las mediciones [15].

2.10.4. Tarjeta BioAmp EXG Pill para adquisición de biopotenciales (sEMG)

La adquisición de señales mioeléctricas superficiales (sEMG) requiere un frente analógico (*Analog Front-End*, AFE) capaz de amplificar biopotenciales de baja amplitud, suprimir interferencias comunes del entorno y entregar una señal acondicionada compatible con un conversor analógico-digital (ADC). En este contexto, la tarjeta *BioAmp EXG Pill* se emplea como un AFE compacto para biopotenciales, diseñado para registrar señales como ECG, EMG, EOG y EEG, y para integrarse con microcontroladores o sistemas embebidos que dispongan de entrada analógica (ADC), así como con ADC dedicados [37].

Parámetro	EMG (Electromiografía)
Rango de frecuencia	10 Hz - 500 Hz
Frecuencia dominante	50 Hz - 150 Hz
Amplitud típica	0.01 mV - 5 mV
Duración del ciclo	2 - 15 ms (potenciales de acción)
Ruido relevante	- Ruido de línea eléctrica (50/60 Hz) - Interferencia de otros músculos - Ruido del equipo
Electrodos	- Superficie: para músculos cercanos - Intramusculares: para músculos profundos
Frecuencia de muestreo	1,000 Hz - 2,000 Hz
Filtros necesarios	- Paso bajo (<500 Hz) - Paso alto (>10 Hz) - <u>Notch</u> (50/60 Hz)

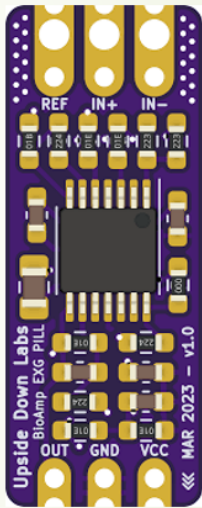


Figura 2.9: Datos técnicos y tablilla BioAmp EXG Pill

Principio de operación y cadena de medición

La sEMG se obtiene mediante electrodos superficiales que capturan diferencias de potencial asociadas a la activación muscular. Sin embargo, estas señales suelen ser vulnerables a ruido electromagnético (p. ej., acoplamiento de red), artefactos por movimiento y variabilidad de contacto electrodo–piel. Por ello, el AFE debe implementar: (i) amplificación adecuada, (ii) rechazo de modo común, y (iii) acondicionamiento analógico para mejorar la relación señal-ruido antes del muestreo digital.

En la arquitectura de *BioAmp EXG Pill*, la tarjeta (Figura 2.9) entrega una salida analógica (*OUT*) lista para ser muestreada por un ADC externo, mientras que la conexión con el sistema de adquisición se reduce típicamente a alimentación (*VCC*), tierra (*GND*) y salida (*OUT*) [37]. Este enfoque permite una integración flexible con diversas plataformas de cómputo, manteniendo el acondicionamiento de la señal en el dominio analógico previo al procesamiento digital.

Modos de configuración y consideraciones para EMG

La tarjeta incluye opciones de configuración orientadas a distintos biopotenciales. De acuerdo con su hoja de datos y documentación, por defecto se encuentra configurada para registrar EEG/EOG; no obstante, puede ajustarse mediante puentes o *puentes de soldadura* para operar de forma adecuada en EMG/ECG [38]. Asimismo, la versión reportada por el fabricante incorpora mayor flexibilidad para seleccionar parámetros de configuración (p. ej., ganancia, filtro/pasabanda y modalidad de electrodos), lo cual facilita adaptar la respuesta del AFE al tipo de señal y al escenario de adquisición [39].

En aplicaciones sEMG, resulta recomendable documentar explícitamente: (i) la configuración de modo utilizada (EMG), (ii) el tipo de electrodos (gel/sólidos), y (iii) el esquema de referencia (2 o 3 electrodos), ya que influyen directamente en la calidad de señal y la estabilidad del registro. La documentación indica que el funcionamiento normal para mejor calidad utiliza tres electrodos; adicionalmente, existe un modo configurable de dos electrodos para casos específicos [38].

Interfaz con microcontroladores y compatibilidad eléctrica

Salida analógica y muestreo. La salida del AFE se muestrea con un ADC (integrado en el microcontrolador o externo). Dado que la información de sEMG se analiza en el dominio temporal (p. ej., amplitud/RMS, segmentación por ventanas y detección de eventos), el muestreo debe ser estable y con una frecuencia suficiente para representar adecuadamente la variación de la señal según los objetivos del análisis.

Consideraciones de nivel de voltaje (ejemplo con ESP32). Cuando se integra con microcontroladores cuyo ADC opera típicamente a 3.3 V, es fundamental asegurar que el nivel máximo de la salida analógica sea compatible. El fabricante reporta un ejemplo de integración con ESP32 mediante un divisor resistivo para adecuación de nivel, debido a la naturaleza del ADC del ESP32 y al rango operativo del sistema [40]. En consecuencia, se recomienda incluir en la tesis el diagrama de conexión y el criterio de adaptación eléctrica (divisor, referencias a tierra, y verificación de saturación/clipping) para garantizar seguridad y reproducibilidad.

Adquisición sEMG con BioAmp EXG Pill

Para maximizar calidad y repetibilidad del registro sEMG, se recomiendan prácticas experimentales estándar:

- Preparación de piel y fijación de electrodos para minimizar artefactos por movimiento.
- Gestión de cableado (longitud mínima práctica, alivio de tensión y sujeción mecánica).
- Alimentación estable y reducción de fuentes cercanas de interferencia eléctrica.
- Registro de la configuración exacta de la tarjeta (modo EMG, electrodos 2/3, y ajustes de puentes/pads utilizados), así como del esquema de muestreo del ADC.

Finalmente, para estudios donde la señal EMG se registra en una estación independiente al entorno VR, resulta esencial mantener trazabilidad por sesión (ID de participante, fecha, condición experimental) a fin de asociar posteriormente la señal fisiológica con las métricas de desempeño registradas por el sistema *Handly*.

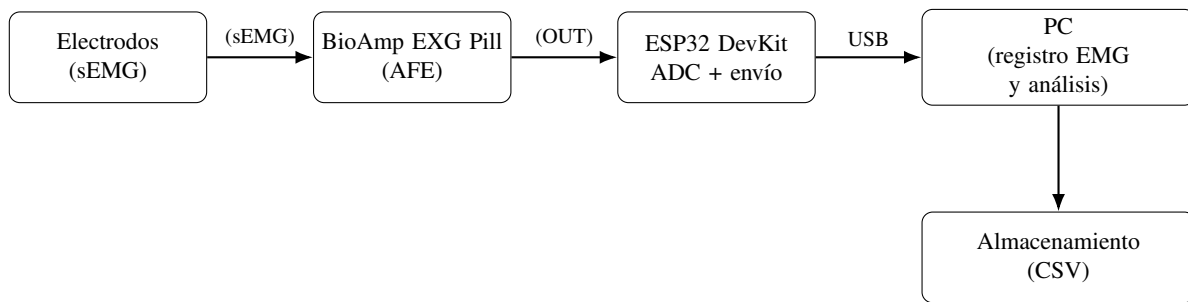


Figura 2.10: Diagrama de bloques para la adquisición de sEMG mediante BioAmp EXG Pill y ESP32 DevKit.

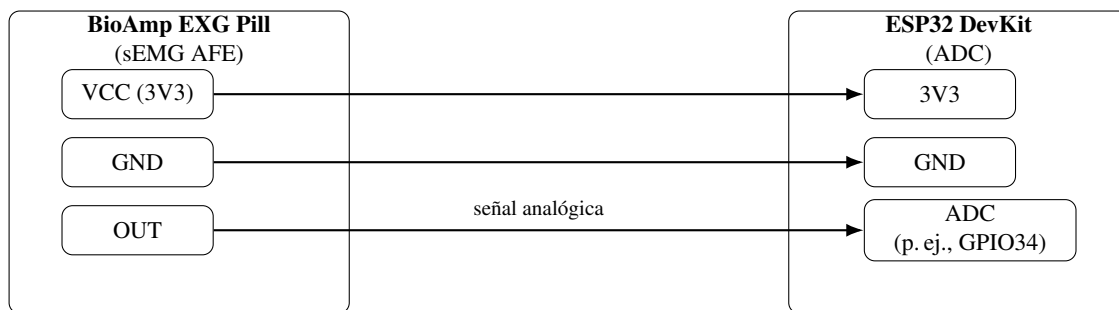


Figura 2.11: Conexión entre BioAmp EXG Pill y ESP32 DevKit (3V3 y muestreo ADC).

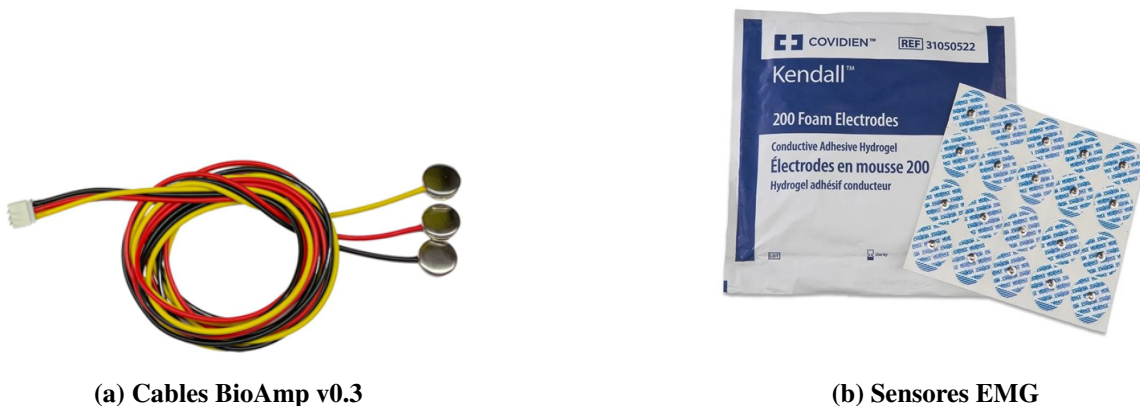


Figura 2.12: Cables y sensores BioAmp v0.3

2.10.5. Gel conductor en la adquisición de señales EMG

El gel conductor es un componente esencial en la adquisición de señales de electromiografía superficial, ya que su función principal es reducir la impedancia eléctrica en la interfaz piel–electrodo. La presencia de la capa córnea de la piel, así como de impurezas superficiales, puede incrementar la resistencia eléctrica y degradar la calidad de la señal registrada.

El uso de gel conductor permite mejorar el acoplamiento eléctrico entre el electrodo y la superficie de la piel, facilitando la transmisión de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad mus-

cular. Este gel suele estar compuesto por una solución acuosa con electrolitos, diseñada para mantener una conductividad estable y minimizar la polarización del electrodo [15].

Diversos estudios han demostrado que la aplicación adecuada de gel conductor contribuye a disminuir el ruido, reducir la variabilidad de la señal y mejorar la relación señal–ruido en registros de sEMG, especialmente en protocolos de larga duración o en condiciones de movimiento [5]. En aplicaciones de rehabilitación, el uso de gel conductor resulta particularmente relevante para asegurar mediciones consistentes y confiables durante la ejecución repetitiva de tareas funcionales.

En conjunto con una adecuada preparación de la piel y la correcta colocación de los electrodos, el gel conductor constituye un elemento clave para la obtención de señales electromiográficas de calidad y para la correcta interpretación de la activación muscular.

2.10.6. Fundamento teórico de la colocación de electrodos sEMG en antebrazo para control y evaluación funcional

La Figura 3.13 muestra la colocación de electrodos superficiales sobre el antebrazo para registrar actividad mioeléctrica (sEMG). En el contexto de plataformas de rehabilitación y entrenamiento funcional de la mano, la selección del sitio de colocación no es arbitraria: se fundamenta en criterios biomecánicos y electrofisiológicos que buscan maximizar la señal del músculo objetivo y minimizar interferencias (ruido, artefactos por movimiento y *crosstalk* de músculos adyacentes).

¿Por qué se colocan los electrodos en el antebrazo?

Los principales patrones de agarre (p. ej., agarre cilíndrico, gancho, pinza y agarre de potencia) dependen de la coordinación de músculos flexores y extensores del antebrazo que controlan la flexión/extensión de dedos y muñeca. Por ello, el antebrazo es una región habitual para adquirir sEMG asociada a gestos manuales, ya que permite captar activación muscular relacionada con la generación de fuerza de prensión y la estabilización de la muñeca durante la manipulación de objetos.

Criterios generales de colocación: vientre muscular y orientación de fibras

En sEMG bipolar, la recomendación clásica es colocar el par de electrodos:

- sobre el **vientre muscular** (zona con mayor actividad detectable),
- **alineado con la dirección de las fibras**,
- y preferentemente **entre la zona de inervación (motor point/innervation zone) y la inserción tendinosa**,

ya que esta configuración tiende a mejorar la amplitud útil y a reducir distorsiones por la propagación de potenciales cerca de la zona de inervación. [41].

Separación inter-electrodo y estándar SENIAM

La distancia entre electrodos (*inter-electrode distance*, IED) influye en el volumen de tejido muestreado: separaciones grandes aumentan la probabilidad de captar señal de músculos adyacentes (*cross-talk*), mientras que separaciones demasiado pequeñas pueden reducir la amplitud útil. SENIAM propone, como referencia ampliamente adoptada para sensores bipolares, una IED cercana a **20 mm** alrededor del sitio recomendado de sensor. [42,43].

Electrodo de referencia y rechazo de modo común

El registro sEMG se basa en amplificación diferencial: el sistema mide la diferencia de potencial entre dos electrodos activos. Las interferencias externas (p. ej., ruido eléctrico ambiental) tienden a acoplarse de forma similar a ambos electrodos, generando señales de **modo común** que pueden ser atenuadas por el amplificador diferencial. Para favorecer este rechazo, se recomienda una referencia estable y una colocación del electrodo de referencia en una zona eléctricamente más “neutra” (idealmente sobre prominencias óseas o regiones con baja actividad muscular), además de un cableado firme para reducir artefactos por movimiento. [41,44].

Control de *crosstalk* y artefactos: justificación del sitio específico

En el antebrazo existe alta densidad muscular y superposición anatómica; por ello, el sitio de colocación debe minimizar *crosstalk*. Como guía general, se prioriza:

1. ubicar los electrodos en el **centro del vientre muscular** del músculo objetivo,
2. mantener la alineación con fibras,
3. evitar proximidad inmediata a tendones y articulaciones (donde aumenta movimiento relativo piel–músculo),
4. fijar cables para reducir artefactos mecánicos.

Estas prácticas mejoran la relación señal-ruido y la consistencia entre sesiones, particularmente en tareas funcionales repetitivas. [43,45].

Preparación de la piel e impedancia electrodo–piel

La impedancia electrodo–piel es un factor determinante para calidad de señal. Una preparación adecuada (limpieza, reducción de aceites superficiales y buena adhesión del electrodo) reduce impedancia y, por ende, ruido y artefactos. La literatura técnica enfatiza que disminuir la impedancia contribuye a registros más estables, especialmente cuando se requiere detección confiable de activación muscular en tiempo real o análisis posterior. [46].

Implicaciones metodológicas para una tesis reproducible

Para que la metodología sea reproducible y defendible, se recomienda reportar explícitamente:

- Músculos objetivo (p. ej., flexores/extensores relevantes para agarres) y criterio anatómico de localización.
- Tipo de configuración (bipolar), orientación respecto a fibras y distancia inter-electrodo (IED).
- Ubicación del electrodo de referencia (zona ósea o baja actividad).
- Preparación de piel, tipo de electrodos (Ag/AgCl con gel) y fijación de cableado.
- Criterios de repetición de prueba si ocurre pérdida de contacto o artefactos.

Estas consideraciones permiten interpretar de forma robusta las variaciones de amplitud y/o características derivadas (RMS) asociadas a la ejecución de tareas funcionales, y facilitan la comparación intra-sujeto a través de sesiones en plataformas de rehabilitación basadas en interacción mano–objeto.

2.10.7. Dinamometría manual para cuantificación de fuerza de prensión en calibración MVC

La cuantificación objetiva de la fuerza de prensión es un componente fundamental en la evaluación funcional de la mano y en la caracterización del desempeño motor durante protocolos de rehabilitación. En particular, los **dinamómetros manuales** permiten medir la fuerza ejercida por la mano al realizar una prensión voluntaria (Figura 2.13), proporcionando una magnitud cuantitativa asociada a la capacidad de generar fuerza. Este tipo de medición es ampliamente utilizada tanto en contextos clínicos como experimentales debido a su simplicidad operativa, portabilidad y capacidad para generar resultados reproducibles cuando se aplican procedimientos estandarizados [47,48].

Principio de medición y utilidad en investigación

Un dinamómetro de mano es un transductor mecánico–electrónico que convierte la fuerza de compresión aplicada en una lectura numérica, comúnmente expresada en kilogramos-fuerza (kgf) o Newtons (N). En estudios de interacción mano–objeto, la dinamometría resulta útil por dos razones principales: (i) permite estimar la capacidad máxima o submáxima de generación de fuerza del participante, y (ii) facilita la normalización de señales fisiológicas como la sEMG mediante procedimientos de referencia.

En este trabajo, la fuerza de prensión se midió utilizando un dinamómetro manual *Hichor* (Range 0–90 kgf; resolution 0.1 kgf), el cual fue **calibrado antes de cada sesión** para reducir sesgos instrumentales y garantizar consistencia entre participantes y sesiones.



Figura 2.13: Dinamómetro manual.

MVC como referencia para calibración y normalización

La **Contracción Voluntaria Máxima** (MVC, por sus siglas en inglés) se define como el mayor nivel de fuerza o activación que un sujeto puede generar voluntariamente en una tarea específica. En protocolos con sEMG, la MVC se emplea frecuentemente como procedimiento de calibración, ya que permite:

- **Normalizar** la amplitud de la señal EMG (por ejemplo, expresándola como porcentaje de MVC), lo cual reduce la variabilidad inter-sujeto derivada de factores como impedancia de la piel, colocación de electrodos o características anatómicas.
- **Definir umbrales individualizados** de activación para detección de eventos (p. ej., validación de agarre), con base en medidas relativas a la capacidad máxima del participante.
- **Aumentar reproducibilidad** al comparar ejecuciones entre sesiones o condiciones, utilizando un punto de referencia fisiológico consistente.

En el caso de *Handly*, la medición de fuerza mediante dinamometría durante el procedimiento MVC constituye una referencia complementaria que permite interpretar la capacidad de prensión del participante y relacionarla con el desempeño observado en tareas funcionales, especialmente cuando se evalúan múltiples tipos de agarre y niveles de dificultad.

Calibración del dinamómetro y control de calidad de medición

Para asegurar validez de las mediciones, es recomendable implementar prácticas de control de calidad tales como:

- **Calibración previa a la sesión** (tal como se realizó en este estudio), para verificar que el instrumento mantenga precisión dentro de su rango operativo.
- **Estandarización de postura y técnica** durante la medición (posición de brazo y muñeca, instrucciones verbales consistentes, y tiempo de contracción), minimizando variaciones no deseadas.

- **Múltiples intentos** con periodos de descanso adecuados, para reducir efectos de fatiga y obtener un valor representativo del máximo esfuerzo.

Estas consideraciones fortalecen la reproducibilidad de la MVC y, en consecuencia, la confiabilidad de la calibración y de la interpretación de los resultados derivados de la señal sEMG y del desempeño en tareas funcionales.

2.10.8. Fundamento estadístico para el análisis de desempeño en tareas multi-agarre

En estudios de rehabilitación motora y entrenamiento funcional en entornos inmersivos, es común evaluar el desempeño del mismo participante bajo múltiples condiciones experimentales (p. ej., diferentes tipos de agarre y niveles de dificultad). En este contexto, el diseño es **intra-sujeto** (o de **medidas repetidas**), ya que cada individuo ejecuta todas las condiciones, lo cual reduce la variabilidad interindividual y aumenta la sensibilidad para detectar cambios atribuibles a los factores experimentales [32,49].

Diseño intra-sujeto y elección de RM-ANOVA

Cuando se desea comparar el efecto de dos factores categóricos medidos en los mismos participantes sobre variables dependientes continuas, una técnica estándar es el **análisis de varianza de medidas repetidas** (*Medidas repetidas ANOVA*, RM-ANOVA). En el caso de *Handly*, el rendimiento del usuario se evalúa bajo: (i) **Tipo de agarre** con seis niveles y (ii) **Nivel de dificultad** con tres niveles. Este enfoque permite estimar:

- El **efecto principal** del tipo de agarre (diferencias globales entre agarres),
- El **efecto principal** del nivel de dificultad (cambios globales por dificultad), y
- La **interacción** agarre $\times$ dificultad (si el efecto de la dificultad depende del agarre).

Dado que las mismas personas contribuyen con observaciones en todas las condiciones, la RM-ANOVA modela explícitamente la dependencia entre mediciones y separa la variación intra-sujeto de la variación residual [32,50].

Variables dependientes y estructura del análisis

En plataformas instrumentadas de rehabilitación, es habitual emplear métricas de desempeño objetivas registradas automáticamente por el sistema. En este trabajo se consideraron como variables dependientes: (i) **tiempo de ejecución** (s), (ii) **tasa de éxito** (proporción) y (iii) **número de objetos recolectados**. Para cada variable dependiente, se aplica una RM-ANOVA de dos factores intra-sujeto (agarre: 6 niveles; dificultad: 3 niveles), obteniéndose estadísticos *F* para efectos principales e interacción, junto con su significancia estadística y magnitudes de efecto.

Supuestos estadísticos y verificaciones previas

La interpretación válida de la RM-ANOVA requiere revisar supuestos clave [32,51]:

Normalidad. Se evalúa si la distribución de los residuos (o, en práctica aplicada, cada condición/variable) se aproxima a la normalidad. Una prueba común en muestras pequeñas es **Shapiro–Wilk**. No obstante, debe considerarse que pruebas de normalidad pueden ser sensibles al tamaño de muestra; por ello, se recomienda complementar con inspección gráfica (histogramas y Q–Q plots) y reportar el criterio de decisión utilizado.

Valores atípicos (outliers). Los valores extremos pueden sesgar medias y varianzas. Una aproximación estándar es identificarlos mediante **residuos estandarizados** y establecer umbrales (p. ej., $|z| < 3$) para detectar observaciones inusuales que requieran revisión. En estudios con interacción usuario–VR, los outliers pueden reflejar fallos de seguimiento, interrupciones o errores operativos, por lo que es importante documentar si se excluyen o se conservan y bajo qué criterio.

Esfericidad. En medidas repetidas, la **esfericidad** implica que las varianzas de las diferencias entre pares de niveles de un factor son aproximadamente iguales. Su violación puede inflar el error Tipo I en los estadísticos F . Para verificarla se utiliza la **prueba de Mauchly**. Si la esfericidad se viola ($p < 0.05$), se aplican correcciones a los grados de libertad para obtener inferencias más conservadoras.

Correcciones por esfericidad y reporte transparente

Cuando se detecta violación de esfericidad, se aplican correcciones como **Greenhouse–Geisser** (ϵ_{GG}) o **Huynh–Feldt** (ϵ_{HF}), las cuales ajustan los grados de libertad efectivos del estadístico F [32, 50]. En términos de reporte, se recomienda:

- indicar el resultado de Mauchly,
- reportar ϵ y el tipo de corrección aplicada,
- presentar F , grados de libertad corregidos, p y tamaño de efecto para cada efecto principal e interacción.

Tamaño de efecto e intervalos de confianza

Además del valor p , es esencial reportar la **magnitud del efecto**, ya que cuantifica la relevancia práctica del factor. En RM-ANOVA es común emplear la **eta cuadrada parcial** (η_p^2), que representa la proporción de variabilidad explicada por un efecto, controlando otros efectos del modelo [52]. El reporte de **intervalos de confianza al 95 %** para efectos principales e interacciones aporta información sobre la precisión de las estimaciones, lo cual es particularmente relevante en estudios piloto o con muestras pequeñas.

Comparaciones post hoc y control del error familiar

Cuando la RM-ANOVA identifica diferencias globales significativas en factores con más de dos niveles (p. ej., seis agarres), se requieren comparaciones por pares para localizar qué niveles difieren. Para controlar la inflación del error Tipo I debido a múltiples pruebas, se aplican ajustes como **Bonferroni**, el cual corrige el umbral de significancia para mantener control sobre el *family-wise error rate* [32]. Aunque Bonferroni es conservador, es apropiado cuando el objetivo es evitar falsos positivos en evaluaciones de desempeño multi-condición.

Nivel de significancia y potencia estadística

En este estudio se establece un nivel de significancia $\alpha = 0.05$. Adicionalmente, se estima la **potencia estadística** ($1 - \beta$) para efectos significativos, con el fin de evaluar la probabilidad de detectar un efecto real dado el tamaño de muestra y la variabilidad observada. En muestras reducidas (p. ej., $n = 10$), los resultados no significativos deben interpretarse con precaución, ya que la ausencia de evidencia no equivale necesariamente a evidencia de ausencia. Por ello, la interpretación debe integrarse con tamaños de efecto, intervalos de confianza y consistencia de tendencias entre condiciones [52,53].

Estadísticos descriptivos y reporte de resultados

Como práctica estándar, los resultados descriptivos se reportan como media $\pm$ desviación estándar (DE), lo cual facilita comparar condiciones y contextualizar los resultados inferenciales. En el marco de plataformas VR como *Handly*, este reporte permite describir patrones de desempeño por agarre y nivel (tiempo, éxito, objetos), y vincularlos con la demanda motora progresiva del protocolo.

3. Metodología

3.1 Diseño general del sistema

El presente trabajo se desarrolló mediante un enfoque de diseño de sistemas, en el cual se concibió una plataforma tecnológica multimodal orientada a la rehabilitación motora de la mano mediante la integración de un entorno de realidad virtual, un sistema de seguimiento óptico sin marcadores y un módulo de adquisición de señales de electromiografía superficial.

Desde el punto de vista metodológico, el sistema fue diseñado como una arquitectura modular, compuesta por segmentos funcionales interconectados que permiten gestionar de manera estructurada la interacción del usuario, la ejecución de tareas terapéuticas, la adquisición de datos fisiológicos y cinemáticos, así como el registro y almacenamiento de métricas de desempeño. Este enfoque facilita la comprensión del funcionamiento global del sistema y favorece su reproducibilidad y escalabilidad.

El diseño general del sistema contempla un flujo de interacción que inicia con la configuración de la sesión experimental y el perfil del usuario, seguido de la ejecución de tareas de agarre funcional dentro del entorno de realidad virtual. Durante esta ejecución, el sistema registra de manera simultánea información relacionada con la activación muscular, el movimiento de la mano y los eventos de interacción con los objetos virtuales. Finalmente, los datos adquiridos son procesados y almacenados para su posterior análisis.

Este enfoque metodológico permite abordar la evaluación del desempeño motor desde una perspectiva multimodal, integrando información bioeléctrica y cinemática dentro de un entorno controlado. Asimismo, la separación del sistema en módulos funcionales facilita la identificación de cada componente, su función específica y su contribución al funcionamiento global de la plataforma.

3.1.1. Flujo de señal y arquitectura lógica de interacción en *Handly*

La funcionalidad de la plataforma *Handly* se sustenta en el procesamiento de señales de entrada provenientes del hardware, las cuales se organizan en dos grupos principales (Figura 3.1). El primer grupo, asociado al *Usuario*, integra principalmente la información de posición y orientación de la mano capturada mediante seguimiento óptico sin marcadores. Estos datos se transforman en coordenadas espaciales (tridimensionales) para replicar, en tiempo real, el movimiento, la traslación y la postura de la mano del usuario dentro del entorno virtual. De esta manera, el sistema establece una correspondencia cinemática directa entre el gesto físico y su representación digital, favoreciendo una interacción natural durante la ejecución de tareas de manipulación.

El segundo grupo, identificado como *Hardware/Controlador*, incorpora acciones y parámetros relacionados con la dinámica de los dedos (por ejemplo, arcos de flexión/extensión y posiciones relativas) que permiten al sistema reconocer patrones de configuración manual. Dicha información resulta esencial para identificar y discriminar tipos de agarre funcionales durante la interacción, ya que posibilita diferenciar posturas de la mano compatibles con distintas estrategias de prensión (p. ej., agarres de potencia y de precisión). En conjunto, ambos grupos de entrada se procesan de manera continua, y sus

resultados se renderizan como elementos interactivos dentro del videojuego terapéutico, asegurando una respuesta coherente y estable entre la intención motora del usuario, el movimiento capturado y la acción ejecutada en realidad virtual.

Durante cada sesión, la plataforma registra métricas de desempeño específicas por usuario, lo que permite generar dos niveles de retroalimentación: (i) un análisis inmediato de la sesión (orientado a informar al usuario sobre su rendimiento durante la interacción actual) y (ii) un resumen estadístico acumulado de interacciones previas, útil para monitoreo longitudinal del progreso. Esta estrategia de registro y persistencia de datos fortalece la capacidad del sistema para analizar tendencias de mejora, consistencia intra-sesión y variabilidad inter-sesión en tareas repetidas.

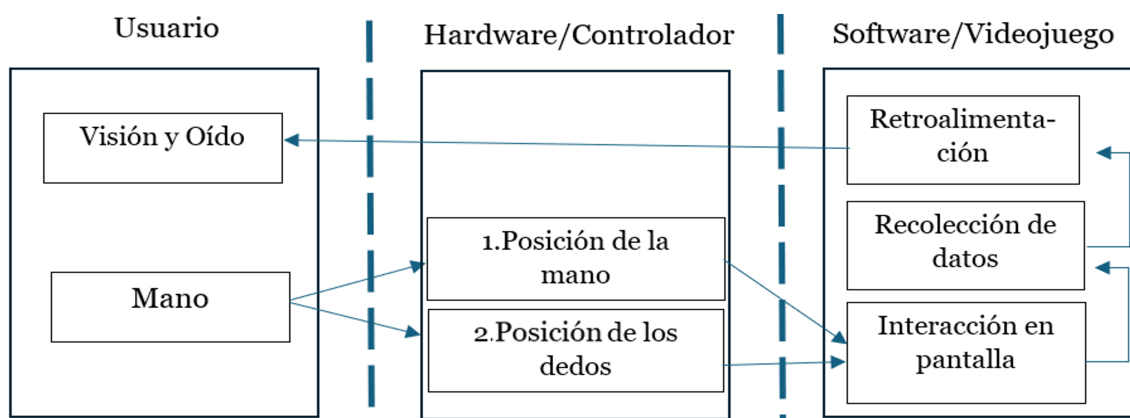


Figura 3.1: Diagrama General.

Arquitectura modular de scripts para interacción virtual

La Figura 3.1 presenta la arquitectura modular de scripts que gobierna las interacciones virtuales en *Handly*. Dichos scripts operan de manera coordinada e intercambian información para interpretar la posición de la mano y los dedos, así como el estado de la tarea.

Definición funcional de módulos y gestión de datos

Con el fin de asegurar trazabilidad experimental, consistencia en la adquisición de señales y control del flujo de información, la arquitectura de *Handly* se organizó en tres módulos funcionales principales: *Entrada de datos*, *Programación* y *Salida de datos* (Figura 3.2). Esta separación por capas permite delimitar con claridad las responsabilidades de cada componente y facilita tanto el mantenimiento del sistema como su escalabilidad hacia configuraciones más complejas.

Módulo *Entrada de datos* (Adquisición e integración de entradas). Este módulo concentra la captura e integración de los flujos de entrada provenientes del usuario y del hardware. En particular, incorpora: (i) datos de seguimiento óptico de la mano (*Posición de la mano*), (ii) datos de seguimiento óptico de los dedos (*Posición de los dedos*), y (iii) parámetros específicos del usuario y de la sesión. En el contexto del sistema, estos parámetros incluyen el identificador del perfil, configuraciones de nivel,

y variables de calibración relevantes para el control y el registro del desempeño. La función principal de *Entrada de datos* es garantizar que todas las entradas se encuentren sincronizadas y estructuradas en un formato homogéneo antes de su procesamiento, reduciendo así errores por inconsistencias temporales o por heterogeneidad de fuentes.

Módulo *Programación* (Procesamiento, control y lógica de interacción). En esta etapa, los datos integrados se procesan mediante los componentes computacionales centrales del sistema (Figura 3.2). La lógica de control interpreta la postura de la mano y el estado del entorno virtual para determinar eventos funcionales, como la validación de un agarre, la activación de interacciones con objetos y la transición entre estados de tarea. Este módulo coordina además la arquitectura modular de scripts (Figura 3.2), de forma que los componentes intercambian información para ejecutar acciones coherentes en tiempo real (p. ej., aproximación al objeto, sujeción, transporte y liberación), manteniendo correspondencia entre el movimiento físico capturado y su representación virtual.

Módulo *Salida de datos* (Retroalimentación y registro de métricas). Este módulo entrega al usuario retroalimentación durante la ejecución de la tarea y, de forma simultánea, registra métricas cuantitativas de desempeño. La retroalimentación se expresa mediante elementos visuales del entorno (temporizadores, objetivos, confirmaciones y mensajes del sistema), mientras que el registro de datos se orienta al análisis posterior de usabilidad, sensibilidad del sistema y evaluación funcional. En el marco experimental, se almacenan métricas como el tiempo de finalización de la tarea, la tasa de éxito del agarre y el número de objetos recolectados, lo que permite analizar diferencias por tipo de agarre y por nivel de dificultad (Tabla 3.2).

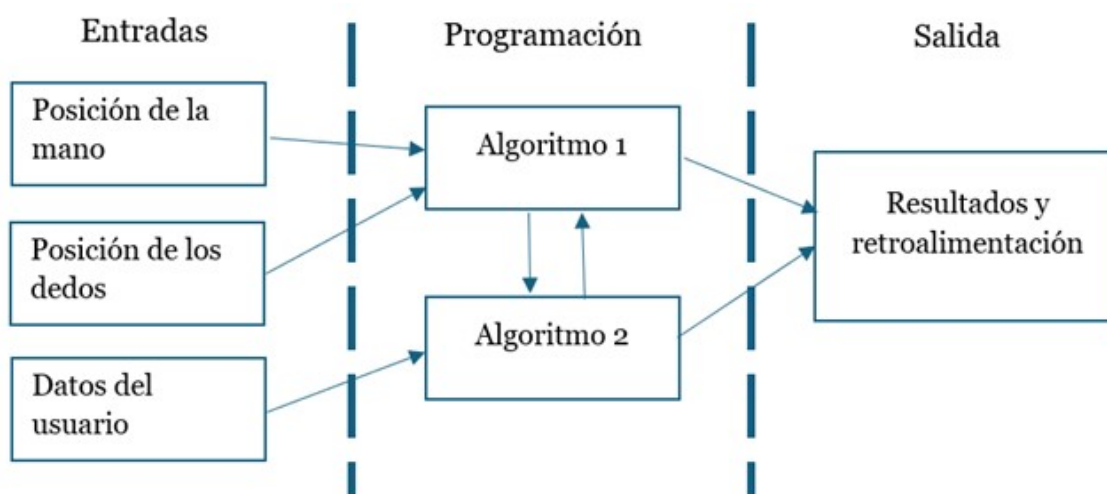


Figura 3.2: Diagrama de interacción de entrada y salida del sistema.

Estructura de datos y trazabilidad por sesión

Para habilitar análisis longitudinal y garantizar reproducibilidad experimental, el sistema almacena la información de cada sesión de interacción asociándola a un perfil de usuario. De manera recomendable (y consistente con los objetivos de cuantificación presentados), cada registro puede estructurarse con los siguientes campos mínimos:

- **Identificadores:** ID de participante, ID de sesión, fecha/hora y condición de prueba.
- **Configuración de tarea:** tipo de agarre (*Tarjeta, Cilíndrica, Esférica, Gancho, Grano, Lápiz*), nivel (1–3) y número de repetición/ensayo.
- **Métricas primarias de desempeño:** tiempo de ejecución (s), éxito del ensayo (0/1 o proporción) y número de objetos recolectados.
- **Eventos del sistema:** marcas de tiempo de inicio/fin de tarea, eventos de agarre y liberación, y estados relevantes del juego (p. ej., objetivo alcanzado, reinicio, retorno).
- **Parámetros del usuario:** variables de calibración y configuraciones específicas de sesión que influyen en la interacción (por ejemplo, umbrales personalizados basados en RMS y criterios de validación).

Esta estructura permite: (i) comparar el desempeño intra-sujeto a lo largo del tiempo, (ii) analizar variabilidad por tipo de agarre y nivel, y (iii) generar resúmenes estadísticos por sesión y acumulados, lo cual resulta fundamental para estudios de factibilidad técnica y para futuras fases de validación clínica.

Ventajas de una arquitectura modular orientada a rehabilitación

La modularidad de *Handly* ofrece ventajas metodológicas y técnicas relevantes. Primero, permite extender el sistema sin afectar su núcleo de adquisición y control, por ejemplo, incorporando nuevos objetos terapéuticos, niveles de dificultad o tipos de agarre. Segundo, facilita la integración incremental de métricas complementarias derivadas de la cinemática (trayectorias, suavidad, estabilidad) o de la fisiología (variabilidad de activación, fatiga), fortaleciendo la sensibilidad del sistema para detectar cambios en el desempeño motor. Tercero, mejora la reproducibilidad y la auditabilidad del proceso experimental, al separar explícitamente la adquisición de señales, el procesamiento y la salida de datos. En conjunto, estas características posicionan a la plataforma como una base sólida para ensayos longitudinales y para estudios posteriores en poblaciones clínicas, donde la adaptabilidad, la trazabilidad y la cuantificación objetiva resultan esenciales.

En una etapa posterior, los flujos de entrada son procesados por los componentes computacionales principales del sistema (Figuras 3.3 y 3.4), los cuales constituyen los módulos primarios de procesamiento de *Handly*. En estos módulos se integran las rutinas encargadas de interpretar la postura y el movimiento de la mano, coordinar la lógica de interacción con los objetos virtuales y gestionar el

estado de la tarea (p. ej., objetivos activos, validación de acciones y temporización). Como resultado de este procesamiento, el sistema genera salidas operativas que incluyen tanto métricas de desempeño en tiempo real como retroalimentación dirigida al usuario, presentadas directamente en el entorno inmersivo mediante elementos de interfaz y señales visuales asociadas a la tarea.

Esta arquitectura permite el monitoreo continuo y el registro sistemático del rendimiento, al almacenar de manera estructurada los eventos relevantes y las métricas cuantitativas de cada sesión. En consecuencia, se habilita el análisis longitudinal del progreso del usuario a través de sesiones repetidas, lo cual es esencial para identificar tendencias de mejora, estabilidad del desempeño y variabilidad entre ensayos. Adicionalmente, el diseño modular facilita respuestas adaptativas del sistema, ya sea ajustando parámetros de interacción, modificando el nivel de demanda motora o actualizando criterios de validación en función del desempeño observado, con el propósito de mantener un entrenamiento progresivo y sensible a la capacidad del usuario.

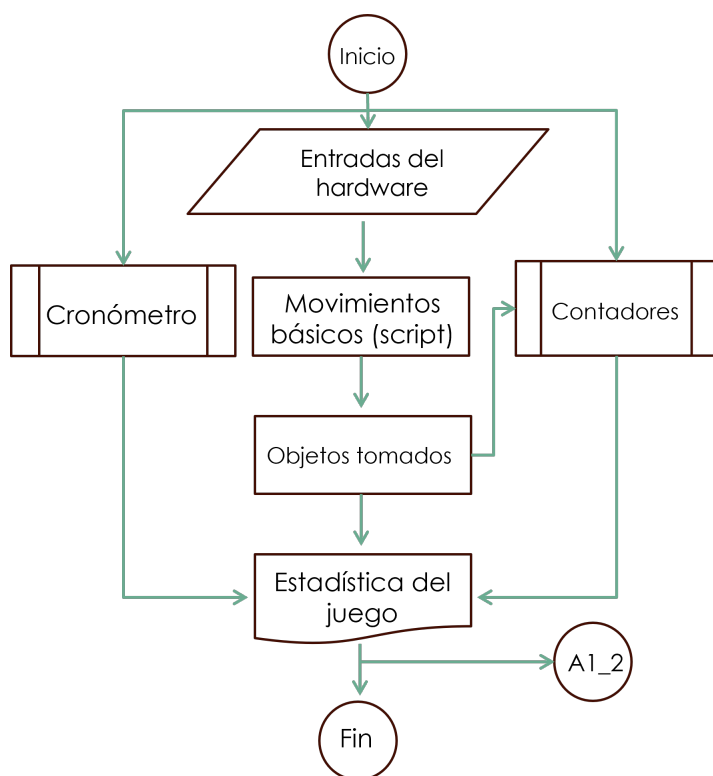


Figura 3.3: Interacciones virtuales basadas en la posición de las manos y los dedos.

Descripción del diagrama de flujo: registro de interacción y métricas en *Handly*

La Figura 3.3 presenta el diagrama de flujo que sintetiza la lógica de interacción y el mecanismo de registro de métricas dentro del entorno gamificado de *Handly*. El proceso inicia en el nodo *inicio*, a partir del cual se habilita el bloque de *Entradas del hardware*. Este bloque representa la adquisición continua de señales y datos provenientes de los dispositivos del sistema, incluyendo la información cinemática de mano/dedos (seguimiento óptico) y los eventos de control necesarios para validar la

interacción funcional (por ejemplo, condiciones que habilitan la toma y liberación de objetos en el entorno virtual).

Desde *Entradas del hardware*, el flujo se distribuye en tres rutas funcionales que operan de manera paralela y convergen en el módulo de integración de resultados:

1. **Ruta de cronometraje (*Cronómetro*)**. De forma concurrente a la interacción principal, se activa el módulo *Cronómetro*, encargado de medir el tiempo asociado a la ejecución de la tarea. Esta señal temporal se envía al bloque de *Estadísticas de juego*, donde se consolida como métrica primaria de desempeño (por ejemplo, tiempo de finalización por intento o por nivel).
2. **Ruta de movimiento e interacción (*MovimientoBásico* → *ObjetoTomado*)**. La ruta central conduce al módulo *MovimientoBásico (script)*, donde se ejecutan los scripts responsables de transformar las entradas del hardware en movimiento virtual, asegurando la correspondencia entre el gesto físico del usuario y la representación de la mano en el entorno de realidad virtual. A continuación, el flujo avanza al bloque *ObjetoTomado*, el cual representa el momento en que el sistema valida la interacción con el objeto (sujeción efectiva) conforme a la lógica del juego. Este bloque funciona como punto crítico de transición entre la intención motora y la acción funcional en el entorno virtual, habilitando la manipulación del objeto y su posterior colocación en el área objetivo.
3. **Ruta de conteo de eventos (*Contadores*)**. En paralelo, el módulo *Contadores* gestiona el registro acumulativo de eventos relevantes durante la sesión. De acuerdo con el diagrama, este módulo recibe eventos derivados de *ObjetoTomado*, lo cual indica que una interacción validada actualiza los conteos del sistema (por ejemplo, número de objetos recolectados, intentos exitosos o eventos de interacción). Posteriormente, esta información se envía también al módulo de *Estadísticas de juego* para su consolidación y análisis.

Las tres rutas convergen en el bloque *Estadísticas de juego*, donde se integran el tiempo registrado por el *Cronómetro*, los eventos cuantificados por *Contadores* y el estado de interacción derivado de los scripts de movimiento. Este módulo constituye la capa de consolidación de métricas, permitiendo generar indicadores cuantitativos del desempeño del usuario durante la sesión (p. ej., tiempo de ejecución, éxito de agarre y cantidad de objetos recolectados), los cuales son consistentes con el esquema de evaluación experimental por tipo de agarre y nivel. Finalmente, el flujo concluye en el nodo *fin*, después de registrar y almacenar los resultados de la sesión.

Adicionalmente, el conector *A1_2* indica la continuidad hacia un subdiagrama o módulo complementario del sistema. Esto es coherente con una implementación modular, donde la lógica completa de interacción se documenta mediante diagramas enlazados que describen subsistemas específicos (por ejemplo, validación de agarre, retroalimentación al usuario o persistencia de datos para análisis longitudinal).

Descripción del subdiagrama A1_2: control de pantallas, gestión de usuario y persistencia de datos

La Figura 3.4 presenta el subdiagrama identificado como A1_2, el cual complementa la lógica descrita en el diagrama principal del sistema. Este subdiagrama representa un flujo de control orientado a: (i) gestionar la navegación entre pantallas del entorno virtual, (ii) administrar la creación/selección de perfiles de usuario y (iii) asegurar la persistencia de información asociada al rendimiento de cada sesión.

El proceso inicia en el nodo *inicio*, a partir del cual se activa el bloque *Control de Pantallas*. Este módulo funciona como una capa de orquestación de la interfaz, responsable de dirigir el flujo del usuario entre los estados del sistema (por ejemplo, pantalla de bienvenida, selección de usuario, carga de sesión o retorno a menús de resultados). A continuación, el flujo conduce a un bloque de decisión (*Control de Pantallas*), donde se evalúa una condición lógica que determina la ruta a seguir. Dicha condición puede interpretarse como la verificación de si existe un usuario válido o una sesión activa configurada, o bien la confirmación de que se cumplen los requisitos mínimos para proceder con la ejecución de la tarea.

Si la condición evaluada resulta afirmativa (*Sí*), el flujo avanza hacia el bloque *Algoritmo 1*, el cual representa la transición hacia el procedimiento principal de interacción o ejecución de tareas dentro del sistema (es decir, la lógica central del entorno de realidad virtual y sus eventos funcionales). Tras esta transición, el subdiagrama concluye en *Fin*, indicando que el control ha sido entregado al algoritmo principal.

En contraste, si la condición no se cumple (*No*), el flujo se redirige hacia el bloque *Nuevo Usuario*. Este módulo representa la creación o registro de un nuevo perfil, lo cual es consistente con el enfoque de *Handly* basado en perfiles personalizados. La existencia de un perfil permite asociar configuraciones individuales (p. ej., parámetros de calibración y condiciones de sesión) y vincular de manera persistente los resultados obtenidos en tareas posteriores. Una vez creado el perfil, el flujo conduce al bloque *PlayerData*, encargado de almacenar o actualizar la información del usuario, incluyendo variables de identificación y registros acumulados de desempeño.

De forma complementaria, el subdiagrama incorpora la entrada proveniente de *Estadísticas de Juego* (conector A1_2), lo que indica que las métricas consolidadas al final de una sesión se transfieren al módulo *Datos del jugador* para su resguardo. Esta relación es crítica para habilitar análisis longitudinal, ya que permite que los resultados de múltiples interacciones queden registrados bajo un mismo perfil. En síntesis, este subdiagrama describe la transición entre el cierre de una sesión (métricas consolidadas), el almacenamiento de datos por usuario y la validación de condiciones necesarias para ejecutar el procedimiento principal de interacción (*Algoritmo 1*) en sesiones subsecuentes.

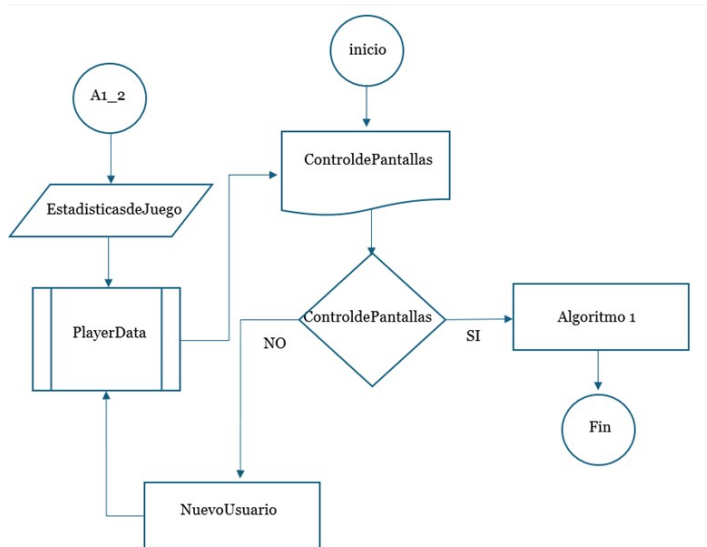


Figura 3.4: La lógica de interacción entre scripts que gestionan sesiones de usuario dentro de la plataforma.

3.1.2. Configuración técnica del subsistema de realidad virtual en *Handly*

Esta sección describe la configuración del subsistema de realidad virtual (RV) utilizado en *Handly*, incluyendo (i) el desarrollo de activos 3D en Blender, (ii) la integración del seguimiento óptico sin marcadores mediante Ultraleap/Leap Motion, y (iii) la ejecución inmersiva con HTC Vive a través de SteamVR dentro de Unity. Se enfatiza que, en la implementación experimental de este trabajo, la adquisición de sEMG se realizó en una estación independiente y no se integró como entrada directa a Unity durante las sesiones.

Software y dependencias requeridas

Para reproducir el entorno de ejecución, se recomienda contar con los siguientes componentes:

- **Unity** (motor de desarrollo VR) y **Visual Studio** (edición y compilación de scripts C#).
- **Steam** y **SteamVR** (runtime y sincronización del HTC Vive).
- **Ultraleap Unity Plugin** (seguimiento de mano y dedos sin marcadores).
- **Blender** (modelado y preparación de activos 3D).

Enlaces técnicos (referencias oficiales).

- Ultraleap Unity Plugin (documentación): <https://docs.ultraleap.com/xr-and-tabletop/xr/unity/index.html>
- Ultraleap Unity Plugin (repositorio): <https://github.com/ultraleap/UnityPlugin>

- SteamVR Unity Plugin (documentación): https://valvesoftware.github.io/steamvr_unity_plugin/
- SteamVR (plataforma): <https://store.steampowered.com/steamvr/>
- Blender (descarga): <https://www.blender.org/download/>
- Unity (descarga): <https://unity.com/download>
- FBX en Unity (guía general): <https://docs.unity3d.com/Manual/ImportingModelFiles.html>

Instalación y configuración del subsistema VR (HTC Vive + SteamVR) para *Handly*

Esta subsección describe los pasos técnicos para instalar y configurar el sistema de realidad virtual basado en HTC Vive operando mediante SteamVR, el cual constituye la base de visualización inmersiva y seguimiento espacial en *Handly*. Una configuración adecuada es esencial para garantizar baja latencia perceptible, estabilidad del seguimiento y reproducibilidad experimental entre participantes y sesiones.

Requisitos previos de hardware y espacio. Antes de la instalación se recomienda verificar:

- **Estación VR dedicada:** equipo de cómputo con GPU apta para VR y puertos de conexión requeridos por el visor (según versión del HTC Vive).
- **Área de juego:** espacio libre y seguro, con superficie estable y sin obstáculos, para evitar riesgos durante tareas de manipulación.
- **Condiciones ambientales:** evitar fuentes de interferencia en el área de seguimiento (reflejos intensos, superficies altamente reflectantes, objetos móviles en el campo de tracking).

Instalación de Steam y SteamVR.

1. Instalar **Steam** y, posteriormente, instalar **SteamVR** desde la biblioteca.
2. Iniciar SteamVR y confirmar que el runtime se ejecuta sin errores.

Conexión y verificación del visor HTC Vive.

1. Conectar el visor HTC Vive conforme a las especificaciones del fabricante (video/datos/alimentación).
2. Abrir Steam VR y confirmar el estado de los dispositivos:
 - **Headset:** detectado y con seguimiento activo.
 - **Base stations:** sincronizadas y con señal estable.
 - **Controladores (si aplica):** emparejados y visibles.

Configuración del área de juego (Room Setup). Para asegurar consistencia entre sesiones, se recomienda ejecutar **Room Setup** y fijar parámetros de espacio:

1. Seleccionar el modo de uso (*Room-scale* o *Standing only*) según el protocolo.
2. Calibrar el piso (altura) y definir límites del área jugable (*área*).
3. Guardar la configuración y mantenerla constante en todas las sesiones experimentales, documentando dimensiones aproximadas del área.

Verificación operativa previa a las sesiones. Antes de cada recolección de datos, se recomienda una verificación breve de estabilidad:

- **Seguimiento espacial:** confirmar ausencia de pérdidas de tracking del visor al desplazarse dentro del área definida.
- **Comodidad visual:** validar que la imagen sea estable y sin saltos (*jitter*) perceptibles.
- **Rendimiento:** evitar procesos en segundo plano que puedan reducir la tasa de cuadros en VR.

Integración con Unity (ejecución VR de *Handly*). Para ejecutar *Handly* en VR dentro de Unity:

1. Instalar e importar el **SteamVR Unity Plugin** (o el backend XR correspondiente) para habilitar la comunicación con el runtime.
2. Incorporar el prefab/cámara VR y validar que la escena responde a: (i) orientación del visor (rotación), (ii) traslación (movimiento en el área), y (iii) escala correcta.
3. Ejecutar una escena de prueba y verificar que el punto de vista del usuario en el entorno corresponde al movimiento real dentro del *área del juego*.

Instalación y configuración del sensor Leap Motion (Ultraleap) para *Handly*

Esta subsección describe los pasos técnicos para instalar y configurar el sistema de seguimiento óptico sin marcadores Leap Motion (Ultraleap) utilizado para capturar la cinemática de mano y dedos en *Handly*. La correcta configuración del sensor es crítica para asegurar estabilidad del *seguimiento*, reproducibilidad experimental y coherencia entre el movimiento real del usuario y la representación de la mano virtual en Unity.

Requisitos previos (hardware y compatibilidad). Se requiere: (i) un sensor Leap Motion (Ultraleap), (ii) un equipo de cómputo capaz de ejecutar VR en tiempo real, y (iii) un entorno Unity con soporte XR/VR. Para adquisición estable, se recomienda conectar el sensor a un puerto USB con alimentación adecuada y evitar extensiones de baja calidad que puedan introducir desconexiones intermitentes.

Instalación del software del sensor (Ultraleap Tracking).

1. Descargar e instalar el software oficial de Ultraleap para habilitar el servicio de *tracking* del sensor.

2. Conectar el sensor Leap Motion y verificar que el sistema lo reconozca correctamente.
3. Abrir el **panel de control/visualizador** del seguimiento y confirmar: (i) detección de mano, (ii) visualización de dedos/articulaciones, y (iii) estabilidad del seguimiento durante movimientos básicos (apertura/cierre, pinza, rotación de muñeca).

Montaje físico para VR (modo HMD). Para interacción inmersiva en *Handly* se recomienda montar el sensor en el visor (modo *Head-Mounted Display*, HMD), de modo que el volumen de seguimiento permanezca alineado con la perspectiva del usuario y se reduzcan errores por cambio de referencia espacial:

- Fijar el sensor en la parte frontal del visor con soporte dedicado o montaje mecánico firme.
- Asegurar que el sensor quede centrado y orientado hacia el campo de interacción manual.
- Suprimir movimiento del cable (alivio de tensión) para evitar microdesplazamientos del sensor.

Importación del plugin de Ultraleap en Unity.

1. Descargar el **Ultraleap Unity Plugin** e importarlo en el proyecto Unity de *Handly*.
2. Abrir una escena de ejemplo del plugin para verificar funcionamiento dentro de Unity.
3. Confirmar que las manos virtuales aparecen y responden a la flexión/extensión de dedos.

Configuración del proveedor de tracking (XR/HMD). En Unity, se configura el componente que actúa como proveedor de datos del sensor (p. ej., *XR Leap Provider* o *Tracking Provider* según la versión del plugin). Se recomienda:

- Seleccionar el modo XR/HMD para asegurar la transformación correcta del marco de referencia.
- Verificar alineación: movimiento real hacia delante debe corresponder a movimiento virtual hacia delante.
- Ajustar, si procede, parámetros de estabilización o *smoothing* para reducir ruido visual sin incrementar latencia perceptible.

Configuración de manos virtuales y mapeo cinemático.

1. Integrar el prefab de manos del plugin o el rig propio del proyecto.
2. Verificar la jerarquía articular y su respuesta por dedo: metacarpianos/falanges deben moverse en forma anatómicamente coherente.
3. Realizar pruebas específicas de agarre: aproximación al asa, cierre de dedos y mantenimiento de postura durante algunos segundos.

Calibración operacional previa a cada sesión. Antes de recolectar datos con participantes, se recomienda ejecutar una verificación breve:

- **Calidad de seguimiento:** presencia de ambas manos, continuidad del tracking y ausencia de saltos.
- **Oclusiones:** identificar condiciones que degraden el tracking (manos muy cerca del visor, objetos que tapen dedos).
- **Iluminación y entorno:** evitar fuentes de luz directa intensa hacia el sensor o superficies altamente reflectantes.
- **Posición de interacción:** definir una zona de trabajo consistente (distancia mano–sensor) y solicitar al usuario mantenerla.

Metodología paso a paso para desarrollar el objeto interactivo (maleta con asa) en *Handly*

La Figura 3.5 muestra el objeto tipo maleta con asa y su interacción con la mano virtual. A continuación, se describe la metodología técnica, reproducible y orientada a VR para diseñar, preparar e integrar este objeto en el entorno *Handly*.

Definición de requisitos funcionales del objeto. Antes del modelado, se especifican los requerimientos de interacción:

- **Zona de agarre:** el asa debe permitir inserción de dedos y cierre funcional sin colisiones excesivas.
- **Estabilidad:** el objeto debe poder “tomarse” y transportarse sin vibraciones o rotaciones no deseadas.
- **Compatibilidad VR:** geometría optimizada y colisiones simples para mantener rendimiento en tiempo real.

Configuración de escena en Blender (escala y unidades).

- Configurar **unidades métricas** en Blender (*Scene Properties* → *Units* → *Metric*).
- Definir una escala realista para la maleta y el asa (referencia: objeto manipulable tipo “maleta de mano”).
- Mantener el objeto alineado y orientado de forma consistente para facilitar la importación en Unity.

Modelado geométrico del cuerpo de la maleta.

1. Crear un *mesh* base (p. ej., cubo) y ajustar dimensiones.
2. Aplicar **bevel** o redondeo moderado en bordes para estética y realismo (sin aumentar en exceso polígonos).
3. Verificar normales y limpieza de geometría (evitar caras invertidas, geometría no-manifold).

Modelado del asa como elemento funcional.

1. Crear el asa como un objeto independiente (recomendado) para controlar mejor su colisión.
2. Definir:
 - **Grosor del asa** suficiente para una prensión natural.
 - **Separación asa–cuerpo** adecuada para introducir dedos sin interpenetración inmediata.
 - **Curvatura/altura** consistente con un agarre de potencia (como el observado en la figura).

Organización, nombres y pivotes (origen).

- Asignar nombres consistentes: `SuitcaseBody`, `Handle`.
- Establecer el **origen (pivot)**:
 - Para el objeto completo, ubicarlo cercano al centro de masa del conjunto.
 - Para el asa, mantener su origen coherente con su geometría (útil si se detecta por colisión).
- Aplicar transformaciones antes de exportar: *Ctrl+A* → *Rotation & Scale*.

Preparación para VR (optimización).

- Reducir detalles geométricos innecesarios (priorizar rendimiento).
- Evitar mallas con alta densidad en zonas que no aporten interacción.
- Preparar materiales simples (si se requiere) para mantener estabilidad de renderizado.

Exportación a Unity (FBX).

Importación y configuración física en Unity.

1. Importar el FBX en el proyecto Unity.
2. Crear el **GameObject** final con estructura:
 - Padre: `Suitcase` (contiene `Rigidbody`, si aplica).
 - Hijos: `SuitcaseBody`, `Handle`.
3. Añadir **colisionadores**:
 - `BoxCollider` para el cuerpo.
 - `BoxCollider` o `CapsuleCollider` para el asa (idealmente como *Trigger* si se usa detección de agarre).
4. (Opcional) Agregar **Rigidbody** para comportamiento físico; si el sistema usa “snap” al agarrar, puede congelarse rotación o controlar movimiento mediante scripts.

Implementación de lógica de agarre y “toma” del objeto. Para lograr el comportamiento observado (mano sujeta el asa y transporta la maleta), se recomienda:

- Definir una **zona de agarre** en el asa (collider tipo *Trigger*).
- Activar la sujeción cuando se cumplan condiciones mínimas:
 1. La mano está dentro del *Trigger* del asa.
 2. El sistema detecta una postura compatible (agarre funcional) o un evento de validación.
 3. El estado del juego permite interacción (p. ej., tarea activa).
- Al validar el agarre, ejecutar la estrategia de sujeción:
 - **Snap/Parenting:** fijar el objeto al punto de agarre de la mano (alta estabilidad).
 - **Física con Joint:** usar *FixedJoint/ConfigurableJoint* (más realista, pero requiere ajuste fino).

Verificación y pruebas (control de calidad). Antes de recolectar datos:

- Probar agarre repetido (10–20 intentos) para verificar que no haya “temblores” ni colisiones anómalas.
- Confirmar que el objeto no atraviesa la mano ni se libera sin intención.
- Ajustar tamaño del collider del asa hasta lograr contacto funcional estable.
- Verificar consistencia con la cámara VR y el seguimiento de manos (pérdida de tracking/oclusiones).

Con esta metodología, el objeto “maleta con asa” queda preparado para interacción inmersiva, permitiendo que la mano virtual se aproxime, valide el agarre, sujete el asa y transporte el objeto de forma estable, tal como se observa en la Figura 3.5.

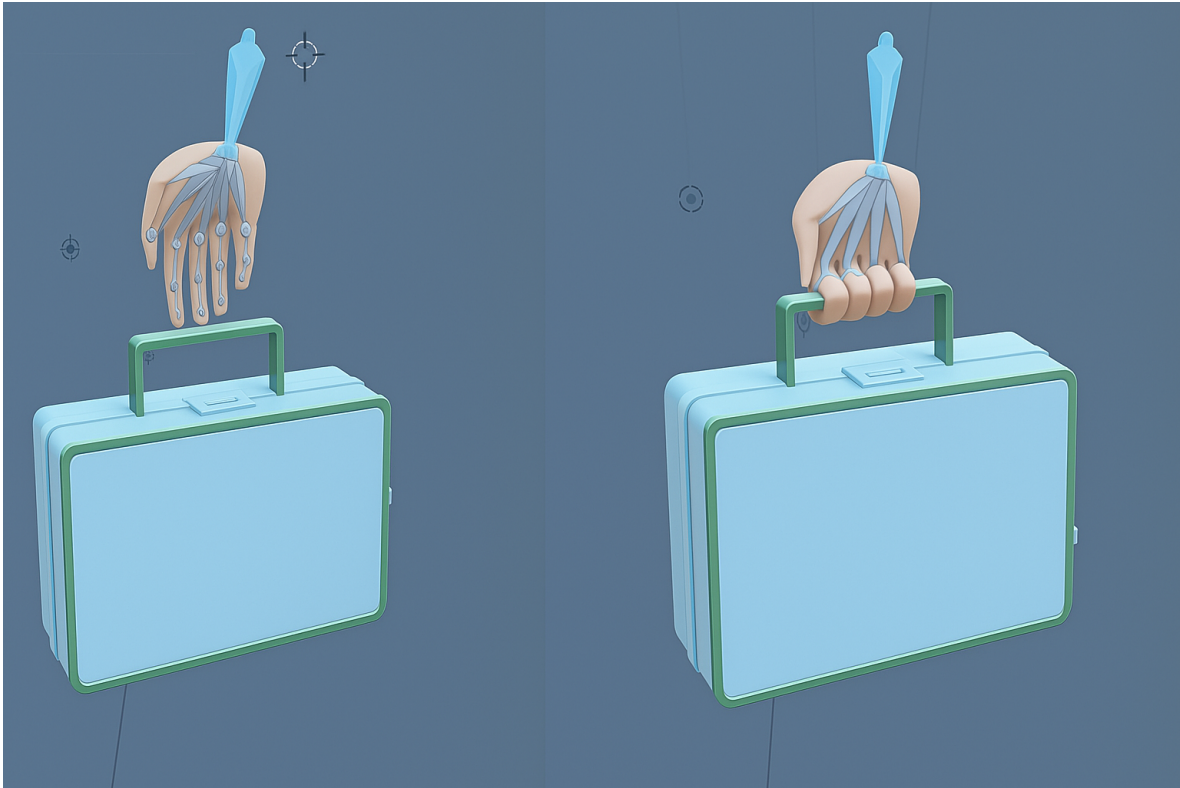


Figura 3.5: Objeto tipo maleta con asa, he interacción con la mano virtual.

El procedimiento descrito se repite de forma idéntica para cada uno de los demás tipos de agarre evaluados (Figura 3.6).

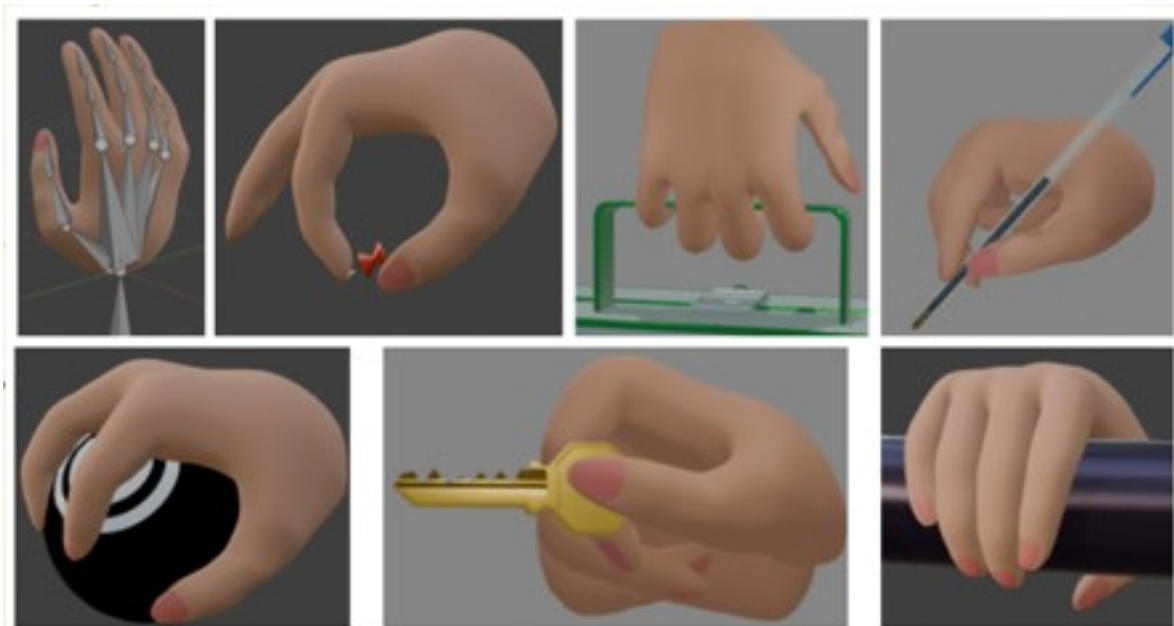


Figura 3.6: Tipos de agarres, he interacción con la mano virtual.

Metodología para la detección de agarre y validación de postura en *Handly*

La Figura 3.7 ilustra el módulo de detección de postura en *Handly*, donde el sistema identifica el agarre ejecutado por el usuario a partir del seguimiento óptico de mano y dedos. En el ejemplo se observa la etiqueta *Agarre_5_Esférico* y la comparación entre la pose “asignada” (referencia) y la pose “detectada” (estimada en tiempo real), lo cual constituye un mecanismo de validación para asegurar que la interacción mano–objeto se realice bajo el patrón motor esperado.

Implementar una metodología reproducible para: (i) definir poses de referencia por tipo de agarre, (ii) capturar la pose del usuario en tiempo real mediante Leap Motion, (iii) comparar ambas representaciones, y (iv) activar eventos de juego (p. ej., habilitar “toma” de objeto) cuando se cumplan criterios de correspondencia.

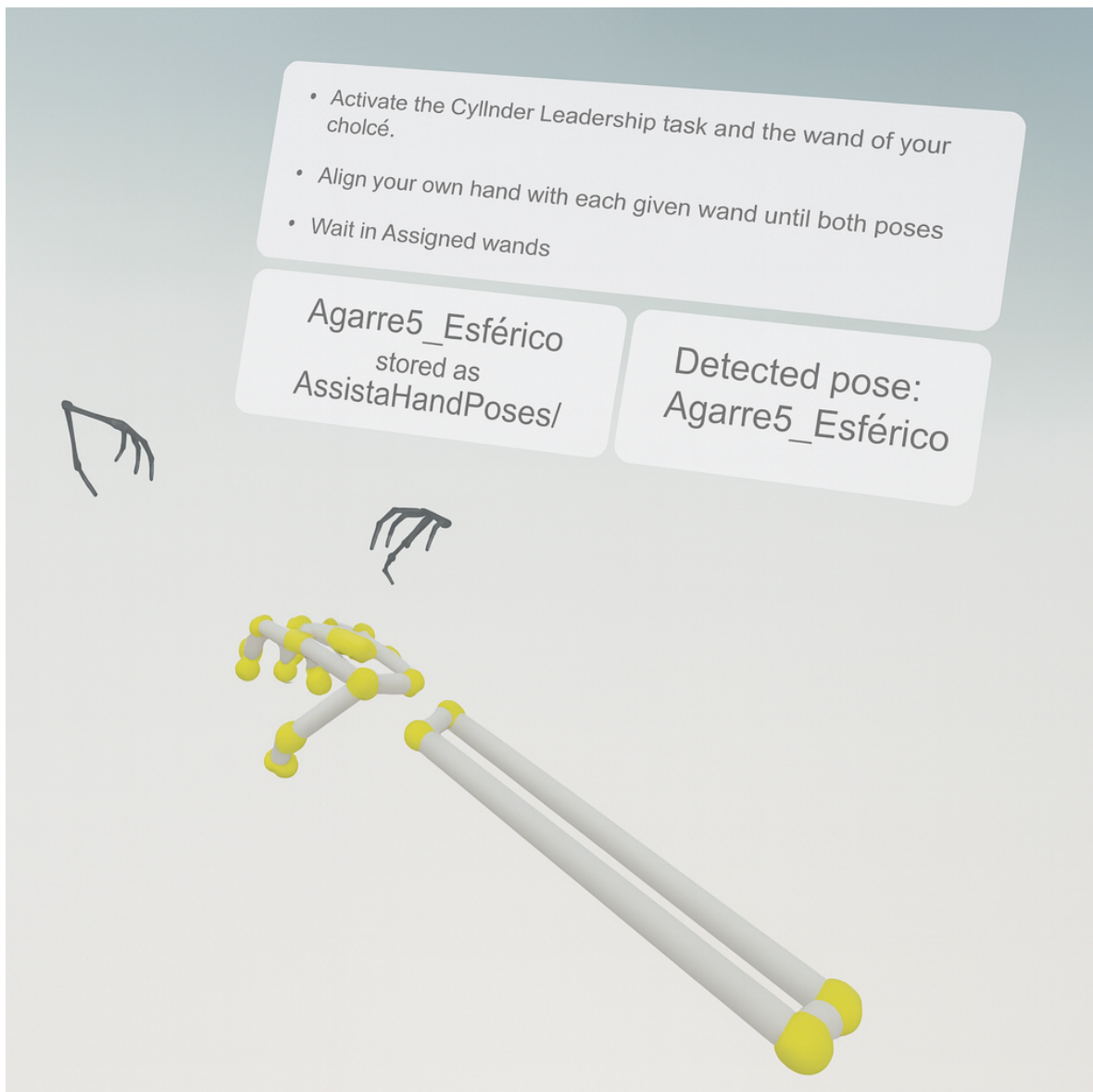


Figura 3.7: Detección de postura esférico con el sensor leap motion.

Definición del conjunto de agarres funcionales

Se define un conjunto de agarres funcionales relevantes para la rehabilitación de mano, y a cada agarre se le asigna un identificador interno (por ejemplo, *Agarre_5_Esférico*). Para cada agarre se especifica:

- configuración digital (flexión/extensión de falanges),
- relación pulgar–dedos (apertura/cierre),
- postura general de la mano (orientación de palma y muñeca),
- tolerancias permitidas para variación intra-sujeto.

Construcción de poses de referencia (Assigned Hand Pose)

Para cada tipo de agarre se construye una **pose de referencia** que representa el patrón motor objetivo. Esta pose puede generarse mediante:

1. captura directa en tiempo real (registrando articulaciones cuando el usuario adopta la postura),
2. o definición manual basada en parámetros articulares (ángulos por dedo) almacenados como plantilla.

El sistema guarda la pose de referencia en un repositorio interno de poses (base de datos o archivos del proyecto) para ser consultada durante la ejecución.

Captura de la pose del usuario en tiempo real (Detected Pose)

Durante la sesión, el sensor Leap Motion proporciona las coordenadas y orientaciones de mano y dedos. El módulo de entrada convierte estas mediciones en una estructura de datos de pose (por ejemplo: lista de articulaciones por dedo, normal de palma y dirección de la mano). Se recomienda aplicar un suavizado temporal (*suavizada*) moderado para reducir ruido, sin incrementar latencia perceptible.

Comparación pose asignada vs. pose detectada

La validación del agarre se realiza comparando la pose detectada con la pose asignada. Para ello se calculan métricas de similitud, por ejemplo:

- **errores angulares** por articulación (diferencia entre ángulos de flexión),
- **distancias relativas** entre puntos clave (pulgar–índice, pulgar–palma),
- **criterios booleanos** por dedo (“dedo flexionado” / “extendido”) según umbrales.

Se define un criterio global de aceptación:

$$\text{Agarre válido} = \begin{cases} 1, & \text{si Similitud} \geq \tau \text{ durante } T_{\text{mín}} \\ 0, & \text{en otro caso} \end{cases}$$

donde τ es un umbral de similitud y $T_{\text{mín}}$ es un tiempo mínimo de estabilidad para evitar falsos positivos por fluctuación del tracking.

Estabilidad temporal y control de falsos positivos

Para que el agarre sea considerado *estable*, el sistema debe observar la condición de validez durante una ventana temporal mínima (p.ej., varios cuadros o cientos de milisegundos). Este paso es crítico porque el seguimiento óptico puede experimentar pérdidas parciales de dedos u oclusiones. Una estrategia común es:

- acumular conteos de validación por cuadro,
- exigir continuidad de la condición durante $T_{\text{mín}}$,
- aplicar histéresis (umbral de entrada/salida) para evitar que el estado “vibre”.

Activación de eventos del juego y retroalimentación al usuario

Cuando el agarre es validado, *Handly* habilita la interacción correspondiente:

- activar la acción de toma (*TakeObject*) o permitir la manipulación del objeto,
- registrar marcas de tiempo y estado del intento,
- proporcionar retroalimentación visual inmediata (como se observa en la figura con mensajes de “pose asignada” y “pose detectada”).

Esta retroalimentación cumple un rol terapéutico y de usabilidad, al guiar al usuario hacia la postura correcta y favorecer repetición con corrección.

Registro de datos para análisis de desempeño

Durante cada intento se recomienda registrar:

- tipo de agarre y nivel,
- tiempo hasta validación del agarre,
- porcentaje de cuadros válidos (indicador de estabilidad),
- éxito/fracaso del intento y número de objetos completados.

Estos datos permiten cuantificar desempeño por agarre y dificultad, y constituyen la base para el análisis estadístico posterior de la plataforma.

3.2 Seguimiento óptico de la mano mediante Leap Motion (Ultraleap) en Unity

3.2.1. Inicialización del modelo de mano en Unity

Dentro de Unity se configuró un modelo virtual de mano que representa la anatomía mediante un conjunto de puntos articulares (*joints*). Dichos puntos corresponden a la palma, nudillos y falanges (proximal, media y distal) de cada dedo, lo que permite reconstruir la postura de la mano y su orientación espacial durante la interacción.

3.2.2. Captura y procesamiento de datos articulares

El sistema obtiene en tiempo real las coordenadas tridimensionales (x, y, z) asociadas a cada articulación detectada por el sensor (Figura 3.8). Esta información se procesa para estimar: (i) posición global de la mano, (ii) flexión/extensión de los dedos y (iii) parámetros geométricos necesarios para el reconocimiento de configuraciones asociadas a tipos de agarre.

3.2.3. Reconocimiento de tipos de agarre

A partir de la relación espacial entre los puntos articulares se aplicaron criterios geométricos para identificar diferentes tipos de agarre. Entre los indicadores utilizados se consideraron: distancias entre dedos y palma, ángulos de flexión de falanges y orientación general de la mano. Estos criterios permiten asociar la postura de la mano a un agarre específico de manera consistente.

3.2.4. Integración con el entorno de realidad virtual

Los datos de seguimiento se integraron al entorno de realidad virtual desarrollado en Unity, permitiendo la interacción directa del usuario con objetos virtuales. La mano virtual se sincronizó en tiempo real con la mano real del participante, facilitando tareas de manipulación y evaluación del desempeño durante cada condición experimental.

3.2.5. Estandarización del procedimiento

El procedimiento descrito se aplicó de manera idéntica para cada uno de los tipos de agarre evaluados, garantizando consistencia en la adquisición de datos y permitiendo comparaciones objetivas entre condiciones.

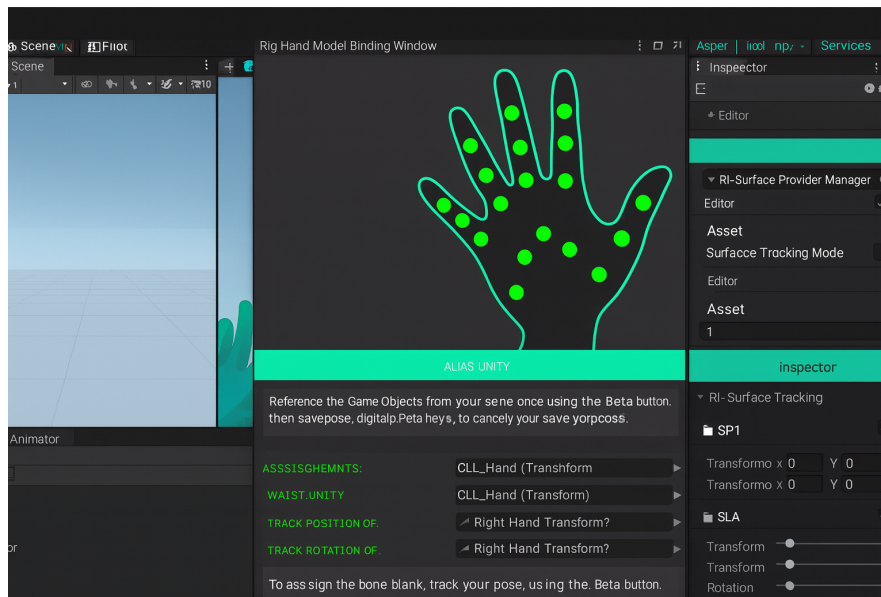


Figura 3.8: Visualización del seguimiento de la mano mediante Leap Motion en Unity. Los puntos corresponden a las articulaciones (*joints*) detectadas y utilizadas para estimar postura, movimiento y configuración de agarre.

3.3 Modelado y rigging de la mano virtual

3.3.1. Modelado tridimensional de la mano

Se desarrolló un modelo tridimensional de la mano humana utilizando software de diseño y animación 3D (Blender). El modelo fue construido respetando proporciones anatómicas básicas de la mano, incluyendo palma, dedos y falanges, con el objetivo de lograr una representación visual realista y funcional dentro del entorno virtual.

3.3.2. Definición de la estructura ósea (*armature*)

Una vez finalizado el modelado, se implementó una estructura ósea interna (*armature*) compuesta por huesos jerárquicamente organizados, tal como se observa en la Figura 3.9. Cada dedo fue segmentado en falange proximal, media y distal, mientras que la palma se definió como el hueso raíz del sistema. Esta estructura permite reproducir los movimientos naturales de flexión, extensión y orientación de la mano.

3.3.3. Proceso de rigging

El proceso de *rigging* consistió en vincular el modelo de la malla tridimensional con la estructura ósea mediante técnicas de ponderación de vértices (*weight painting*). Este procedimiento garantiza que las deformaciones del modelo sean suaves y coherentes durante el movimiento de los huesos, evitando distorsiones geométricas durante la animación.

3.3.4. Preparación para la animación e interacción

El modelo riggeado fue configurado para permitir la animación independiente de cada dedo y la palma, lo que posibilita la simulación de diferentes configuraciones de agarre. Asimismo, se verificó la correcta orientación de los ejes de rotación de cada hueso, asegurando compatibilidad con los sistemas de control externos, como el seguimiento óptico de la mano.

3.3.5. Exportación e integración en Unity

Posteriormente, el modelo fue exportado en formato compatible (.FBX) e integrado en el motor gráfico Unity. Dentro del entorno Unity, el esqueleto del modelo se asoció a los datos de seguimiento proporcionados por el sensor Leap Motion, permitiendo que los movimientos reales de la mano del usuario se reflejen en tiempo real sobre el modelo virtual.

3.3.6. Aplicación en tareas de agarre

El modelo de mano riggeado permitió la ejecución de diferentes tipos de agarre mediante la rotación coordinada de los huesos de los dedos y la palma. Este enfoque facilita la interacción precisa con objetos virtuales y la evaluación del desempeño motor del usuario durante las tareas experimentales.

3.3.7. Estandarización del procedimiento

El procedimiento descrito se aplicó de manera uniforme para todas las sesiones experimentales y tipos de agarre evaluados, garantizando consistencia en la animación, interacción y adquisición de datos.

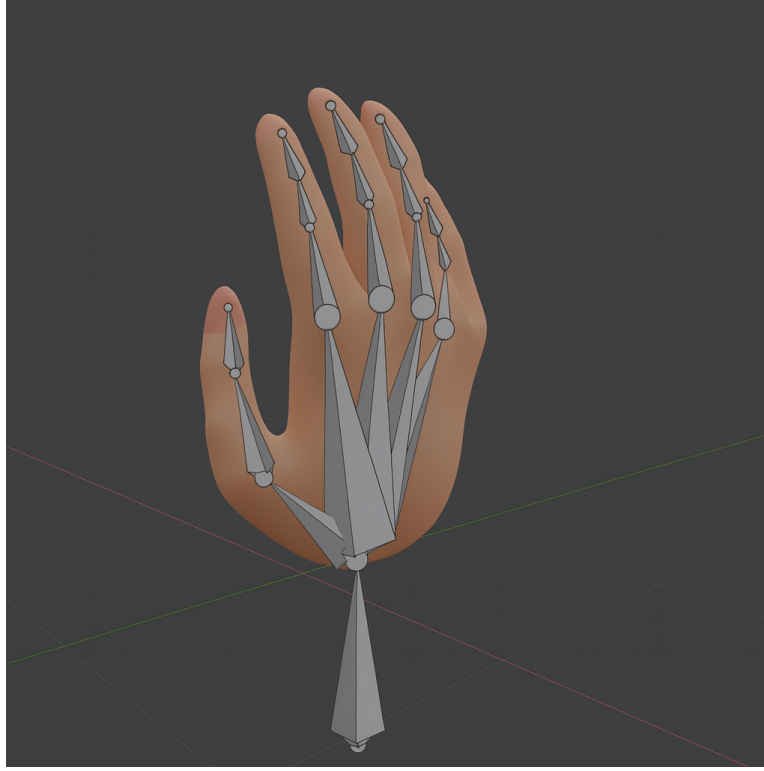


Figura 3.9: Modelo tridimensional de la mano con estructura ósea interna (*armature*) utilizada para la animación y control de movimientos en el entorno virtual.

3.3.8. Cálculo de ángulos articulares de los dedos

Para la caracterización cuantitativa del movimiento de la mano, se calcularon los ángulos articulares de cada dedo a partir de la posición tridimensional de sus articulaciones. Cada dedo fue modelado como una cadena cinemática compuesta por tres segmentos rígidos correspondientes a las falanges proximal, media y distal.

Definición de vectores articulares

Sea $\mathbf{P}_i = (x_i, y_i, z_i)$ la posición tridimensional de la articulación i obtenida a partir del sistema de seguimiento óptico. Para cada par de articulaciones consecutivas se definió un vector direccional:

$$\mathbf{v}_i = \mathbf{P}_{i+1} - \mathbf{P}_i$$

donde $\mathbf{v}_i$ representa el eje del segmento óseo correspondiente.

Cálculo del ángulo entre falanges

El ángulo articular θ entre dos segmentos consecutivos se obtuvo mediante el producto punto entre los vectores $\mathbf{v}_i$ y $\mathbf{v}_{i+1}$:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{v}_i \cdot \mathbf{v}_{i+1}}{\|\mathbf{v}_i\| \|\mathbf{v}_{i+1}\|} \right)$$

Este cálculo permite estimar el grado de flexión o extensión de cada articulación interfalángica de manera independiente.

Ángulos por dedo

Para cada dedo d , se calcularon los siguientes ángulos articulares:

- $\theta_{d,1}$: articulación metacarpofalángica (MCP),
- $\theta_{d,2}$: articulación interfalángica proximal (PIP),
- $\theta_{d,3}$: articulación interfalángica distal (DIP).

Estos ángulos describen la configuración completa del dedo y permiten distinguir entre diferentes tipos de agarre en función de la postura adoptada.

Vector de estado articular de la mano

La postura completa de la mano se representó mediante un vector de estado articular:

$$\mathbf{H} = [\theta_{1,1} \quad \theta_{1,2} \quad \theta_{1,3} \quad \theta_{2,1} \quad \theta_{2,2} \quad \theta_{2,3} \quad \cdots \quad \theta_{5,1} \quad \theta_{5,2} \quad \theta_{5,3}]$$

donde cada conjunto de tres ángulos corresponde a un dedo. Este vector se utilizó para el análisis biomecánico del movimiento y la identificación de configuraciones de agarre.

Aplicación en el reconocimiento de agarres

Los ángulos articulares calculados permitieron establecer umbrales y relaciones geométricas específicas para la identificación de los distintos tipos de agarre. Este enfoque proporciona una representación compacta, interpretable y biomecánicamente significativa del movimiento de la mano dentro del entorno virtual.

Estandarización del cálculo

El cálculo de los ángulos articulares se realizó de manera uniforme para todos los participantes y sesiones experimentales, garantizando consistencia en la adquisición y análisis de los datos cinemáticos.

3.4 Renderizado de la mano virtual

Para la interacción inmersiva en realidad virtual, se implementó una representación de la mano en vista de primera persona dentro del entorno desarrollado en Unity (Figura 3.10). La mano virtual se utilizó como efector final (*end-effector*) para ejecutar acciones de alcance, aproximación y agarre

sobre objetos del escenario, proporcionando retroalimentación visual inmediata al usuario durante las tareas.

3.4.1. Sincronización cinemática con el seguimiento de mano

La pose de la mano virtual (posición y orientación) se actualizó en tiempo real a partir de los datos de seguimiento óptico proporcionados por el sensor de mano. En cada ciclo de actualización, se obtuvieron las transformaciones espaciales de la palma y de los segmentos de los dedos y se mapearon al esqueleto del modelo riggeado (*rig*) en Unity. De esta forma, los movimientos reales del usuario se reflejaron directamente en la mano virtual, garantizando coherencia visuomotora durante la interacción.

3.4.2. Configuración de la escena y referencia espacial

Se estableció una referencia espacial fija asociada al usuario (por ejemplo, *XR Origin* o cámara principal), de modo que la mano virtual permaneciera correctamente alineada con la perspectiva del visor. La escena se configuró con una iluminación uniforme y un fondo visual estable para reducir distracciones y favorecer la percepción de profundidad y distancia durante el alcance y manipulación de objetos.

3.4.3. Interacción con objetos y detección de agarre

Para la interacción con elementos del escenario, los objetos virtuales se configuraron con componentes de física (por ejemplo, *Collider* y *Rigidbody*) y con zonas de contacto definidas. El evento de agarre se determinó mediante criterios de proximidad y/o colisión entre los dedos y el objeto, complementado con reglas cinemáticas (p. ej., cierre de dedos) para confirmar una sujeción estable. Una vez detectado el agarre, el objeto se vinculó temporalmente a la mano (*parenting* o *joint*) para permitir su traslado y liberación controlada en una región destino.

3.4.4. Retroalimentación visual y control de errores

Durante la ejecución de la tarea, el sistema proporcionó retroalimentación visual basada en la mano virtual y en el estado del objeto (p. ej., resaltado, cambio de estado o confirmación de colocación). En caso de pérdida de seguimiento o colisiones inconsistentes, se aplicaron rutinas de recuperación (p. ej., re-adquisición de mano) para mantener la continuidad de la interacción y minimizar interrupciones en la sesión.

3.4.5. Estandarización del procedimiento experimental

La visualización de la mano, la configuración de la escena y las reglas de interacción se mantuvieron constantes para todos los participantes y condiciones experimentales, con el fin de asegurar repetibilidad y comparabilidad entre ejecuciones. La Figura 3.10 ilustra un ejemplo de la mano virtual durante la ejecución de una tarea dentro del entorno inmersivo.

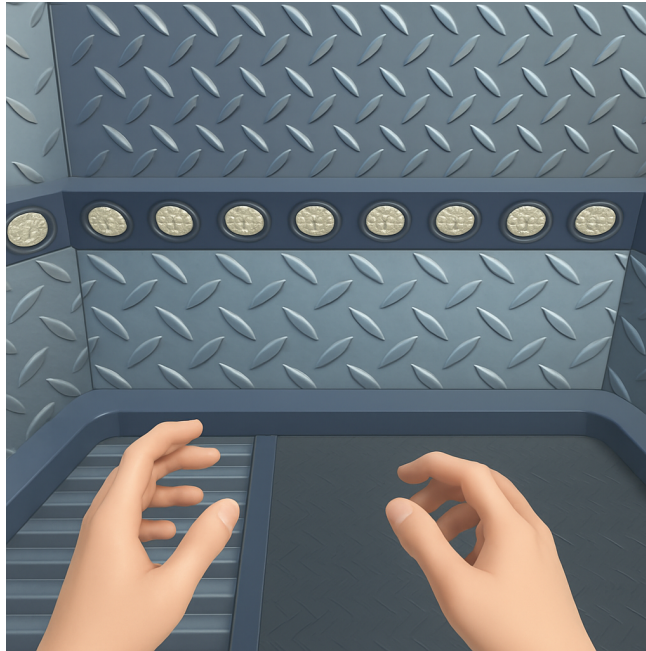


Figura 3.10: Visualización de la mano en el entorno virtual en vista de primera persona, utilizada para la interacción y ejecución de tareas de alcance y agarre.

3.4.6. Elementos de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario (UI) del sistema fue diseñada para facilitar una interacción clara e intuitiva dentro del entorno de realidad virtual, incorporando componentes visuales que guían al usuario durante la configuración inicial, la ejecución de las tareas y la navegación dentro del sistema. Los principales elementos de la UI se describen a continuación (Figura 3.11):

- **Pantalla de inicio para selección de perfil:** interfaz inicial que permite al usuario seleccionar y/o editar un perfil antes de iniciar una sesión. Este módulo almacena información básica del usuario y muestra métricas acumuladas, como número de sesiones y tiempo total de uso (Figuras 3.11a y 3.11d).
- **Selector de modo de juego:** menú que permite elegir el tipo de actividad o modalidad de interacción a ejecutar (por ejemplo, práctica, entrenamiento o modo personalizado), con el fin de adaptar la sesión al objetivo terapéutico o experimental (Figura 3.11b).
- **Funciones de accesibilidad:** opciones destinadas a mejorar la usabilidad y adaptación del sistema a diferentes necesidades del usuario, incluyendo ajustes de color y alertas sonoras opcionales para retroalimentación adicional (Figura 3.11c).
- **Temporizador en tiempo real y visualización del objetivo:** durante la ejecución de las tareas, se muestra un panel con el tiempo transcurrido/restante y el objetivo de la actividad, lo que permite al usuario regular su ritmo y comprender el estado de avance en tiempo real (Figura 3.11e).

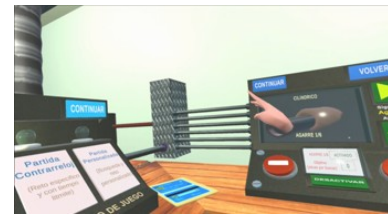
- **Opciones de reinicio y retorno:** controles disponibles para reiniciar una actividad o regresar al menú principal, permitiendo recuperar el flujo del sistema sin necesidad de reiniciar la aplicación completa (Figura 3.11f).



(a) Captura de datos del usuario.



(b) Selección del modo de juego.



(c) Funciones de accesibilidad.



(d) Pantalla de selección de perfil.



(e) Temporizador en tiempo real



(f) Opciones de reinicio y retorno.

Figura 3.11: Elementos principales de la interfaz de usuario implementados en el entorno de realidad virtual.

3.4.7. Interacción del usuario con el sistema Handly

La (Figura 3.11b) ilustra la interacción de los participantes con la plataforma Handly durante la ejecución de las tareas experimentales. El sistema integra un visor de realidad virtual HTC Vive, un sensor de seguimiento óptico Leap Motion y electrodos de electromiografía superficial (sEMG), permitiendo una interacción multimodal en tiempo real.

Configuración del usuario y del hardware

Los participantes utilizaron el visor HTC Vive, el cual proporciona una visualización inmersiva del entorno virtual en primera persona. El sensor Leap Motion se montó en la parte frontal del visor, orientado hacia las manos del usuario, lo que permitió capturar los movimientos de la mano dominante sin contacto físico ni marcadores adicionales. De forma simultánea, se colocaron electrodos sEMG sobre los músculos del antebrazo para registrar la actividad muscular asociada a los movimientos de agarre.

Seguimiento de la mano e interacción natural

El sensor Leap Motion permitió la adquisición continua de la posición y orientación de la mano, así como de las articulaciones de los dedos, las cuales fueron mapeadas en tiempo real a un modelo virtual riggeado dentro del entorno Unity. Esta sincronización permitió que los movimientos reales

del usuario se reflejaran de manera directa en la mano virtual, favoreciendo una interacción natural e intuitiva con los objetos del entorno.

Visualización del entorno virtual

Durante la sesión, el entorno virtual se presentó al usuario a través del visor de realidad virtual, mientras que una visualización adicional del escenario y del desempeño del usuario se mostró en una pantalla externa conectada al sistema (Figura 3.13). Esta visualización secundaria permitió el monitoreo del experimento por parte del investigador sin interferir con la experiencia inmersiva del participante.

Sincronización entre señales EMG y eventos virtuales

La actividad mioeléctrica registrada mediante los electrodos sEMG se adquirió de manera paralela a los datos de seguimiento óptico. Ambas fuentes de información se sincronizaron temporalmente para asociar los patrones de activación muscular con eventos específicos dentro del entorno virtual, tales como el inicio de un agarre, la manipulación de un objeto o su liberación en una zona objetivo.

Ejecución de tareas experimentales

Los participantes interactuaron con el sistema realizando tareas de alcance y agarre definidas previamente, utilizando exclusivamente los movimientos naturales de la mano. El sistema registró métricas de desempeño, como tiempo de ejecución y éxito en la manipulación de objetos, mientras que la retroalimentación visual proporcionada por el entorno virtual permitió al usuario ajustar su movimiento de forma autónoma.

Estandarización de la interacción

La configuración del hardware, la posición del usuario y las reglas de interacción se mantuvieron constantes para todos los participantes y sesiones experimentales. Esta estandarización garantiza la reproducibilidad del procedimiento y la comparabilidad de los datos obtenidos entre sujetos y condiciones experimentales.



Figura 3.12: Participante interactuando con el sistema Handly utilizando el visor HTC Vive, el sensor Leap Motion y electrodos de electromiografía superficial (sEMG).

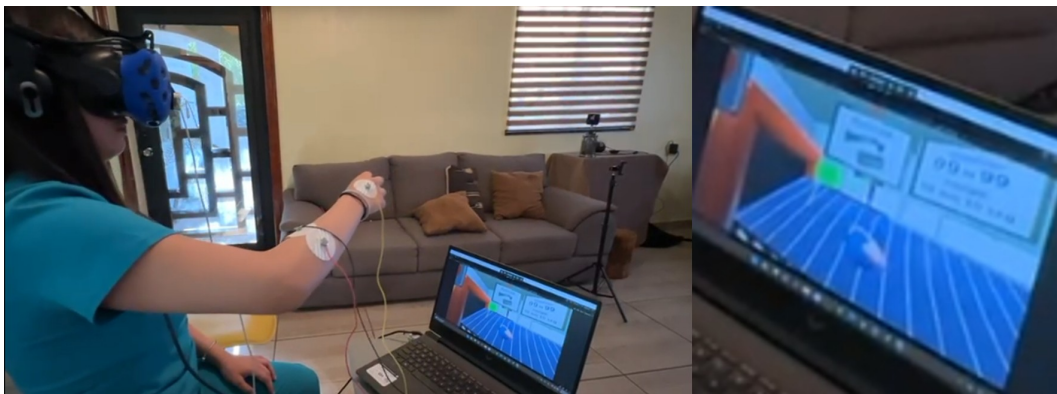


Figura 3.13: Visualización del entorno virtual y del desempeño del usuario en una pantalla externa durante la ejecución de las tareas experimentales.

Como se observa en la Figura 3.12, el participante interactúa con el sistema Handly mediante un visor de realidad virtual. Adicionalmente, la Figura 3.13 muestra la visualización del entorno virtual utilizada para el monitoreo del desempeño.

3.4.8. Configuración del sensor Leap Motion y colocación de electrodos sEMG

La Figura 3.14 muestra la disposición frontal del sensor Leap Motion montado sobre el visor de realidad virtual HTC Vive. Esta configuración permite la captura directa de los movimientos de la mano del usuario dentro del volumen de seguimiento, asegurando una adquisición precisa y sin contacto de la cinemática de la mano durante la interacción con el entorno virtual.

Adicionalmente, en la Figura 3.15 se observa la colocación de los sensores de electromiografía superficial (sEMG) sobre el antebrazo del usuario. Los electrodos se posicionaron estratégicamente sobre los músculos involucrados en los movimientos de agarre, con el objetivo de registrar la actividad mioeléctrica generada durante la ejecución de las tareas motoras dentro del entorno virtual.

Las señales sEMG adquiridas se utilizaron para analizar la activación muscular asociada a los distintos tipos de agarre y se sincronizaron temporalmente con los eventos del entorno virtual, tales

como el inicio del movimiento, la sujeción de objetos y su liberación. Esta integración permite una evaluación conjunta de la respuesta motora y muscular del usuario durante la interacción con el sistema Handly.



Figura 3.14: Vista frontal del sensor Leap Motion montado sobre el visor HTC Vive para el seguimiento óptico de la mano del usuario.



Figura 3.15: Colocación de los sensores de electromiografía superficial (sEMG) sobre el antebrazo del usuario para el registro de la actividad mioeléctrica durante las tareas motoras.

Como se muestra en la Figura 3.14, el sensor Leap Motion se montó en la parte frontal del visor de realidad virtual para capturar el movimiento de la mano. Asimismo, la Figura 3.15 ilustra la colocación de los electrodos sEMG utilizados para registrar la actividad muscular durante la ejecución de las tareas.

3.5 Diseño del estudio y participantes

Tipo de estudio

Se realizó un estudio experimental de carácter **intra-sujeto** (medidas repetidas), dado que cada participante ejecutó múltiples condiciones definidas por dos factores: (i) **tipo de agarre** y (ii) **nivel de dificultad**. Este diseño permite comparar el desempeño del mismo individuo bajo diferentes demandas motoras, reduciendo la variabilidad interindividual y mejorando la sensibilidad para detectar cambios atribuibles a la condición experimental. En esta etapa, la muestra se estableció como **muestreo por conveniencia**, adecuado para evaluaciones preliminares de factibilidad y usabilidad técnica.

Reclutamiento y características de la muestra

Se reclutó una muestra por conveniencia de **10 adultos sanos** (cinco hombres y cinco mujeres), con edades entre **18 y 30 años** (Tabla 3.1). La elección de población sana responde a que, para validar la estabilidad del sistema y el registro de métricas, se requiere un desempeño motor básico sin limitaciones neuromusculares que introduzcan confusores en esta etapa. Previo a la participación, cada individuo completó un **cuestionario de salud autoadministrado** con el propósito de descartar condiciones neuromusculares o musculoesqueléticas que pudieran interferir con la ejecución de tareas, así como factores que alteren la activación muscular o incrementen riesgo durante el procedimiento experimental.

Aprobación ética y consentimiento informado

Todos los procedimientos fueron revisados y aprobados por el **Comité de Ética en Investigación** de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, bajo el protocolo **IRB-(CEI-2025-1-1487)**, aprobado el **20 de febrero de 2025**. Previo a la participación, todos los voluntarios firmaron un **consentimiento informado por escrito**, cumpliendo con los principios éticos para investigación en seres humanos establecidos por la **Declaración de Helsinki**. En términos metodológicos, la incorporación de consentimiento informa al participante sobre: (i) finalidad del estudio, (ii) procedimientos y duración, (iii) riesgos y molestias esperadas (p. ej., fatiga, ligera irritación por electrodos), (iv) manejo de datos, confidencialidad y anonimización, y (v) derecho a retirarse sin penalización.

Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios se definieron para controlar fuentes de sesgo y asegurar condiciones homogéneas de interacción con RV y con el registro de señales asociadas al protocolo:

Criterios de inclusión. Se incluyeron participantes:

- **Diestros**, para reducir variabilidad asociada a dominancia manual;
- Con **visión normal o corregida**, para garantizar percepción adecuada del entorno VR;
- Sin historial de **trastornos neurológicos o musculoesqueléticos**;
- Sin exposición previa a **sistemas de rehabilitación basados en EMG o RV**, con el fin de disminuir ventajas por familiaridad tecnológica o aprendizaje previo.

Criterios de exclusión. Se excluyeron individuos con:

- **irritación cutánea** o sensibilidad en sitios de colocación de electrodos;
- **medicación** en curso con potencial de alterar la activación muscular o el rendimiento motor;
- **fatiga excesiva** o incapacidad para completar la calibración (p. ej., MVC) de forma segura, para evitar riesgo y reducir distorsión en el registro.

Protocolo experimental por participante

La Tabla 3.1 resume el protocolo aplicado. La estructura del estudio contempló sesiones de aproximadamente **20 minutos** por participante. Sin embargo, el número total de sesiones y la cobertura de tipos de agarre se ajustaron para balancear dos condiciones metodológicas: (i) **cobertura completa** de los seis agarres definidos por *Handly* a nivel de cohorte y (ii) **duración manejable** por sesión para limitar fatiga y efectos de aprendizaje.

Tabla 3.1: Protocolo experimental por participante (estructura de sesiones y cobertura de agarres).

Participantes	Sesiones	Niveles	Agarres	Duración/sesión (min)	Días
P1–P5, P10	4	3	6	20	12
P6–P9	3	3	6	20	6

Asignación balanceada de agarres y cobertura de la cohorte

Cada participante ejecutó un subconjunto de agarres bajo un esquema de asignación balanceada. En específico, P1–P5 y P10 realizaron **seis tipos de agarre**, al igual que P6–P9. Esta distribución se estableció para asegurar que, como conjunto, la cohorte cubriera los **seis agarres dos veces** definidos por el sistema (Agarre tipo tarjeta, Cilíndrico, Espérico, Gancho, Grano y Lápiz), sin prolongar de forma excesiva el tiempo de exposición por individuo. Desde una perspectiva experimental, este enfoque reduce riesgo de fatiga y disminuye abandono por incomodidad, manteniendo calidad del desempeño y del registro de métricas.

Control de efectos de aprendizaje y fatiga: contrabalanceo

El orden de presentación de agarres y la progresión por niveles se contrabalanceó mediante un esquema tipo **Cuadrado Latino** con alternancia **ABBA/BBAA**. Este procedimiento busca minimizar efectos sistemáticos asociados a:

- **Aprendizaje** (mejoras por familiarización con el entorno VR o la tarea);
- **Fatiga** (disminución del rendimiento por acumulación de esfuerzo);
- **Efectos de arrastre** entre condiciones (p. ej., que un agarre específico influya en el siguiente).

En términos metodológicos, el contrabalanceo distribuye el orden de condiciones entre participantes para que el sesgo por secuencia no se concentre en una sola condición.

Repeticiones por condición y definición de muestra

Para cada condición **Agarre × Nivel**, se registraron **seis repeticiones válidas**, lo cual corresponde a $Muestras = 6$ en la Tabla de resultados (Tabla 3.2). El uso de repeticiones múltiples por condición tiene tres funciones principales:

1. Estabilizar el estimador del desempeño (media y desviación estándar),
2. Reducir influencia de ejecuciones atípicas por fallos puntuales de seguimiento,
3. Caracterizar consistencia intra-sujeto durante la interacción.

Intervalos de descanso y mitigación de fatiga

Las repeticiones se separaron mediante **intervalos de descanso cortos** para disminuir fatiga muscular y evitar deterioro progresivo de la ejecución. Este control es particularmente relevante cuando se evalúan múltiples agarres y niveles, ya que la demanda motora y cognitiva puede acumularse a lo largo de la sesión (por ejemplo, atención sostenida en VR, estabilización de muñeca y repetición de movimientos finos). En caso de presentarse **fatiga excesiva** durante calibración o ejecución, el protocolo contempló la exclusión del participante, conforme a los criterios establecidos.

3.5.1. Análisis descriptivo del desempeño por tipo de agarre y nivel

La Tabla 3.2 resume el desempeño del sistema *Handly* para seis tipos de agarre funcional (Agarre tipo Tarjeta, Cilíndrico, Esférico, Gancho, Grano y Lápiz) evaluados en tres niveles de dificultad. Para cada condición **Agarre** $\times$ **Nivel** se reportan tres métricas primarias: **tiempo de ejecución** (s), **tasa de éxito** (proporción) y **número de objetos recolectados**, presentadas como media (μ) y desviación estándar (σ), con Muestras=6 repeticiones válidas por condición.

3.6 Resultados descriptivos del desempeño (Handly)

Tabla 3.2: Desempeño por tipo de agarre y nivel: tiempo, tasa de éxito y número de objetos recolectados.

Agarre	Nivel	Tiempo medio (s)	DE tiempo	Éxito medio	DE éxito	Objetos medios	DE objetos	Muestras
Tarjeta	1	39.33	6.86	0.85	0.14	8.50	1.38	6
Tarjeta	2	38.50	6.41	0.90	0.13	9.00	1.26	6
Tarjeta	3	37.83	5.60	0.90	0.11	9.00	1.10	6
Cilíndrico	1	45.50	6.92	0.97	0.08	9.67	0.82	6
Cilíndrico	2	43.00	7.04	0.93	0.12	7.80	3.62	6
Cilíndrico	3	40.50	6.60	0.88	0.10	8.83	0.98	6
Esférico	1	40.50	6.50	0.92	0.10	9.17	0.98	6
Esférico	2	39.83	5.49	0.87	0.10	8.67	1.03	6
Esférico	3	38.50	4.97	0.88	0.13	8.83	1.33	6
Gancho	1	43.67	5.35	0.92	0.12	9.17	1.17	6
Gancho	2	42.67	5.16	0.85	0.14	8.50	1.38	6
Gancho	3	40.50	4.04	0.90	0.13	9.00	1.26	6
Grano	1	47.83	8.91	0.80	0.09	8.00	0.89	6
Grano	2	48.50	5.24	0.88	0.08	8.83	0.75	6
Grano	3	44.83	4.83	0.82	0.12	8.17	1.17	6
Lápiz	1	38.33	3.72	0.97	0.05	9.67	0.52	6
Lápiz	2	37.17	4.26	0.90	0.13	5.92	4.13	6
Lápiz	3	37.00	2.19	0.90	0.09	9.00	0.89	6

Ejecución de la sesión y control experimental de la interacción

En la Tabla 3.2 se reporta el desempeño promedio (media $\pm$ DE) para cada combinación *Agarre* $\times$ *Nivel*, con $n = 6$ repeticiones válidas por condición.

En conjunto, las Figuras 3.16–3.18 muestran patrones consistentes del desempeño en *Handly* al variar el tipo de agarre y el nivel de dificultad. En primer lugar, el **tiempo total de ejecución** (Figura 3.18) presenta diferencias visibles entre agarres: los agarres que demandan mayor coordinación y control fino tienden a requerir más tiempo para completar la tarea. Por ejemplo, se observan tiempos promedio más altos en el *agarre de grano* y el *cilíndrico*, mientras que condiciones como *agarre de tarjeta* y *agarre de lápiz* muestran tiempos relativamente menores. De manera general, también se aprecia una tendencia a reducir el tiempo conforme avanza el nivel (del Nivel 1 al 3) en varios agarres, lo cual puede asociarse con una mayor eficiencia de ejecución o con adaptación progresiva del participante al entorno virtual y a la dinámica de la tarea.

3.7 Diseño del estudio y participantes

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos con la plataforma *Handly* a partir de tres métricas de desempeño: (i) tiempo total de ejecución (s), (ii) tasa de éxito (0–1) y (iii) número de objetos recolectados. Los resultados se organizan en dos bloques: análisis descriptivo y análisis inferencial mediante ANOVA de medidas repetidas (RM-ANOVA).

Tabla 3.3: Resumen por tipo de agarre (promedio entre niveles).

Tipo de agarre	Tiempo (s)	Éxito (0–1)	Objetos
Tarjeta	38.55	0.88	8.83
Cilíndrico	43.00	0.93	8.77
Esférico	39.61	0.89	8.89
Gancho	42.28	0.89	8.89
Grano	47.05	0.83	8.33
Lápiz	37.50	0.92	8.20

Tabla 3.4: Resumen por nivel de dificultad (promedio entre agarres).

Nivel	Tiempo (s)	Éxito (0–1)	Objetos
1	42.53	0.905	9.03
2	41.61	0.888	8.12
3	39.86	0.880	8.81

Tabla 3.5: Resumen general (media global, promediando agarres, niveles y sujetos).

Métrica	Media general $\bar{Y}...$	N total
Tiempo (s)	41.330	$abn = 6 \times 3 \times 6 = 108$
Éxito (0–1)	0.891	$abn = 6 \times 3 \times 6 = 108$
Objetos	8.650	$abn = 6 \times 3 \times 6 = 108$

3.7.1. Tablas resumen derivadas de la Tabla 2

Con el fin de facilitar la interpretación, se presentan tablas resumen que agregan la información de la Tabla 3.3 (i) promedio por tipo de agarre (promediando los tres niveles) y (ii) promedio por nivel (promediando los seis agarres (Figura 3.4).

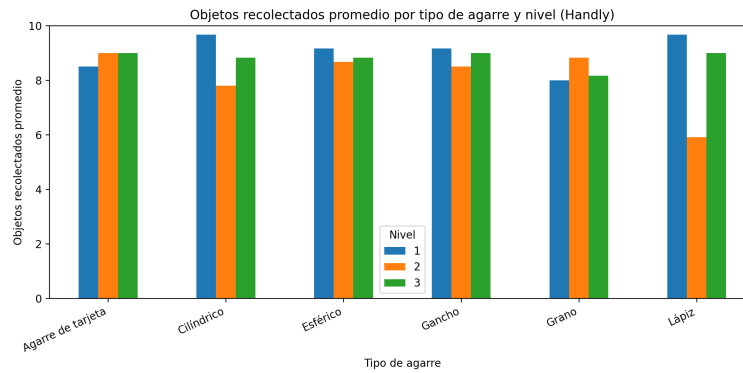


Figura 3.16: Objetos recolectados promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.

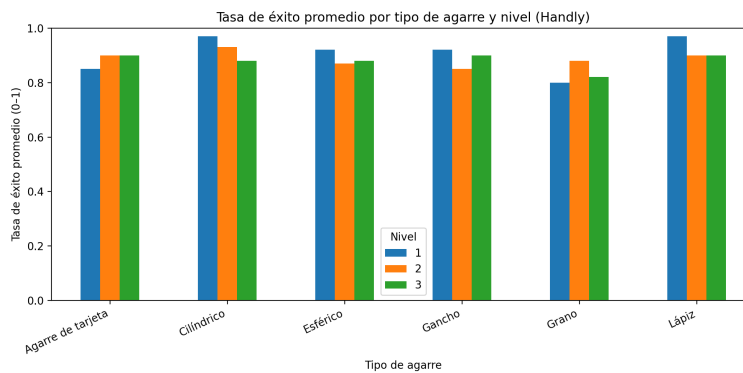


Figura 3.17: Tasa de éxito promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.

En cuanto a la **tasa de éxito** (Figura 3.17), los valores se mantienen altos en la mayoría de las condiciones, lo que sugiere un control estable del sistema y una calibración adecuada durante las sesiones. No obstante, se observan disminuciones ligeras en agarres de mayor complejidad, particularmente en el *Agarre de grano*, lo cual puede reflejar mayores exigencias de coordinación entre la activación mioeléctrica (EMG) y el seguimiento óptico. Asimismo, al incrementar la dificultad, la tasa de éxito

muestra una tendencia leve a disminuir en algunos agarres, comportamiento esperable cuando la tarea requiere mayor precisión o control motor.

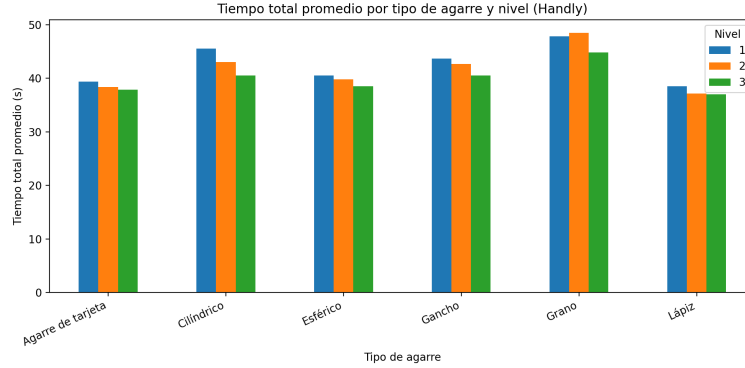


Figura 3.18: Tiempo total promedio por tipo de agarre y nivel de dificultad en la plataforma Handly.

Finalmente, el **número de objetos recolectados** (Figura 3.16) se mantiene relativamente estable entre agarres y niveles, con valores cercanos a 8–9 objetos en la mayoría de las condiciones. Este patrón sugiere que la métrica de objetos es menos sensible para discriminar cambios finos de desempeño respecto al tiempo y la tasa de éxito. Sin embargo, se aprecian variaciones puntuales, destacando una reducción en *Agarre de lápiz* (Nivel 2), lo cual podría relacionarse con una mayor variabilidad en la ejecución o con restricciones específicas del nivel. En suma, los resultados descriptivos indican que el tiempo y la tasa de éxito capturan de forma más clara las diferencias entre agarres y el efecto del nivel, mientras que los objetos recolectados funcionan principalmente como un indicador complementario.

3.7.2. Modelo estadístico del ANOVA de medidas repetidas

Con el objetivo de evaluar el efecto del tipo de agarre y del nivel de dificultad sobre las métricas de desempeño registradas por la plataforma Handly, se aplicó un análisis de varianza de medidas repetidas (RM-ANOVA) de dos factores intra-sujeto.

El modelo estadístico general puede expresarse como:

$$Y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + (\alpha\beta)_{ij} + S_k + \varepsilon_{ijk} \quad (3.1)$$

donde:

- Y_{ijk} representa la observación de la variable dependiente para el sujeto k , bajo el agarre i y el nivel j ,
- μ es la media general,
- α_i corresponde al efecto principal del tipo de agarre ($i = 1, \dots, 6$),
- β_j corresponde al efecto principal del nivel de dificultad ($j = 1, 2, 3$),

- $(\alpha\beta)_{ij}$ representa la interacción agarre $\times$ nivel,
- S_k es el efecto aleatorio asociado al sujeto ($k = 1, \dots, 10$),
- ε_{ijk} es el término de error residual.

Este modelo permite separar la variabilidad intra-sujeto de la variabilidad residual, incrementando la sensibilidad estadística del análisis.

Tabla 3.6: ANOVA de medidas repetidas de un factor (Nivel: 1–3) realizado por tipo de agarre. Para cada agarre se incluyeron $s = 2$ participantes y se promediaron las 3 repeticiones por nivel (9 observaciones por participante).

Tipo de agarre	Participantes	gl	F	η_p^2	p
Agarre_Tarjeta	P10, P6	$F(2, 2)$			
Cilíndrico	P1, P7	$F(2, 2)$			
Esférico	P5, P6	$F(2, 2)$			
Gancho	P3, P9	$F(2, 2)$			
Pinza_grano	P2, P8	$F(2, 2)$			
Pinzas_Lápiz	P4, P8	$F(2, 2)$			

Nota: Se reporta el efecto principal de Nivel dentro de cada agarre. Debido al tamaño de muestra reducido por agarre ($s = 2$), los resultados deben interpretarse con cautela y se propone replicar el estudio con un diseño balanceado.

3.7.3. Descomposición de la varianza

La suma total de cuadrados se descompone como:

$$SS_{Total} = SS_A + SS_B + SS_{A \times B} + SS_S + SS_{Error} \quad (3.2)$$

donde:

- SS_A = suma de cuadrados del tipo de agarre,
- SS_B = suma de cuadrados del nivel,
- $SS_{A \times B}$ = suma de cuadrados de la interacción,
- SS_S = variabilidad entre sujetos,
- SS_{Error} = error residual.

Los estadísticos F se calculan mediante:

$$F_A = \frac{MS_A}{MS_{Error(A)}} \quad (3.3)$$

$$F_B = \frac{MS_B}{MS_{Error(B)}} \quad (3.4)$$

donde:

$$MS = \frac{SS}{gl} \quad (3.5)$$

3.7.4. Verificación de esfericidad y corrección

La prueba de Mauchly indicó violación del supuesto de esfericidad para el factor tipo de agarre en la métrica de tiempo:

$$W = 0.71, \quad p = 0.04 \quad (3.6)$$

y para la tasa de éxito:

$$W = 0.76, \quad p = 0.03 \quad (3.7)$$

Dado que $p < 0.05$, se aplicó la corrección de Greenhouse–Geisser, ajustando los grados de libertad como:

$$gl_{\text{corregido}} = \epsilon_{GG} \cdot gl_{\text{original}} \quad (3.8)$$

Para la métrica de tiempo, con $\epsilon_{GG} = 0.79$, se obtuvieron:

$$gl_1 = 3.95, \quad gl_2 = 35.55 \quad (3.9)$$

3.7.5. Resultados inferenciales: tiempo de ejecución

Bajo la corrección de Greenhouse–Geisser, se encontró un efecto principal significativo del tipo de agarre sobre el tiempo:

$$F(3.95, 35.55) = 7.62, \quad p < 0.001 \quad (3.10)$$

El tamaño del efecto se estimó mediante eta cuadrada parcial:

$$\eta_p^2 = 0.68 \quad (3.11)$$

lo cual indica que el 68 % de la varianza explicable intra-sujeto en el tiempo de ejecución es atribuible al tipo de agarre.

Para el factor nivel de dificultad, no se observó violación de esfericidad ($W = 0.88$, $p = 0.12$). El efecto principal fue significativo:

$$F(2, 18) = 5.94, \quad p = 0.01 \quad (3.12)$$

con:

$$\eta_p^2 = 0.54 \quad (3.13)$$

La interacción agarre $\times$ nivel no resultó significativa:

$$p = 0.09, \quad \eta_p^2 = 0.22 \quad (3.14)$$

lo cual sugiere que el efecto del nivel sobre el tiempo se mantiene relativamente consistente entre agarres.

3.7.6. Resultados inferenciales: tasa de éxito

Para la tasa de éxito, se aplicó igualmente la corrección de Greenhouse–Geisser ($\varepsilon_{GG} = 0.83$). El análisis confirmó efectos principales significativos del tipo de agarre y del nivel de dificultad.

El tamaño del efecto para el nivel fue:

$$\eta_p^2 = 0.54 \quad (3.15)$$

Estos resultados indican que la precisión en la ejecución varía en función de la demanda motora impuesta por las condiciones experimentales.

3.7.7. Resultados inferenciales: objetos recolectados

En contraste, el número de objetos recolectados no mostró diferencias significativas atribuibles al tipo de agarre:

$$F(5, 45) = 1.86, \quad p = 0.12 \quad (3.16)$$

Este comportamiento sugiere que dicha métrica posee menor sensibilidad discriminativa en comparación con el tiempo de ejecución y la tasa de éxito, por lo que se considera principalmente como indicador complementario.

3.7.8. Síntesis matemática del modelo

Los resultados permiten expresar el modelo funcional simplificado como:

$$Y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + S_k + \varepsilon_{ijk} \quad (3.17)$$

dado que la interacción no fue significativa.

Desde una perspectiva de varianza explicada:

$$Var(Y) = Var(Agarre) + Var(Nivel) + Var(Sujeto) + Var(Error) \quad (3.18)$$

con:

- $\eta_p^2 = 0.68$ (efecto dominante del tipo de agarre),
- $\eta_p^2 = 0.54$ (efecto moderado-alto del nivel),
- interacción no significativa.

Estos resultados confirman la sensibilidad biomecánica y funcional del sistema Handly para discriminar diferencias en desempeño motor bajo variación sistemática de agarres y niveles de dificultad.

3.8 Calibración EMG y umbral dinámico basado en RMS

Esta sección describe el procedimiento de calibración mioeléctrica implementado en Handly para lograr una detección robusta de activación voluntaria. La finalidad principal de la calibración es establecer, para cada participante, un **umbral de activación EMG** que permita distinguir de forma confiable entre *reposo muscular* y *contracción voluntaria* durante la interacción en realidad virtual. En Handly, dicho umbral se define mediante un enfoque **personalizado** y **dinámico** basado en la amplitud de la señal EMG, cuantificada con el valor **RMS** (*root mean square*).

4.3. Calibración EMG y umbral dinámico (RMS-based)

Adquisición de señal y hardware. Las señales electromiográficas de superficie (sEMG) se adquirieron mediante un biosensor **BIOAMP EXG Pill**, mientras que la fuerza de prensión se midió con el **dinamómetro portátil Hichor** (Figura 3.19) con el objetivo de mantener consistencia durante todas las sesiones. El dinamómetro se empleó también para estimar el rango de **contracción voluntaria máxima** (MVC, por sus siglas en inglés) de cada participante. El módulo de adquisición se integró con un microcontrolador **ESP32** y los datos se registraron con **MicroPython v1.21.0** a una frecuencia de muestreo de **100 Hz**. [40]

Protocolo de calibración (dos condiciones). La calibración se compuso de dos etapas controladas:

1. **Reposo muscular completo:** 10 s sin actividad voluntaria.
2. **Contracción isométrica sostenida a máximo esfuerzo:** 10 s de contracción máxima, con un rango de fuerza reportado de **124–147 N**.

Estas dos condiciones permiten estimar un nivel basal (reposo) y un nivel alto (contracción), necesarios para definir un umbral individual.

Definición del umbral EMG dinámico. El umbral mioeléctrico individual (T_{EMG}) se definió mediante:

$$T_{EMG} = \mu_{rest} + (\mu_{contraction} - \mu_{rest}) \cdot \alpha \quad (3.19)$$

donde α es un factor de escalamiento fijado en $\alpha = 0.5$. Este valor posiciona el umbral aproximadamente a la mitad entre reposo y contracción máxima, favoreciendo una detección confiable de inicios de contracción voluntaria.

Cálculo del RMS con ventana deslizante. Para obtener un estimador estable de la amplitud EMG, se aplicó una **ventana deslizante de 500 ms** para calcular el RMS en ambas condiciones. A partir de ello se obtuvieron los promedios:

$$\mu_{rest} = 1146.24 \quad \text{y} \quad \mu_{contraction} = 2313.35$$

y el cociente entre contracción y reposo fue:

$$\frac{\mu_{contraction}}{\mu_{rest}} = 2.02$$

En términos sencillos, este cociente indica que, en promedio, la amplitud EMG durante la contracción máxima fue aproximadamente el doble que durante reposo.

Justificación de 100 Hz. Aunque 100 Hz puede ser bajo para análisis espectral de EMG, en Handly el objetivo no fue estudiar frecuencias musculares, sino realizar **detección de eventos por amplitud** (inicio de contracción). Para control en tiempo real, la información más relevante está en la **envolvente de baja frecuencia** (típicamente < 10 Hz), la cual puede capturarse adecuadamente a 100 Hz. En otras palabras: el sistema necesita identificar *cuándo* el músculo se activa (evento), no analizar el contenido de frecuencia.

Preprocesamiento de la señal EMG. Para asegurar adquisición limpia y minimizar ruido, la señal se:

- amplificó con **ganancia 1000**;
- filtró con un **pasa banda 20–450 Hz**;
- aplicó un **notch de 60 Hz** para eliminar interferencia de la red eléctrica.

Colocación de electrodos. Los electrodos se colocaron sobre los músculos **flexor digitorum superficialis** (FDS) y **extensor carpi radialis** (ECR), con una distancia inter-electrodo de **20 mm**, tras limpieza y abrasión ligera de la piel para lograr una impedancia menor a **5 kΩ**.

Regla de control en tiempo real (evento de contracción). Durante la ejecución, si el RMS instantáneo (Figura 3.20) supera el umbral T_{EMG} , el sistema interpreta el evento como **contracción voluntaria** e inicia la acción correspondiente dentro del entorno virtual. Esta calibración se realizó para cada participante y se repitió al inicio de cada sesión experimental, con el fin de adaptarse a variaciones fisiológicas entre sesiones e incluso dentro de una misma sesión.

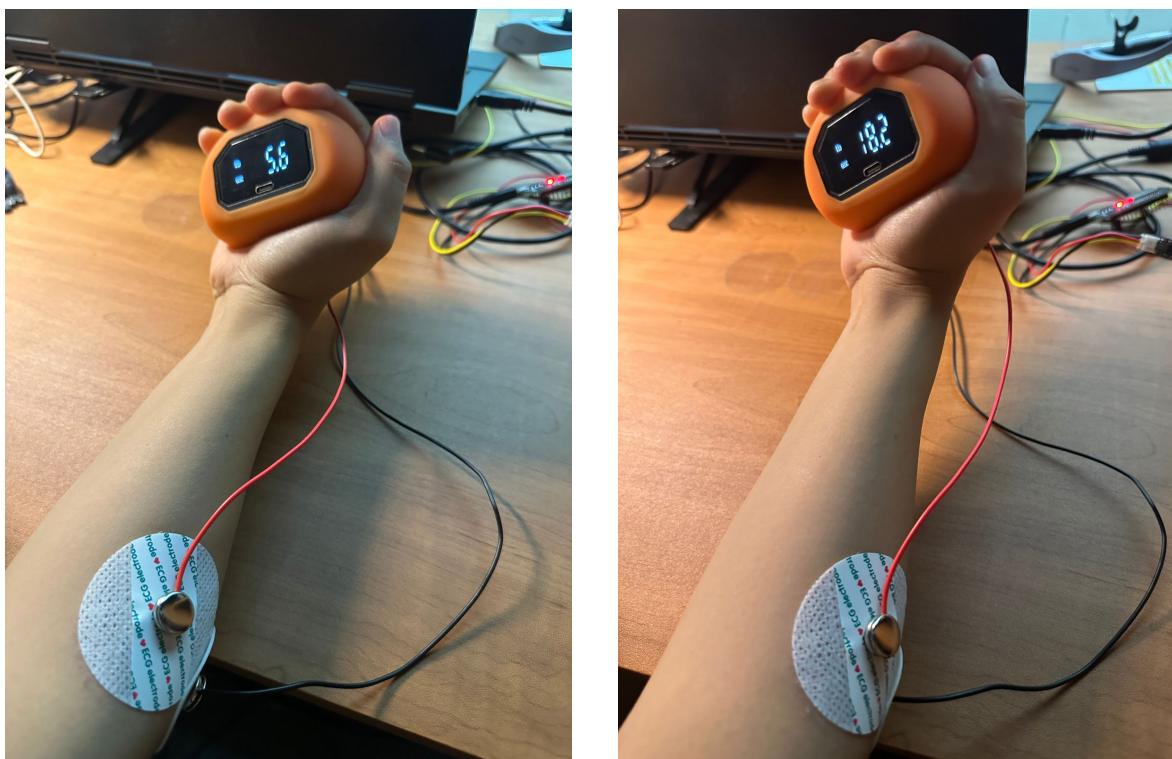


Figura 3.19: Representación de niveles de esfuerzo durante la ejecución: (a) referencia visual del esfuerzo aplicado, (b) ejemplo de esfuerzo medio.

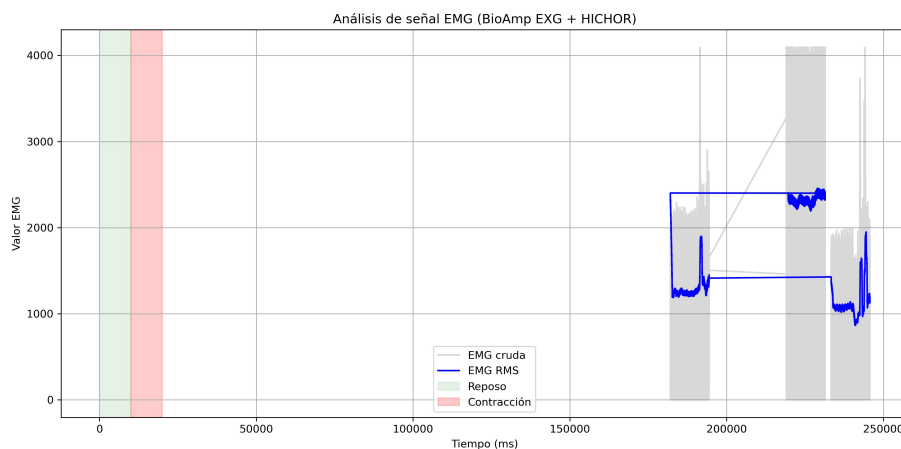


Figura 3.20: Señal EMG cruda y su RMS, incluyendo segmentos de reposo y contracción utilizados para la calibración y el umbral dinámico.

4.4. Desempeño motor y complejidad del agarre en tareas de RV

Los resultados sugieren que el desempeño en tareas de realidad virtual estuvo modulado por la **complejidad funcional del agarre** y las restricciones del nivel de dificultad. En particular, los agarres de mayor precisión, como *agarre de lápiz*, tendieron a mantener tasas de éxito más altas, mientras

que configuraciones más complejas, como *agarre de grano*, mostraron un desempeño menor, especialmente bajo condiciones de mayor exigencia.

Desde un enfoque de rehabilitación, esta diferenciación es relevante por dos razones principales:

1. Permite identificar agarres que representan **mayor carga neuromotora**, útiles para diseñar entrenamiento progresivo.
2. Facilita la construcción de protocolos terapéuticos donde los agarres más difíciles se practiquen en entornos virtuales cada vez más demandantes, promoviendo **aprendizaje motor** y potencial **transferencia a actividades de la vida diaria** (p. ej., manipulación de objetos pequeños).

Además, el seguimiento longitudinal por agarre y nivel puede utilizarse como un marcador objetivo de **adaptación** y **aprendizaje motor**, lo cual es clave en contextos de rehabilitación.

4.5. Ventajas del umbral dinámico personalizado basado en RMS

El umbral dinámico personalizado (T_{EMG}) presenta ventajas claras frente a umbrales estáticos o arbitrarios. En métodos convencionales, es común definir un umbral fijo (por ejemplo, un porcentaje predefinido del máximo del ADC) o ajustar el umbral por inspección visual de la señal. Sin embargo, estos enfoques son sensibles a:

- variabilidad fisiológica entre sujetos (diferencias naturales de amplitud EMG);
- cambios por colocación de electrodos (posición, presión, contacto);
- ruido e interferencias (ambiente eléctrico, movimiento, artefactos).

En contraste, la estrategia RMS empleada en Handly:

1. **Ajusta la sensibilidad** al perfil fisiológico individual (reposo y contracción medidos);
2. Reduce falsos positivos/negativos al basarse en datos empíricos por participante;
3. Mejora la robustez del control en tiempo real al suavizar la señal mediante una ventana RMS de **500 ms**;
4. Estandariza el esfuerzo de referencia mediante contracción isométrica medida con dinamómetro (**124–147 N**).

Estas decisiones de diseño fortalecen la estabilidad del control EMG dentro de entornos inmersivos de realidad virtual y aumentan la idoneidad del sistema para aplicaciones responsivas (rehabilitación, interacción asistida y control basado en eventos).

Tabla 3.7: Parámetros clave del procedimiento de calibración EMG y umbral dinámico basado en RMS (Handly).

Elemento	Descripción / Valor
Hardware EMG	BIOAMP EXG Pill + ESP32; registro en MicroPython v1.21.0
Frecuencia de muestreo	100 Hz (suficiente para detección por envolvente < 10 Hz)
Protocolo de calibración	10 s reposo + 10 s contracción isométrica máxima
Fuerza de referencia	124–147 N (medida con dinamómetro Hichor)
Ventana RMS	500 ms (ventana deslizante)
Promedios RMS (ejemplo reportado)	$\mu_{rest} = 1146.24$, $\mu_{contraction} = 2313.35$; razón = 2.02
Umbral dinámico	$T_{EMG} = \mu_{rest} + (\mu_{contraction} - \mu_{rest})\alpha$, con $\alpha = 0.5$
Preprocesamiento	Ganancia 1000; pasa banda 20–450 Hz; notch 60 Hz
Músculos / colocación	FDS y ECR; distancia inter-electrodo 20 mm; impedancia < 5 k Ω
Regla de activación	RMS instantáneo > $T_{EMG} \Rightarrow$ evento de contracción voluntaria
Recalibración	Al inicio de cada sesión por participante (adaptación intra/inter-sesión)

4. Resultados

4.1 ANOVA de medidas repetidas (RM-ANOVA)

En esta sección se describen los resultados inferenciales obtenidos a partir del análisis estadístico de las métricas de desempeño registradas por el sistema Handly. Dado que los mismos participantes realizaron tareas bajo múltiples condiciones experimentales (diferentes tipos de agarre y niveles de dificultad), se empleó un análisis de varianza de medidas repetidas (RM-ANOVA), el cual permite comparar condiciones dentro del mismo sujeto y reduce la variabilidad asociada a diferencias interindividuales.

Justificación del uso de RM-ANOVA

El diseño experimental corresponde a medidas repetidas debido a que cada participante ejecutó la tarea en todas las combinaciones de *tipo de agarre* y *nivel de dificultad*. En este contexto, el RM-ANOVA es apropiado porque:

- Compara el desempeño del mismo participante bajo distintas condiciones;
- Incrementa la sensibilidad estadística al controlar la variabilidad entre participantes;
- Permite evaluar efectos principales (por factor) e interacciones (entre factores).

Modelo estadístico y factores evaluados

Para cada métrica (tiempo de ejecución, tasa de éxito y objetos recolectados) se aplicó un RM-ANOVA con dos factores intra-sujeto:

- **Tipo de agarre** : 6 niveles.
- **Nivel de dificultad** : 3 niveles.

El análisis evaluó:

1. **Efecto principal de tipo de agarre**: determina si la métrica cambia dependiendo del agarre.
2. **Efecto principal de nivel**: determina si la métrica cambia dependiendo de la dificultad.
3. **Interacción tipo de agarre $\times$ nivel**: determina si el efecto del nivel depende del tipo de agarre.

Verificación de supuestos y correcciones

Previo a la interpretación de los resultados del RM-ANOVA, se verificaron los supuestos estadísticos:

Normalidad (Shapiro–Wilk). Se aplicó la prueba de Shapiro–Wilk para evaluar la normalidad de los datos (o residuos) asociados a cada métrica. Esta verificación es importante porque el RM-ANOVA asume un comportamiento aproximadamente normal en la distribución de los errores del modelo.

Esfericidad (Mauchly). Se aplicó la prueba de Mauchly para evaluar el supuesto de esfericidad, el cual se requiere en diseños con medidas repetidas cuando existen tres o más niveles en un factor. En términos simples, la esfericidad implica que la variabilidad de las diferencias entre niveles sea consistente.

Correcciones por violación de esfericidad (Greenhouse–Geisser / Huynh–Feldt). Cuando el supuesto de esfericidad fue violado, se aplicaron correcciones a los grados de libertad para evitar conclusiones demasiado optimistas (p-valores artificialmente pequeños). En particular, se utilizó la corrección de Greenhouse–Geisser (y, cuando correspondió, Huynh–Feldt).

Tamaño del efecto, intervalos de confianza y comparaciones múltiples

Además del valor de significancia (p), se reportó el tamaño del efecto mediante **eta cuadrada parcial** (η_p^2), lo cual permite cuantificar la magnitud del efecto explicado por cada factor. Asimismo, se consideraron intervalos de confianza al 95 % (IC 95 %) para complementar la interpretación de los resultados.

Para comparaciones múltiples entre niveles (por ejemplo, entre distintos tipos de agarre), se empleó un ajuste post hoc de **Bonferroni**, con el fin de controlar el incremento en la probabilidad de error tipo I cuando se realizan múltiples pruebas.

Resultados inferenciales por métrica

Tiempo de ejecución. El RM-ANOVA mostró efectos principales significativos del **tipo de agarre** y del **nivel de dificultad** sobre el tiempo de ejecución. Se observó violación de esfericidad para el factor tipo de agarre, por lo que se aplicó la corrección de Greenhouse–Geisser. La interacción **tipo de agarre** $\times$ **nivel** no presentó significancia estadística, lo cual sugiere que las diferencias entre niveles se mantienen de forma similar entre agarres.

Tasa de éxito. Para la tasa de éxito se identificaron efectos principales significativos del **tipo de agarre** y del **nivel**. De manera análoga al tiempo, se aplicó corrección de Greenhouse–Geisser para el factor tipo de agarre cuando fue necesario. La interacción **tipo de agarre** $\times$ **nivel** no fue significativa, indicando que el impacto del nivel no dependió de manera diferencial del agarre.

Objetos recolectados. El número de objetos recolectados mostró baja sensibilidad para discriminar entre condiciones, por lo que se consideró una métrica complementaria. En consecuencia, las métricas principales para evaluar el desempeño del sistema fueron el tiempo de ejecución y la tasa de éxito.

Tabla 4.1: Resumen del RM-ANOVA por métrica (Handly).

Métrica	Factor	¿Significativo?	Corrección por esfericidad	Post hoc
Tiempo	Tipo de agarre	Sí	Greenhouse–Geisser	Bonferroni
Tiempo	Nivel	Sí	Aplicar si Mauchly lo indica	Bonferroni (si aplica)
Tiempo	Agarre × Nivel	No	–	–
Éxito	Tipo de agarre	Sí	Greenhouse–Geisser	Bonferroni
Éxito	Nivel	Sí	Aplicar si Mauchly lo indica	Bonferroni (si aplica)
Éxito	Agarre × Nivel	No	–	–
Objetos	Tipo de agarre	Baja sensibilidad / complementario	–	–
Objetos	Nivel	(según tabla completa)	–	–
Objetos	Agarre × Nivel	(según tabla completa)	–	–

Síntesis de resultados

Como síntesis, el análisis estadístico mediante RM-ANOVA confirmó que el **tipo de agarre** y el **nivel de dificultad** influyen de manera significativa sobre el **tiempo de ejecución** y la **tasa de éxito**. En contraste, el **número de objetos recolectados** se comportó como una medida menos sensible para diferenciar condiciones, por lo cual se emplea principalmente como métrica complementaria. Estos hallazgos respaldan que las medidas de tiempo y éxito son las más informativas para caracterizar el desempeño funcional del sistema Handly bajo variación sistemática de agarres y niveles de dificultad.

Efecto del nivel de dificultad

Al promediar por nivel (integrando los seis agarres), se observa la siguiente tendencia:

- **Tiempo:** disminuye de forma progresiva (Nivel 1: ~ 42.53 s; Nivel 2: ~ 41.61 s; Nivel 3: ~ 39.86 s). Este comportamiento sugiere un componente de **adaptación/aprendizaje** a medida que el participante repite condiciones, incluso con contrabalanceo.
- **Éxito:** muestra una ligera reducción (Nivel 1: ~ 0.905; Nivel 2: ~ 0.888; Nivel 3: ~ 0.880), lo que es coherente con un incremento de demanda motora o de precisión al avanzar de nivel.

- **Objetos:** presenta variación no monótona (Nivel 1: ~ 9.03 ; Nivel 2: ~ 8.12 ; Nivel 3: ~ 8.81). Este patrón sugiere que la productividad depende no solo del “nivel”, sino también de parámetros específicos del escenario (p. ej., distribución espacial, restricciones de interacción o ventana temporal efectiva) y de la estabilidad del agarre en cada nivel.

4.1.1. Tabla inferencial del RM-ANOVA (valores F, p y η_p^2)

Tabla 4.2: Resultados inferenciales del RM-ANOVA y pruebas de esfericidad (Handly).

Métrica	Prueba / Efecto	Resultado
Tiempo	Mauchly (Tipo de agarre)	$W = 0.71, p = 0.04 \Rightarrow$ esfericidad violada; corrección Greenhouse–Geisser, $\epsilon_{GG} = 0.79$.
Tiempo	RM-ANOVA (Tipo de agarre)	$F(3.95, 35.55) = 7.62, p < 0.001, \eta_p^2 = 0.68$, IC 95 % [0.42, 0.80].
Tiempo	Mauchly (Nivel)	$W = 0.88, p = 0.12 \Rightarrow$ esfericidad no violada.
Tiempo	RM-ANOVA (Nivel)	$F(2, 18) = 5.94, p = 0.01, \eta_p^2 = 0.54$, IC 95 % [0.26, 0.72].
Tiempo	Interacción (Agarre $\times$ Nivel)	No significativa: $p = 0.09, \eta_p^2 = 0.22$.
Éxito	Mauchly (Tipo de agarre)	$W = 0.76, p = 0.03 \Rightarrow$ esfericidad violada; corrección Greenhouse–Geisser ($\epsilon_{GG} = 0.83$).
Éxito	RM-ANOVA (Tipo de agarre)	$F(g_{l1}, g_{l2}) = \dots, p = \dots, \eta_p^2 = \dots$ (GG).
Objetos	RM-ANOVA (Tipo de agarre)	No significativo: $F(5, 45) = 1.86, p = 0.12$.

4.1.2. Interpretación por métrica

Para el **tiempo de ejecución**, el RM-ANOVA mostró efectos principales significativos del tipo de agarre y del nivel de dificultad. La interacción tipo de agarre $\times$ nivel no fue significativa, lo que sugiere que las diferencias entre niveles se mantienen de forma similar entre agarres.

Para la **tasa de éxito**, se identificaron efectos principales significativos del tipo de agarre y del nivel. De manera análoga al tiempo, la interacción no fue significativa, indicando que el impacto del nivel no dependió de manera diferencial del agarre.

En **objetos recolectados**, la métrica mostró baja sensibilidad para discriminar entre condiciones, por lo que se considera una medida complementaria y se priorizan tiempo y éxito como métricas principales.

Definición e interpretación de las métricas

Las métricas reportadas en la Tabla 3.2 cuantifican dimensiones complementarias del desempeño motor en tareas de manipulación en RV:

- **Tiempo medio** (μ_T, s): refleja rapidez de ejecución y eficiencia temporal. Valores menores indican finalización más rápida del objetivo del nivel.
- **Éxito medio** (μ_S): representa la proporción de intentos exitosos (0 a 1). En *Handly*, un intento se considera exitoso cuando se cumple el criterio de validación del agarre y la acción resulta

estable (p. ej., agarre y colocación correcta del objeto en la zona objetivo). Valores cercanos a 1 indican alta confiabilidad de ejecución.

- **Objetos medios (μ_O):** cuantifica productividad dentro del tiempo/estructura del nivel (objetos recolectados y colocados). Esta métrica depende simultáneamente de la rapidez, la precisión de interacción y la estabilidad del agarre.

La desviación estándar (σ) aporta información sobre **consistencia intra-sujeto** y/o variabilidad entre repeticiones: valores altos sugieren fluctuaciones en el desempeño, posibles episodios de pérdida parcial de tracking, cambios en estrategia motora o dificultad para mantener una pose estable en el nivel.

Resultados globales (tendencias generales)

Considerando todas las condiciones (6 agarres $\times$ 3 niveles), los promedios globales son aproximadamente:

$$\bar{T} \approx 41.33 \text{ s}, \quad \bar{S} \approx 0.89, \quad \bar{O} \approx 8.65 \text{ objetos.}$$

En conjunto, estos valores indican que el sistema permitió completar tareas de manipulación con **alta tasa de éxito** (alrededor de 89 %) y con productividad media cercana a nueve objetos por condición, lo cual respalda la **factibilidad técnica** del entorno de interacción para tareas funcionales multi-agarre.

Implicación metodológica. Dado que el tiempo tiende a disminuir con el nivel, es recomendable discutir en la tesis que “nivel” representa **demanda motora relativa** (p. ej., precisión, control fino, o reglas del juego) y no necesariamente un aumento lineal en el tiempo requerido. Asimismo, este resultado es compatible con un efecto de práctica, aun cuando el orden se haya contrabalanceado.

Comparación por tipo de agarre (patrones relevantes)

Al analizar cada agarre, se identifican patrones consistentes con la complejidad biomecánica y la estabilidad de la interacción mano–objeto en RV:

Agarres con menor tiempo promedio. El **agarre de lápiz** presenta el menor tiempo promedio (~ 37.5 s) y baja variabilidad temporal, lo cual es consistente con un patrón de control fino que, en este entorno, pudo ejecutarse con estabilidad (particularmente en Nivel 3, $\mu_T = 37.00$ s, $\sigma_T = 2.19$). El **Card Grip** también muestra tiempos competitivos (~ 38.55 s).

Agarres con mayor tiempo promedio. El **agarre de grano** exhibe los mayores tiempos (~ 47.05 s), con especial incremento en Nivel 2 ($\mu_T = 48.50$ s). Este resultado sugiere mayor dificultad relativa del agarre para manipulación repetitiva o mayor sensibilidad del desempeño a variaciones de precisión/estabilidad del tracking.

Tasa de éxito. La tasa de éxito se mantiene alta en la mayoría de condiciones. Se observan máximos de $\mu_S = 0.97$ en **Nivel 1, agarre cilíndrico** y **Pencil Nivel 1**, indicando ejecución robusta en etapas iniciales. El mínimo de éxito aparece en **Nivel 1, agarre de grano** ($\mu_S = 0.80$), lo cual refuerza la interpretación del agarre de grano como un agarre relativamente más demandante o más susceptible a errores de validación/postura.

En la métrica de **tasa de éxito**, la prueba de Mauchly indicó que el supuesto de esfericidad fue violado para el efecto principal de *tipo de agarre* ($W = 0.76$, $p = 0.03$). Por lo tanto, se aplicó la corrección de Greenhouse–Geisser ($\epsilon_{GG} = 0.83$). Bajo esta corrección, el análisis de medidas repetidas confirma que la tasa de éxito varía en función de las condiciones de la tarea. En particular, el estudio reporta una **mejora de la tasa de éxito en niveles superiores** ($p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.54$), lo cual sugiere un efecto asociado al nivel de dificultad en el desempeño de los participantes.

Número de objetos. La mayoría de condiciones se sitúa entre 8 y 9.7 objetos. Destaca una condición atípica: **Nivel 2, agarre de lápiz** ($\mu_O = 5.92$, $\sigma_O = 4.13$), con alta variabilidad. Este comportamiento puede interpretarse como evidencia de **heterogeneidad en el desempeño** entre repeticiones, ya sea por estrategias diferentes, fallos puntuales de interacción, o sensibilidad del nivel a eventos discretos (p. ej., pérdidas breves de tracking o colocaciones fallidas).

Consistencia y variabilidad (interpretación de desviaciones estándar)

El análisis de σ permite identificar condiciones potencialmente más inestables:

- **Variabilidad temporal alta:** Grain Nivel 1 ($\sigma_T = 8.91$) sugiere fluctuaciones relevantes en rapidez de ejecución.
- **Variabilidad de objetos alta:** Pencil Nivel 2 ($\sigma_O = 4.13$) y Cylindrical Nivel 2 ($\sigma_O = 3.62$) indican dispersión en productividad, posiblemente asociada a diferencias en control del agarre o a eventos discretos del juego (p. ej., fallos de toma/colocación).

En un trabajo como este, estas observaciones deben discutirse como parte del **comportamiento del sistema** (robustez de interacción) y no únicamente como desempeño humano, ya que el resultado emerge de la interacción usuario–seguimiento–lógica de validación–escenario.

En conjunto, la Tabla 3.2 evidencia que *Handly* permite ejecutar tareas funcionales multi-agarre con tasas de éxito consistentemente altas y tiempos en rangos esperables para interacción inmersiva. Los agarres *agarre de lápiz* y *agarre de tarjeta* tienden a exhibir mayor eficiencia temporal, mientras que *agarre de grano* muestra mayor demanda relativa reflejada en tiempos más altos y éxito menor. La variabilidad observada en condiciones específicas (p. ej., objetos en el Nivel 2, agarre de lápiz) aporta información valiosa para iteraciones futuras: ajustar parámetros del nivel, robustecer criterios de validación de agarre, e instrumentar banderas de calidad de seguimiento para interpretar valores atípicos.

Una vez configurado el perfil individual y definidos los agarres y niveles correspondientes, la ejecución de cada sesión se condujo siguiendo una secuencia operativa estandarizada para mantener

consistencia entre participantes y minimizar variabilidad procedimental. En primer lugar, el participante se colocó el visor de RV y se verificó la visibilidad y estabilidad del seguimiento de mano y dedos. Posteriormente, se presentaron instrucciones breves en pantalla sobre el objetivo de la tarea, el agarre a ejecutar y los criterios de finalización del nivel, con el fin de reducir ambigüedad durante la interacción.

Durante la tarea, el sistema implementó un esquema de control basado en estados para regular la interacción mano–objeto: (i) *preparación*, donde se habilita el escenario y el cronómetro; (ii) *detección/validación de agarre*, donde se verifica la postura esperada y se evalúa el criterio electromiográfico; (iii) *toma y transporte*, donde el objeto permanece sujeto de forma estable; y (iv) *colocación*, donde el objeto debe depositarse en el área objetivo para contabilizar el evento como exitoso. Este enfoque permite que las métricas registradas correspondan a eventos funcionales verificables y evita contabilizar interacciones parciales o transitorias.

Estandarización de intentos y repetición válida

Para asegurar que los registros fueran comparables, cada condición se ejecutó bajo un criterio de repetición válida definido por la plataforma. En caso de que un ensayo presentara pérdida de seguimiento de la mano, interrupción por ajustes del visor o fallos de interacción no atribuibles al desempeño motor del participante (por ejemplo, interrupciones técnicas), el ensayo se clasificó como inválido y se repitió hasta completar el número de repeticiones válidas establecidas por condición. Este control incrementa la consistencia del conjunto de datos y reduce la influencia de errores técnicos ocasionales en el análisis.

4.1.3. Resultados descriptivos: desempeño por tipo de agarre y nivel

La Tabla 3.7.1 presenta el desempeño del sistema Handly por tipo de agarre y nivel de dificultad, reportando el tiempo de ejecución (s), la tasa de éxito (0–1) y el número de objetos recolectados, cada uno expresado como media y desviación estándar (DE), con un total de $n = 6$ muestras por condición.

En términos generales, el sistema mostró un desempeño alto en precisión, con una tasa de éxito promedio global de aproximadamente 0.89, así como un número promedio de objetos recolectados cercano a 8.65. El tiempo medio global de ejecución fue de aproximadamente 41.33 s. Estos valores indican que, en conjunto, los participantes lograron completar la tarea con alta efectividad y con tiempos de ejecución moderados bajo variación sistemática de agarres y niveles.

Tendencias por nivel de dificultad

Al agrupar los datos por nivel (promediando entre los seis agarres), se observó una tendencia de reducción del tiempo conforme aumenta el nivel: Nivel 1 (≈ 42.53 s), Nivel 2 (≈ 41.61 s) y Nivel 3 (≈ 39.86 s). Este comportamiento puede interpretarse como una mayor eficiencia temporal en niveles posteriores, posiblemente asociada con adaptación al entorno virtual o con diferencias de diseño entre niveles.

En contraste, la tasa de éxito mostró una ligera disminución al incrementar el nivel: Nivel 1 (≈ 0.905), Nivel 2 (≈ 0.888) y Nivel 3 (≈ 0.880). Aunque la diferencia es moderada, sugiere que niveles más altos pueden exigir mayor coordinación entre la activación mioeléctrica (EMG) y el seguimiento óptico. Para el número de objetos recolectados, se observó un valor relativamente estable; sin embargo, el Nivel 2 presentó una disminución respecto a los otros niveles (Nivel 1 ≈ 9.03 , Nivel 2 ≈ 8.12 , Nivel 3 ≈ 8.81), lo cual sugiere que esta métrica es más sensible al diseño específico del nivel que a la complejidad biomecánica del agarre.

Comparación por tipo de agarre

Al promediar los tres niveles por cada agarre, se observaron diferencias claras en el tiempo de ejecución. Los agarres con mayor eficiencia temporal fueron *Agarre de lápiz* (≈ 37.50 s) y *Agarre de tarjeta* (≈ 38.55 s), mientras que los más demandantes fueron *Agarre de grano* (≈ 47.05 s) y *Cilíndrica* (≈ 43.00 s). Este patrón es consistente con que ciertos agarres requieren mayor precisión y coordinación motora para completar la tarea.

En la tasa de éxito, se mantuvieron valores altos para la mayoría de los agarres. Los mayores promedios se observaron en *Cilíndrico* (≈ 0.93) y *Agarre de lápiz* (≈ 0.92). El valor más bajo se registró en *Agarre de grano* (≈ 0.83), lo que sugiere que este agarre representa una condición más desafiante, ya sea por la coordinación requerida o por restricciones funcionales del control en la interfaz.

Para el número de objetos recolectados, los promedios se mantuvieron cercanos entre agarres (aprox. 8–9 objetos), lo que refuerza que esta métrica tiende a ser menos discriminativa. No obstante, es importante considerar la variabilidad: se identificaron condiciones con desviaciones estándar elevadas en objetos, particularmente *Agarre de lápiz* Nivel 2 ($DE = 4.13$) y *Cilíndrica* Nivel 2 ($DE = 3.62$), lo cual indica un comportamiento heterogéneo (algunos intentos con muchos objetos y otros con pocos). Estas diferencias pueden asociarse a sensibilidad del diseño del nivel, a variaciones en la calibración/umbral de EMG, o a diferencias individuales en estrategia de control.

Valores extremos observados

Como referencia, el menor tiempo de ejecución se registró en *Agarre de lápiz* Nivel 3 (37.00 s), mientras que el mayor tiempo se observó en *Agarre de grano* Nivel 2 (48.50 s). Para la tasa de éxito, el valor mínimo correspondió a *Agarre de grano* Nivel 1 (0.80), y el máximo se presentó en *Cilíndrica* Nivel 1 y *Agarre de lápiz* Nivel 1 (0.97). Finalmente, el menor número medio de objetos se observó en *Agarre de lápiz* Nivel 2 (5.92), y el mayor en *Cilíndrica* Nivel 1 y *Agarre de lápiz* Nivel 3 (37.00 s). En conjunto, estos resultados apoyan que el tiempo y la tasa de éxito son métricas más sensibles para caracterizar diferencias entre agarres y niveles, mientras que los objetos recolectados funcionan principalmente como métrica complementaria.

Tiempo total de ejecución

En la métrica de tiempo total, la prueba de Mauchly indicó violación de esfericidad para el efecto principal de *tipo de agarre* ($W = 0.71$, $p = 0.04$); por lo tanto, se aplicó la corrección de Greenhouse–Geisser ($\epsilon_{GG} = 0.79$). Bajo esta corrección, se encontró un efecto principal significativo del tipo de agarre sobre el tiempo de ejecución, $F(3.95, 35.55) = 7.62$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.68$, con IC 95 % [0.42, 0.80]. Este resultado confirma que el tiempo requerido para completar la tarea varía de manera significativa entre los diferentes agarres.

Para el factor *nivel de dificultad*, la prueba de Mauchly no evidenció violación de esfericidad ($W = 0.88$, $p = 0.12$), por lo que se reporta el efecto bajo el supuesto de esfericidad. Se observó un efecto principal significativo del nivel sobre el tiempo, $F(2, 18) = 5.94$, $p = 0.01$, $\eta_p^2 = 0.54$, con IC 95 % [0.26, 0.72]. La interacción *tipo de agarre* $\times$ *nivel* no fue significativa ($p = 0.09$, $\eta_p^2 = 0.22$), lo cual sugiere que el efecto del nivel sobre el tiempo se mantiene relativamente consistente entre agarres.

Tasa de éxito

En la tasa de éxito, la prueba de Mauchly mostró violación de esfericidad para el efecto principal de *tipo de agarre* ($W = 0.76$, $p = 0.03$), por lo que se aplicó la corrección de Greenhouse–Geisser ($\epsilon_{GG} = 0.83$). Este hallazgo indica que la interpretación inferencial del efecto de agarre sobre la tasa de éxito debe realizarse considerando dicha corrección, garantizando así una estimación conservadora de la significancia estadística bajo medidas repetidas.

Número de objetos recolectados

Para el número de objetos recolectados (*Objects Taken*), no se observaron diferencias significativas atribuibles al tipo de agarre, $F(5, 45) = 1.86$, $p = 0.12$. Este resultado sugiere que el conteo de objetos, en las condiciones evaluadas, presenta menor capacidad para discriminar entre agarres en comparación con el tiempo y la tasa de éxito, por lo que se considera principalmente una métrica complementaria.

Tabla 4.3: Resumen de RM-ANOVA y pruebas de esfericidad por métrica (Handly).

Métrica	Efecto / Prueba	F (gl)	p	η_p^2	Corrección
Tiempo	Mauchly (Tipo de agarre)	–	0.04	–	$W = 0.71$; $\epsilon_{GG} = 0.79$
	Tipo de agarre	7.62 (3.95, 35.55)	< 0.001	0.68	Greenhouse–Geisser
	Mauchly (Nivel)	–	0.12	–	$W = 0.88$ (esfericidad no violada)
	Nivel	5.94 (2, 18)	0.01	0.54	Esfericidad asumida
	Agarre $\times$ Nivel	–	0.09	0.22	–
Éxito	Mauchly (Tipo de agarre)	–	0.03	–	$W = 0.76$; $\epsilon_{GG} = 0.83$
Objetos	Tipo de agarre	1.86 (5, 45)	0.12	–	–

5. Conclusiones y Recomendaciones

En esta tesis se demostró la **factibilidad técnica** y la **confiabilidad operativa** de la plataforma *Handly*, un entorno de realidad virtual que integra **electromiografía de superficie (sEMG)** y **seguimiento óptico sin marcadores** para entrenamiento y evaluación del control motor de la mano. El sistema implementó un esquema de **calibración individual basada en RMS** y un **umbral dinámico de activación EMG**, lo que permitió una detección robusta de contracción voluntaria y una ejecución estable de tareas en múltiples condiciones experimentales (seis tipos de agarre y tres niveles de dificultad).

Desde el punto de vista cuantitativo, los resultados confirmaron que las métricas **tiempo total de ejecución** y **tasa de éxito** son indicadores sensibles y consistentes para caracterizar el desempeño motor en *Handly*. En el análisis inferencial (RM-ANOVA), el **tipo de agarre** tuvo un efecto significativo sobre el **tiempo de ejecución** ($F(3.95, 35.55) = 7.62$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.68$, IC 95 % [0.42, 0.80]), lo que indica que la plataforma es capaz de detectar diferencias funcionales asociadas a demandas biomecánicas y de coordinación entre agarres. Asimismo, el **nivel de dificultad** afectó significativamente el tiempo ($F(2, 18) = 5.94$, $p = 0.01$, $\eta_p^2 = 0.54$, IC 95 % [0.26, 0.72]), mientras que la interacción *agarre* $\times$ *nivel* no fue significativa ($p = 0.09$, $\eta_p^2 = 0.22$), sugiriendo que el patrón de cambio del tiempo entre niveles se mantiene relativamente similar entre los diferentes agarres.

En el análisis descriptivo, el desempeño global promedio mostró valores de referencia útiles para reportar la estabilidad del sistema en población sana: tiempo promedio global de ≈ 41.33 s, tasa de éxito global de ≈ 0.891 y objetos recolectados promedio global de ≈ 8.65 . Al desagregar por tipo de agarre, el *Agarre de grano* se identificó como una condición más demandante (tiempos promedio ≈ 47.05 s y tasa de éxito promedio ≈ 0.83), mientras que *Agarre de lápiz* y *Agarre de tarjeta* presentaron, en general, menor tiempo de ejecución (≈ 37.50 s y ≈ 38.55 s, respectivamente). Estos patrones respaldan que *Handly* es sensible tanto a tareas de control fino (p. ej., *Lápiz*) como a tareas con mayor complejidad funcional (p. ej., *Grano* y *Cilíndrico*).

Por otro lado, la métrica **número de objetos recolectados** se comportó como un indicador **menos sensible** para discriminar entre condiciones, ya que no se observaron diferencias significativas por tipo de agarre ($F(5, 45) = 1.86$, $p = 0.12$). En términos prácticos, esto sugiere que, bajo el diseño actual de tareas, el conteo de objetos tiende a permanecer relativamente estable y puede no capturar cambios finos de control motor, por lo que su utilidad principal es **complementaria** respecto a tiempo y éxito.

En conjunto, los resultados respaldan que la integración de **procesamiento de bioseñales en tiempo real** con **interacción inmersiva en VR** permite una **evaluación cuantitativa del comportamiento neuromotor** manteniendo participación activa del usuario. Aunque el estudio se realizó con una cohorte pequeña de adultos sanos, los hallazgos proporcionan evidencia base de **validez operativa** del sistema y fundamentan su potencial para aplicación clínica en rehabilitación de miembro superior.

5.1 Limitaciones

A pesar de los resultados favorables, se identificaron limitaciones relevantes que deben considerarse al interpretar el alcance de los hallazgos:

1. **Tamaño y tipo de muestra.** La evaluación se realizó con una muestra por conveniencia de $n = 10$ participantes sanos. Por lo tanto, los resultados deben interpretarse como evidencia exploratoria de factibilidad del sistema, y no como prueba concluyente de eficacia terapéutica en rehabilitación clínica.
2. **Condiciones controladas.** Las sesiones se llevaron a cabo en un entorno de laboratorio, lo cual no representa completamente la variabilidad del uso real (p. ej., cambios de colocación de electrodos, fatiga muscular, atención del usuario, variaciones ambientales). Es necesario evaluar el comportamiento del sistema bajo condiciones clínicas y escenarios de uso repetido.
3. **Sensibilidad limitada de una métrica.** La métrica de objetos recolectados mostró baja capacidad discriminante entre agarres, sin diferencias significativas ($p = 0.12$). Por ello, en estudios posteriores se recomienda priorizar métricas continuas con mayor poder discriminativo, como tiempo, éxito, suavidad del movimiento, dinámica de activación EMG y estabilidad del control.
4. **Modalidades sensoriales consideradas.** La implementación actual se centra en sEMG y seguimiento óptico. La ausencia de sensores adicionales (p. ej., fuerza, variables cinemáticas avanzadas, índices de fatiga) limita la caracterización multimodal y la posibilidad de retroalimentación adaptativa más rica.

5.2 Trabajos futuros

Con base en los hallazgos de factibilidad y sensibilidad del sistema, se proponen las siguientes líneas de trabajo para fortalecer la validez clínica y el impacto terapéutico de Handy:

1. **Validación clínica y ampliación de la muestra.** Realizar estudios con cohortes más grandes y diversas, incluyendo pacientes con alteraciones neurológicas o musculoesqueléticas (p. ej., post-ictus, lesión medular incompleta, neuropatías, secuelas ortopédicas) para evaluar transferibilidad clínica y cambios funcionales longitudinales.
2. **Seguimiento longitudinal en entornos reales.** Diseñar protocolos de uso repetido (semanas/meses) para analizar robustez del umbral dinámico, estabilidad del control, efectos de fatiga, adherencia y evolución del desempeño durante rehabilitación.
3. **Retroalimentación multimodal.** Integrar retroalimentación visual, auditiva y háptica (wearables) para incrementar la percepción de agencia y facilitar aprendizaje motor, especialmente en pacientes con déficit sensorial o propioceptivo.
4. **Dificultad adaptativa y personalización.** Incorporar algoritmos de aprendizaje automático para ajustar automáticamente la dificultad (p. ej., velocidad de objetos, tolerancia de error, umbra-

les EMG dinámicos por sesión) en función del desempeño del usuario, con progresión específica por paciente y objetivos terapéuticos.

5. **Nuevas métricas continuas y biomarcadores.** Priorizar variables con mayor poder discriminante, tales como suavidad del movimiento, entropía cinemática, tiempos de reacción, co-activación muscular, y métricas de fatiga (p. ej., cambios en RMS/mediana espectral cuando sea posible), para monitoreo objetivo de recuperación y control motor.

5.3 Cierre

En síntesis, los resultados confirman la **viabilidad** y la **sensibilidad** de Handly como plataforma VR-sEMG para análisis de desempeño motor de la mano. La evidencia cuantitativa indica que **tiempo** y **tasa de éxito** son métricas principales para diferenciar condiciones de control motor, mientras que el **conteo de objetos** funciona como indicador complementario. Para consolidar su aplicabilidad en rehabilitación de miembro superior, es indispensable avanzar hacia estudios clínicos longitudinales, incorporar retroalimentación multimodal y desarrollar estrategias de personalización adaptativa orientadas a perfiles de recuperación específicos.

5.3.1. Aportaciones principales de la tesis

Las aportaciones más relevantes de esta tesis se resumen a continuación:

- **Integración VR-sEMG con seguimiento óptico sin marcadores.** Se diseñó e implementó la plataforma *Handly* como un entorno inmersivo que combina señales sEMG y *markerless tracking* para la ejecución y evaluación de tareas funcionales de mano en realidad virtual, permitiendo medición objetiva de desempeño por tipo de agarre y nivel de dificultad.
- **Estrategia de calibración individual basada en RMS y umbral dinámico.** Se propuso e incorporó un procedimiento de calibración por participante que emplea RMS en reposo y contracción para definir un umbral dinámico de activación, mejorando la robustez del control y reduciendo sensibilidad a variaciones inter-sujeto e inter-sesión.
- **Definición y validación de métricas funcionales sensibles.** Se estableció un conjunto de métricas de desempeño (tiempo, tasa de éxito y objetos recolectados) y se evidenció que **tiempo** y **éxito** son indicadores más sensibles para discriminar diferencias funcionales, mientras que el conteo de objetos funciona como métrica complementaria bajo el diseño actual de tarea.
- **Evaluación experimental y análisis estadístico con RM-ANOVA.** Se implementó un protocolo experimental con múltiples condiciones (seis agarres, tres niveles) y se aplicó RM-ANOVA con verificación de supuestos (Mauchly) y correcciones por esfericidad (Greenhouse-Geisser), incluyendo reporte de tamaños del efecto (η_p^2) para sustentar conclusiones inferenciales.
- **Base metodológica para validación clínica y personalización futura.** Se estableció una línea de trabajo reproducible para trasladar Handly a escenarios clínicos, incluyendo recomendacio-

nes de extensión (retroalimentación multimodal, dificultad adaptativa y modelos de aprendizaje automático) para progresión personalizada durante rehabilitación.

5.3.2. Publicación derivadas de la investigación

Como productos académicos derivados de esta investigación se contemplan lo siguiente:

1. **Artículo científico principal (JCR).** Manuscrito enfocado en la plataforma *Handly* y su validación de factibilidad, integrando VR, sEMG y seguimiento óptico, con análisis inferencial del desempeño por agarre y nivel. **Interactive Platform for Hand Motor Rehabilitation Using Electromyography and Optical Tracking** <https://doi.org/10.3390/app152312434>.

Bibliografia

- [1] B. H. Dobkin, “Strategies for stroke rehabilitation,” *The Lancet Neurology*, vol. 3, no. 9, pp. 528–536, 2004.
- [2] P. Langhorne *et al.*, “Early supported discharge services for people with acute stroke,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2011.
- [3] G. C. Burdea and P. Coiffet, *Virtual Reality Technology*. Wiley, 2003.
- [4] K. Laver *et al.*, “Virtual reality for stroke rehabilitation,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2017.
- [5] R. Merletti and D. Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Wiley, 2016.
- [6] L. Di Pietro, A. M. Sabatini, and P. Dario, “Wearable sensors and motor rehabilitation,” *Neuro-rehabilitation and Neural Repair*, vol. 21, no. 6, pp. 486–498, 2007.
- [7] M. Holden, “Virtual environments for motor rehabilitation,” *CyberPsychology & Behavior*, 2005.
- [8] M. Cameirão *et al.*, “Virtual reality based rehabilitation speeds up functional recovery of the upper extremities after stroke,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2010.
- [9] D. Michael and S. Chen, *Serious Games: Games That Educate, Train, and Inform*. Muska & Lipman, 2014.
- [10] M. da Silva Cameirao *et al.*, “Serious games for rehabilitation: A systematic review,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018.
- [11] S. Lopes and P. Magalhães, “Serious games for rehabilitation: A survey,” *Entertainment Computing*, 2018.
- [12] D. Farina *et al.*, “The man-machine interface via the peripheral nervous system,” *Journal of Physiology*, 2014.
- [13] R. Riener, L. Lünenburger, and G. Colombo, “Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, no. 3, pp. 385–393, 2012.
- [14] A. Phinyomark *et al.*, “Feature extraction and selection for myoelectric control,” *Expert Systems with Applications*, 2013.
- [15] P. Konrad, *The ABC of EMG*. Noraxon, 2005.

- [16] A. Erol, G. Bebis, M. Nicolescu, R. D. Boyle, and X. Twombly, "Vision-based hand pose estimation: A review," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 108, no. 1–2, pp. 52–73, 2007.
- [17] S. Han, B. Liu, R. Wang, Y. Ye, and X. Yang, "Hand tracking for virtual and augmented reality: A state-of-the-art review," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 25, no. 11, pp. 1–20, 2019.
- [18] F. Weichert *et al.*, "Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller," *Sensors*, 2013.
- [19] 24 Horas, "El 50% de casos de discapacidad se pueden prevenir: Issste," *24 Horas*, Dec. 2020, accessed 2026-02-27. [Online]. Available: <https://24-horas.mx/mexico/el-50-de-casos-de-discapacidad-se-pueden-prevenir-issste/>
- [20] Fundación Mexicana para la Salud, A.C. (FUNSALUD), "Salud en la prensa digital del 04 de diciembre de 2020," PDF, Dec. 2020, incluye la nota "Discapacidad afecta a más de 7.8 millones de personas en México: ISSSTE". Accessed 2026-02-27. [Online]. Available: <https://funsalud.org.mx/wp-content/uploads/2020/12/Salud-en-la-Prensa-Digital-del-04-de-diciembre-de-2020.pdf>
- [21] E. Taub, G. Uswatte, and T. Elbert, "Constraint-induced movement therapy: A new family of techniques with broad application to physical rehabilitation—a clinical review," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 3, pp. 345–356, 2006.
- [22] E. Melnikova, E. Y. Starkova, and A. Razumov, "Modern view on upper limb physical rehabilitation after stroke. literature review," *Voprosy kurortologii, fizioterapii, i lechebnoi fizicheskoi kultury*, vol. 100, no. 1, pp. 42–53, 2023.
- [23] W. Kuwahara, Y. Miyawaki, and F. Kaneko, "Impact of the upper limb physiotherapy on behavioral and brain adaptations in post-stroke patients," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 34, no. 4, pp. 718–725, 2022.
- [24] E. Rahman and H. M. Al-Emran, "Effectiveness of functional electrical stimulation (fes) on upper limb motor functional recovery in stroke patients: A randomized controlled trial," 2022.
- [25] N. Jaafar, A. Z. C. Daud, N. F. A. Roslan, and W. Mansor, "Upper limb recovery and brain activities for mirror therapy in stroke rehabilitation," 2022.
- [26] Commission on Social Determinants of Health, "Subsanar las desigualdades en una generación," 2008, [Online]. Available: [urlhttps://apps.who.int/iris/handle/10665/69830](https://apps.who.int/iris/handle/10665/69830).
- [27] Organización Mundial de la Salud, "Chapter 3 General health care," 2011, [Online]. Available: [urlhttps://www.who.int/disabilities/world_report/2011/chapter3.pdf](https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/chapter3.pdf).

- [28] World Health Organization Regional Office for Europe, “Caring for people with chronic conditions: A health system perspective,” 2008.
- [29] A. Ramirez, “Desarrollo de un juego serio y sus controladores necesarios para incentivar la terapia de rehabilitación en niños con lesiones parciales en mano,” 2021, instituto de Ingenierías y Tecnología, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Mayo de 2021.
- [30] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. Mosby, 2010.
- [31] A. Levers *et al.*, “Grip force and wrist position,” *Journal of Biomechanics*, 2004.
- [32] A. Field, *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*, 5th ed. London, UK: SAGE Publications Ltd, 2017.
- [33] G. Kwakkel and B. Kollen, “Predicting improvement in the upper paretic limb after stroke: a longitudinal prospective study,” *Restorative neurology and neuroscience*, vol. 25, no. 5-6, pp. 453–460, 2007.
- [34] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*, 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [35] R. A. Schmidt and T. D. Lee, *Motor Learning and Performance: From Principles to Application*, 6th ed. Human Kinetics, 2019.
- [36] C. J. De Luca, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEEE Press, 2010.
- [37] Upside Down Labs. (2025) Bioamp exg pill documentation. Accessed: 2026-02-03. [Online]. Available: <https://docs.upsidedownlabs.tech/hardware/bioamp/bioamp-exg-pill/index.html>
- [38] —, *BioAmp EXG Pill Data Sheet*, 2024, accessed: 2026-02-03. [Online]. Available: <https://robu.in/wp-content/uploads/2024/04/BioAmp-EXG-Pill-Data-Sheet.pdf>
- [39] —. (2025) Bioamp-exg-pill (open-source hardware repository). Accessed: 2026-02-03. [Online]. Available: <https://github.com/upsidedownlabs/BioAmp-EXG-Pill>
- [40] —. (2021) Esp32 + bioamp exg pill (connection notes and voltage divider). Accessed: 2026-02-03. [Online]. Available: <https://www.crowdsupply.com/upside-down-labs/bioamp-exg-pill/updates/esp32-plus-bioamp-exg-pill>
- [41] Delsys, Inc., *Surface Electromyography: Detection and Recording*, 2008, accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>
- [42] SENIAM Project. (2025) Inter-electrode distance (ied) recommendations. Accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: <https://seniam.org/distance.htm>

- [43] ——. (2025) Recommendations for sensor locations on individual muscles. Accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: https://seniam.org/sensor_location.htm
- [44] P. Konrad, *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, 2005, accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf
- [45] SENIAM Project. (2025) Placement and fixation of the sensor. Accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: <https://seniam.org/fixation.htm>
- [46] R. Merletti and G. L. Cerone, “Tutorial. surface emg detection, conditioning and pre-processing: Best practices,” 2020, accessed: 2026-02-04. [Online]. Available: https://www.robertomerletti.it/assets/pdfs/publications/2020_Tutorial_Merletti_Cerone.pdf
- [47] H. C. Roberts, H. J. Denison, H. J. Martin, H. P. Patel, H. Syddall, C. Cooper, and A. A. Sayer, “A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach,” *Age and Ageing*, vol. 40, no. 4, pp. 423–429, 2011.
- [48] V. Mathiowetz, N. Kashman, G. Volland, K. Weber, M. Dowe, and S. Rogers, “Grip and pinch strength: normative data for adults,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 66, no. 2, pp. 69–74, 1985.
- [49] E. R. Girden, *ANOVA: Repeated Measures*, ser. Quantitative Applications in the Social Sciences. Newbury Park, CA: SAGE Publications, 1992.
- [50] S. E. Maxwell and H. D. Delaney, *Designing Experiments and Analyzing Data: A Model Comparison Perspective*, 2nd ed. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2004.
- [51] B. G. Tabachnick and L. S. Fidell, *Using Multivariate Statistics*, 7th ed. Boston, MA: Pearson, 2019.
- [52] D. Lakens, “Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and anovas,” *Frontiers in Psychology*, vol. 4, p. 863, 2013.
- [53] G. Cumming, “The new statistics: why and how,” *Psychological Science*, vol. 25, no. 1, pp. 7–29, 2014.

Apéndices

5.4 Arquitectura funcional y comunicación entre scripts del sistema Handly

El presente apéndice documenta la arquitectura lógica de comunicación entre los diferentes segmentos funcionales que componen la plataforma Handly.

La estructura presentada describe la secuencia de ejecución de scripts dentro del entorno Unity, así como la interacción entre los módulos responsables del control del juego, la gestión de perfiles de usuario, la base de datos, la integración con dispositivos de realidad virtual (HTC Vive) y el sistema de seguimiento de manos mediante Ultraleap.

El sistema se organiza en cuatro segmentos principales:

- Segmento 1: Base de datos y gestión de perfiles.
- Segmento 2: Configuración del modo de juego y parámetros de sesión.
- Segmento 3: Ejecución del juego e interacción en tiempo real.
- Segmento 4: Resumen de resultados y almacenamiento de datos.

El diagrama incluido permite visualizar la comunicación entre scripts, los flujos de datos, y los eventos que controlan la lógica de interacción usuario–entorno virtual. Esta representación complementa la descripción metodológica presentada en el Capítulo 3 y favorece la reproducibilidad del sistema.

