



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

ED-UMA
Escuela de Doctorado
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

S FACULTAD DE
CIENCIAS DE LA SALUD
Universidad de Málaga

ESCUELA DE DOCTORADO DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

**Nuevas perspectivas de abordaje global en el
tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.**

Doctoranda:

Leire Cruz Gambero

Directora:

Raquel Cantero Téllez

Tutora:

Raquel Cantero Téllez

AÑO 2026

UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA





Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTORA: Leire Cruz Gambero

 <http://orcid.org/0000-0003-3617-5702>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es





DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR

D./Dña **Leire Cruz Gambero** estudiante del programa de doctorado CIENCIAS DE LA SALUD de la Universidad de Málaga, autor/a de la tesis, presentada para la obtención del título de doctor por la Universidad de Málaga, titulada: **Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano. Efecto de la inmovilización de la muñeca.** Realizada bajo la tutorización de **Raquel Cantero Téllez** y dirección de **Raquel Cantero Téllez**

DECLARO QUE:

La tesis presentada es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, conforme al ordenamiento jurídico vigente (Real Decreto Legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo.

Igualmente asumo, ante a la Universidad de Málaga y ante cualquier otra instancia, la responsabilidad que pudiera derivarse en caso de plagio de contenidos en la tesis presentada, conforme al ordenamiento jurídico vigente.

En Málaga, a 15 de enero de 2026

Fdo: Doctorando/a	Fdo: Tutor/a
Fdo: Director/a	





INFORME DE LA DIRECCIÓN SOBRE LA IDONEIDAD DE LA TESIS

D^a Raquel Cantero Téllez

Como directora de la tesis: **Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano. Efecto de la inmovilización de la muñeca.**

Presentada por D^a **Leire Cruz Gambero**

CERTIFICA:

Que la tesis doctoral reúne las condiciones de calidad, originalidad y rigor científico necesarias para su presentación y defensa pública, y cumple con los requisitos establecidos en el Reglamento de Estudios de Doctorado de la Universidad de Málaga. La publicación que avala la tesis no ha sido utilizada en tesis anteriores.

Lo que firma a efectos oportunos, en Málaga a 15 de enero de 2026

Fdo:

Director/a



DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERÉS

Tanto la doctoranda, como la directora de la tesis, declaran no tener ningún conflicto ni interés derivado con terceros como consecuencia del desarrollo de este estudio.

En Málaga, a 15 de enero de 2026

Fdo: Leire Cruz Gambero

Fdo: Raquel Cantero Téllez



AGRADECIMIENTOS

Quiero comenzar expresando mi sincero agradecimiento a mi directora de tesis, la Dra. Raquel Cantero, por su apoyo y orientación a lo largo de este proceso. Aunque no siempre haya sido fácil, su guía ha sido fundamental para avanzar y culminar este trabajo.

A mi futuro marido, Esteban, gracias por ser mi mayor apoyo, por tu paciencia y por recordarme siempre lo que de verdad importa.

A mis padres, por estar siempre ahí, por su cariño y por haberme enseñado desde pequeña el valor del esfuerzo y la constancia.

A mis mejores amigos, mi familia elegida, cuya compañía, ánimo y sentido del humor han hecho este camino mucho más llevadero.

Y, de forma muy especial, a mi psicóloga, Mélodi por ayudarme a no rendirme frente a la ansiedad y enseñarme a confiar en mí misma.

A todos vosotros, gracias de corazón.



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

“Cuidar de un paciente no significa solo atender su enfermedad, sino acompañarle en su fragilidad, reconociendo su dignidad y recordando que detrás de cada diagnóstico hay una vida que merece ser escuchada y respetada.”





ÍNDICE

Índice de tablas	13
Índice de ilustraciones	14
Glosario	15
Lista de abreviaciones	16
Resumen	18
Abstract	22
CAPITULO 1.....	25
1.1 La evolución de la mano del hombre enfocada a la ocupación.....	25
CAPÍTULO 2. Introducción General.	32
2.1 Abordaje actual de las lesiones traumáticas más frecuentes de la muñeca y mano.....	32
2. 2 Medidas “outcomes” empleadas en las lesiones de muñeca y mano 	40
2.3. Importancia de la muñeca en la biomecánica del miembro superior 	46
2.3.1. La muñeca como bisagra de transmisión carga-movimiento en la cadena cinética. 46	
2.3.2. Papel del complejo radio cubital distal (DRUJ) y del complejo de fibrocartilago triangular (TFCC).....	47
2.3.3. Cinemática funcional: el plano del “lanzamiento de dardo”	47
2.3.4. Integración sensoriomotora y propiocepción de la muñeca.....	48
2.3.5. Muñeca como modulador de la prensión y la destreza manual.....	48





2.4. Concepto de abordaje global: integración del sistema sensoriomotor 50

2.5. Conexión entre extremidad superior y control postural..... 55

 2.5.1. Introducción. 55

 2.5.2. Coordinación neuromecánica entre brazo y tronco. 55

 2.5.3. Implicaciones de la inmovilización de la muñeca en el control postural 56

 2.5.4. Aferencias somatosensoriales y su integración central. 57

 2.5.5. Rol de la visión y la dominancia manual. 57

 2.5.6. Implicaciones clínicas y rehabilitadoras. 58

 2.5.7. Perspectiva neurofisiológica del acoplamiento postural-manual. 58

 2.5.8. Conclusión. 59

2.6. El papel de la inmovilización en el proceso de recuperación funcional 59

 2.6.1. Introducción 59

 2.6.2. Fundamentos fisiológicos de la inmovilización. 60

 2.6.3. Cambios neuromusculares y sensoriomotores 60

 2.6.4. Consecuencias biomecánicas globales 60

 2.6.5. Duración y tipo de inmovilización: equilibrio entre protección y función 61

 2.6.6. Estrategias para minimizar los efectos adversos..... 61

 2.6.7. Reorganización cortical y plasticidad tras la inmovilización..... 62

 2.6.8. Implicaciones para la práctica clínica 62

 2.6.9. Conclusión 63

2.7. Justificación general de la tesis..... 63

CAPITULO 3. Estado actual del conocimiento..... 66

3.1. Fundamentos neurofisiológicos del control postural y la propiocepción 66

 3.1.1. Sistemas sensoriales implicados en el control postural..... 66

 3.1.2. Control jerárquico y organización neural del equilibrio 67

 3.1.3. Propiocepción: la base sensoriomotora del control postural 68



3.1.4. Ajustes posturales anticipatorios y compensatorios	69
3.1.5. Plasticidad cortical y aprendizaje postural	69
3.1.6. Integración sensoriomotora y control postural global	70
3.2. Influencia de la inmovilización distal en la organización postural global	70
3.2.1. Desuso y reprogramación motora.....	71
3.2.2. Alteraciones biomecánicas y redistribución del equilibrio.....	71
3.2.3. Cambios sensoriomotores y propioceptivos	72
3.2.4. Interdependencia entre miembro superior y control postural.....	72
3.2.5. Implicaciones clínicas de la desorganización postural	73
3.2.6. Conclusión	73
3.3. Relación entre mano, equilibrio y centro de gravedad: evidencia experimental.....	74
3.3.1. Fundamentos biomecánicos de la relación mano–centro de gravedad.....	74
3.3.2. Evidencia neurofisiológica: acoplamiento postural–manual	75
3.3.3. Evidencia experimental en modelos de restricción distal	76
3.3.4. Influencia de la función manual en el equilibrio dinámico.....	76
3.3.5. Modelos experimentales y técnicas de medición.....	77
3.3.6. Integración funcional: la mano como órgano postural	77
3.3.7. Implicaciones clínicas y terapéuticas.....	77
3.4. Vacíos de conocimiento y planteamiento del problema de investigación.....	78
3.4.1. Limitaciones de la evidencia existente.....	79
3.4.2. Necesidad de una perspectiva integradora	80
3.4.3. Planteamiento del problema de investigación	80
3.4.4. Relevancia científica y aplicabilidad clínica	81
CAPITULO 4. Objetivos e hipótesis	83
CAPITULO 5. Material y métodos	84

5.1. Diseño del estudio y tipo de investigación	84
5.2. Población y muestra.....	85
5.2.1. Criterios de inclusión y exclusión.....	85
5.2.2. Características demográficas	86
5.3. Instrumentos de medición	86
5.3.1. Plataforma baropodométrica PodoPrint® S4.....	86
5.3.2. Variables analizadas.....	87
5.4. Procedimiento experimental.....	87
5.4.1. Condiciones de prueba: dominancia, inmovilización y visión	87
5.4.2. Protocolo de medición y control.....	88
5.5. Análisis estadístico	89
5.6. Consideraciones éticas.....	89
5.7. Limitaciones metodológicas	90
<i>CAPITULO 6. Resultados</i>	<i>92</i>
<i>CAPÍTULO 7. Discusión</i>	<i>100</i>
7.1. Fortalezas y limitaciones del estudio	107
7.2. Líneas futuras de investigación	107
<i>CAPITULO 8. Conclusiones</i>	<i>109</i>
8.1. Respuesta a los objetivos planteados.....	109
<i>CAPITULO 9. Contribución al conocimiento científico</i>	<i>110</i>
<i>CAPITULO 10. Recomendaciones para la práctica clínica</i>	<i>111</i>
<i>CAPITULO 11. Propuestas de continuidad</i>	<i>112</i>
<i>Bibliografía</i>	<i>113</i>



ANEXOS..... 138

ANEXO 1. Kinesiophobia and Its Correlation with Upper Limb and Hand Functionality Among Individuals with Wrist/Hand Injury: A Cross-Sectional Study..... 138

ANEXO 2. Efecto de la inmovilización tras la fractura de muñeca en la musculatura del hombro durante las Actividades de la Vida Diaria: Proyecto de estudio. 149

Introducción	149
Metodología	152
Resultados	159
Organización y planificación del proyecto.....	160
Recursos disponibles.....	160
Conclusiones	161





Índice de tablas

Tabla 1. Resumen de la significancia estadística de las alteraciones en la OAP debidas a la inmovilización por sí misma.....	93
Tabla 2. Impacto de la inmovilización de la muñeca y la mano en el área total de soporte plantar	95
Tabla 3. Exploración del efecto del estado de los ojos en el apoyo plantar, sin tener en cuenta la inmovilización	97
Tabla 4. Comparaciones entre grupos	98
Tabla 5. Resumen	99





Índice de ilustraciones

Ilustración 1. Cambios en la OAP respecto al estado de los ojos y la inmovilización.....	92
Ilustración 2. Diferencias en la OAP respecto a la condición visual	94
Ilustración 3. Cambios en la superficie de apoyo plantar	96





Glosario

- *Cupping*: tipo de agarre de la mano en forma de ahuecamiento. Capacidad de la mano de adaptar su posición a la forma del objeto.
- Kinesiofobia. También denominada como “miedo al movimiento”. Consiste en el temor irracional a sufrir una nueva lesión o empeorar la existente por realizar movimientos.
- Medidas outcome: Permiten valorar la evolución funcional de los pacientes y monitorizar su proceso de recuperación.
- Medidas *patient-reported*: Medidas reportadas por el propio paciente que permiten al terapeuta conocer como el paciente percibe su recuperación.
- Propiocepción: capacidad del individuo para percibir la posición y el movimiento de sus segmentos en el espacio sin necesidad de utilizar el sentido visual.



Lista de abreviaciones

- ARCD: Articulación radiocubital distal.
- DASH: *Disability of the Arm, Shoulder and Hand*. Cuestionario que evalúa la discapacidad del miembro superior. Existe una versión acortada denominada QuickDASH.
- DE: Desviación estándar.
- EVA: Escala Visual Análoga. Instrumento para medir la intensidad de dolor.
- FDR: Fractura distal de radio.
- JPS: *Joint Position Sense*. Capacidad del individuo de percibir la posición y movimiento de una de sus articulaciones sin información visual o externa.
- JPST: *Joint Position Sense Test*. Evaluación estandarizada mediante un goniómetro para determinar el déficit propioceptivo de una articulación.
- MHQ: *Michigan Hand Outcomes Questionnaire*. Instrumento para evaluar trastornos o lesiones de las manos.
- NRS: *Numerical Rating Scale*. Instrumento para medir la intensidad del dolor.
- OAP: Oscilación antero-posterior.
- PCS: *Pain Catastrophizing Scale*. Escala de Catastrofización del Dolor.
- PRWE: *Patient Rated Wrist Evaluation*. Instrumento que evalúa el dolor y discapacidad en pacientes con lesiones de muñeca.
- PRWHE: Versión del PRWE donde se incluyen lesiones específicas de la mano.
- ROM: *Range of motion*. Rango de movimiento de la articulación.
- SPADI: *Shoulder and Pain Disability Index*. Índice de Dolor y Discapacidad del Hombro.
- SPSS: *Statistical Package for the Social Sciences*. Software para realizar análisis estadísticos.



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.

Efecto de la inmovilización de la muñeca.

- STROBE: *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*
- TSK: *Tampa Scale for Kinesiophobia*. Escala de Tampa para Kinesiofobia.



Resumen

Conceptualización

La mano humana es una adaptación evolutiva compleja que ha permitido la transición de un miembro superior destinado originalmente a la locomoción a un sistema altamente especializado para la manipulación fina y la interacción con el entorno. La evolución de la mano se ha visto acompañada por cambios en el hombro, la escápula, la muñeca y el pulgar, que permitieron la braquiación arbórea en primates y, posteriormente, la manipulación de objetos tras la bipedestación en homínidos. Sin embargo, esta especialización funcional también conlleva vulnerabilidades, lo que hace que la mano y la muñeca sean susceptibles a lesiones frecuentes, incluyendo fracturas de falanges, metacarpianos, radio distal y escafoides, así como luxaciones, tendinopatías y lesiones ligamentosas.

El tratamiento de estas lesiones depende de múltiples factores: la estabilidad y tipo de fractura, la afectación articular, la edad del paciente y las demandas funcionales individuales. Las estrategias terapéuticas pueden ser conservadoras, mediante inmovilización con férulas o yesos, o quirúrgicas, mediante fijación interna con placas, tornillos o alambres. La recuperación funcional se evalúa tanto mediante medidas clínicas objetivas, como el rango de movimiento y fuerza y mediante cuestionarios autorreportados (PRWE, QuickDASH, MHQ, entre otros) que consideran dolor, desempeño y calidad de vida.

La propiocepción se define como la capacidad de percibir la posición y el movimiento del cuerpo sin recurrir a la información visual, y es fundamental para la ejecución de movimientos coordinados, precisos y funcionales. Esta percepción se logra a través de mecanorreceptores localizados en piel, músculos, tendones y articulaciones. En el miembro superior distal, los ligamentos dorsales del carpo presentan una alta densidad de receptores como Ruffini, Pacini y terminaciones nerviosas libres, proporcionando retroalimentación continua sobre movimientos, cargas y orientación articular, mientras que los ligamentos palmares y radiales cumplen principalmente funciones mecánicas de soporte. La propiocepción se integra en tres componentes: la cinestesia, que permite percibir movimiento y posición mediante la vibración de tendones; la sensación de posición, que facilita la replicación de ángulos articulares y puede evaluarse pasiva o activamente; y el control neuromuscular inconsciente, que regula anticipatoria y reflejamente la postura y estabilidad. Tras una lesión, estos sistemas pueden verse alterados, comprometiendo el control motor fino y aumentando el riesgo de recaídas, compensaciones y sobrecarga de estructuras no lesionadas.

Los programas de rehabilitación actuales enfatizan la propiocepción global, que va más allá de la articulación afectada para integrar control postural, coordinación intersegmentaria y equilibrio. Las técnicas incluyen ejercicios isométricos, excéntricos, de coactivación muscular, activación reactiva y entrenamiento con dispositivos como Powerball, adaptados progresivamente según el dolor, edema y control motor del paciente. La evidencia sugiere que cuanto más integral y multisensorial sea el entrenamiento, mejor será la recuperación funcional a largo plazo.

Metodología

Objetivos:

El objetivo de este estudio fue determinar si la inmovilización de muñeca causa alteraciones en la presión plantar y el centro de gravedad, considerando la dominancia manual y las condiciones visuales (ojos abiertos o cerrados).

Método:

El experimento se llevó a cabo usando la plataforma PodoPrint S4. Se realizó un análisis descriptivo básico para resumir las variables. Además, se empleó un modelo mixto lineal (T-Test usando el método de Satterhwaite) y un análisis de medidas repetidas (ANOVA-RM) para determinar el objetivo del estudio.

Resultados

Este estudio incluyó un total de 44 participantes (29 mujeres y 15 hombres), con una edad media de 36.5 años (DE = 17.5). La inmovilización, independiente del estado de los ojos, dio lugar a alteraciones significativas en la oscilación anteroposterior y un aumento del área de presión plantar. Adicionalmente, los resultados sugirieron que el estado de los ojos influía de forma significativa en el apoyo plantar, independientemente de la inmovilización o la dominancia manual.

Conclusión

La mano humana, producto de millones de años de evolución, es un sistema altamente especializado y funcional, pero también vulnerable a lesiones complejas. La recuperación tras fracturas o inmovilización depende de múltiples factores: restauración ósea y articular, propiocepción, control postural y variables psicológicas. Nuestros descubrimientos revelan alteraciones significativas en la



oscilación anteroposterior y en el soporte plantar debido a la inmovilización de la muñeca, sugiriendo una relación dinámica entre la función de la muñeca y la biomecánica de los miembros inferiores. Por ello, una aproximación integral, que combine abordajes físicos, propioceptivos y psicológicos, es esencial para lograr una recuperación funcional completa y sostenida, restaurando no solo la movilidad, sino también la calidad de vida de los pacientes.



Abstract

Conceptualization

The human hand is a complex evolutionary adaptation that enabled the transition from an upper limb originally designed for locomotion to a highly specialized system for fine manipulation and interaction with the environment. The evolution of the hand was accompanied by changes in the shoulder, scapula, wrist, and thumb, which facilitated arboreal brachiation in primates and, later, object manipulation following bipedalism in hominins. However, this functional specialization also entails vulnerabilities, making the hand and wrist susceptible to frequent injuries, including fractures of the phalanges, metacarpals, distal radius, and scaphoid, as well as dislocations, tendinopathies, and ligamentous injuries.

The treatment of these injuries depends on multiple factors: fracture stability and type, joint involvement, patient age, and individual functional demands. Therapeutic strategies may be conservative—using splints or casts—or surgical, involving internal fixation with plates, screws, or wires. Functional recovery is assessed through objective clinical measures such as range of motion and strength, as well as through self-reported questionnaires (PRWE, QuickDASH, MHQ, among others) that evaluate pain, performance, and quality of life.

Proprioception is defined as the ability to perceive body position and movement without relying on visual information, and it is essential for executing coordinated, precise, and functional movements. This perception is mediated by mechanoreceptors located in the skin, muscles, tendons, and joints. In the distal upper limb, the dorsal carpal ligaments contain a high density of receptors such as Ruffini endings, Pacinian corpuscles, and free nerve endings, providing

continuous feedback regarding movement, load, and joint orientation, whereas the palmar and radial ligaments primarily serve mechanical support functions. Proprioception is integrated into three components: kinesthesia, which enables the perception of movement and position through tendon vibration; joint position sense, which allows replication of joint angles and can be assessed passively or actively; and unconscious neuromuscular control, which anticipatorily and reflexively regulates posture and stability. Following injury, these systems may be altered, compromising fine motor control and increasing the risk of reinjury, compensations, and overload of non-injured structures.

Current rehabilitation programs emphasize global proprioception, which extends beyond the affected joint to integrate postural control, intersegmental coordination, and balance. Techniques include isometric, eccentric, and co-activation exercises, reactive activation, and training with devices such as the Powerball, progressively adapted according to the patient's pain, edema, and motor control. Evidence suggests that the more comprehensive and multisensory the training, the better the long-term functional recovery.

Methodology

Objectives:

The objective of this study was to determine whether wrist immobilization produces alterations in plantar pressure and the center of gravity, taking into account hand dominance and visual conditions (eyes open or closed).

Method:

The experiment was conducted using the PodoPrint S4 platform. A basic descriptive analysis was performed to summarize the variables. In addition, a

linear mixed model (T-test using the Satterthwaite method) and a repeated-measures analysis (ANOVA-RM) were employed to address the study objective.

Results

This study included a total of 44 participants (29 women and 15 men), with a mean age of 36.5 years (SD = 17.5). Immobilization, regardless of eye condition, resulted in significant alterations in anterior–posterior sway and an increase in plantar pressure area. Additionally, the results suggested that eye condition significantly influenced plantar support, independently of immobilization or hand dominance.

Conclusion

The human hand, the product of millions of years of evolution, is a highly specialized and functional system, yet also vulnerable to complex injuries. Recovery following fractures or immobilization depends on multiple factors: bone and joint restoration, proprioception, postural control, and psychological variables. Our findings reveal significant alterations in anterior–posterior sway and plantar support resulting from wrist immobilization, suggesting a dynamic relationship between wrist function and lower-limb biomechanics. Therefore, a comprehensive approach that combines physical, proprioceptive, and psychological interventions is essential to achieve complete and sustained functional recovery, restoring not only mobility but also patients' quality of life.

CAPITULO 1.

1.1 La evolución de la mano del hombre enfocada a la ocupación

La mano, más que una estructura anatómica, es un símbolo de la evolución humana. Desde los primeros homínidos hasta nuestra especie, el *Homo sapiens*, la transformación de la mano ha sido clave para moldear nuestra interacción con el entorno, permitiendo el desarrollo de nuestra especie.

Este proceso evolutivo no puede entenderse únicamente desde la morfología; requiere un análisis más amplio que considere los cambios en el comportamiento y su relación con las estructuras del cuerpo. En particular, la evolución de las estructuras de los miembros superiores de los humanos está ligada a transformaciones conductuales, lo cual puede abordarse desde dos enfoques complementarios: el enfoque filogenético y el funcional (1).

Desde el enfoque filogenético, se identifican los rasgos compartidos y derivados de otras especies. Algunas de las características del miembro superior humano se comparten exclusivamente con los parientes más cercanos, los chimpancés (2). Sin embargo, otras estructuras fundamentales como el patrón que siguen húmero, radio y cúbito tienen un origen mucho más antiguo (1). Este patrón no es exclusivo de los primates, sino que se remonta a peces sarcopterigios del clado *Rhipidistia*, que vivieron hace aproximadamente 380 millones de años. A lo largo del tiempo, esta estructura fue conservada y adaptada, demostrando que algunos aspectos del miembro superior humano se formaron muy pronto en la historia evolutiva de los vertebrados (3,4).

Por su parte, el enfoque analítico funcional aborda la evolución del miembro superior vinculando los cambios en su morfología y los rasgos con el

comportamiento. Este enfoque permite comprender cómo los cambios en la morfología del miembro superior se reflejan adaptaciones asociadas a diferentes formas de locomoción y, especialmente, a la manipulación del entorno y de objetos (1). A lo largo del tiempo, el uso de los miembros superiores ha cambiado profundamente. Inicialmente el papel principal de los miembros superiores era sustentar el desplazamiento cuadrúpedo. Sin embargo, hace unos 56 millones de años, los hominoideos comenzaron a desarrollar características en los miembros superiores que hicieron que la locomoción arbórea fuese más efectiva. Utilizaban sus brazos para desplazarse en forma de braquiación por las ramas y también para agarrar frutas o pequeños insectos que servían de alimento. Este tipo de locomoción exigía una gran movilidad en las escápulas, hombros y muñecas, características que aún se conservan en la anatomía humana. Estos hominoideos particularmente, los gibones, se ha podido observar una estructura del carpo similar a la de los humanos, donde la posición del cúbito y radio ya permitían un amplio rango de movimiento de abducción y aducción de la muñeca, gracias a la independencia del cúbito respecto a los huesos del carpo (1). Más adelante, con la aparición de la bipedestación, nuestros ancestros liberaron los miembros superiores y las manos empezaron a ser utilizadas para manipular los objetos y el entorno, una habilidad que sería clave en el desarrollo de habilidades complejas humanas (5).

Este nuevo uso de los miembros superiores permitió que ciertas estructuras de la mano empezaran a especializarse en tareas más precisas, especialmente aquellas relacionadas con la manipulación. Entre estas adaptaciones, la capacidad de oposición del pulgar destaca como una de las más significativas de nuestra especie. Este movimiento que consiste en enfrentar el pulgar contra los demás dedos es posible gracias a la forma en “silla de montar” de la

articulación trapecio-metacarpiana. Si bien esta forma de articulación está presente en los simios actuales, y en los monos del mundo antiguo (hace 23 millones de años) (1), existe una diferencia fundamental. El humano es el que posee un pulgar más largo en relación con los otros dedos, y es esto lo que permite que el pulgar pueda hacer oposición con todos los dedos de la mano, a diferencia de otros seres que solo pueden/podían hacer una pinza entre el 1º y 2º dedo. El primer fósil conocido que muestra la configuración del trapecio del hombre moderno fue hallado en España, y data de 750.000 años de antigüedad (6)

El hallazgo de un trapecio con características modernas en *Homo antecesor* sugiere que algunas capacidades fundamentales para la manipulación estaban presentes mucho antes del *Homo sapiens*. Sin embargo, la complejidad del uso de la mano no se explica únicamente a través de la anatomía ósea. Para comprender por qué los seres humanos desarrollaron una habilidad única para manipular objetos -a diferencia de especies con estructuras similares- es necesario considerar una combinación específica de factores que solo se presentan en la especie humana. Actualmente, se plantea la hipótesis de que esta capacidad manipulativa es el resultado de la interacción entre una mano altamente especializada y un cerebro considerablemente más desarrollado. Esta interacción no solo potenció el control fino y la coordinación motora, sino que también favoreció cambios importantes en la postura, como la adopción definitiva del bipedestadismo (5).

En la historia, se han descrito tres funciones primarias de agarre de la mano humana: *cupping* o ahuecamiento, el agarre de fuerza y agarre de precisión (5), todas ellas fundamentales para nuestra capacidad de manipular herramientas, realizar tareas complejas y desarrollar la cultura material.

Cupping o ahuecamiento

El primer tipo de agarre fundamental de la mano se denomina *cupping* o ahuecamiento, la cual se refiere a la capacidad de la palma de la mano de adaptar su posición en función de la forma del objeto. Esta posibilidad de movimiento es posible gracias a una arquitectura anatómica compleja. Los metacarpos se disponen de forma arqueada y además poseen una movilidad relativa producto de la independencia de sus cabezas y bases óseas, las cuales articulan tanto con los huesos del carpo como con las primeras falanges de los dedos. Gracias a esta disposición, se genera una superficie cóncava funcional en la palma que permite envolver objetos de forma eficiente y estable.

A esta configuración se le suma la capacidad de movimiento y fuerza del pulgar, el cual completa el agarre envolvente del *cupping*, marcando una diferencia esencial respecto a otras especies (5).

Agarre de precisión

Gracias a la longitud relativa del pulgar en comparación a los demás dedos y a la potencia del músculo Flexor largo del pulgar (FLP), los humanos pueden oponer el pulgar a cada uno de los otros dedos de forma independiente, permitiendo hacer diferentes pinzas. A esta funcionalidad se suma un componente esencial: la sensibilidad táctil de las yemas de los dedos. Gracias a la alta cantidad de receptores sensoriales la mano es capaz de ajustar la fuerza del agarre de forma precisa, facilitando la manipulación de objetos pequeños, frágiles o ligeros (5). Esta combinación de control motor fino y retroalimentación sensorial es lo que permite, por ejemplo, coger una aguja.

La primera evidencia fósil conocida de un pulgar con proporciones y características compatibles con un agarre de precisión se remonta a hace 1.75 millones de años aproximadamente en Sudáfrica (7).

Agarre de fuerza

Este tipo de agarre es uno de los patrones más fundamentales y versátiles. Se suele representar con una mano sujetando un objeto cilíndrico, sujeto por la eminencia tenar (base del pulgar) y la flexión de los dedos largos. Este tipo de agarre es esencial para actividades que requieren potencia, como levantar herramientas, trepar o llevar objetos pesados.

Comparado con otros primates, como los chimpancés, los humanos presentan diferencias anatómicas clave que permiten una ejecución más eficaz de este agarre. Particularmente, los músculos intrínsecos y extrínsecos de la mano humana son más robustos, con tendones con mayor capacidad de deslizamiento y control, lo que se traduce en una fuerza de agarre considerablemente superior (1).

Además de la fuerza muscular, hay características óseas que favorecen el agarre de fuerza. Una de ellas es la capacidad de rotación del 5º metacarpiano, que posibilita la aproximación del meñique al centro de la palma de la mano. Asimismo, el pulgar humano puede sobreponerse a los dedos largos durante el agarre, reforzando la estabilidad y control sobre el objeto (8,9).

Además de la mano, otras estructuras como el antebrazo y la muñeca también han evolucionado significativamente a lo largo del tiempo. Un ejemplo notable es el hueso escafoides, que en los humanos modernos -y en los chimpancés- es el resultado de la fusión de dos huesos que otros muchos mamíferos presentan

separados (1,5). Estudios evolutivos comparativos sugieren que la fusión de estos dos huesos ha otorgado a la muñeca de mayor rigidez y estabilidad, y que esto ayudó a proporcionar soporte cuando los homínidos andaban sobre sus nudillos. Aunque el humano moderno ya no camine sobre sus cuatro miembros, sigue beneficiándose de estas ventajas, permitiendo que la muñeca soporte mejor las cargas o estrés (5).

Otro rasgo evolutivo interesante es la presencia/ausencia del músculo *Palmaris Longus*. Mientras que en especies arbóreas este músculo es común y actúa como potente flexor metacarpofalángico, en los humanos su presencia es altamente variable pudiendo estar o no presente sin afectar de forma significativa la funcionalidad de la mano. Esta diferencia podría interpretarse como una adaptación funcional a la pérdida de la necesidad de tracción constante y refleja el cambio de una mano especializada en desplazamiento a una mano optimizada para la manipulación (5,9).

Gracias a la evolución anatómica que sufrieron nuestras manos en el pasado, nuestra especie ha tenido la oportunidad de involucrarse en actividades cada vez más complejas y formar lo que hoy conocemos por sociedad. Las habilidades manipulativas que poseemos nos han permitido avanzar cultural, científica y tecnológicamente. Sin embargo, esta especialización y a la vez exposición de nuestras manos ha hecho que estas sean una de las estructuras más propensas a sufrir lesiones, tanto en el ámbito laboral como el cotidiano, afectando enormemente el desempeño ocupacional y la calidad de vida de las personas que sufren alguna lesión.



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

Comprender la historia evolutiva de la mano no solo permite valorar su complejidad anatómica y funcional, sino también reconocer su fragilidad y la importancia de su cuidado en nuestra vida moderna.



CAPÍTULO 2. Introducción General.

2.1 Abordaje actual de las lesiones traumáticas más frecuentes de la muñeca y mano.

La complejidad anatómica y funcional que ha permitido a la mano humana desarrollar su enorme capacidad manipulativa la convierte en una de las regiones más vulnerables del cuerpo. La precisión, la fuerza y movilidad de esta estructura son resultado de un equilibrio de diversos componentes (óseos, articulares, musculares, tendinosos y neurosensitivos) cuya alteración puede comprometer seriamente el desempeño ocupacional del individuo. En el contexto actual, las manos están expuestas constantemente a demandas laborales, deportivas y cotidianas, lo que da explicación a la alta incidencia de lesiones. Fracturas, tendinopatías, atrapamientos nerviosos son algunas de las afecciones más frecuentes que ocurren en la mano o muñeca. En este capítulo, se abordarán las principales patologías que afectan a la mano y muñeca, así como las implicaciones funcionales y los enfoques terapéuticos actuales, poniendo especial énfasis en la rehabilitación y recuperación de la función.

A continuación, se expondrán las lesiones más frecuentes que afectan al miembro superior distal, organizado según su localización anatómica: primero se abordarán las lesiones de la mano y posteriormente, las de la muñeca, facilitando de este modo la comprensión de las particularidades clínicas y funcionales de cada región.

La mano es la estructura anatómica que comprende el extremo más distal del miembro superior. Está constituida por los cuatro dedos largos, el pulgar y el carpo. Las lesiones traumáticas más frecuentes en la mano son las fracturas y

luxaciones de las falanges y la de los huesos metacarpianos, constituyendo hasta un 20% del total de lesiones traumáticas en general (10). Estas lesiones pueden comprometer significativamente la funcionalidad de la mano si no se diagnostican y tratan de la manera adecuada.

Las fracturas de falanges representan una proporción significativa de las lesiones traumáticas de la mano, siendo especialmente frecuentes las que afectan a la falange distal, constituyendo un 50% del total de fracturas de la mano (10). Suelen producirse, en su mayoría, por mecanismos de aplastamiento, los cuales no solo afectan la estructura ósea, sino que también conllevan un alto riesgo de lesión en partes blandas como puede ser el lecho ungueal o la piel circundante.

El tratamiento de las fracturas de las falanges distales suele ser conservador, mediante inmovilización con una férula digital de aluminio o yeso durante un periodo de 3 semanas. En casos con afectación ungueal puede ser necesaria la reparación de la matriz o el drenaje del hematoma. Cuando la fractura compromete la base de la falange distal, especialmente si hay afectación de más del 25% de la superficie articular interfalángica distal o algún signo de luxación, puede estar indicada una intervención quirúrgica con agujas de Kirchner o minitornillos (11).

Las fracturas de las falanges media y proximal suelen tratarse generalmente con un abordaje conservador y solo se considera la cirugía cuando hay una malrotación considerable o una afectación articular grave. Cuando no hay desplazamiento de los fragmentos se puede seguir un tratamiento con sindactilia y movilidad inmediata. En los casos de desplazamiento, la decisión entre un

tratamiento conservador y uno quirúrgico dependerá de la estabilidad de la fractura, pudiéndose requerir fijación quirúrgica.

Las fracturas de los huesos metacarpianos son frecuentes y su tratamiento varía en función del segmento afectado. Pueden clasificarse según su localización en: cabeza, cuello, diáfisis o base.

Las fracturas de la cabeza y de la base, por su carácter intraarticular y el riesgo de compromiso articular o el daño de las estructuras adyacentes, suele requerir un abordaje quirúrgico. Generalmente en estos casos, se indica una reducción abierta con fijación interna (RAFI) mediante agujas de Kirchner o minitornillos, de modo que se pueda reestablecer adecuadamente la alineación articular y prevenir secuelas funcionales (10).

En cambio, las fracturas del cuello (especialmente las del 5º metacarpiano, también conocidas como “fracturas del boxeador”) y las de la diáfisis tienden a ser estables y habitualmente se tratan desde una perspectiva conservadora. Dependiendo de la gravedad de la lesión o posibles daños adyacentes, se puede optar por una inmovilización con férula durante un periodo de dos a tres semanas o bien un uso de sindactilia funcional, que permitiría la movilización precoz del dedo afectado (10).

La fractura distal de radio (FDR) es una de las lesiones más comunes del miembro superior. La muñeca es una articulación compleja que actúa como punto de conexión entre el antebrazo y la mano. Anatómicamente, está formada por la articulación entre los extremos distales del radio y cúbito, junto con los huesos de la primera hilera del carpo (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme). Estas articulaciones se encuentran estabilizadas por una red de ligamentos y capsulas articulares compleja. Esta disposición permite una amplia

gama de movimientos en diferentes planos extensión-flexión y supinación-pronación, los cuales son un pilar fundamental en la funcionalidad de la mano y en consecuencia, del miembro superior (12).

Sin embargo, al igual que ocurre con la mano, su complejidad anatómica y extensa exposición en actividades de la vida diaria la hacen propensa a sufrir lesiones. Ante la lesión de cualquiera de los componentes, el individuo puede ver gravemente afectada su capacidad manipulativa y rango de movimiento y, por lo tanto, mermar su calidad de vida.

Clínicamente su aparición se concentra principalmente en dos grupos generacionales (10):

- Varones menores de 50 años: En este grupo, las FDR habitualmente son a consecuencia de accidentes laborales, deportivos o de tráfico. Este tipo de fracturas, dado el mecanismo de producción -mecanismo de alta energía-, suelen ser fracturas intraarticulares, afectando la congruencia de la articulación radiocarpiana.
- Mujeres mayores de 40 años: En estos casos, las fracturas suelen estar asociadas con la osteoporosis, y suelen derivarse de traumatismos de baja energía -como una caída simple- que dan lugar a fracturas extraarticulares.

Desde el punto de vista biomecánico, cuando ocurre una caída con apoyo de muñeca, el 80% de la transmisión de la carga tiene lugar en la articulación radiocarpiana, mientras que el 20% restante es a través de la articulación cubitocarpiana. Esta distribución de fuerzas explica por qué las FDR son significativamente más frecuentes que otras fracturas de la muñeca (13). En la mayoría de los casos el mecanismo lesional es un traumatismo por caída. La

posición de la muñeca en el momento del impacto determinará el tipo específico de fractura, elemento clave para su clasificación y abordaje terapéutico.

Actualmente la clasificación de las FDR sigue sin estar del todo consensuada y existen doce de ellas (10). Sin embargo, una nomenclatura ampliamente utilizada es la de los epónimos clásicos. Como ocurre con otras patologías, en ocasiones se nombran a las fracturas siguiendo el nombre de la persona que la han descrito o descubierto por primera vez. Esta nomenclatura es fácil y rápida entre los profesionales (14), sin embargo, no es tan descriptiva como puede serlo otras más modernas. Los epónimos clásicos más comunes para las FDR son:

- Fractura de Colles: es una de las FDR más comunes, ocurre generalmente por una caída sobre la mano en posición de extensión de muñeca y pronación del antebrazo. Se caracteriza por el desplazamiento dorsal del fragmento distal del radio. La deformidad que adquiere la muñeca tras la fractura puede recibir el nombre de “deformidad en dorso de tenedor” por la forma que adquiere el antebrazo al ser observado lateralmente.
- Fractura de Smith o Goyrand-Smith: al contrario que la fractura de Colles, ocurre por una caída sobre la muñeca flexionada. El desplazamiento del fragmento de radio es volar.
- Fractura de Barton: se trata de una fractura intraarticular acompañada de dislocación del carpo. Puede a su vez tener un desplazamiento volar o dorsal.
- Fractura de Hutchinson: es una fractura aislada de la estiloides radial. Generalmente está causada por un golpe directo en la muñeca.

Otro aspecto importante a la hora de clasificar o nombrar una FDR, especialmente para decidir su posterior tratamiento, es si esta se trata de una fractura inestable o estable. Las fracturas intraarticulares se consideran inestables por sí mismas dada la naturaleza de la misma, sin embargo, en aquellas fracturas que son extraarticulares existen algunos criterios de inestabilidad (10): la edad, ya que en personas mayores de 80 años el riesgo de desplazamiento se multiplica por tres respecto a menores de 30 años; presencia de conminución dorsal metafisaria o fractura cubital asociada; el desplazamiento inicial, especialmente cuando existe un acortamiento del radio $>10\text{mm}$ y/o una angulación dorsal $>20^\circ$; desplazamiento tras el tratamiento ortopédico.

Además de la inestabilidad, otra complicación que surge en la gestión clínica de la FDR son las lesiones asociadas (10). Hasta en un 70% de los casos existen lesiones ligamentosas asociadas a la fractura, siendo las más frecuentes la lesión del ligamento escafosemilunar y la del fibrocartilago triangular. Además de las lesiones ligamentosas asociadas, también pueden darse luxación de las articulaciones colindantes, como la articulación radiocubital distal y lesiones del nervio mediano, que por su situación anatómica en la muñeca se ve comprometido cuando ocurren desplazamientos volares.

Actualmente no existen criterios unificados y consensuados para el tratamiento de la FDR debido a la falta de clasificación unificada y falta de mediciones válidas de los resultados (10) Los tratamientos más utilizados pueden tomar una vía quirúrgica o conservadora:

- Tratamiento quirúrgico: El abordaje quirúrgico está indicado en aquellos casos donde no se consiga una reducción aceptable de forma conservadora, en fracturas inestables, fracturas donde haya una

incongruencia en la ARCD o en aquellos casos de FDR donde las lesiones asociadas requieran tratamiento quirúrgico (fracturas abiertas, fracturas del carpo asociadas, y casos de lesión vascular, nerviosa o tendinosa). Dentro de las opciones quirúrgicas existen diferentes opciones: reducción cerrada y agujas de Kirchner percutáneas, reducción abierta con fijación externa, reducción abierta con placa dorsal o volar y clavos intramedulares (15). Actualmente, existe evidencia que afirma que la fijación interna con placas ofrece los mejores resultados en pacientes adultos y de edad avanzada en términos de recuperación temprana de la funcionalidad y disminución de complicaciones durante la recuperación. En los últimos años, el abordaje quirúrgico preferente ha sido la colocación de una placa volar, ya que reduce el riesgo de irritar y/o dañar los tendones (respecto al uso de placas dorsales) y consiguiendo mejores resultados que únicamente inmovilizando con yeso (16). A pesar de esto, actualmente, sigue existiendo controversia y falta de unanimidad a la hora de decidir qué abordaje es más apropiado para la FDR (17).

- El tratamiento conservador consiste en la reducción mecánica de la fractura con anestesia local y una posterior inmovilización con yeso durante unas 6 semanas (aunque el periodo de tiempo puede cambiar en función al grado de desplazamiento y rapidez de consolidación ósea). Habitualmente este abordaje está recomendado en personas mayores de 65 años con fracturas extraarticulares, fracturas no desplazadas o personas con bajo requerimientos funcionales. Se recomienda hacer radiografías de control semanal durante las primeras semanas para monitorizar posibles desplazamientos o pérdida de alineación.

La inmovilización es un factor común que tienen casi todos los tratamientos de FDR. Existen diversos tipos de inmovilización para el tratamiento de la FDR, por debajo del codo, incluyendo el codo en el yeso, con férula dorsal, “sugar tong” al igual que diferentes posiciones en las que inmovilizar la muñeca dependiendo del tipo de fractura: en extensión, flexión o posición neutra de la muñeca. Si es cierto, que, aunque se han descrito diferentes posiciones de inmovilización, sigue siendo necesario estudiar cuál de ellas presenta menos riesgo de complicaciones (18). En cuanto a la duración de la inmovilización actualmente tampoco existe un consenso. El tratamiento de la FDR mediante el uso de placas volares es cada vez más extendido ya que permite iniciar el movimiento antes, lo que parece conducir a mayor funcionalidad, satisfacción del paciente y menor dolor en las primeras semanas(19). Estudios recientes sugieren que los periodos de inmovilización breves, menores a 3 semanas (20,21) junto a la movilización temprana consiguen resultados más favorables en términos de funcionalidad y dolor en aquellos casos donde se haya procedido con el tratamiento quirúrgico mediante placa volar, aunque estas diferencias solo son observables en el primer año de recuperación (22).

La fractura de escafoides es la más común de los huesos del carpo, siendo más frecuente en adultos que en niños debido al desarrollo óseo. El escafoides es uno de los huesos de la primera hilera del carpo, articulando con el trapecio, extremo distal del radio y el hueso semilunar. Este está recubierto mayormente por cartílago articular y su pobre vascularización hace que se pueda ver comprometida la regeneración tras una lesión.

El mecanismo de producción de esta fractura suele ser una caída con la muñeca hiperextendida y los síntomas pueden llegar a pasar desapercibidos, lo que, junto a un diagnóstico de imagen complicado, hace que en muchos casos no llegue a

ser diagnosticada hasta que aparecen problemas de mal-uni3n e inestabilidad (23). Para diagnosticar esta lesi3n en muchos casos no es suficiente una radiograf3a, pudiendo ser necesario recurrir a una resonancia magn3tica o tomograf3a computarizada para tener una valoraci3n mucho m3s detallada (10).

Como en otros tipos de fractura, la decisi3n sobre el tipo de tratamiento que puede recibir la lesi3n depende de si es estable o inestable (10). En las fracturas estables, es decir, aquellas que no est3n desplazadas y donde no hay inestabilidad del carpo, el tratamiento por preferencia es un abordaje conservador, consistiendo en la colocaci3n de un yeso por debajo del codo durante un tiempo bastante prolongado (2-5 meses, dependiendo del tercio del escafoides que est3 afectado). Actualmente sigue existiendo controversia en el tipo de yeso que se debe usar y si este debe incluir el pulgar o no (24). En los casos de fracturas inestables se suele optar por abordaje quir3rgico. Aunque la literatura describe numerosos m3todos, lo cierto es que tampoco existe un consenso en cu3l de ellos es el m3s adecuado. Algunos estudios proponen que la artroscopia es el procedimiento que mejores resultados ofrece en cuanto a alineamiento de los fragmentos, menos complicaciones y mejores resultados funcionales (25).

2. 2 Medidas “outcomes” empleadas en las lesiones de muñeca y mano

Las herramientas de medici3n permiten al terapeuta evaluar de forma objetiva la evoluci3n funcional de los pacientes con lesiones de mano o muñeca. Estas herramientas pueden dividirse en dos grandes grupos: las medidas cl3nicas, realizadas por el personal (goniometr3a, dinamometr3a...) y las medidas

autorreportadas o proporcionadas directamente por parte del paciente a través de auto - cuestionarios o escalas estandarizadas.

Entre las medidas clínicas más utilizadas destacan el rango de movimiento (ROM) y la fuerza. El ROM se mide mediante a un goniómetro, el cual se posiciona sobre la articulación de interés y nos informa sobre el ángulo de movilidad. Cuando se hacen mediciones con un goniómetro es necesario tener en cuenta las articulaciones adyacentes, respetando siempre una adecuada posición del resto del brazo. La fuerza es una medida que se utiliza frecuentemente durante la recuperación funcional, especialmente en pacientes que buscan retomar su trabajo o actividades deportivas (22). Para medir la fuerza se utilizan los dinamómetros, que dependiendo de si se necesita medir la fuerza de pinza o de agarre completo, serán de un tipo o de otro. Para que las medidas del dinamómetro sean reproducibles y adecuadas, deben hacerse con una postura concreta: el hombro debe estar en 0° de aducción, el codo flexionado a 90° y el antebrazo en posición neutral. Es importante examinar la fuerza de forma bilateral y teniendo en cuenta la dominancia (22).

Las medidas “*Patient-reported*” o autorreportadas son aquellas donde el terapeuta recibe información relevante acerca de cómo percibe el paciente su recuperación a través de cuestionarios o escalas estandarizadas. En las lesiones de la mano/muñeca se utilizan numerosos cuestionarios que aportan datos muy relevantes para dirigir la recuperación (31).

El *Patient-Rated Wrist and Hand Evaluation* (PRWE/PRWHE) es un instrumento que evalúa el dolor y discapacidad en pacientes con lesiones de la mano o muñeca. Tiene 3 subescalas: dolor, actividades específicas y actividades cotidianas; estas pueden ser usadas de forma separada o en conjunto. Posee

un total de 15 ítems, y se calcula la puntuación sobre un total de 100 (donde 0 puntos implican ausencia total de dolor o discapacidad). Este cuestionario ha demostrado validez y fiabilidad y está disponible en 21 idiomas (32,33).

El *QuickDASH* es un cuestionario que contiene 11 ítems y se trata de la versión acortada del cuestionario *Disability of the Arm, Shoulder and Hand* (DASH). Esta versión acortada se realizó por parte de Beaton et al. (34) con intención de reducir el número de ítems redundantes. Gracias a esto, el *QuickDASH* es más rápido y reduce el índice de no respuestas por parte del paciente. La literatura muestra que este cuestionario ha demostrado tener buena validez y sensibilidad en las mediciones en pacientes con fracturas de muñeca (35).

Aunque *QuickDASH* y PRWE son instrumentos ampliamente utilizados en la evaluación de este tipo de lesiones en las últimas décadas (31,36), un estudio reciente realizado por parte de Bell et al. (37) sugiere que dichos cuestionarios han demostrado efecto techo en la evaluación del dolor y discapacidad en pacientes con FDR. Esto implica, que algunos pacientes que consiguen puntuaciones altas consideran que su mano “no es normal” o aún no se sienten recuperados.

El *Michigan Hand Outcomes Questionnaire* (MHQ) es otro de los cuestionarios más utilizados para evaluar lesiones o trastornos de las manos. Se trata de un instrumento autorreportado, desarrollado en 1998 por Chung et al. (26). Está compuesto por 37 ítems, divididos en seis dominios: función total de la mano, actividades de la vida diaria, dolor, desempeño laboral, estética y satisfacción con la función manual. El MHQ ha demostrado excelentes propiedades psicométricas, con una alta fiabilidad test-retest, consistencia interna sólida y

validez de constructo. Además, ha sido validado en múltiples idiomas, incluyendo el español (27).

Además de la funcionalidad, el dolor es otro de los componentes fundamentales de la evaluación. Entre las herramientas más utilizadas para medir la intensidad del dolor en lesiones del miembro superior se encuentran la Escala Visual Análoga (EVA) o la *Numerical Rating Scale* (NRS). La EVA consiste en una línea recta de 10 centímetros, sin marcas numéricas, donde el paciente señala el punto que mejor representa la intensidad de su dolor. Esta escala es sencilla, rápida y además permite continuidad en la valoración de la percepción del dolor (28,29) Por otra parte, la NRS se trata de una escala verbal numérica del 0 al 10, donde el paciente reporta un número que refleja la gravedad del dolor que percibe. Esta escala es muy fácil de administrar, se comprende de forma rápida y tiene una buena correlación con la EVA, convirtiéndola en una herramienta práctica en la evaluación clínica diaria. Ambas escalas han demostrado buena fiabilidad y validez en pacientes con dolor musculoesquelético, incluidas las lesiones de mano y muñeca, y son ampliamente recomendadas para el seguimiento clínico y la valoración de la eficacia de las intervenciones terapéuticas (29).

El *JPS* (*Joint Position sense test*) constituye hoy en día una de las herramientas más utilizadas para la evaluación de la propiocepción articular(30–32). Se fundamenta en la capacidad del sistema nervioso para reproducir posiciones angulares previamente experimentadas, reflejando la precisión con la que los receptores musculares, tendinosos y capsulo ligamentosos transmiten información al sistema nervioso central sobre la posición espacial del segmento corporal(33–35).

En el caso de la articulación de la muñeca, para realizar JPS el paciente se sigue un protocolo específico (32). El individuo debe estar sentado con el codo del brazo evaluado apoyado sobre una mesa en posición flexionada y el antebrazo en posición neutral con los dedos en una postura de reposo. El paciente mantiene los ojos cerrados mientras que el evaluador moviliza pasivamente la muñeca hasta 30° de extensión, mostrando así la posición de referencia. El paciente debe memorizar este ángulo y mantenerlo durante aproximadamente 3 segundos. Posteriormente, se le pide al paciente que lleve la muñeca a una posición de flexión completa y, desde allí, reproduzca activamente la posición de 30° de extensión, siempre con los ojos cerrados.

Cuando el paciente indica verbalmente que ha alcanzado nuevamente el ángulo de 30°, el evaluador mide y registra la posición real conseguida. La diferencia entre los 30° de extensión de referencia y el ángulo reproducido se utiliza como criterio para determinar el déficit de JPS. Una diferencia mayor indica un déficit más grande en el sentido de posición articular. Si reproduce exactamente los 30°, se registra un valor de cero. Pueden asignarse valores positivos o negativos (36).

El JPS se emplea tanto en el ámbito clínico como investigador, para evaluar la alteración de la propiocepción tras inmovilización, lesiones ligamentarias, fracturas distales del radio o tendinopatías crónicas, así como, indicador funcional en la recuperación postquirúrgica o en intervenciones de fisioterapia centradas en la reeducación sensoriomotora (37).

No obstante, la recuperación de una lesión en la mano o muñeca no depende únicamente de factores físicos como la movilidad o la fuerza. En ocasiones, las mediciones clínicas y los auto-cuestionarios utilizados para evaluar la



recuperación funcional podrían indicar que el paciente presenta una buena evolución; sin embargo, el propio paciente puede no sentirse completamente recuperado o funcional o no incorporar su mano a las actividades cotidianas. Esto nos lleva a la hipótesis de que podrían existir factores más allá de lo físico que afectan la percepción y el bienestar del paciente durante el proceso de rehabilitación. Esta hipótesis ha sido confirmada en el estudio aportado en el **Anexo 1**, donde comprobamos que existen factores psicológicos asociados a las lesiones del miembro superior, como el miedo al movimiento, la percepción del dolor y el catastrofismo que influyen significativamente en la evolución clínica y en la recuperación integral del paciente. Reforzando la idea de esta tesis de la importancia de la reeducación global del paciente.



2.3. Importancia de la muñeca en la biomecánica del miembro superior

2.3.1. La muñeca como bisagra de transmisión carga-movimiento en la cadena cinética

La muñeca contribuye de manera esencial en la biomecánica del miembro superior conectando el antebrazo con la mano y permitiendo la transmisión eficiente de fuerzas proximales hacia los segmentos distales. Su estructura articular compleja permite movimientos combinados de flexo-extensión, desviación radial y cubital y pronosupinación indirecta, los cuales son indispensables para llevar a cabo las actividades cotidianas de forma eficiente. La mayor carga axial se transmite a través del radio, de ahí la importancia de determinar los ejercicios más adecuados en casos de FDR y la proporción de la distribución de las cargas axiales, las cuales varían con la rotación y la desviación de la muñeca (38,39).

La comprensión de esta distribución dinámica de las cargas a nivel de la muñeca es fundamental para amortiguar las fuerzas de compresión y torsión en cadena cinética cerrada tanto durante la realización de ejercicios de recuperación funcional como durante el desarrollo de las AVD.

2.3.2. Papel del complejo radio cubital distal (DRUJ) y del complejo de fibrocartílagos triangulares (TFCC)

El complejo articular DRUJ y el TFCC actúan como estabilizadores dinámicos durante la pronosupinación, asegurando la congruencia entre cúbito y radio y facilitando la transmisión de carga desde el carpo hacia el antebrazo. La carga soportada por el TFCC varía en función de la posición de la muñeca, siendo aproximadamente el 20% de la carga axial en posición neutral y hasta un 40% en desviación cubital. Lesiones o desequilibrios en esta estructura ocurren en numerosas ocasiones tras lesiones de muñeca tales como fracturas distales de radio (40). Esto provoca un cambio en la transmisión de fuerzas pudiendo desarrollar un dolor a nivel ulnar, pérdida de fuerza de prensión y disfunción general del miembro superior (41), de ahí la importancia de la detección precoz de lesiones asociadas tras un traumatismo en la muñeca y mano.

2.3.3. Cinemática funcional: el plano del “lanzamiento de dardo”

El denominado movimiento del lanzador de dardos “dart-thrower’s motion” (DTM), representa un patrón de movimiento que combina extensión-desviación radial con flexión-desviación cubital. La muñeca no se mueve en un plano puro anteroposterior, sino que, durante el desarrollo de actividades cotidianas, este movimiento en el plano oblicuo es el predominante. Además, este movimiento en el plano oblicuo minimiza el estrés sobre los ligamentos escafolunares y favorece una cinemática estable del carpo. Es por este motivo por el que este movimiento es útil durante la rehabilitación, especialmente cuando estamos en fases iniciales tras lesiones articulares o ligamentosas de la muñeca. El origen

del DTM es en la articulación mediocarpiana, lo que explica su relevancia en los ejercicios de rehabilitación funcional (42–45).

2.3.4. Integración sensoriomotora y propiocepción de la muñeca

La muñeca desempeña un papel esencial en la propiocepción del miembro superior, integrando aferencias cutáneas, musculares y articulares tanto para el desarrollo y control de actividades de destreza motora fina como para actividades de fuerza.

La pérdida de movilidad por lesión o por inmovilización durante el periodo de recuperación alteran la sensación de posición y movimiento y la coordinación entre mano, codo y hombro (46,47). Por ello, en la última década se ha enfatizado en la necesidad de llevar a cabo un programa de recuperación funcional tras las lesiones de muñeca y mano incluyendo ejercicios propioceptivos específicos que ayuden a mejorar tanto la percepción y el control articular y de fuerza como el control motor fino (34,48–50).

2.3.5. Muñeca como modulador de la prensión y la destreza manual

La posición de la muñeca es la que determina la eficacia de la prensión y la fuerza generada por los tendones flexores y extensores de los dedos. Estudios biomecánicos han demostrado que una extensión ligera de 20–35° y la desviación cubital de 5–10° maximizan el rendimiento muscular (51–53).

La alteración de estos ángulos ya sea por dolor o por la inmovilización de la muñeca, disminuye la eficiencia motora y puede prolongar la recuperación funcional tras lesiones como la fractura distal de radio (FDR). La literatura

reciente confirma que la rehabilitación que incluye diferentes técnicas con fuerza, propiocepción y control de movimiento de muñeca mejora significativamente la destreza manual y reduce el dolor del paciente (37,54–57).

Sin embargo, se debe tener en cuenta que el movimiento de la muñeca no ocurre de forma aislada, sino que forma parte de un sistema de coordinación global que involucra también a otras articulaciones como el hombro y codo. Las alteraciones que ocurren por la rigidez de la muñeca modifican los patrones de activación muscular del hombro y del tronco, afectando la estabilidad y el control postural durante tareas dinámicas (58,59). De aquí surge la importancia de que los programas de rehabilitación lleven a cabo una integración proximal-distal, y no solo se centre en la articulación afectada por la lesión, resaltando de este modo la importancia de la muñeca como un eslabón clave para la función global del miembro superior (50).

Comprender la compleja biomecánica de la muñeca permite desarrollar intervenciones más eficaces en el tratamiento de lesiones traumáticas de la muñeca, pero también de la mano. Introducir de forma progresiva ejercicios en cadena cinética cerrada, junto con tareas de control postural y entrenamiento propioceptivo, optimiza la recuperación funcional y reduce el riesgo de rigidez y dolor persistente (50).

Este enfoque integral se alinea con los principios del abordaje global defendido en esta tesis, donde la muñeca se concibe no sólo como una articulación local sino como un elemento regulador del equilibrio funcional del miembro superior.

2.4. Concepto de abordaje global: integración del sistema sensoriomotor

La propiocepción se define como la capacidad del individuo para percibir la posición y el movimiento de sus segmentos en el espacio sin necesidad de utilizar el sentido visual (60). En el miembro superior, la propiocepción es esencial para ejecutar movimientos coordinados, precisos y funcionales, especialmente en tareas manuales complejas.

La información propioceptiva es captada por mecanorreceptores que se localizan en la piel, músculos, tendones y articulaciones. Dentro del miembro superior distal, la región del carpo y la articulación de la muñeca han demostrado tener una alta densidad de receptores articulares como los de Ruffini, Pacini y terminaciones nerviosas libres, los cuales proporcionan retroalimentación continua sobre los movimientos, cargas y orientación articular de la mano (33).

El primero en reportar la existencia de mecanorreceptores en los ligamentos de la muñeca fue Petrie et al. en 1997 (61). Gracias a perfeccionar las técnicas histológicas en las últimas décadas, se ha podido describir de forma más concreta las características de estos ligamentos. Los ligamentos que se sitúan en la zona dorsal del carpo y muñeca están mucho más inervados por mecanorreceptores que en la zona palmar, mientras que estos últimos son más ricos en fibras de colágeno, donde hay poca o ninguna inervación. Esto, muestra una diferencia en los ligamentos dentro de la función estabilizadora: mientras que la zona dorsal tiene un papel crucial en la inervación propioceptiva, la zona palmar y radial está diseñada para sostener las articulaciones a nivel mecánico, de modo que ayuda a soportar las cargas axiales que sufre esa región (33).

La propiocepción en los humanos está compuesta por tres sentidos principalmente: la cinestesia, la sensación de posición y el control neuromuscular. La cinestesia se define como la habilidad de sentir tanto la posición como el movimiento del cuerpo mediante la vibración de los tendones (62). La sensación de posición, considerada independiente de la cinestesia, aunque mantiene ciertas similitudes con esta, está influenciada por las órdenes musculares. En el campo del entrenamiento propioceptivo, la sensación de posición se describe como la habilidad de replicar un ángulo concreto en la articulación. Se puede valorar tanto de forma pasiva como activa y con ojos abiertos o cerrados. Tanto la cinestesia como la sensación de posición presentan la ventaja de ser accesibles en la práctica clínica, ya que cualquier terapeuta con un goniómetro puede hacer reeducación propioceptiva mediante estas modalidades, las cuales son adecuadas para las primeras fases de rehabilitación por el bajo riesgo de producir daños (33). El sentido neuromuscular inconsciente es el más complejo de evaluar y de entrenar, pero aun así de los más determinantes. El sentido neuromuscular interviene directamente en el control anticipatorio y reflejo de los músculos. Esto, permite que, de forma automática, se mantenga la postura, estabilidad y equilibrio de la muñeca. Su buen funcionamiento depende mayormente de los reflejos espinales para el control inmediato de movimiento y de la integración cerebelosa, que permite planificar y ajustar la activación muscular en función de la circunstancia (63). Aunque es difícil de cuantificar, los programas de rehabilitación deberían plantear entre sus objetivos la consecución de movimientos globales fluidos y equilibrados.

En este contexto de lesiones de la mano y muñeca, las alteraciones en la propiocepción pueden comprometer gravemente el control motor fino, aumentando el riesgo de recaídas, sobrecargas o movimientos compensatorios

que perpetúan la disfunción. En los últimos años, el entrenamiento propioceptivo ha incluido distintos ejercicios, incluyendo entrenamiento isocinético (movimientos a velocidad constante, con resistencia variable), isométrico (contracción muscular sin movimiento, muy usados en las fases tempranas), excéntrico (alargamiento del músculo mientras se contrae), de coactivación (activación simultánea de músculos agonistas y antagonistas) y de activación muscular reactiva (para entrenar la respuesta rápida del músculo ante estímulos inesperados, como un empuje o vibración) (33). Dentro de las etapas del programa de rehabilitación, se puede distinguir 6 fases. Lo recomendado es trabajar la propiocepción desde el principio, sin embargo, para hacerlo de forma segura primero es importante controlar el edema y dolor, además de promover el inicio del movimiento. Una vez se hayan cubierto estas necesidades, se puede empezar a incorporar ejercicios propioceptivos: terapia espejo, replicar posiciones con ojos abiertos y cerrados, fortalecer los músculos encargados de mantener la estabilidad de muñeca y en último lugar, trabajar en la activación neuromuscular inconsciente con ejercicios como los que se pueden realizar con Powerball.

El campo de la propiocepción ha alcanzado una etapa en la que contamos con abundancia de conocimiento colateral, pudiendo concluir con que: la propiocepción es una modalidad multisensorial donde diferentes estructuras (piel, músculos y articulaciones) aportan información que facilita el control tanto consciente como inconsciente de nuestro cuerpo. Todos los sentidos que se incluyen en la propiocepción son importantes y se deben tener en cuenta durante todo el proceso de recuperación tras la lesión de la mano o muñeca (34).

Una revisión reciente (35) enumera los factores que principalmente pueden afectar a la propiocepción. Algunos de ellos, son la edad, la lesión en sí misma

y la inmovilización. La propiocepción, al igual que otros sentidos, se ve afectada por el envejecimiento ya que a nivel tisular existen alteraciones que dificultan la transmisión de señales, al igual que el sistema nervioso central. La lesión, por sí misma, está estrechamente relacionada con la propiocepción. Como se expuso anteriormente, la muñeca está altamente inervada por diferentes mecanorreceptores, por lo que un daño directo sobre estos tejidos dificultará sus funciones. Finalmente, la falta de movimiento consecuencia del tratamiento de las lesiones mediante la inmovilización, puede llevar a cambios corticales que afectan a la reorganización del sistema sensoriomotor.

En los últimos años ha surgido un creciente interés por enfoques más integradores y holísticos, donde no se incluye únicamente a la estructura lesionada, sino que considere al individuo como un todo. Se ha observado que las lesiones en la extremidad superior pueden desencadenar alteraciones en el esquema corporal, el control motor central y la coordinación intersegmentaria, afectando incluso regiones no lesionadas como el hombro o el tronco. Por este motivo, nuevas propuestas terapéuticas abogan por integrar ejercicios que estimulen no solo la propiocepción local, sino también el control postural, la lateralidad, la integración sensorial bilateral y el equilibrio dinámico (64).

Tras una lesión en la mano o en la muñeca, muchos pacientes presentan cambios en la forma que se mueven o realizan sus actividades cotidianas, sugiriendo una afectación del control motor más amplia. Es por ello por lo que surge el concepto de propiocepción global, definido por Cantero en 2024 (65). Desde esta perspectiva, el tratamiento no debe centrarse únicamente en la reeducación sensoriomotriz de la mano y muñeca, sino que también hace necesario evaluar y abordar aspectos como el patrón de apoyo plantar, los



ajustes corporales generales, el control del equilibrio y la dinámica de la marcha entre otros.

La propiocepción debe entenderse como un proceso complejo que va más allá de la articulación lesionada. Las lesiones en la mano o muñeca pueden alterar no solo la percepción local del movimiento, sino también la organización global del cuerpo y el control motor. Por ello, las nuevas propuestas de tratamiento apuntan hacia una rehabilitación más integral, que contemple no solo el trabajo específico de la articulación afectada, sino también aspectos como el control postural, la coordinación global y la funcionalidad en movimiento. Estos resultados ponen de relieve la necesidad de considerar al paciente desde una perspectiva integral, donde los factores biomecánicos, propioceptivos y psicosociales interactúan de forma dinámica.

En este marco, los objetivos de la presente tesis se orientan a explorar cómo variables poco estudiadas hasta la fecha, como la propiocepción global, el control postural en los miembros inferiores y la influencia de factores psicológicos (kinesiophobia y catastrofismo), contribuyen a explicar la evolución clínica de las lesiones de la mano que requieren un periodo de inmovilización. Integrar esta mirada más amplia puede ser clave para favorecer una recuperación más completa y sostenible en el tiempo.



2.5. Conexión entre extremidad superior y control postural

2.5.1. Introducción.

En las últimas décadas, la relación entre la extremidad superior y el control postural ha cobrado relevancia, especialmente en el contexto de la rehabilitación integral de las lesiones del miembro superior. De forma tradicional se consideraba que la postura y la función de la mano eran sistemas independientes, sin embargo, la literatura reciente demuestra que la estabilidad postural y la movilidad de la extremidad superior están íntimamente coordinadas por mecanismos neuromecánicos comunes (66).

2.5.2. Coordinación neuromecánica entre brazo y tronco.

El desplazamiento del brazo provoca modificaciones en la posición del centro de masas corporal (COM), lo que hace necesario activar ajustes posturales anticipatorios (APA) para preservar la estabilidad. Dichos ajustes se inician antes de la ejecución del movimiento voluntario y se adaptan en función de la dirección, la velocidad y la carga asociadas a la tarea (67). Estudios realizados con electromiografía y plataformas de fuerza han demostrado que la activación de la musculatura del tronco y de los miembros inferiores antecede al inicio del movimiento del brazo, lo que sugiere la existencia de una planificación motora integrada(68,69).

2.5.3. Implicaciones de la inmovilización de la muñeca en el control postural

Existen pocas investigaciones sobre cómo la inmovilización de la mano y la muñeca puede afectar el control postural. Algunos estudios sugieren una relación significativa entre la inmovilización de articulaciones distales o del miembro superior y la estabilidad postural. Por ejemplo, Bolzoni et al, (66) en su investigación donde estudió el efecto de la inmovilización de la muñeca en los movimientos anticipatorios, concluyó que, en apenas 12 horas de inmovilización de la muñeca, se producían modificaciones en los ajustes posturales anticipatorios en el codo y el hombro.

Hsu WL Et al, (70) analizó cómo se adaptaba el control postural durante la realización simultánea de varias tareas en los casos en los que había una inmovilización, mediante un análisis *Uncontrolled Manifold* (UCM), que distinguía la variabilidad articular que contribuye a estabilizar el centro de masa de la que lo desestabiliza, observando que durante la realización de una tarea combinada en los casos en los que había una se reducía la capacidad del sistema para emplear estrategias motoras adaptativas, dificultando la estabilidad postural durante actividades simultáneas, con la consecuente implicación directa que esto puede tener en el desarrollo de intervenciones de rehabilitación.

Asimismo, la inmovilización del miembro superior tiene repercusiones no solo en la adaptación postural, sino sobre la marcha con alteraciones de los parámetros espacio temporales del paso (71).

En conjunto, estos hallazgos confirman la interdependencia funcional entre el sistema postural y el control distal o periférico del miembro superior. Por otra parte, resulta relevante subrayar que, aunque no abundan estudios que se centren específicamente en la muñeca, los estudios referidos inciden en la

importancia de considerar la inmovilización de la muñeca como un factor que puede comprometer el control postural.

2.5.4. Aferencias somatosensoriales y su integración central.

Las aferencias cutáneas y articulares procedentes de la mano y la muñeca aportan información fundamental sobre la posición y el contacto con el entorno. Dichas señales se integran en estructuras como el cerebelo, la corteza somatosensorial primaria y el área parietal posterior, donde contribuyen al ajuste postural fino (72,73). La pérdida temporal de estas aferencias, como sucede durante el periodo de inmovilización asociado a una lesión, provoca una reorganización cortical transitoria y una reducción en la exactitud del control postural (74,75).

2.5.5. Rol de la visión y la dominancia manual.

La integración visual y e información propioceptiva son esenciales para mantener el equilibrio postural durante el desarrollo de las actividades de la vida diaria (76). Si además añadimos un entorno de realidad mixta, las distintas condiciones de retroalimentación visual durante tareas repetitivas modifican claramente los parámetros del centro de presión, se reduce la oscilación y se mejora la estabilidad global (77). En personas con alteraciones somatosensoriales del miembro superior, el mantener los ojos cerrados durante la ejecución de actividades funcionales del miembro superior, incrementa la inestabilidad, confirmando el papel de la visión en la regulación de la oscilación postural.

2.5.6. Implicaciones clínicas y rehabilitadoras.

El reconocimiento de la relación entre la extremidad superior y el control postural tiene consecuencias directas en la rehabilitación de lesiones traumáticas de la mano y muñeca. Los programas que combinan ejercicios orientados al equilibrio y control postural junto con el entrenamiento manual y propioceptivo favorecen la funcionalidad global del miembro superior y la estabilidad general del cuerpo. Esta evidencia (50,78) avala un enfoque de “abordaje global”, donde la recuperación funcional de la mano se concibe como parte de un sistema interconectado.

2.5.7. Perspectiva neurofisiológica del acoplamiento postural-manual.

Desde una perspectiva neurofisiológica, la coordinación entre la extremidad superior y la postura se apoya en redes corticales y subcorticales interrelacionadas. El cerebelo, el tálamo y las áreas premotoras intervienen simultáneamente en la regulación de la estabilidad y en la ejecución del movimiento. Las regiones premotoras ventrales y dorsales contribuyen en la planificación de los ajustes anticipatorios, mientras que el sistema vestibular participa en el mantenimiento del equilibrio durante las tareas de manipulación manual. Además, estudios recientes de neuroimagen han identificado activaciones concomitantes en corteza parietal posterior y cerebelo durante tareas de agarre y estabilización, lo que corrobora la naturaleza integrada del control postural-manual (79).

2.5.8. Conclusión.

La evidencia actual demuestra que la extremidad superior no sólo actúa como un efector motor distal, sino como un componente activo del sistema de control postural. La muñeca, en particular, desempeña un papel modulador en esta relación, participando en la regulación del equilibrio a través de mecanismos sensoriales y motores compartidos. La comprensión de esta interdependencia resulta esencial para el desarrollo de estrategias terapéuticas integradas que promuevan una recuperación funcional completa tras las lesiones de la mano.

2.6. El papel de la inmovilización en el proceso de recuperación funcional

2.6.1. Introducción

La inmovilización constituye una estrategia terapéutica fundamental en el manejo de lesiones traumáticas del sistema musculoesquelético. Su objetivo principal es proteger los tejidos lesionados, favorecer la consolidación ósea o la reparación de tejidos blandos y prevenir el desplazamiento de las estructuras afectadas. Sin embargo, aunque es una medida necesaria en las fases iniciales del tratamiento, su uso prolongado puede generar efectos adversos que comprometen la función global del miembro afecta.

2.6.2. Fundamentos fisiológicos de la inmovilización.

Durante los periodos de inmovilización, la ausencia de estimulación mecánica genera una reducción notable en la síntesis de proteínas miofibrilares, lo que deriva en atrofia muscular y pérdida de fuerza. Estudios recientes indican que, tras dos semanas de inmovilización, puede perderse hasta un 20 y un 25% del volumen muscular. Asimismo, se producen alteraciones en la organización del colágeno capsulo-ligamentario y una reducción de la irrigación sinovial, factores que contribuyen al incremento de la rigidez articular (80).

2.6.3. Cambios neuromusculares y sensoriomotores

La restricción articular afectada no solo compromete la estructura muscular, sino que también a la excitabilidad cortical y la propiocepción. Estudios realizados mediante estimulación magnética transcraneal (TMS) evidencian que la inmovilización de la muñeca provoca una disminución significativa en la representación cortical de los músculos implicados (81). Este fenómeno, denominado “depresión cortical por desuso”, se asocia con un deterioro del control motor fino y con un incremento del tiempo de reacción tras la retirada de la inmovilización.

2.6.4. Consecuencias biomecánicas globales

El impacto de la inmovilización no se limita por tanto a la articulación afectada. Alteraciones en la movilidad de la muñeca pueden modificar los patrones de movimiento de las articulaciones proximales (codo, hombro y tronco), y generar

compensaciones que afectan la eficiencia del movimiento y la postura corporal. De ahí la importancia de estudiar estas alteraciones que se pueden producir a nivel global para poder estudiar la posibilidad de introducir abordajes que impliquen la reeducación del tronco y de la marcha durante el periodo de inmovilización. Este vacío existe actualmente en la literatura y mediante esta tesis pretendemos sentar las bases que puedan servir en un futuro para plantear estos protocolos de actuación.

2.6.5. Duración y tipo de inmovilización: equilibrio entre protección y función

La duración óptima del periodo de inmovilización depende del tipo de lesión y del equilibrio necesario entre garantizar la estabilidad y preservar la movilidad funcional. En el caso de FDR, por ejemplo, la evidencia sugiere que períodos superiores a 4–5 semanas incrementan la rigidez y retrasan la recuperación funcional (82). En consecuencia, las tendencias actuales se orientan hacia modelos de inmovilización funcional o semirrígida, que permiten cierto grado de movimiento controlado y favoreciendo la orientación del colágeno, lo que reduce la rigidez posterior.

2.6.6. Estrategias para minimizar los efectos adversos

Algunas de las estrategias más eficaces para reducir las secuelas de la inmovilización son: la movilización precoz, la electroestimulación neuromuscular y los ejercicios isométricos dentro del rango seguro. Los programas de

rehabilitación que contemplan ejercicios de control motor y propiocepción durante o inmediatamente después de la inmovilización han mostrado mejores resultados en fuerza, movilidad y función (50,78). Además, la educación del paciente y la participación, son otros factores que pueden determinar la eficacia del tratamiento.

2.6.7. Reorganización cortical y plasticidad tras la inmovilización

La recuperación funcional tras un periodo de inmovilización también depende en gran medida de la capacidad del sistema nervioso para reorganizar sus representaciones motoras. Investigaciones realizadas con técnicas de neuroimagen funcional (fMRI) y TMS muestran que la estimulación sensorial y el entrenamiento motor guiado mejoran la reactivación cortical y aceleran la restitución funcional. Este proceso de plasticidad adaptativa puede optimizarse mediante terapias multimodales (83).

2.6.8. Implicaciones para la práctica clínica

En la práctica clínica, el manejo adecuado de la inmovilización requiere una planificación interdisciplinar que contemple el equilibrio entre la protección del tejido lesionado y la prevención del desuso. Los protocolos de rehabilitación deben adaptarse a la evolución biológica del proceso de reparación, promoviendo la movilidad temprana y el entrenamiento sensoriomotor progresivo. No obstante, desconocemos aún los efectos que la inmovilización

pueda tener en el apoyo plantar y sus consecuencias en la recuperación de la funcionalidad global del paciente.

2.6.9. Conclusión

La inmovilización es un arma terapéutica de doble filo: indispensable en la protección inicial de los tejidos, pero potencialmente perjudicial si se prolonga o se aplica sin criterios funcionales. Comprender sus efectos sistémicos (musculares, sensoriales, corticales y posturales) permite diseñar estrategias de intervención que optimicen la recuperación y reduzcan el riesgo de rigidez y dolor crónico. En este sentido, el abordaje global y funcional propuesto en esta tesis se presenta como una alternativa al tratamiento actual con el fin de solventar los problemas que aún persisten en el proceso de recuperación.

2.7. Justificación general de la tesis

Tal y como hemos detallado en los puntos anteriores, diferentes estudios previos demuestran que es necesario comprender la influencia global que la inmovilización de la muñeca y la mano puede tener dentro del sistema postural y funcional del ser humano, especialmente en contextos de inmovilización terapéutica tras una lesión traumática. En la práctica clínica actual, la recuperación funcional de las lesiones traumáticas del miembro superior, en particular las fracturas distales de radio (FDR) y las lesiones de los tejidos

periarticulares de la muñeca, continúa representando un desafío tanto para los clínicos como para los pacientes.

La inmovilización de un segmento del cuerpo tras una lesión constituye un componente indispensable en las fases iniciales de tratamiento para garantizar la correcta consolidación, sin embargo, su mantenimiento de forma prolongada provoca alteraciones estructurales, musculares y sensoriomotoras que trascienden el segmento afectado, afectando a estructuras proximales como el codo, el hombro o incluso el tronco. Estas modificaciones, lejos de limitarse al miembro superior, interfieren en la organización neuro mecánica global del cuerpo, afectando al control postural, la propiocepción y la coordinación inter-segmentaria del miembro superior y del tronco tal y como hemos detallado en los puntos anteriores.

Estudios recientes evidencian que la muñeca actúa como un nodo biomecánico y sensorial clave en la cadena cinética del miembro superior. Su óptimo funcionamiento garantiza la transmisión eficiente de cargas, la estabilidad durante la prensión y la adecuada orientación de la mano en el espacio. No obstante, la mayoría de los protocolos de rehabilitación actuales continúan centrando su atención en la movilidad articular y la fuerza local, sin llegar a considerar las interacciones sistémicas entre la extremidad superior y el control del equilibrio y la postura.

Además, es importante tener en consideración los cambios en la excitabilidad cortical y en la representación motora de los músculos implicados que se producen durante el periodo de inmovilización, afectando no sólo a la precisión del movimiento, sino también la estabilidad del tronco y la posición del centro de gravedad. Por lo tanto, el proceso de recuperación funcional debe abordarse

desde una perspectiva mucho más amplia, de forma que integre las dimensiones sensoriales, motora y postural del individuo.

En este contexto, resulta necesario investigar de manera experimental cómo la inmovilización de la muñeca modifica el control postural y la distribución de la presión plantar, como indicadores objetivos de reorganización motora global.

Estos resultados adquieren una relevancia clínica considerable, ya que permiten reinterpretar las secuelas funcionales tras una FDR o una inmovilización prolongada no sólo como una pérdida local de movilidad o fuerza, sino como una disfunción global del sistema de control motor. Esta visión global justifica la necesidad de revisar los protocolos de rehabilitación actuales, orientándolos hacia estrategias que integren el trabajo del equilibrio, la coordinación intersegmentaria y la propiocepción global desde las fases iniciales del proceso terapéutico.

Por tanto, esta tesis contribuye a llenar un vacío en la literatura sobre la relación entre inmovilización distal y control postural, aportando datos experimentales que refuerzan el paradigma del abordaje global. Desde la perspectiva clínica, ofrece un marco conceptual y práctico que puede guiar el diseño de programas de rehabilitación interdisciplinarios, más eficientes y sostenibles en el tiempo, orientados a la recuperación funcional completa del paciente y a la prevención de secuelas de rigidez, dolor o alteraciones del equilibrio. Además, se pretende redefinir la comprensión de la inmovilización terapéutica, no como un proceso pasivo de espera biológica a la recuperación del tejido lesionado, sino como una oportunidad de intervención activa y sensorial que permita preservar la función global del individuo durante su proceso de curación.

CAPITULO 3. Estado actual del conocimiento

3.1. Fundamentos neurofisiológicos del control postural y la propiocepción

El control postural se define como la capacidad que tiene el sistema nervioso para mantener la estabilidad del cuerpo y la orientación del centro de masas sobre la base de sustentación, en condiciones tanto estáticas como dinámicas. Este proceso implica la integración de múltiples fuentes de información sensorial (visual, vestibular y somatosensorial) y su coordinación con los sistemas motores y musculoesqueléticos encargados de ejecutar respuestas compensatorias o anticipatorias (72,84–86).

3.1.1. Sistemas sensoriales implicados en el control postural

El mantenimiento del equilibrio requiere la interacción efectiva entre tres subsistemas sensoriales principales:

- **Sistema visual**, que es el encargado de proporcionar información acerca de la orientación del cuerpo respecto al entorno y la verticalidad (87,88).
- **Sistema vestibular**, cuyo papel es detectar aceleraciones angulares y lineales de la cabeza, facilitando la estabilización ocular y la postura cefálica (89).
- **Sistema somatosensorial**, que incluye la información cutánea, articular y muscular proveniente de todo el cuerpo, pero con especial relevancia

en las manos y pies, por su papel en la exploración del entorno y el soporte del peso corporal (90,91).

La correcta integración de estas tres fuentes de información permite al sistema nervioso central (SNC) calcular la posición y el movimiento del cuerpo, generando ajustes posturales precisos. Alteraciones en cualquiera de estos sistemas, ya sea por una lesión, un periodo de inmovilización o déficit sensoriales, comprometen la estabilidad y la coordinación motora global (73).

3.1.2. Control jerárquico y organización neural del equilibrio

El control postural está organizado de forma jerárquica a través de las estructuras espinales, troncoencefálicas, cerebelosas y corticales, que interactúan entre ellas mediante circuitos ascendentes y descendentes.

- A nivel espinal, los reflejos miotáticos median respuestas rápidas ante perturbaciones, como el reflejo de estiramiento o los reflejos de retirada (92,93).
- En el tronco encefálico, los núcleos vestibulares y reticulares generan las respuestas posturales automáticas y coordinan la sinergia entre miembros superiores e inferiores.
- El cerebelo actúa como modulador del tono muscular y del aprendizaje motor postural, ajustando la intensidad y la temporalidad de las respuestas (94).
- En niveles corticales, la corteza parietal y premotora integran la información sensorial y planifican ajustes anticipatorios (APAs), esenciales para el control de tareas voluntarias que implican movimiento del brazo o manipulación manual (67).

Este modelo jerárquico, sin embargo, se concibe hoy como un sistema dinámico y distribuido, en el que las redes corticales y subcorticales se reorganizan en función del aprendizaje motor y de las condiciones del entorno (83).

3.1.3. Propiocepción: la base sensoriomotora del control postural

Tal como se expuso anteriormente, la propiocepción se define como la capacidad del organismo para detectar la posición y el movimiento de las partes del cuerpo en el espacio, así como la fuerza generada por los músculos (60). Esta información procede de receptores localizados en músculos (huso neuromuscular), tendones (órganos tendinosos de Golgi), articulaciones y piel (mecanorreceptores cutáneos).

El procesamiento de estas señales permite al SNC ajustar de forma continua y fluida la actividad motora, manteniendo el equilibrio y facilitando movimientos coordinados. Durante el movimiento voluntario, la propiocepción actúa en conjunto con la copia eferente o señal motora interna, permitiendo comparar la acción planificada con el resultado sensorial real y realizar correcciones instantáneas (46).

En la extremidad superior, la propiocepción de la muñeca y la mano tiene una importancia singular, ya que su precisión contribuye no sólo al control de la prensión y manipulación, sino también a la regulación del tono y la postura corporal general (34,95). Factores determinantes para que el individuo interactúe de forma eficaz y satisfactoria con su entorno.

3.1.4. Ajustes posturales anticipatorios y compensatorios

Durante las acciones voluntarias, como pueden ser alcanzar o manipular objetos, el sistema nervioso genera ajustes posturales anticipatorios (APAs) que ayudan a preparar al cuerpo para contrarrestar los desplazamientos del centro de masa producidos por dicho movimiento. Estos ajustes se producen unos 100–150 ms antes de la acción principal y dependen de la experiencia y la predicción sensorial (96).

Tras la perturbación, los ajustes posturales compensatorios (CPAs) restauran el equilibrio mediante respuestas reflejas y automáticas. La eficiencia de ambos mecanismos depende fundamentalmente de la integridad sensorial y la plasticidad cortical, lo que explica por qué cuando ocurre una restricción de una articulación distal, como la muñeca, puede generar una reorganización motora detectable en la postura general del cuerpo (66,70).

3.1.5. Plasticidad cortical y aprendizaje postural

El control postural no es un proceso rígido, sino que depende de la plasticidad neuronal, es decir, la capacidad del sistema nervioso para modificar sus conexiones sinápticas en respuesta al aprendizaje o la experiencia. El cerebelo y la corteza motora se adaptan de forma constante para optimizar la estabilidad ante cambios en el entorno o en las condiciones biomecánicas del cuerpo (97,98).

Durante el periodo de inmovilización, la reducción del flujo aferente desde los receptores articulares y musculares genera una reorganización cortical transitoria, que puede revertirse mediante entrenamiento propioceptivo,

estimulación sensorial y tareas motoras en cadena cinética cerrada. Este principio de reorganización (50,98) es esencial para comprender la base neurofisiológica del abordaje global propuesto en esta tesis.

3.1.6. Integración sensoriomotora y control postural global

Como ya hemos visto, el control postural y la propiocepción no pueden entenderse como procesos independientes de la función manual. Estudios recientes, aunque no se centran en mano traumática, han confirmado que la activación motora de la extremidad superior, incluso sin contacto directo con el suelo, modula la actividad de los músculos posturales del tronco y miembros inferiores(99). Este fenómeno se conoce como acoplamiento postural-manual y refleja la integración multisistémica del control motor, justificando la necesidad de enfoques terapéuticos que combinen el entrenamiento de la extremidad superior con ejercicios de equilibrio y estabilidad.

3.2. Influencia de la inmovilización distal en la organización postural global

La inmovilización distal, especialmente en segmentos funcionales como la muñeca y la mano, no sólo produce alteraciones locales en la articulación afectada, sino que genera una reorganización funcional y postural de carácter global. Esta reorganización se manifiesta tanto en el sistema musculoesquelético como en los circuitos sensoriomotores que sustentan la estabilidad y el control del equilibrio (66).

3.2.1. Desuso y reprogramación motora

Durante la inmovilización, el desuso que ocurre en el segmento distal provoca una disminución en la actividad aferente de los receptores articulares, musculares y cutáneos. Este descenso de información sensorial desencadena un proceso de reprogramación motora a nivel cortical y subcortical, caracterizado por la disminución del área representativa del miembro inmovilizado en la corteza somatosensorial primaria (100,101). Este fenómeno, conocido como *plasticidad por desuso*, altera la precisión del control motor y la coordinación intersegmentaria.

Como consecuencia de este suceso, el sistema nervioso debe generar compensaciones motoras en los segmentos proximales como el codo, hombro y tronco, para, de este modo, pueda mantener la estabilidad y la capacidad funcional. Estas adaptaciones, aunque inicialmente son eficaces, a medio y largo plazo pueden dar lugar a patrones de movimiento ineficientes o asimétricos que persisten tras la retirada de la inmovilización (102).

3.2.2. Alteraciones biomecánicas y redistribución del equilibrio

La inmovilización de la muñeca altera la sinergia entre los músculos estabilizadores del tronco y de los miembros inferiores, reduciendo la eficacia de los ajustes posturales anticipatorios. Sabemos que la oscilación postural aumenta significativamente tras periodos de inmovilización de la extremidad superior, indicando una reorganización del control del equilibrio a nivel multisistémico (103,104).

3.2.3. Cambios sensoriomotores y propioceptivos

La eliminación de la entrada sensorial distal también tiene repercusiones sobre la propiocepción global. La disminución de aferencias procedentes de la muñeca y la mano afecta al procesamiento sensorial en las áreas parietales y cerebelosas responsables de integrar la información de posición corporal. Este déficit reduce la precisión en la orientación espacial y en el control fino del movimiento, afectando tanto la ejecución de tareas manuales como la estabilidad postural (73,105).

Nuestro sistema intenta compensar esta pérdida aumentando la dependencia del sistema visual y vestibular. No obstante, esta compensación puede ser ineficiente, especialmente en condiciones con restricción visual o sobre superficies inestables, donde la propiocepción desempeña un papel fundamental.

3.2.4. Interdependencia entre miembro superior y control postural

La interacción entre la extremidad superior y el equilibrio corporal es de carácter bidireccional. Por un lado, los movimientos del brazo y la mano provocan desplazamientos en el centro de masas que requieren ajustes posturales anticipatorios (APAs) coordinados. Por otro, la postura influye en la precisión de las acciones manuales (67,96).

En este marco, la inmovilización distal altera la sincronización de las redes motoras responsables del control simultáneo del equilibrio y función manual. Estudios de neuroimagen funcional han evidenciado una reducción en la conectividad entre la corteza motora contralateral, el cerebelo y las áreas

premotoras durante la inmovilización del miembro superior, seguida de una recuperación progresiva con la reactivación funcional (79).

3.2.5. Implicaciones clínicas de la desorganización postural

Desde una perspectiva clínica, las alteraciones inducidas por la inmovilización distal se traducen en asimetrías posturales, reducción de la estabilidad y aumento del riesgo de caídas o sobrecarga muscular en segmentos compensatorios. En pacientes con lesiones de muñeca, estas alteraciones pueden perpetuar el dolor o retrasar la recuperación funcional si no se abordan mediante estrategias de rehabilitación global (50).

Por ello, los programas terapéuticos actuales proponen la incorporación de ejercicios en cadena cinética cerrada (CKC), tareas de coordinación ojo-mano-tronco y entrenamiento propioceptivo global, con el fin de restaurar la relación entre control distal y equilibrio corporal (106). Este tipo de intervención favorece la reorganización cortical y mejora tanto la función manual como la estabilidad postural.

3.2.6. Conclusión

Tras lo expuesto, podemos concluir con que la inmovilización de la muñeca constituye un modelo fisiopatológico idóneo para comprender la interdependencia funcional entre el sistema postural y la extremidad superior. Las modificaciones sensoriomotoras y biomecánicas derivadas de este proceso evidencian que el cuerpo opera como una unidad integrada, donde la pérdida de función distal desencadena respuestas adaptativas en todo el sistema. Estos hallazgos son los pilares que fundamentan la hipótesis central de esta tesis: que

la inmovilización de la muñeca, aun en ausencia de lesión proximal, puede alterar el control postural global. Reconocer este fenómeno es esencial para diseñar programas de rehabilitación que aborden no sólo la movilidad articular y la fuerza, sino también la reintegración sensorial y postural como parte del proceso de recuperación funcional.

3.3. Relación entre mano, equilibrio y centro de gravedad: evidencia experimental

El estudio de la relación entre la función de la mano y el control postural ha adquirido una relevancia creciente en las últimas décadas, a medida que la neurociencia y la biomecánica han demostrado que la extremidad superior participa activamente en la organización del equilibrio y en la regulación del centro de gravedad (CG). La mano, más allá de su papel en la prensión y manipulación de objetos durante las actividades, actúa como un sensor postural y un modulador de las estrategias de estabilidad corporal.

3.3.1. Fundamentos biomecánicos de la relación mano–centro de gravedad

La posición y los movimientos de la mano influyen de forma directa en la distribución del peso corporal y en el desplazamiento del centro de masas. Cuando el brazo se eleva o extiende, se produce un ajuste compensatorio en los músculos posturales del tronco y los miembros inferiores para mantener la alineación del CG dentro de la base de sustentación (67,72).

Este fenómeno es bidireccional: la estabilidad del tronco condiciona la precisión manual, y la acción de la mano requiere ajustes posturales anticipatorios (APAs) para prevenir la pérdida de equilibrio (107). Por ello, la coordinación entre el sistema postural y el sistema manual se considera hoy una unidad funcional integrada, más que una relación de dependencia unidireccional.

3.3.2. Evidencia neurofisiológica: acoplamiento postural–manual

Los estudios realizados con electromiografía (EMG) y estimulación magnética transcraneal (TMS) mostraron que la activación de los músculos distales de la mano se acompaña de una coactivación de los músculos estabilizadores del tronco y del cuello, incluso cuando no existe contacto con el suelo (79). Este fenómeno se conoce como acoplamiento postural-manual, y refleja la existencia de redes neuronales interconectadas entre la corteza motora primaria, la corteza premotora, el cerebelo y los núcleos reticulares del tronco encefálico.

Durante la ejecución de movimientos voluntarios como los de alcance o manipulación, las áreas corticales implicadas en el control de la mano activan simultáneamente los circuitos encargados de mantener la estabilidad, anticipando las perturbaciones que estos movimientos pueden producir en el equilibrio (108). Este mecanismo permite optimizar la eficiencia energética y la precisión del gesto, especialmente en tareas que requieren coordinación bimanual o manipulación de objetos pesados.

3.3.3. Evidencia experimental en modelos de restricción distal

Bolzoni et al. (2012) (66) observaron que la restricción de movimiento en la muñeca reduce la capacidad de realizar ajustes posturales automáticos frente a perturbaciones externas. Estos autores concluyen que el control postural no depende exclusivamente de los receptores plantares y vestibulares, sino también de la retroalimentación propioceptiva distal proveniente de la mano.

3.3.4. Influencia de la función manual en el equilibrio dinámico

La ejecución de tareas manuales, como sujetar un objeto, manipular una herramienta o realizar una escritura prolongada, implican ajustes continuos entre el equilibrio corporal y la posición de la mano en el espacio. En sujetos sanos, la activación coordinada de la musculatura proximal del hombro y los músculos extensores de la muñeca contribuye a mantener la estabilidad del tronco durante tareas de precisión (34,109).

En cambio, cuando existe restricción de movimiento o dolor en la mano o la muñeca, los sujetos tienden a modificar inconscientemente su patrón postural, inclinando el tronco o redistribuyendo el peso hacia un lado para compensar la pérdida de control distal. Estas estrategias compensatorias, aunque son efectivas a corto plazo, pueden derivar en desequilibrios musculares y en la cronificación del dolor (110), factores persistentes en muchos de los pacientes que han sufrido lesiones traumáticas en la mano o muñeca.

3.3.5. Modelos experimentales y técnicas de medición

Los avances en las técnicas de instrumentación biomecánica han permitido analizar esta relación con mucha más precisión. Las plataformas de fuerza y los sistemas de análisis de movimiento tridimensional (3D motion capture) permiten medir los desplazamientos del COP y las oscilaciones del centro de masa durante tareas manuales (111). Además, la electromiografía de superficie registra la sinergia entre los músculos posturales y distales. No hemos encontrado estudios experimentales que sustenten esta teoría.

3.3.6. Integración funcional: la mano como órgano postural

Desde una perspectiva funcional, la mano puede considerarse un órgano postural activo, cuya función excede la manipulación fina. Cada interacción con el entorno ya sea a través del tacto, la presión o la prensión, genera una retroalimentación que contribuye al equilibrio global.

Las teorías contemporáneas del control motor plantean que el sistema nervioso no controla segmentos aislados, sino que organiza sinergias musculares distribuidas para alcanzar objetivos funcionales. Siguiendo esta premisa, el control de la mano forma parte de una red coordinada que incluye el tronco y los miembros inferiores, asegurando tanto la precisión manual como la estabilidad corporal (78,79).

3.3.7. Implicaciones clínicas y terapéuticas

Comprender la relación entre mano y equilibrio tiene implicaciones directas para la rehabilitación. Los hallazgos experimentales evidencian que los programas de

tratamiento deben incluir entrenamiento postural y propioceptivo junto con la recuperación de la función manual. Intervenciones que integran ejercicios de control postural, equilibrio dinámico y manipulación de objetos en cadena cinética cerrada mejoran de forma simultánea la estabilidad y la destreza manual (50).

3.4. Vacíos de conocimiento y planteamiento del problema de investigación

A pesar de los avances en la comprensión de la biomecánica de la extremidad superior y del control postural humano en las últimas décadas, siguen persistiendo importantes vacíos de conocimiento en torno a la interacción entre la función distal (particularmente la muñeca y la mano) y en la organización postural global. De forma tradicional, la literatura científica ha tratado ambos sistemas de forma independiente, considerando el control postural como un proceso centrado en los miembros inferiores y el tronco, y la función manual como una tarea eminentemente distal, subordinada a la motricidad fina y la manipulación de objetos (72).

Sin embargo, los hallazgos recientes en neurofisiología y neuroimagen expuestos en los apartados anteriores han puesto de manifiesto que las redes neuronales que controlan la postura y la acción manual comparten una organización funcional interdependiente, donde los movimientos de la mano generan respuestas anticipatorias en la musculatura axial y en las cadenas musculares que sostienen el equilibrio (79,108). Pese a ello, el modo en que una

alteración distal, como la pérdida temporal de movilidad o la inmovilización terapéutica, impacta en la estabilidad corporal aún no se comprende de forma suficiente ni se ha cuantificado de manera objetiva.

3.4.1. Limitaciones de la evidencia existente

La mayoría de las investigaciones previas sobre la inmovilización del miembro superior se han centrado en el estudio de los efectos locales: pérdida de fuerza, rigidez articular, atrofia muscular y alteraciones propioceptivas de la articulación afectadas. Algunos trabajos (18,80,112) han aportado información realmente valiosa para el tratamiento ortopédico, pero no han abordado los efectos sistémicos que la inmovilización puede generar en el control postural y la coordinación motora global.

Por otro lado, los estudios sobre control postural y equilibrio se han focalizado principalmente en los miembros inferiores y el sistema vestibular, subestimando la participación de las extremidades superiores como moduladores activos del centro de gravedad (67). Aunque existen modelos teóricos que plantean una relación bidireccional entre la función manual y la estabilidad postural, la evidencia experimental que lo demuestre de forma cuantitativa sigue siendo escasa y fragmentaria.

Asimismo, la mayoría de los estudios disponibles emplean paradigmas de movimiento activo o tareas de manipulación, lo que limita la capacidad de aislar los efectos derivados de la restricción mecánica o sensorial de la mano sobre el equilibrio corporal. No hemos encontrado trabajos donde se ha explorado cómo la simple inmovilización distal, sin intervención funcional, puede modificar las estrategias posturales o la distribución del centro de presión plantar.

3.4.2. Necesidad de una perspectiva integradora

La falta de estudios que integren la biomecánica de la muñeca con la organización postural global impide comprender plenamente el papel de la extremidad superior como elemento estabilizador del cuerpo. Desde el punto de vista clínico, esta laguna se traduce en una ausencia de protocolos de rehabilitación verdaderamente globales, que aborden la recuperación de la función manual y la estabilidad corporal de forma simultánea.

Los programas de rehabilitación actuales tras una fractura distal de radio o una inmovilización prolongada se centran en recuperar la movilidad articular, la fuerza y la destreza manual, sin considerar los posibles cambios en la estabilidad del tronco o en la organización del equilibrio. Esta visión parcial puede contribuir a la aparición de síndromes de descompensación postural, dolor persistente o alteraciones funcionales que retrasan la reintegración plena del paciente a sus actividades cotidianas (50,113).

Por tanto, resulta necesario desarrollar investigaciones que analicen de forma objetiva cómo la restricción distal afecta la postura, utilizando métodos instrumentales de medición biomecánica, como plataformas de fuerza o análisis tridimensional del movimiento, que permitan cuantificar los cambios en la oscilación postural y el desplazamiento del centro de gravedad.

3.4.3. Planteamiento del problema de investigación

A la luz de las limitaciones señaladas, el problema de investigación que motiva esta tesis puede formularse de la siguiente manera:

¿De qué manera la inmovilización distal de la muñeca influye en la organización postural global y en el control del equilibrio, y qué implicaciones tiene este fenómeno para la recuperación funcional en lesiones traumáticas de la extremidad superior?

Esta pregunta pretende abordar una brecha doble: por un lado, la carencia de evidencia experimental que relacione la inmovilización distal con el control postural; y por otro, la necesidad clínica de fundamentar científicamente los enfoques de rehabilitación global que consideren el cuerpo como una unidad funcional.

La hipótesis subyacente es que la inmovilización distal de la muñeca produce modificaciones medibles en el control postural. Estas modificaciones reflejarían una reorganización sensoriomotora a nivel cortical y subcortical, derivada de la disminución de la entrada propioceptiva desde la extremidad superior.

3.4.4. Relevancia científica y aplicabilidad clínica

El estudio de esta interacción entre la función distal y el control postural contribuirá a ampliar el modelo neurofisiológico del equilibrio humano, incorporando el papel activo de la extremidad superior como modulador del centro de gravedad. Además, los resultados permitirán sentar las bases para diseñar estrategias terapéuticas integradas, en las que la rehabilitación de la mano y la muñeca se combine con el entrenamiento del control postural y la estabilidad dinámica.

De este modo, la investigación planteada no sólo busca describir un fenómeno biomecánico, sino también transformar el paradigma clínico del tratamiento de



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

las lesiones traumáticas de la extremidad superior, orientándolo hacia una visión más funcional, sistémica y basada en la evidencia científica.



CAPITULO 4. Objetivos e hipótesis

Objetivo general: Determinar los efectos de la inmovilización de la muñeca sobre el equilibrio postural y la distribución plantar, en el marco del abordaje funcional global de la mano.

Objetivos específicos:

1. Analizar las variaciones del centro de gravedad y presión plantar ante la inmovilización.
2. Evaluar el efecto de la dominancia manual.
3. Determinar la influencia de las condiciones visuales en la estabilidad.

Hipótesis de trabajo: la inmovilización de la muñeca produce alteraciones significativas en el control postural y equilibrio, independientemente de la dominancia.

CAPITULO 5. Material y métodos

5.1. Diseño del estudio y tipo de investigación

Se diseñó un estudio observacional y analítico de medidas con el objetivo de examinar los efectos inmediatos de la inmovilización de la articulación de la muñeca sobre parámetros estabilométricos y de distribución plantar en sujetos sanos adultos.

El propósito principal fue determinar si la restricción de movilidad de la muñeca (simulando una situación clínica de inmovilización mediante una férula de termoplástico) produce alteraciones cuantificables en la organización postural global, así como evaluar la influencia de la dominancia manual y de las condiciones visuales (visión abierta vs. cerrada) en dichas modificaciones.

El diseño se enmarca en un modelo de medidas repetidas intra-sujeto (ANOVA-RM), con tres factores independientes:

1. Condición de la mano (dominante / no dominante).
2. Condición de inmovilización (sin férula / con férula).
3. Condición visual (visión abierta / visión cerrada).

Este planteamiento experimental permitió identificar tanto los efectos principales como las interacciones entre variables, proporcionando una visión integral del control postural ante alteraciones distales.

5.2. Población y muestra

5.2.1. Criterios de inclusión y exclusión

Se seleccionó una muestra de 44 sujetos adultos mediante muestreo por conveniencia. Fueron reclutados entre estudiantes y personal de la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad de Málaga). El reclutamiento se realizó entre noviembre de 2022 y diciembre de 2023, tras la aprobación ética del comité CEUMA (97-2022-H).

Criterios de inclusión:

- Edad \geq 18 años.
- Diestros. Determinado según con qué mano escriben los individuos.
- Ausencia de patología musculoesquelética o neurológica.
- No haber sufrido inmovilización de miembros en los últimos 6 meses.
- Capacidad para permanecer de pie sin ayudas externas.

Criterios de exclusión:

- Alteraciones vestibulares, cognitivas o visuales que afectaran el equilibrio.
- Cirugía o lesión musculoesquelética reciente (<1 año).
- Embarazo o condición médica que contraindique la inmovilización.
- Negativa o retirada del consentimiento informado.

5.2.2. Características demográficas

La muestra final incluyó 29 mujeres y 15 hombres (edad media 36.5 ± 17.5 años). Todos los participantes eran diestros, con un IMC medio de 22.8 ± 2.4 kg/m². La diversidad ocupacional (estudiantes, personal sanitario, administrativos) permitió representar una población funcionalmente activa y clínicamente sana.

5.3. Instrumentos de medición

5.3.1. Plataforma baropodométrica PodoPrint® S4

El registro de las variables estabilométricas se realizó con la plataforma baropodométrica PodoPrint® S4 (Namrol Technologies, España), certificada bajo normativa CE 93/42/EEC para dispositivos médicos.

Dispone de 1600 sensores capacitivos distribuidos en una superficie de 57×57 cm, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, proporcionando alta sensibilidad para medición de microoscilaciones.

El software PodoPrint Analysis Suite v5.4 procesó los datos de presión plantar, centro de presión (COP) y área de oscilación, generando mapas de distribución y curvas estabilométricas.

Su fiabilidad (ICC 0.81–0.93) ha sido validada en estudios recientes (Cobos-Moreno et al., 2022) (114,115).

5.3.2. Variables analizadas

Se analizaron los siguientes parámetros cuantitativos:

- COPx / COPy (mm): desplazamiento medio del centro de presión en los ejes mediolateral y anteroposterior.
- Área de oscilación (mm²): superficie elíptica del 95% del recorrido del COP.
- Longitud del recorrido (mm): trayectoria total del COP.
- Velocidad de oscilación (mm/s): indicador de estabilidad funcional.
- Área plantar total (cm²): superficie de apoyo bilateral.
- Distribución de carga (%) y APO (oscilación anteroposterior): indicadores de ajuste postural dinámico.

Cada condición se registró durante 30 segundos, repitiéndose dos veces por fiabilidad, y promediando los valores finales.

5.4. Procedimiento experimental

5.4.1. Condiciones de prueba: dominancia, inmovilización y visión

Cada participante realizó ocho condiciones experimentales, resultantes de la combinación factorial de las tres variables independientes:

1. Mano dominante libre – ojos abiertos
2. Mano dominante libre – ojos cerrados
3. Mano dominante inmovilizada – ojos abiertos
4. Mano dominante inmovilizada – ojos cerrados

5. Mano no dominante libre – ojos abiertos
6. Mano no dominante libre – ojos cerrados
7. Mano no dominante inmovilizada – ojos abiertos
8. Mano no dominante inmovilizada – ojos cerrados

La inmovilización se realizó mediante una férula termoplástica individualizada, que fijaba la muñeca en posición neutra (0° de flexo-extensión, 0° de desviación radial-cubital), dejando los dedos y articulación del codo libres. Las férulas fueron aplicadas por un profesional experimentado, asegurando reproducibilidad y confort.

5.4.2. Protocolo de medición y control

- Los sujetos permanecieron descalzos, de pie y en bipedestación estática sobre la plataforma, con pies a 30° de apertura y 2 cm de separación entre talones, siguiendo la plantilla estándar de posicionamiento.
- Los brazos permanecían relajados junto al cuerpo; la mirada se fijaba en un punto visual (visión abierta) o se mantenían los ojos cerrados (visión cerrada).
- Las mediciones se realizaron en un entorno silencioso, con temperatura controlada (22 ± 1 °C) y sin estímulos visuales externos.
- Cada registro tuvo 30 segundos de duración, con descanso de 60 segundos entre ensayos.
- Si el participante se movía, hablaba, tosía o perdía el equilibrio, el registro se repetía para evitar sesgos.

- Las pruebas fueron realizadas por el mismo evaluador para evitar sesgos inter-observador.

5.5. Análisis estadístico

Los datos fueron procesados mediante R (v4.3.2) y IBM SPSS Statistics v.29.0. Se verificaron los supuestos de normalidad (Shapiro–Wilk) y esfericidad (Mauchly), aplicándose las correcciones de Greenhouse–Geisser y Huynh–Feldt cuando fue necesario.

Se utilizó un ANOVA de medidas repetidas (ANOVA-RM) para analizar los efectos de la inmovilización, dominancia y visión, y sus interacciones dobles y triples. En caso de significación, se realizaron comparaciones post hoc con corrección de Holm–Bonferroni.

El tamaño del efecto (η^2 parcial) se interpretó según Cohen (2013) (115): pequeño (0.01), moderado (0.06), grande (0.14). La correlación entre variables (COP, APO, área plantar) se estimó mediante el coeficiente de Pearson (r). El nivel de significación se fijó en $p < 0.05$.

5.6. Consideraciones éticas

El estudio fue realizado conforme a la Declaración de Helsinki y aprobado por el Comité Ético de la Universidad de Málaga (CEUMA 97-2022-H). Todos los participantes firmaron consentimiento informado por escrito. Los datos fueron codificados y almacenados de manera segura para preservar la

confidencialidad, conforme a la normativa de protección de datos (Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales). El estudio se realizó bajo condiciones controladas y con supervisión para minimizar cualquier riesgo, cumpliendo con la Declaración de Helsinki. No se registraron efectos adversos ni incidencias durante el procedimiento.

5.7. Limitaciones metodológicas

- El diseño experimental incluyó únicamente a sujetos sanos, por lo que los resultados no pueden extrapolarse directamente a pacientes con lesiones reales.
- El protocolo fue de tipo transversal, sin seguimiento longitudinal de las adaptaciones posturales.
- La férula estática utilizada simula la inmovilización clínica, pero no reproduce completamente las variaciones derivadas del dolor o la carga funcional de las férulas que se utilizan habitualmente en este tipo de lesiones.
- La evaluación se limitó a parámetros estabilométricos, sin integrar medidas electromiográficas o neurofisiológicas que complementen la interpretación sensoriomotora.
- El evaluador conocía las condiciones experimentales, por lo que no se aplicó cegamiento completo, aunque se mantuvo control en la toma de datos.



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

A pesar de estas limitaciones, el diseño adoptado proporciona una base metodológica robusta y reproducible, válida para investigar la influencia distal de la inmovilización en el equilibrio corporal y el control postural.



CAPITULO 6. Resultados

La muestra estuvo constituida por 44 participantes (29 mujeres y 15 hombres), todos ellos diestros (determinado por la mano que utilizaban para escribir). La edad media fue de 36.5 ± 17.5 años, con un IMC promedio de 22.8 ± 2.4 kg/m².

Ningún participante presentaba antecedentes musculoesqueléticos, neurológicos o vestibulares con relevancia clínica. Todos completaron satisfactoriamente las ocho condiciones experimentales. La homogeneidad de la muestra permitió llevar a cabo un análisis de los efectos intra-sujeto sin diferencias iniciales significativas en las variables antropométricas ni en las medidas basales de equilibrio ($p > 0.05$).

Los resultados del ANOVA-RM mostraron que la inmovilización de la muñeca produjo efectos significativos en la estabilidad postural global, tanto en el desplazamiento del centro de presión (CP) como en la oscilación anteroposterior (OAP), tanto con los ojos abiertos como cerrados, tal y como se muestra en la **ilustración 1**.

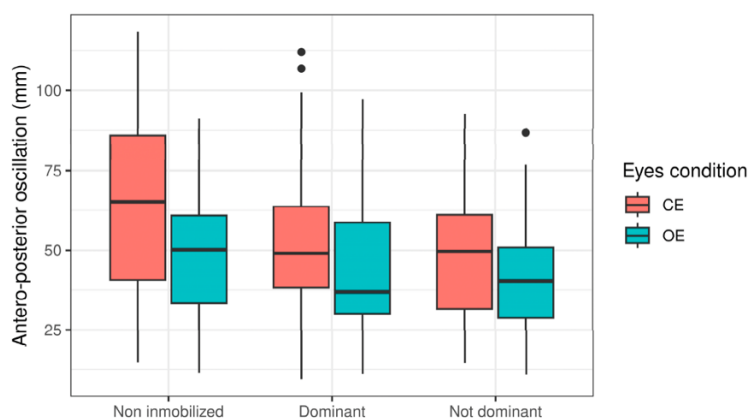


Ilustración 1. Cambios en la OAP respecto al estado de los ojos y la inmovilización

En la **Tabla 1**, podemos observar la significancia estadística de las alteraciones en la oscilación anteroposterior provocadas por la inmovilización.

Tabla 1. Resumen de la significancia estadística de las alteraciones en la OAP debidas a la inmovilización por sí misma

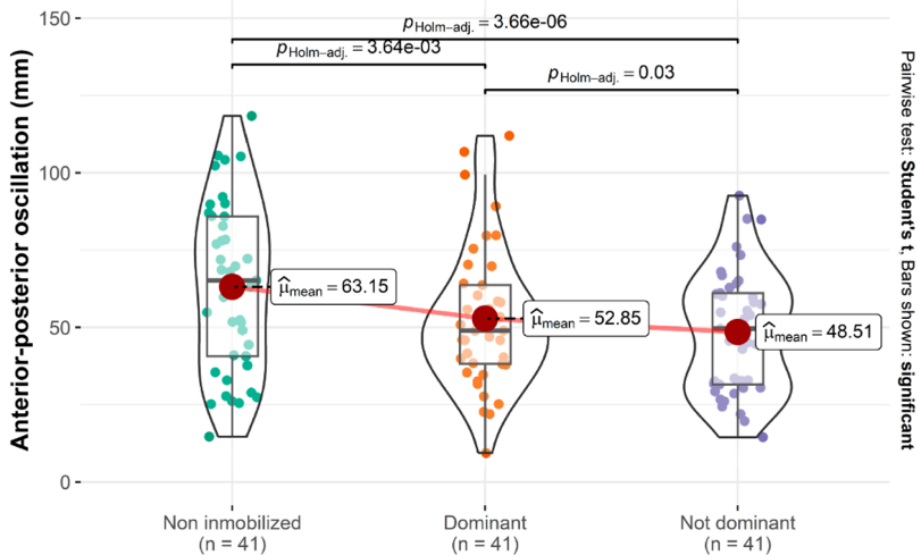
<i>Predictores</i>	<i>Estimaciones</i>	<i>Valor</i>	
		<i>IC</i>	<i>p</i>
(Intercepto)	61.39	55.11-67.68	<0.001
Ojos [OA]	-9.51	-12.42 - -6.60	<0.001
Dominante	-8.48	-12.05 - -4.92	<0.001
No dominante	-11.17	-14.74 - -7.61	<0.001
Efectos aleatorios			
σ^2	134.31		
T ₀₀ DNI	327.79		
CCI	0.71		
N _{DNI}	41		
Observations	246		
R ² marginal / R ² condicional	0.090/0.735		

Un análisis adicional, basado en un modelo de interacción para evaluar por separado los efectos de la condición visual (ojos abiertos vs. ojos cerrados), reveló que la inmovilización afecta el OAP independientemente de la condición ocular ($p < 0,001$), reflejado con la **Ilustración 2**, y con diferencias significativas entre la inmovilización del miembro dominante y el no dominante.

Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

Closed eyes

$$F_{\text{Fisher}}(1.56, 62.53) = 17.30, p = 6.68e-06, \hat{\omega}_p^2 = 0.06, CI_{95\%} [0.00, 1.00], n_{\text{pairs}} = 41$$



Open eyes

$$F_{\text{Fisher}}(1.93, 77.03) = 6.56, p = 2.64e-03, \hat{\omega}_p^2 = 0.03, CI_{95\%} [0.00, 1.00], n_{\text{pairs}} = 41$$

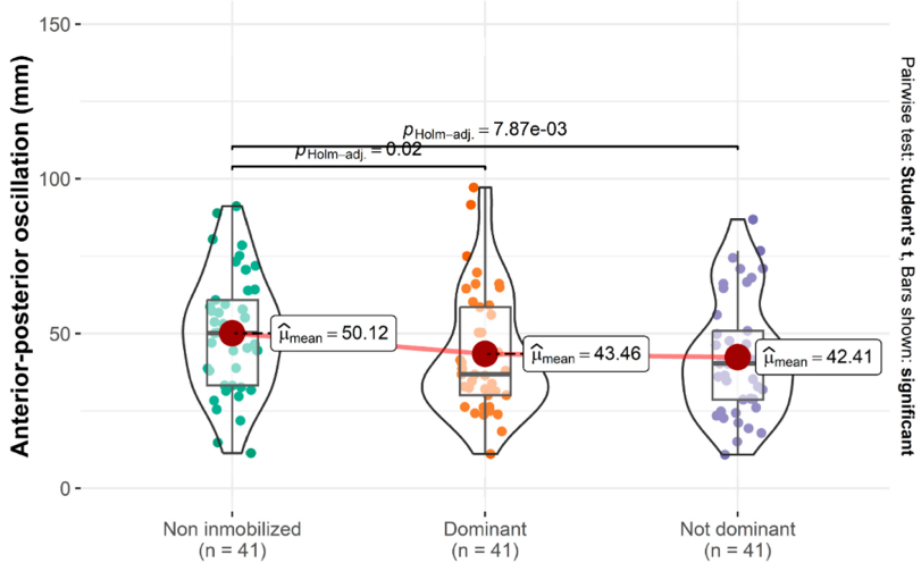


Ilustración 2. Diferencias en la OAP respecto a la condición visual

Respecto al efecto de la inmovilización de la muñeca sobre el apoyo plantar, concretamente sobre la superficie de apoyo, los hallazgos de nuestro estudio indican una mayor superficie de apoyo plantar durante la inmovilización en comparación con la ausencia de inmovilización (**Tabla 2**)

Tabla 2. Impacto de la inmovilización de la muñeca y la mano en el área total de soporte plantar

Predictores	Estimaciones	Valor	
		IC	p
(Intercepto)	63.15	56.55-69.76	<0.001
Ojos [OA]	-13.03	-18.05 - -8.01	<0.001
Dominante	-10.30	-15.32 - -5.28	<0.001
No dominante	-14.64	-19.66 - -9.62	<0.001
Ojos [OA] x Dominante	3.64	-3.46 – 10.74	0.314
Ojos [OA] x No dominante	6.93	-0.17 – 14.03	0.056
Efectos aleatorios			
σ^2	133.19		
τ_{00} DNI	327.97		
CCI	0.71		
NDNI	41		
Observaciones	246		
R2 marginal / R2 condicional	0.093/0.738		

La **Ilustración 3** muestra los valores de “Superficie total” registrados en las tres condiciones experimentales: no inmovilización, inmovilización del lado dominante e inmovilización del brazo no dominante. Los análisis evidencian un efecto significativo de la condición ($F(1.76, 70.32) = 166.19, p = 5.57 \cdot 10^{-26}$), junto con un tamaño del efecto considerable ($\omega^2_p = 0.18$). La superficie total es menor en la condición sin inmovilización ($\hat{\mu}_{\text{mean}} = 274.02$) y aumenta de manera notable en la condición dominante (media estimada = 327.44), alcanzando su valor más elevado cuando la restricción se aplica en la mano no dominante (media estimada = 337.44). Las comparaciones por pares indican diferencias altamente significativas entre la condición no inmovilizada y ambas condiciones con inmovilización ($p < 0.0001$ y $p < 0.0001$), así como entre la condición dominante y la no dominante ($p = 0.01$).

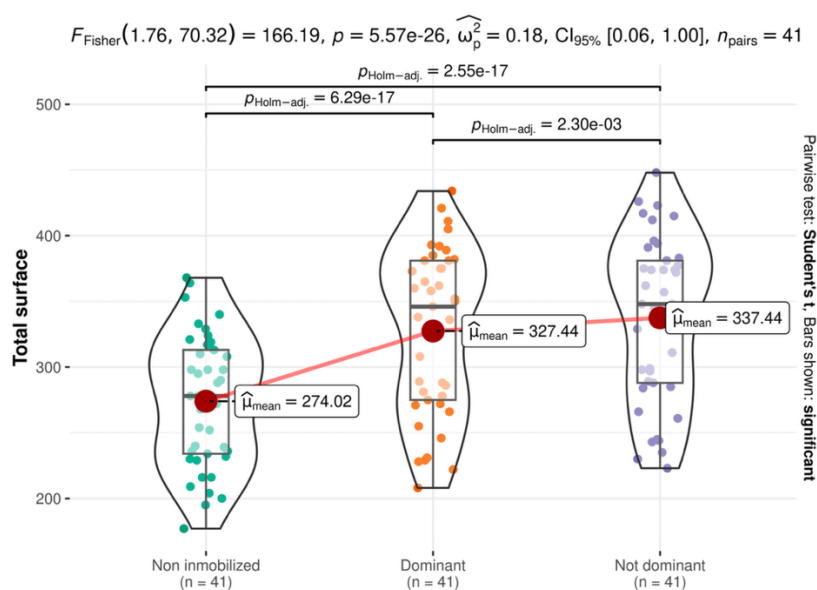


Ilustración 3. Cambios en la superficie de apoyo plantar

El análisis de las condiciones visuales mostró que el cierre de los ojos generó una disminución significativa de la estabilidad, incrementando el área y longitud del recorrido del COP. El efecto de la visión fue estadísticamente significativo para el área de oscilación y para la velocidad de oscilación.

La interacción visión × inmovilización también alcanzó significación, mostrando que la pérdida visual potencia los efectos desestabilizadores de la inmovilización.

Los resultados sugieren que el estado de los ojos influye significativamente en el soporte plantar, independientemente de la inmovilización del miembro o su dominancia (**Tabla 3**).

Tabla 3. Exploración del efecto del estado de los ojos en el apoyo plantar, sin tener en cuenta la inmovilización

Predictores	Estimaciones	Valor	
		IC	p
(Intercepto)	27.60	20.37 – 34.82	<0.001
Ojos (OA)	-4.56	-8.88- -0.23	0.039
Dominante	-1.66	-6.95 – 3.63	0.537
No dominante	-4.45	-9.74 – 0.84	0.099
Efectos aleatorios			
σ^2	296.04		
T ₀₀ DNI	354.05		
ICC	0.54		
N _{DNI}	41		
Observaciones	246		
R ² Marginal / R ² Conditional	0.013/0.551		

Los análisis post hoc con corrección de Bonferroni confirmaron diferencias significativas entre las condiciones, con tamaños del efecto moderados a altos,

lo que indica efectos clínicamente relevantes de la inmovilización distal sobre el equilibrio global.

A continuación, quedan descritas en la **Tabla 4** dichas comparaciones para facilitar su comprensión:

Tabla 4. Comparaciones entre grupos

Comparación	Variable	Media	p	η^2_{pq}	Interpretación
Libre vs. Inmovilizada	Área de oscilación	+15.8%	0.001	0.23	Mayor inestabilidad con férula
Dominante vs. No dominante	Desplazamiento COP	+12.3%	0.012	0.14	Mayor alteración en mano dominante
Ojos abiertos vs. Cerrados	Velocidad COP	+18.9%	<0.001	0.37	Pérdida de control postural sin visión
Inmovilización × Visión	Área oscilación	+9.6%	0.028	0.12	Efecto combinado significativo

El tamaño del efecto fue moderado a alto en la mayoría de las comparaciones, indicando efectos clínicamente relevantes de la inmovilización distal sobre el equilibrio global.

A continuación, en la **Tabla 5** podemos observar los principales resultados a modo de resumen:

Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

Tabla 5. Resumen

Variable	Libre	Inmovilizada	p	Efecto (η^2p)
Área oscilación (mm ²)	232.1 ± 65.8	268.9 ± 72.3	0.001	0.23
Velocidad COP (mm/s)	7.46 ± 1.22	8.61 ± 1.38	0.006	0.18
Desplazamiento lateral (mm)	1.82 ± 0.64	2.34 ± 0.71	0.002	0.19
Asimetría postural (%)	2.1 ± 1.0	3.8 ± 1.4	0.017	0.14

CAPÍTULO 7. Discusión

Periodos prolongados de inmovilización se asocian a rigidez, pérdida de fuerza y deterioro funcional. Aunque los estudios se han centrado principalmente en variables como el recorrido articular, fuerza o funcionalidad del miembro superior medida con la escala DASH o PRWE, trabajos centrados en biomecánica del equilibrio señalan que la información distal influye también en la regulación de la estabilidad, especialmente cuando la visión está limitada (66,116,117). De hecho, en la última década se ha dado mayor importancia a la propiocepción y percepción de los movimientos a la hora de evaluar los resultados funcionales a largo plazo tras una lesión de la muñeca o mano (65), pero ningún estudio previo ha examinado el efecto de la inmovilización de la muñeca o la mano puede tener sobre la propiocepción global, soporte plantar, y, en consecuencia, sobre las alteraciones en el desarrollo de las actividades diarias.

El objetivo principal de nuestro estudio fue investigar el impacto de la inmovilización de la muñeca en el control postural, examinando específicamente la oscilación anteroposterior y la distribución de la presión plantar, considerando además los roles de la dominancia manual y las condiciones visuales. En línea con nuestras hipótesis, los resultados revelaron que la inmovilización de muñeca produce cambios significativos tanto en el balanceo postural como en los parámetros de presión plantar en comparación con la condición no inmovilizada.

Estos hallazgos, en concordancia con estudios previos (118,119), pero enfatizando en el efecto sobre el apoyo plantar, concluyen que la inmovilización por si sola, tiene consecuencias más allá de las que la propia restricción de movilidad pueda ocasionar en las articulaciones implicadas.

Una de las consecuencias se asocia al desuso del segmento distal, que reduce la actividad aferente proveniente de los receptores articulares, musculares y cutáneos. Esta disminución en el flujo de información sensorial induce un proceso de reorganización motora tanto a nivel cortical como subcortical, manifestado por una reducción del área de representación del miembro inmovilizado en la corteza somatosensorial primaria. Este proceso, descrito como plasticidad por desuso, compromete la precisión del control motor y la coordinación entre segmentos corporales (100,101). Como consecuencia, el sistema nervioso central debe implementar estrategias motoras compensatorias en los segmentos proximales, como el codo, el hombro y el tronco, con el fin de preservar la estabilidad postural y la funcionalidad global (102). Desconocemos no obstante, si estas estrategias compensatorias son las que podrían explicar los resultados del estudio llevado a cabo por nuestro equipo de investigación, y que marcaría la base inicial del planteamiento de esta tesis, donde se concluía que la inmovilización de la muñeca por sí sola, sin tener en consideración otras variables, tenía consecuencias a nivel proximal, concretamente en el hombro (120), y que un mayor tiempo de inmovilización de la muñeca se asociaba con un aumento del dolor en el hombro en pacientes tras una fractura distal de radio.

Estas estrategias motoras y ajustes compensatorios van en concordancia con la idea de Loushin S et al, que plantea que, durante la ejecución de tareas manuales, se producen ajustes continuos y una activación coordinada de la musculatura proximal del hombro contribuyendo a mantener la estabilidad proximal durante tareas de precisión. En cambio, cuando existe restricción de movimiento o dolor en la mano o la muñeca, los sujetos tienden a modificar inconscientemente su patrón postural pudiendo derivar en desequilibrios musculares y en la cronificación del dolor (102). Esta cronificación del dolor, que

no necesariamente debe estar localizado en el lugar de la lesión, es la que demostraron Cantero et al. (121) en el estudio observacional mencionado con anterioridad.

No obstante, la relación entre la extremidad superior y el control postural presenta una naturaleza bidireccional. Por una parte, los movimientos del brazo y la mano generan modificaciones en el centro de masas que exigen la activación coordinada de ajustes posturales anticipatorios. Por otra, el estado postural influye directamente en la precisión y eficacia de las tareas manuales, tal y como describen Bouisset S et al en su estudio sobre postura, estabilidad dinámica y movimiento voluntario (67) donde independientemente de la dominancia de la mano, condujo a cambios significativos tanto en el balanceo postural como en los parámetros de presión plantar en comparación con la condición no inmovilizada, pudiendo considerarse estas alteraciones en el balanceo y apoyo como resultados de las alteración del centro de masa debido a los ajustes posturales anticipatorios. Estos resultados están en concordancia con nuestros hallazgos y justifican la necesidad de determinar de manera concreta qué cambios produce la inmovilización por sí sola en el apoyo plantar y distribución de cargas, a fin de poder plantear abordajes globales de tratamientos preventivos que nos ayuden a evitar esos movimientos compensatorios durante el desarrollo de las actividades cotidianas. Obtuvimos una mayor superficie de apoyo plantar durante la inmovilización en comparación con la condición sin inmovilización ($p < 0.001$). No obstante, nosotros sí hemos encontrado una diferencia significativa entre el brazo dominante y no dominante. La superficie total de apoyo plantar aumenta de manera notable en la condición dominante, alcanzando su valor más elevado cuando la restricción se aplica en la mano no dominante.

En primer lugar, es importante recordar que el trabajo de Bouisset et al, no es un estudio centrado específicamente en la distribución plantar, sino una revisión sobre cómo el sistema postural organiza los “*anticipatory postural adjustments*” para permitir el movimiento voluntario sin pérdida de equilibrio, defendiendo la idea principal de que una misma tarea puede desarrollarse de diferentes maneras con soluciones posturales distintas. Nuestro protocolo en cambio sitúa la inmovilización unilateral del miembro superior como la perturbación principal del sistema con variables de resultados basadas en la presión y superficie plantar. En concordancia con esta línea, Hong SH, et al. (122) encontraron que inmovilizar el miembro dominante frente al no dominante durante la marcha con muletas modificaba de forma diferente la activación muscular y la demanda física, lo que sugiere un comportamiento diferente en función del lado afecto por parte del sistema nervioso. En nuestro estudio, los participantes no llevan a cabo tarea alguna, sino que, empleamos un análisis baropodométrico más fino, centrado precisamente en la distribución de cargas plantares y la superficie de apoyo, lo que podría detectar cambios sutiles que pasan desapercibidos en medidas más globales de centro de presiones. Desde esta perspectiva, nuestros hallazgos no contradicen modelos previos, sino que lo matizan, mostrando que, cuando la tarea y la instrumentación son lo bastante sensibles, las diferencias ligadas a la dominancia del miembro superior sí pueden emerger a nivel de apoyo plantar.

Estos hallazgos sugieren que restricciones en los segmentos distales del miembro superior pueden influir en el equilibrio corporal, sin embargo, hasta ahora desconocíamos los posibles efectos que podía tener la inmovilización de la muñeca o la mano sobre el apoyo plantar, el desarrollo de la marcha, el equilibrio, y en consecuencia, sobre la sensación de movimiento y agilidad

durante la locomoción, sin que podamos determinar si este efecto de alteraciones posturales y de apoyo plantar se mantienen a lo largo del tiempo o se modifican durante el periodo de inmovilización.

Los resultados de este estudio podrían tener implicaciones clínicas en pacientes con patologías que requieren inmovilización de muñeca, destacando la importancia de un enfoque de rehabilitación global. Los hallazgos que se exponen sobre la relación entre la inmovilización de muñeca y diversos parámetros posturales revelan no solo la interacción dinámica entre la función del miembro superior y la biomecánica del miembro inferior, sino también la influencia de la inmovilización de muñeca-mano sobre estos parámetros (121). La inmovilización de muñeca por si sola induce a cambios en la oscilación anteroposterior (APO), independientemente de si la mano inmovilizada es dominante o no dominante, y también independiente de las condiciones visuales (ojos abiertos o cerrados). Sin embargo, cuando los ojos están cerrados, la longitud de la APO aumenta, probablemente debido a la participación del sistema vestibular (123).

No obstante, cabe destacar que los parámetros de presión plantar pueden modularse en respuesta a diferentes estímulos visuales (123,124). Fullin et al. (125) informaron efectos de los estímulos visuales sobre los parámetros de presión plantar en la condición de ojos abiertos (OA) lo que sugiere que la disponibilidad de información visual permite al sistema postural adoptar estrategias más precisas de distribución de cargas y estabilización. De manera similar, P. De Blasiis et al. (126) investigaron el impacto de los estímulos visuales sobre la estabilidad postural y los parámetros de presión plantar en población sana, analizando los cambios tanto en condiciones de ojos abiertos como de ojos cerrados. Sus resultados llegan a la conclusión de que el coeficiente de variación

fue inferior al 20% en OA y OC para todos los parámetros, excepto para el índice del arco derecho, lo que sugiere un mayor rol dinámico del pie dominante con respecto a las adaptaciones posturales que ocurren con los ojos cerrados. En cambio, Hébert-Losier K. et al. (127), concluyeron que los parámetros de presión plantar no parecen verse afectados por las diferentes condiciones visuales. Estas discrepancias con respecto a los estudios anteriores pueden explicarse por diferencias metodológicas relevantes, incluyendo la duración de la prueba, la naturaleza del dispositivo de medición, la población evaluada o el tipo de tarea postural, tal y como señalan Stoffregen TA et al. donde evaluando diferentes tareas llegaron a la conclusión de que la eliminación de la visión no siempre genera inestabilidad (128). Además, la influencia de la visión sobre la depresión o descarga plantar no es uniforme, sino dependiente del nivel de desafío postural impuesto y de la sensibilidad de la instrumentación utilizada. Cuando la tarea presenta baja demanda de equilibrio, la supresión visual puede no alterar la distribución de cargas de forma significativa, y cuando la tarea exige mayor reponderación sensorial el sistema postural podría reorganizar la distribución plantar para mantener la estabilidad, lo que coincide con los resultados de De Blasiis et al. (126) y Fullin et al.(125) y con nuestros hallazgos que sugieren que la condición visual (OA vs OC) influye significativamente en la distribución de la carga plantar, independientemente de la inmovilización o dominancia del miembro. No obstante, es importante enfatizar que, independientemente de la condición visual o la dominancia, es la propia inmovilización la que induce efectos tanto en la oscilación anteroposterior como en el área de soporte plantar.

La redistribución de la presión plantar (129,130) puede ser indicativa de un intento del cuerpo por redistribuir el peso corporal en respuesta a la funcionalidad comprometida del miembro superior. Es concebible que las personas con la

muñeca inmovilizada, ya sea de forma consciente o inconsciente, involucren en mayor medida a los miembros inferiores para compensar la disminución de la funcionalidad del miembro superior, ya que el acoplamiento neural Inter miembros influye en el reclutamiento muscular (122). No es la primera vez que algunos investigadores han reportado una correlación entre la mano y el pie; por ejemplo, Slobounov et al. informaron diferencias referidas entre los parámetros de fuerza manual y la distribución de la presión plantar (131,132) Otros estudios centrados en el control postural han demostrado el papel fundamental del hemisferio derecho en el control del equilibrio y la postural corporal en sujetos sanos (133,134). En la misma línea, Rosario Emanuele Bonaventura et al. (135) investigaron el efecto de la adaptación prismática (AP) sobre la fuerza de prensión manual y la presión plantar. Concluyeron que los efectos de la AP sobre la postura corporal probablemente están relacionados con una modulación de la representación corporal.

Enfocándonos en la representación corporal y en concordancia con nuestros resultados, existen numerosos hallazgos que convergen en la conclusión de que mantener la postura requiere que el sistema nervioso integre información de los sistemas somatosensorial, visual y vestibular. Por lo tanto, cualquier factor externo que pueda influir en esta percepción (como la inmovilización de la muñeca) podría impactar en los sistemas motor y sensorial, provocando una serie de ajustes mecánicos y propioceptivos que son cruciales para una rehabilitación efectiva. Estos hallazgos objetivos, que ponen de manifiesto la correlación entre la inmovilización de muñeca y el soporte plantar, podrían abrir el camino a nuevas investigaciones centradas en aplicaciones clínicas para la rehabilitación de lesiones en las extremidades superiores.

Dado que nuestros resultados se basan en una población sana; el impacto de factores como la kinesiophobia o la catastrofización del dolor tras una lesión sobre el apoyo y la distribución de cargas en la planta del pie también puede tener sus consecuencias tal y como hemos descrito en el estudio de Villalobos-García et al (136), donde se refuerza la asociación entre la kinesiophobia y la disfunción del miembro superior, considerando otros factores, como la catastrofización del dolor y la gravedad específica de la lesión. Las investigaciones futuras deberían profundizar en la interacción entre las variables psicológicas, físicas y cambios posturales producidos por la propia inmovilización en la rehabilitación del miembro superior y explorar intervenciones específicas globales que no se focalicen solo en la recuperación del recorrido articular, fuerza o función manual.

7.1. Fortalezas y limitaciones del estudio

Entre las fortalezas destacan el diseño intra-sujeto con medidas repetidas, el control riguroso de condiciones sensoriales (visión abierta/cerrada) y la utilización de instrumentación baropodométrica con alta frecuencia de muestreo, lo que eleva la sensibilidad para detectar cambios sutiles.

No obstante, el uso de una muestra de adultos sanos limita la generalización directa a poblaciones clínicas; el diseño transversal impide establecer trayectorias temporales de adaptación; y la ausencia de medidas neurofisiológicas (EMG/EEG) restringe la atribución mecánica directa.

7.2. Líneas futuras de investigación

Se proponen tres direcciones principales: (1) estudios longitudinales que evalúen la evolución del control postural desde la fase de inmovilización hasta el retorno funcional, incluyendo desenlaces clínicos (DASH/PRWE) y objetivos; (2)



ensayos clínicos aleatorizados que comparen protocolos convencionales frente a programas integrados de entrenamiento postural–manual con medición de tamaños del efecto clínicamente relevantes; y (3) integración de neuroimagen funcional (fMRI) y neurofisiología (TMS/EEG) para mapear la reorganización de redes motoras y su relación con la recuperación funcional.

Además, incorporar análisis de marcha y tareas duales puede esclarecer la transferencia de la estabilidad estática a contextos ecológicos, así como, determinar como la inmovilización puede afectar al desarrollo de las actividades cotidianas y el impacto que la misma, puede tener sobre la musculatura del miembro superior a nivel proximal.

En el **Anexo 2** se presenta el estudio de investigación que está en ejecución complementario a esta tesis y que puede dar información adicional para establecer los protocolos de rehabilitación complementando nuestros resultados.



CAPITULO 8. Conclusiones

El presente trabajo ha demostrado que la inmovilización distal de la muñeca produce efectos mensurables y significativos sobre el control postural global. Los resultados del análisis estabilométrico evidenciaron un incremento del área y longitud del recorrido del centro de presión (COP), así como desplazamientos mediolaterales del centro de gravedad (CG) hacia el hemicuerpo contralateral a la mano inmovilizada. Dichos cambios fueron más pronunciados cuando la restricción afectó a la mano dominante y bajo condiciones de privación visual, lo que sugiere que el control postural depende en parte de la información propioceptiva distal y de la integración cortical de las aferencias somatosensoriales procedentes de la muñeca y la mano. Estos hallazgos confirman la existencia de un acoplamiento funcional entre la extremidad superior y el sistema postural, que trasciende la función local de la muñeca como articulación motora, para situarla como un nodo relevante en la red sensoriomotora global del equilibrio.

8.1. Respuesta a los objetivos planteados

Objetivo general: Analizar la influencia de la inmovilización de la muñeca sobre el equilibrio postural y la distribución de cargas plantares. Se confirma que la inmovilización altera significativamente las variables estabilométricas (COP, área oscilatoria y asimetría postural) afectando el control postural global.

Objetivo específico 1: Determinar la influencia de la dominancia manual. La inmovilización de la mano dominante genera mayores alteraciones del equilibrio, indicando una lateralización funcional del control postural asociada al hemisferio dominante.

Objetivo específico 2: Evaluar la interacción entre visión e inmovilización. El cierre ocular amplifica los efectos de la restricción distal, corroborando la dependencia sensorial cruzada entre la aferencia visual y propioceptiva en la estabilidad corporal.

Objetivo específico 3: Analizar los cambios en la distribución plantar y desplazamiento del centro de gravedad. Se evidencia un desplazamiento sistemático del CG hacia el lado contralateral a la muñeca inmovilizada, confirmando la reorganización postural compensatoria.

En suma, todos los objetivos propuestos fueron alcanzados satisfactoriamente, aportando evidencia empírica al modelo de interacción postural–manual propuesto en esta tesis.

CAPITULO 9. Contribución al conocimiento científico

Esta tesis doctoral aporta un enfoque innovador e integrador al estudio del equilibrio, al demostrar que las restricciones periféricas distales tienen repercusión directa en la organización postural y en la distribución de cargas a nivel plantar. La investigación amplía el marco de la biomecánica clásica del control postural, incorporando la participación activa de la muñeca y la mano en la regulación del centro de masas corporal. Asimismo, ofrece evidencia experimental cuantitativa que refuerza modelos teóricos recientes de acoplamiento sensoriomotor global, consolidando la idea de que el cuerpo actúa como una unidad funcional dinámica y no como un conjunto de segmentos aislados.

A nivel metodológico, la combinación de análisis baropodométrico, condiciones sensoriales controladas y enfoque intra-sujeto constituye un modelo replicable y de alta fiabilidad, con potencial para futuras validaciones clínicas.

CAPITULO 10. Recomendaciones para la práctica clínica

Los resultados de esta tesis sugieren que la rehabilitación de la muñeca tras procesos de inmovilización debe ir más allá de la recuperación articular y muscular local, integrando componentes de entrenamiento postural y propioceptivo global.

Acorde a los hallazgos, podemos sugerir las siguientes recomendaciones:

- Implementar programas de reeducación sensoriomotora que incluyan tareas en cadena cinética cerrada y ejercicios de coordinación muñeca–hombro–tronco.
- Incluir entrenamiento visual y vestibular complementario, especialmente en pacientes con alteraciones del equilibrio o en fases tempranas de recuperación.
- Evaluar la asimetría postural y desplazamiento del CG durante las fases de inmovilización y recuperación para ajustar el plan terapéutico.
- Promover la movilización precoz y controlada siempre que la situación clínica lo permita, evitando la pérdida de aferencia distal prolongada.

Estas medidas pueden reducir el riesgo de desequilibrios persistentes, mejorar la estabilidad funcional y favorecer una recuperación más completa y coordinada del miembro afectado.

CAPITULO 11. Propuestas de continuidad

El presente trabajo abre nuevas líneas de investigación orientadas a consolidar y ampliar los resultados obtenidos:

1. Aplicación clínica en pacientes reales: replicar el protocolo experimental en sujetos con fractura distal de radio u otras lesiones traumáticas de muñeca, con evaluación longitudinal del equilibrio y la función.
2. Estudios de seguimiento temporal: analizar la evolución de las adaptaciones posturales durante y después del periodo de inmovilización, valorando la reversibilidad de los cambios estabilométricos.
3. Validación clínica y funcional: correlacionar los parámetros de equilibrio con escalas funcionales (DASH, PRWE) y con medidas de fuerza y propiocepción.
4. Ampliación poblacional: estudiar la influencia de la edad, el sexo y la lateralidad manual en las respuestas posturales a la inmovilización.
5. Aplicación tecnológica: integrar plataformas de análisis postural con sistemas de realidad virtual o sensores inerciales para entrenamiento personalizado y avanzar hacia modelos de rehabilitación integrativa basados en evidencia, con proyección hacia la docencia y la investigación clínica aplicada.
6. Estudiar otros efectos que pudiese tener la inmovilización de muñeca sobre los mecanismos de compensación en la extremidad superior durante el desarrollo de las actividades de la vida diaria (**Anexo 2**)

Bibliografía

1. Marzke MW. Upper-limb evolution and development. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2009 Jul 1 [cited 2024 Dec 3];91 Suppl 4(SUPPL. 4):26–30. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19571064/>
2. Diogo R, Molnar JL, Rolian C, Esteve-Altava B. First anatomical network analysis of fore- and hindlimb musculoskeletal modularity in bonobos, common chimpanzees, and humans. *Sci Rep* [Internet]. 2018 Dec 1 [cited 2025 Jul 29];8(1):6885. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5931964/>
3. Hinchliffe JR. Evolutionary developmental biology of the tetrapod limb. *Development* [Internet]. 1994 Jan 1 [cited 2025 Jul 29];1994(Supplement):163–8. Available from: <https://dx.doi.org/10.1242/dev.1994.Supplement.163>
4. Thomson KS. New evidence on the evolution of the paired fins of Rhipidistia and the origin of the tetrapod limb, with description of a new genus of Osteolepidae. *Postilla* [Internet]. 1972 Jul 19 [cited 2025 Jul 29];(157). Available from: https://elischolar.library.yale.edu/peabody_museum_natural_history_postilla/157
5. Chavez TJ, Morrell NT. The Evolution of the Human Hand From an Anthropologic Perspective. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2022 Feb 1 [cited 2024 Dec 3];47(2):181–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34446334/>
6. Lorenzo C, Arsuaga JL, Carretero JM. Hand and foot remains from the Gran Dolina Early Pleistocene site (Sierra de Atapuerca, Spain). *J Hum Evol* [Internet]. 1999 [cited 2025 Jul 29];37(3–4):501–22. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10496998/>
7. Tocheri MW, Orr CM, Jacofsky MC, Marzke MW. The evolutionary history of the hominin hand since the last common ancestor of Pan and Homo. *J Anat* [Internet]. 2008 Apr [cited 2024 Dec 4];212(4):544. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2409097/>

8. Young RW. Evolution of the human hand: the role of throwing and clubbing. *J Anat* [Internet]. 2003 Jan 1 [cited 2025 Jul 29];202(1):165. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1571064/>
9. Capdarest-Arest N, Gonzalez JP, Türker T. Hypotheses for Ongoing Evolution of Muscles of the Upper Extremity. *Med Hypotheses* [Internet]. 2014 Apr [cited 2025 Jul 29];82(4):452. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4059683/>
10. Delgado Martínez AD. Cirugía ortopédica y traumatología. Panamericana; 2019.
11. Zyluk A, Budzyński T. Treatment of metacarpal and phalangeal fractures--a review. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol*. 2006;71(4):299–308.
12. Gonzalez CEM, Rodríguez MB, Martínez FM. El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio. *MediSur* [Internet]. 2016 Sep 12 [cited 2024 Oct 1];14(4):430–46. Available from: <http://medisur.sld.cu/index.php/medisur/article/view/3361>
13. Eschweiler J, Li J, Quack V, Rath B, Baroncini A, Hildebrand F, et al. Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint. *Life* 2022, Vol 12, Page 188 [Internet]. 2022 Jan 27 [cited 2025 Jul 29];12(2):188. Available from: <https://www.mdpi.com/2075-1729/12/2/188/htm>
14. Handoll HHG, Elliott J. Rehabilitation for distal radial fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2015 Sep 25 [cited 2024 Oct 1];2015(9). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26403335/>
15. Vannabouathong C, Hussain N, Guerra-Farfan E, Bhandari M. Interventions for Distal Radius Fractures: A Network Meta-analysis of Randomized Trials. *J Am Acad Orthop Surg* [Internet]. 2019 Jul 1 [cited 2022 Sep 23];27(13):E596–605. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31232797/>
16. Zhang YX, Li C, Wang SW, Zhang ML, Zhang HW. Volar plate fixation vs. non-operative management for distal radius fractures in older adults: a meta-analysis. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* [Internet]. 2021 [cited 2022 Sep 27];25(11):3955–66. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34156674/>

17. He B, Tian X, Ji G, Han A. Comparison of outcomes between nonsurgical and surgical treatment of distal radius fracture: a systematic review update and meta-analysis [Internet]. Vol. 140, Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. Springer; 2020 [cited 2021 Feb 3]. p. 1143–53. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32468170/>
18. Jamnik AA, Pirkle S, Chacon J, Xiao AX, Wagner ER, Gottschalk MB. The Effect of Immobilization Position on Functional Outcomes and Complications Associated With the Conservative Treatment of Distal Radius Fractures: A Systematic Review. J Hand Surg Glob Online [Internet]. 2021 Jan 1 [cited 2023 Jan 9];4(1):25–31. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35415593/>
19. Dennison DG, Blanchard CL, Elhassan B, Moran SL, Shin AY. Early Versus Late Motion Following Volar Plating of Distal Radius Fractures. Hand (N Y) [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2023 Jan 9];15(1):125–30. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30009627/>
20. Delft EAK van, Gelder TG van, Vries R de, Vermeulen J, Bloemers FW. Duration of Cast Immobilization in Distal Radial Fractures: A Systematic Review. J Wrist Surg [Internet]. 2019 Oct [cited 2022 Dec 27];8(5):430–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31579555/>
21. Ghaddaf AA, Abdulhamid AS, Alomari MS, Alquhaibi MS, Alshehri AA, Alshehri MS. Comparison of immobilization periods following open reduction and internal fixation of distal radius fracture: A systematic review and meta-analysis. J Hand Ther [Internet]. 2021 [cited 2023 Jan 9]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34304976/>
22. Gutiérrez-Espinoza H, Araya-Quintanilla F, Olgúin-Huerta C, Gutiérrez-Monclus R, Jorquera-Aguilera R, Mathoulin C. Effectiveness of early versus delayed motion in patients with distal radius fracture treated with volar locking plate: A systematic review and meta-analysis. Hand Surg Rehabil [Internet]. 2021 Feb 1 [cited 2022 Mar 17];40(1):6–16. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33144249/>
23. Jorgsholm P, Ossowski D, Thomsen N, Björkman A. Epidemiology of scaphoid fractures and non-unions: A systematic review. Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie: Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie: Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Mikrochirurgie der Peripheren Nerven und

- Gefasse : Organ der V. [Internet]. 2020 Sep 1 [cited 2024 Oct 3];52(5):374–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32992390/>
24. Siotos C, Asif M, Lee J, Horen SR, Seal SM, Derman GH, et al. Cast selection and non-union rates for acute scaphoid fractures treated conservatively: a systematic review and meta-analysis. *J Plast Surg Hand Surg* [Internet]. 2023 [cited 2024 Oct 3];57(1–6):16–21. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35034563/>
 25. Basso MA, Smeraglia F, Ocampos-Hernandez M, Balato G, Bernasconi A, Corella-Montoya F. Scaphoid fracture non-union: a systematic review of the arthroscopic management. *Acta Biomed* [Internet]. 2023 Oct 17 [cited 2024 Oct 3];94(5). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37850769/>
 26. Chung KC, Pillsbury MS, Walters MR, Hayward RA. Reliability and validity testing of the Michigan Hand Outcomes Questionnaire. *Journal of Hand Surgery* [Internet]. 1998 [cited 2025 Jul 29];23(4):575–87. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9708370/>
 27. Arcidiacone S, Panuccio F, Tusoni F, Galeoto G. A systematic review of the measurement properties of the Michigan Hand Outcomes Questionnaire (MHQ). *Hand Surg Rehabil* [Internet]. 2022 Oct 1 [cited 2025 Jul 29];41(5):542–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35995419/>
 28. Heller GZ, Manuguerra M, Chow R. How to analyze the Visual Analogue Scale: Myths, truths and clinical relevance [Internet]. Vol. 13, *Scandinavian Journal of Pain*. Elsevier B.V.; 2016 [cited 2021 Mar 25]. p. 67–75. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28850536/>
 29. Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care Res (Hoboken)* [Internet]. 2011 Nov [cited 2022 Sep 14];63 Suppl 11(SUPPL. 11). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22588748/>
 30. Dover G, Powers ME. Reliability of Joint Position Sense and Force-Reproduction Measures during Internal and External Rotation of the

- Shoulder. *J Athl Train* [Internet]. 2003 Oct [cited 2021 Mar 24];38(4):304–10. Available from: www.journalofathletictraining.org
31. Karagiannopoulos C. Active wrist joint position sense (AWJPS) test offers variable reliability levels and scores among multiple wrist angles and tester-experience levels. *J Hand Ther* [Internet]. 2023 [cited 2023 Oct 16]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36914494/>
 32. Cantero-Téllez R, Algar LA, Cruz Gambero L, Villafañe JH, Naughton N. Joint position sense testing at the wrist and its correlations with kinesiophobia and pain intensity in individuals who have sustained a distal radius fracture: A cross-sectional study. *J Hand Ther* [Internet]. 2024 Apr 1 [cited 2024 Oct 14];37(2):218–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38309978/>
 33. Hagert E. Proprioception of the wrist joint: a review of current concepts and possible implications on the rehabilitation of the wrist. *J Hand Ther* [Internet]. 2010 Jan [cited 2022 May 29];23(1):2–17. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19963343/>
 34. Hagert E, Rein S. Wrist proprioception-An update on scientific insights and clinical implications in rehabilitation of the wrist. *J Hand Ther* [Internet]. 2024 Apr 1 [cited 2024 Oct 25];37(2):257–68. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37866985/>
 35. Valdes K, Manalang KC, Leach C. Proprioception: An evidence-based review. *Journal of Hand Therapy* [Internet]. 2024 Apr 1 [cited 2025 Jul 30];37(2):269–72. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0894113023001424>
 36. Karagiannopoulos C, Sitler M, Michlovitz S, Tucker C, Tierney R. Responsiveness of the active wrist joint position sense test after distal radius fracture intervention. *J Hand Ther* [Internet]. 2016 Oct 1 [cited 2023 Aug 29];29(4):474–82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27769839/>
 37. Mehta SP, Karagiannopoulos C, Pepin ME, Ballantyne BT, Michlovitz S, MacDermid JC, et al. Distal Radius Fracture Rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2024 Sep 1 [cited 2025 Nov 16];54(9):CPG1–78. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39213418/>

38. Majima M, Horii E, Matsuki H, Hirata H, Genda E. Load Transmission Through the Wrist in the Extended Position. *Journal of Hand Surgery* [Internet]. 2008 Feb [cited 2025 Nov 16];33(2):182–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18294538/>
39. Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1984 [cited 2025 Nov 16];187(187):26–35. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6744728/>
40. Omokawa S, Iida A, Kawamura K, Nakanishi Y, Shimizu T, Kira T, et al. A Biomechanical Perspective on Distal Radioulnar Joint Instability. *J Wrist Surg* [Internet]. 2017 Mar 22 [cited 2025 Nov 16];6(2):088–96. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28428909/>
41. Atzei A, Luchetti R. Foveal TFCC tear classification and treatment. *Hand Clin* [Internet]. 2011 Aug [cited 2025 Nov 16];27(3):263–72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21871349/>
42. Chen Z, Mat Jais IS, Teng SL, McGrouther DA. Understanding the biomechanics of the forearm during the dart thrower's motion. *J Hand Surg Eur Vol* [Internet]. 2023 Sep 1 [cited 2025 Nov 16];48(8):757–61. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37066631/>
43. Bergner JL, Farrar JQ, Coronado RA. Dart thrower's motion and the injured scapholunate interosseous ligament: A scoping review of studies examining motion, orthoses, and rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2025 Nov 16];33(1):45–59. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30879716/>
44. Stirling PHC, Chan CCH, Cliff NJ, Rust PA. A Reference Range of Dart-Thrower's Motion at the Wrist in a Healthy Adult Population. *Journal of Hand Surgery* [Internet]. 2021 Jun 1 [cited 2025 Nov 16];46(6):519.e1-519.e6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33451903/>
45. Moritomo H, Apergis EP, Garcia-Elias M, Werner FW, Wolfe SW. International federation of societies for surgery of the hand 2013 committee's report on wrist dart-throwing motion. *Journal of Hand Surgery* [Internet]. 2014 [cited 2025 Nov 16];39(7):1433–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24888529/>
46. Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev*

- [Internet]. 2012 Oct 1 [cited 2025 Nov 16];92(4):1651–97. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23073629/>
47. Cantero-Téllez R, Rider J, Cruz-Gambero L, Villafañe JH, Valdes K. Kinesiophobia, catastrophizing, and the duration of immobilization: A prospective study on factors associated with shoulder disability following wrist-hand injuries. *Journal of Hand Therapy* [Internet]. 2025 Jan 6 [cited 2025 Jan 7]; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894113024000619>
 48. Malwanage KT, Dissanayaka TD, Allen NE, Paul SS. Effect of Proprioceptive Training Compared With Other Interventions for Upper Limb Deficits in People With Parkinson Disease: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2024 Jul 1 [cited 2025 Nov 16];105(7):1364–74. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37951376/>
 49. Winter L, Huang Q, Sertic JVL, Konczak J. The Effectiveness of Proprioceptive Training for Improving Motor Performance and Motor Dysfunction: A Systematic Review. *Frontiers in rehabilitation sciences* [Internet]. 2022 [cited 2025 Nov 16];3. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36188962/>
 50. Menek B, Dansuk E. Investigating the effects of closed kinetic chain exercises on joint position sense, functionality, range of motion, and pain in individuals with distal radius fracture: a randomized controlled trial. *BMC Sports Sci Med Rehabil* [Internet]. 2025 Dec 1 [cited 2025 Nov 16];17(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40450369/>
 51. Lee JA, Sechachalam S. The Effect of Wrist Position on Grip Endurance and Grip Strength. *Journal of Hand Surgery* [Internet]. 2016 Oct 1 [cited 2025 Nov 16];41(10):e367–73. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27569783/>
 52. Hillman TE, Nunes QM, Hornby ST, Stanga Z, Neal KR, Rowlands BJ, et al. A practical posture for hand grip dynamometry in the clinical setting. *Clinical Nutrition* [Internet]. 2005 Apr [cited 2025 Nov 16];24(2):224–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15784482/>
 53. Bhardwaj P, Nayak SS, Kiswar AM, Sabapathy SR. Effect of static wrist position on grip strength. *Indian J Plast Surg* [Internet]. 2011 Jan [cited

- 2025 Nov 16];44(1):55–8. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21713161/>
54. Choi SJ, Lee J, Bae KJ, Kim DK, Lee YH, Lee Y. Clinical effect of rehabilitation after distal radius fracture surgery using a wearable device: A comparative prospective cohort study. *Hand Surg Rehabil* [Internet]. 2024 Dec 1 [cited 2025 Nov 16];43(6). Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39349296/>
55. Gutiérrez-Espinoza H, Araya-Quintanilla F, Olgún-Huerta C, Valenzuela-Fuenzalida J, Gutiérrez-Monclus R, Moncada-Ramírez V. Effectiveness of manual therapy in patients with distal radius fracture: a systematic review and meta-analysis. *J Man Manip Ther* [Internet]. 2022 [cited 2025 Nov 16];30(1):33–45. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34668847/>
56. Fan Y, Bai D, Cheng C, Tian G. The effectiveness and safety of blood flow restriction training for the post-operation treatment of distal radius fracture. *Ann Med* [Internet]. 2023 [cited 2025 Nov 16];55(2). Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37505919/>
57. de Villeneuve Bargemon JB, Soudé G, Gras M, Lupon, Fruchart E. Physical therapy after distal radius fracture. *Hand Surg Rehabil* [Internet]. 2023 Apr 1 [cited 2025 Nov 16];42(2):168–9. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36567011/>
58. Serenza F de S, Rizzato MMSA, Vieira F, McQuade KJ, de Oliveira AS. Assessment of upper extremity functional capacity in following osteosynthesis for upper limb fractures using a novel method for determining total reachable workspace. *Shoulder Elbow* [Internet]. 2025 [cited 2025 Nov 16]; Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39850348/>
59. Pereira BP, Thambyah A, Lee T. Limited forearm motion compensated by thoracohumeral kinematics when performing tasks requiring pronation and supination. *J Appl Biomech* [Internet]. 2012 [cited 2025 Nov 24];28(2):127–38. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21908894/>
60. Sherrington CS. The integrative action of the nervous system. *The integrative action of the nervous system*. 2012 Mar 12;

61. Petrie S, Collins J, Solomonow M, Wink C, Chuinard R. Mechanoreceptors in the palmar wrist ligaments. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1997 May [cited 2022 Sep 28];79(3):494–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9180336/>
62. Bastian HC. The “muscular sense”; its nature and cortical localisation. *Brain* [Internet]. 1887 Apr 1 [cited 2025 Jul 30];10(1):1–89. Available from: <https://scispace.com/papers/the-muscular-sense-its-nature-and-cortical-localisation-3y2sn2rae5>
63. Lephart SM, Myers JB. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of athletic training*. 2000 Jul;35(3):351–63.
64. Olczak A, Dornowski M. The level of functionality of the affected upper limb in stroke patients depends on the type of therapy used and the lateralization of the subjects’ body – A randomized observational study. *Balt J Health Phys Act*. 2023;15(3).
65. Cantero-Téllez R. A global proprioception concept after hand injury— Patient report. *Journal of Hand Therapy* [Internet]. 2024;37(2):293–5. Available from: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2030355990&from=export>
66. Bolzoni F, Bruttini C, Esposti R, Cavallari P. Hand immobilization affects arm and shoulder postural control. *Exp Brain Res* [Internet]. 2012 Jul [cited 2025 Nov 24];220(1):63–70. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22618470/>
67. Bouisset S, Do MC. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique* [Internet]. 2008 Dec [cited 2025 Nov 24];38(6):345–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19026956/>
68. Tahmid S, Font-Llagunes JM, Yang J. Upper Extremity Muscle Activation Pattern Prediction Through Synergy Extrapolation and Electromyography-Driven Modeling. *J Biomech Eng* [Internet]. 2024 Jan 1 [cited 2025 Nov 24];146(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37902326/>
69. Radeleczki B, Mravcsik M, Bozheim L, Laczko J. Prediction of leg muscle activities from arm muscle activities in arm and leg cycling. *Anat Rec*

- (Hoboken) [Internet]. 2023 Apr 1 [cited 2025 Nov 24];306(4):710–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35712823/>
70. Hsu WL. Adaptive postural control for joint immobilization during multitask performance. PLoS One [Internet]. 2014 Oct 17 [cited 2025 Nov 24];9(10). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25329477/>
71. Hong SH, Jung SY, Oh HK, Lee SH, Woo YK. Effects of the Immobilization of the Upper Extremities on Spatiotemporal Gait Parameters during Walking in Stroke Patients: A Preliminary Study. Biomed Res Int [Internet]. 2020 [cited 2025 Nov 24];2020. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32596338/>
72. Massion J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. Prog Neurobiol [Internet]. 1992 [cited 2025 Nov 24];38(1):35–56. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1736324/>
73. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol [Internet]. 2002 [cited 2025 Nov 24];88(3):1097–118. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12205132/>
74. Zanette G, Tinazzi M, Bonato C, Di Summa A, Manganotti P, Polo A, et al. Reversible changes of motor cortical outputs following immobilization of the upper limb. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control [Internet]. 1997 Aug [cited 2025 Nov 24];105(4):269–79. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9284234/>
75. Clouette J, Potvin-Desrochers A, Seo F, Churchward-Venne TA, Paquette C. Reorganization of Brain Resting-state Functional Connectivity Following 14 Days of Elbow Immobilization in Young Females. Neuroscience [Internet]. 2024 Mar 5 [cited 2025 Nov 24];540:77–86. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38246474/>
76. Solnik S, Pazin N, Coelho CJ, Rosenbaum DA, Zatsiorsky VM, Latash ML. Postural sway and perceived comfort in pointing tasks. Neurosci Lett [Internet]. 2014 May 21 [cited 2025 Nov 24];569:18. Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4128396/>
77. Zhang Y, Matsumoto A, Oshima C, Sakamoto K, Sugiyama T, Liang N. Standing postural control during an upper limb reaching task in a mixed reality condition: analysis of center of pressure and lower limb muscle

- activities. *Virtual Reality* 2025 29:3 [Internet]. 2025 Jun 6 [cited 2025 Nov 24];29(3):93-. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10055-025-01167-4>
78. Qian Q, Nam C, Guo Z, Huang Y, Hu X, Ng SC, et al. Distal versus proximal - an investigation on different supportive strategies by robots for upper limb rehabilitation after stroke: a randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2019 Jun 3 [cited 2025 Nov 24];16(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31159822/>
79. Smith JA, Tain R, Sharp KG, Glynn LM, Van Dillen LR, Henslee K, et al. Identifying the neural correlates of anticipatory postural control: A novel fMRI paradigm. *Hum Brain Mapp* [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2025 Nov 24];44(10):4088–100. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37162423/>
80. Dirks ML, Wall BT, Nilwik R, Weerts DHJM, Verdijk LB, van Loon LJC. Skeletal muscle disuse atrophy is not attenuated by dietary protein supplementation in healthy older men. *Journal of Nutrition* [Internet]. 2014 [cited 2025 Nov 24];144(8):1196–203. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24919692/>
81. Burianova H, Sowman PF, Marstaller L, Rich AN, Williams MA, Savage G, et al. Adaptive Motor Imagery: A Multimodal Study of Immobilization-Induced Brain Plasticity. *Cerebral Cortex* [Internet]. 2016 Mar 1 [cited 2025 Nov 24];26(3):1072–80. Available from: <https://dx.doi.org/10.1093/cercor/bhu287>
82. de Bruijn MAN, van Ginkel LA, Boersma EZ, van Silfhout L, Tromp TN, van de Krol E, et al. Cast immobilization duration for distal radius fractures, a systematic review. *Eur J Trauma Emerg Surg* [Internet]. 2024 Aug 1 [cited 2025 Nov 24];50(4):1621–36. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38507086/>
83. Smith JA, Tain R, Sharp KG, Glynn LM, Van Dillen LR, Henslee K, et al. Identifying the neural correlates of anticipatory postural control: A novel fMRI paradigm. *Hum Brain Mapp* [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2025 Nov 24];44(10):4088–100. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37162423/>
84. Shumway-Cook Anne, Woollacott MH. Motor control : translating research into clinical practice. 2007 [cited 2025 Nov 24];612. Available from:

- https://books.google.com/books/about/Motor_Control.html?hl=es&id=BJcL3enz3xMC
85. Akbaş A. Hand-Focused Strength and Proprioceptive Training for Improving Grip Strength and Manual Dexterity in Healthy Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med* [Internet]. 2025 Sep 28 [cited 2025 Nov 24];14(19):6882. Available from: <https://www.mdpi.com/2077-0383/14/19/6882/htm>
 86. Kaneko F, Murakami T, Onari K, Kurumadani H, Kawaguchi K. Decreased cortical excitability during motor imagery after disuse of an upper limb in humans. *Clinical Neurophysiology* [Internet]. 2003 [cited 2025 Nov 24];114(12):2397–403. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14652100/>
 87. Clark BC, Mahato NK, Nakazawa M, Law TD, Thomas JS. The power of the mind: the cortex as a critical determinant of muscle strength/weakness. *J Neurophysiol* [Internet]. 2014 Dec 15 [cited 2025 Nov 24];112(12):3219–26. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25274345/>
 88. Phan T, Nguyen H, Vermillion BC, Kamper DG, Lee SW. Abnormal proximal-distal interactions in upper-limb of stroke survivors during object manipulation: A pilot study. *Front Hum Neurosci* [Internet]. 2022 Nov 4 [cited 2025 Nov 24];16. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36405084/>
 89. Fortuna M, Teixeira S, Machado S, Velasques B, Bittencourt J, Peressutti C, et al. Cortical reorganization after hand immobilization: the beta qEEG spectral coherence evidences. *PLoS One* [Internet]. 2013 Nov 22 [cited 2025 Nov 24];8(11). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24278213/>
 90. Karumattu Manattu A, Borrell JA, Copeland C, Fraser K, Zuniga JM. Motor cortical functional connectivity changes due to short-term immobilization of upper limb: an fNIRS case report. *Frontiers in rehabilitation sciences* [Internet]. 2023 [cited 2025 Nov 24];4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37266515/>
 91. Loushin SR, Kakar S, Tetzloff SU, Lubbers P, Ellenbecker TS, Kaufman KR. Upper Extremity Kinematics and Electromyographic Activity in Uninjured Tennis Players. *Applied Sciences* 2022, Vol 12, Page 4638

- [Internet]. 2022 May 5 [cited 2025 Nov 24];12(9):4638. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/12/9/4638/htm>
92. Schwab-Farrell SM, Mayr R, Davis TJ, Riley MA, Silva PL. Effects of Constraining Postural Sway During Upper-Limb Precision Aiming Task Practice in Individuals with Stroke. *J Mot Behav* [Internet]. 2025 [cited 2025 Nov 24];57(1):61–76. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39422468/>
 93. Ikeda T, Takano M, Oka S, Suzuki A, Matsuda K. Changes in postural sway during upright stance after short-term lower limb physical inactivity: A prospective study. *PLoS One* [Internet]. 2022 Aug 1 [cited 2025 Nov 24];17(8):e0272969. Available from: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0272969>
 94. Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* [Internet]. 2004 Jan [cited 2025 Nov 24];91(1):410–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13679407/>
 95. Aune MA, Lorås H, Nynes A, Aune TK. Bilateral Interference in Motor Performance in Homologous vs. Non-homologous Proximal and Distal Effectors. *Front Psychol* [Internet]. 2021 Jul 12 [cited 2025 Nov 24];12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34322064/>
 96. Roland PE, Larsen B, Lassen NA, Skinhoj E. Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *J Neurophysiol* [Internet]. 1980 [cited 2025 Nov 24];43(1):118–36. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7351547/>
 97. Jacobs J V., Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm (Vienna)* [Internet]. 2007 Oct [cited 2025 Nov 24];114(10):1339–48. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17393068/>
 98. Sánchez-Montoya LJ, Sánchez DP, Ordoñez-Mora LT. Proprioceptive rehabilitation strategies in posttraumatic wrist injuries. Scoping review. *Colomb Med (Cali)* [Internet]. 2023 [cited 2025 Nov 24];54(4). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39211804/>
 99. Loushin SR, Kakar S, Tetzloff SU, Lubbers P, Ellenbecker TS, Kaufman KR. Upper Extremity Kinematics and Electromyographic Activity in Uninjured Tennis Players. *Applied Sciences* 2022, Vol 12, Page 4638

- [Internet]. 2022 May 5 [cited 2025 Nov 24];12(9):4638. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/12/9/4638/htm>
100. Reid SA, Andersen JM, Vicenzino B. Adding mobilisation with movement to exercise and advice hastens the improvement in range, pain and function after non-operative cast immobilisation for distal radius fracture: a multicentre, randomised trial. *J Physiother* [Internet]. 2020 Apr 1 [cited 2023 Jul 10];66(2):105–12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32291223/>
 101. Serrien B, Baeyens JP. The proximal-to-distal sequence in upper-limb motions on multiple levels and time scales. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2017 Oct 1 [cited 2025 Nov 24];55:156–71. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28837899/>
 102. Cobos-Moreno P, Astasio-Picado Á, Martínez- Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Escamilla-Martínez E, Gómez-Martín B. The Podoprint® plantar pressure platform: Evaluation of reliability and repeatability, and determination of the normality parameters. *J Tissue Viability* [Internet]. 2022 Nov 1 [cited 2023 Feb 20];31(4):619–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35868968/>
 103. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* [Internet]. 2013 May 13 [cited 2023 Feb 1]; Available from: <https://www.taylorfrancis.com/books/mono/10.4324/9780203771587/statistical-power-analysis-behavioral-sciences-jacob-cohen>
 104. Webber CM, Shin AY, Kaufman KR. Effects of elbow immobilization on upper extremity activity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2020 Dec 1 [cited 2025 Nov 24];80. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32702561/>
 105. Pauletto PA, Chico FTF, Vieira LCG, Bertoncetto D, Buzanello MR, de Carvalho AR, et al. Effectiveness of passive mobilization on the deleterious effects of immobilization in patients with musculoskeletal problems: a systematic review. *J Man Manip Ther* [Internet]. 2025 [cited 2025 Nov 24];33(3):173–82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40387860/>

106. Shepherd RB, Gentile AM. Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Hum Mov Sci*. 1994 Dec 1;13(6):817–40.
107. Hong SH, Jung SY, Oh HK, Lee SH, Woo YK. Effects of the Immobilization of the Upper Extremities on Spatiotemporal Gait Parameters during Walking in Stroke Patients: A Preliminary Study. *Biomed Res Int* [Internet]. 2020 [cited 2024 May 22];2020. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32596338/>
108. Cantero-Téllez R, Orza SG, Bishop MD, Berjano P, Villafañe JH. Duration of wrist immobilization is associated with shoulder pain in patients with after wrist immobilization: an observational study. *J Exerc Rehabil* [Internet]. 2018 Aug 1 [cited 2023 Jan 27];14(4):694–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30276195/>
109. Nishiike S, Okazaki S, Watanabe H, Akizuki H, Imai T, Uno A, et al. The effect of visual-vestibulosomatosensory conflict induced by virtual reality on postural stability in humans. *J Med Invest* [Internet]. 2013 [cited 2024 May 22];60(3–4):236–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24190041/>
110. Stoffregen TA, Pagulayan RJ, Bardy BG, Hettinger LJ. Modulating postural control to facilitate visual performance. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2000 [cited 2024 May 22];19(2):203–20. Available from: <https://experts.umn.edu/en/publications/modulating-postural-control-to-facilitate-visual-performance>
111. Fullin A, Caravaggi P, Picerno P, Mosca M, Caravelli S, De Luca A, et al. Variability of Postural Stability and Plantar Pressure Parameters in Healthy Subjects Evaluated by a Novel Pressure Plate. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2022 Mar 1 [cited 2024 May 22];19(5). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35270606/>
112. De Blasiis P, Caravaggi P, Fullin A, Leardini A, Lucariello A, Perna A, et al. Postural stability and plantar pressure parameters in healthy subjects: variability, correlation analysis and differences under open and closed eye conditions. *Front Bioeng Biotechnol* [Internet]. 2023 [cited 2024 May 22];11. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37545891/>
113. Hébert-Losier K, Murray L. Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: A systematic

- review. *Gait Posture* [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2024 May 22];75:46–62. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31593873/>
114. Stoffregen TA, Pagulayan RJ, Bardy BG, Hettinger LJ. Modulating postural control to facilitate visual performance. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2000 [cited 2025 Nov 24];19(2):203–20. Available from: <https://experts.umn.edu/en/publications/modulating-postural-control-to-facilitate-visual-performance/>
115. Trehan SK, Wolff AL, Gibbons M, Hillstrom HJ, Daluiski A. The effect of simulated elbow contracture on temporal and distance gait parameters. *Gait Posture* [Internet]. 2015 Mar 1 [cited 2024 May 22];41(3):791–4. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25759282/>
116. Leblebici G, Tarakcı E, Kısa EP, Akalan E, Kasapçopur Ö. The effects of improvement in upper extremity function on gait and balance in children with upper extremity affected. *Gait Posture* [Internet]. 2024 May 1 [cited 2024 May 22];110:41–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38484646/>
117. Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clin Neurophysiol* [Internet]. 2005 Feb [cited 2024 May 22];116(2):315–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15661110/>
118. Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK, Liu JZ, Sahgal V. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Exp Brain Res* [Internet]. 2000 [cited 2024 May 22];133(3):303–11. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10958520/>
119. Cioncoloni D, Rosignoli D, Feurra M, Rossi S, Bonifazi M, Rossi A, et al. Role of brain hemispheric dominance in anticipatory postural control strategies. *Exp Brain Res* [Internet]. 2016 Jul 1 [cited 2024 May 22];234(7):1997–2005. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26952051/>
120. Zhavoronkova LA, Zharikova A V., Kushnir EM, Mikhalkova AA. EEG markers of upright posture in healthy individuals. *Hum Physiol*. 2012 Nov;38(6):604–12.
121. Bonaventura RE, Giustino V, Chiaramonte G, Giustiniani A, Smirni D, Battaglia G, et al. Investigating prismatic adaptation effects in handgrip

- strength and in plantar pressure in healthy subjects. *Gait Posture* [Internet]. 2020 Feb 1 [cited 2024 May 22];76:264–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31881480/>
122. Poitras I, Dupuis F, Biemann M, Campeau-Lecours A, Mercier C, Bouyer LJ, et al. Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors (Basel)* [Internet]. 2019 Apr 1 [cited 2024 Oct 14];19(7). Available from: [/pmc/articles/PMC6479822/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31881480/)
123. Karagiannopoulos C, Sitler M, Michlovitz S, Tierney R. A descriptive study on wrist and hand sensori-motor impairment and function following distal radius fracture intervention. *J Hand Ther* [Internet]. 2013 Jul [cited 2022 May 30];26(3):204–15. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23628557/>
124. Aleem H, Qazi R, Azim ME, Ismail M, Amer H, Ashfaq M. Correlation Of Kinesiophobia And Upper Extremity Parameters In Post Mastectomy Patients. *J Pak Med Assoc* [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2024 Oct 14];73(7):1498–501. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37469066/>
125. De Baets L, Matheve T, Meeus M, Struyf F, Timmermans A. The influence of cognitions, emotions and behavioral factors on treatment outcomes in musculoskeletal shoulder pain: a systematic review. *Clin Rehabil* [Internet]. 2019 Jun 1 [cited 2024 Oct 14];33(6):980–91. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30791696/>
126. Kromer TO, Sieben JM, de Bie RA, Bastiaenen CHG. Influence of fear-avoidance beliefs on disability in patients with subacromial shoulder pain in primary care: a secondary analysis. *Phys Ther* [Internet]. 2014 Dec 1 [cited 2024 Oct 14];94(12):1775–84. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25060955/>
127. Mendes-Fernandes T, Puente-González AS, Márquez-Vera MA, Vila-Chã C, Méndez-Sánchez R. Effects of Global Postural Reeducation versus Specific Therapeutic Neck Exercises on Pain, Disability, Postural Control, and Neuromuscular Efficiency in Women with Chronic Nonspecific Neck Pain: Study Protocol for a Randomized, Parallel, Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health* [Internet]. 2021 Oct 1 [cited 2024 Oct 14];18(20). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34682453/>

128. Teunis T, Ramtin S, Gwilym SE, Ring D, Jayakumar P. Unhelpful thoughts and distress regarding symptoms are associated with recovery from upper extremity fracture. *Injury* [Internet]. 2023 Apr 1 [cited 2024 Nov 18];54(4):1151–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36822916/>
129. Romere C, Ramtin S, Nunziato C, Ring D, Laverty D, Hill A. Is Pain in the Uninjured Arm Associated With Unhelpful Thoughts and Distress Regarding Symptoms During Recovery From Upper-Extremity Injury? *J Hand Surg Am* [Internet]. 2023 [cited 2024 Nov 18]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37204359/>
130. Owusu-Ansah GE, Anudu EE, Ross PP, Ierulli VK, Mulcahey MK. Psychological Readiness to Return to Sport After Shoulder Instability. *JBJS Rev* [Internet]. 2023 Sep 1 [cited 2024 Nov 18];11(9). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37656825/>
131. Vranceanu AM, Barsky A, Ring D. Psychosocial aspects of disabling musculoskeletal pain. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2009 Aug 1 [cited 2024 Oct 14];91(8):2014–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19651964/>
132. Clifford AM, Buckley E, O'Farrell D, Louw Q, Moloney C. Fear of movement in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physiother Pract Res*. 2017 Jan 1;38(2):113–20.
133. Koho P, Orenius T, Kautiainen H, Haanpää M, Pohjolainen T, Hurri H. Association of fear of movement and leisure-time physical activity among patients with chronic pain. *J Rehabil Med* [Internet]. 2011 Sep [cited 2024 Nov 18];43(9):794–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21874214/>
134. Smith TO, Brown O, Baxter MA. Fear-avoidant beliefs and behaviours after upper limb fracture in older people: a systematic review and meta-ethnography. *Osteoporos Int* [Internet]. 2024 Jun 1 [cited 2024 Oct 14];35(6):939–50. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38279074/>
135. Naugle KM, Blythe C, Naugle KE, Keith NC, Riley ZA. Kinesiophobia Predicts Physical Function and Physical Activity Levels in Chronic Pain-Free Older Adults. *Frontiers in pain research* (Lausanne, Switzerland)

- [Internet]. 2022 [cited 2024 Oct 14];3. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35571145/>
136. Young W, Daya M, Govender P. Functional outcome using early controlled active motion in rehabilitation of a replanted hand: A case report. *J Hand Ther* [Internet]. 2020 Jul 1 [cited 2024 Nov 18];33(3):426–34. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30857892/>
137. Collocott SJF, Kelly E, Foster M, Myhr H, Wang A, Ellis RF. A randomized clinical trial comparing early active motion programs: Earlier hand function, TAM, and orthotic satisfaction with a relative motion extension program for zones V and VI extensor tendon repairs. *J Hand Ther* [Internet]. 2020 Jan 1 [cited 2024 Nov 18];33(1):13–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30905495/>
138. Lüning Bergsten C, Lundberg M, Lindberg P, Elfving B. Change in kinesiophobia and its relation to activity limitation after multidisciplinary rehabilitation in patients with chronic back pain. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2012 May [cited 2024 Nov 18];34(10):852–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22214399/>
139. Theunissen M, Peters ML, Bruce J, Gramke HF, Marcus MA. Preoperative anxiety and catastrophizing: a systematic review and meta-analysis of the association with chronic postsurgical pain. *Clin J Pain* [Internet]. 2012 Nov [cited 2024 Oct 14];28(9):819–41. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22760489/>
140. Martinez-Calderon J, Struyf F, Meeus M, Luque-Suarez A. The association between pain beliefs and pain intensity and/or disability in people with shoulder pain: A systematic review. *Musculoskelet Sci Pract* [Internet]. 2018 Oct 1 [cited 2024 Oct 14];37:29–57. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29980139/>
141. De Vroey H, Claeys K, Shariatmadar K, Weygers I, Vereecke E, Van Damme G, et al. High Levels of Kinesiophobia at Discharge from the Hospital May Negatively Affect the Short-Term Functional Outcome of Patients Who Have Undergone Knee Replacement Surgery. *J Clin Med* [Internet]. 2020 Mar 1 [cited 2024 Oct 14];9(3). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32182895/>
142. Tuna Z, Oskay D. Fear of movement and its effects on hand function after tendon repair. *Hand Surg Rehabil* [Internet]. 2018 Jul 1 [cited 2024 Oct

- 14];37(4):247–51. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29887493/>
143. Manzini JL. DECLARACIÓN DE HELSINKI: PRINCIPIOS ÉTICOS PARA LA INVESTIGACIÓN MÉDICA SOBRE SUJETOS HUMANOS. *Acta Bioeth* [Internet]. 2000 Dec [cited 2023 Feb 2];6(2):321–34. Available from: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1726-569X2000000200010&lng=es&nrm=iso&tlng=es
144. Clayson PE, Carbine KA, Baldwin SA, Larson MJ. Methodological reporting behavior, sample sizes, and statistical power in studies of event-related potentials: Barriers to reproducibility and replicability. *Psychophysiology* [Internet]. 2019 Nov 1 [cited 2024 Oct 14];56(11). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31322285/>
145. Ishak NA, Zahari Z, Justine M. Kinesiophobia, Pain, Muscle Functions, and Functional Performances among Older Persons with Low Back Pain. *Pain Res Treat* [Internet]. 2017 [cited 2024 Oct 14];2017. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28634547/>
146. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *J Clin Epidemiol* [Internet]. 2008 Apr [cited 2025 Jul 18];61(4):344–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18313558/>
147. YILMAZ TUNCA Ö, Uygur F, ULUĞ N, Yakut Y. Tampa Kinezyofobi Ölçeği'nin Türkçe versiyonu ve test-tekrar test güvenirligi. *Fizyoterapi Rehabilitasyon* [Internet]. 2011 [cited 2023 Aug 29];22(1):44–9. Available from: <http://search/yayin/detay/123472>
148. Sullivan MJL, Bishop SR, Pivik J. The Pain Catastrophizing Scale: Development and Validation. *Psychol Assess*. 1995;7(4):524–32.
149. García Campayo J, Rodero B, Alda M, Sobradiel N, Montero J, Moreno S. Validación de la versión española de la escala de la catastrofización ante el dolor (Pain Catastrophizing Scale) en la fibromialgia. *Med Clin (Barc)*. 2008 Oct 1;131(13):487–92.
150. Beaton DE, Wright JG, Katz JN, Amadio P, Bombardier C, Cole D, et al. Development of the QuickDASH: comparison of three item-reduction

- approaches. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2005 [cited 2024 Oct 14];87(5):1038–46. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15866967/>
151. Franchignoni F, Ferriero G, Giordano A, Sartorio F, Vercelli S, Brigatti E. Psychometric properties of QuickDASH - a classical test theory and Rasch analysis study. *Man Ther* [Internet]. 2011 Apr [cited 2024 Oct 14];16(2):177–82. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21044859/>
152. MacDermid JC, Turgeon T, Richards RS, Beadle M, Roth JH. Patient rating of wrist pain and disability: a reliable and valid measurement tool. *J Orthop Trauma* [Internet]. 1998 [cited 2024 Oct 14];12(8):577–86. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9840793/>
153. Rosales RS, García-Gutierrez R, Reboso-Morales L, Atroshi I. The Spanish version of the Patient-Rated Wrist Evaluation outcome measure: cross-cultural adaptation process, reliability, measurement error and construct validity. *Health Qual Life Outcomes* [Internet]. 2017 Aug 24 [cited 2024 Sep 19];15(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28836994/>
154. Hulley SB, Cummings SR, Browner WS, Grady DG, Newman TB. *Designing Clinical Research: an epidemiologic approach*. Fourth edition. 2013.
155. Bhan K, Hasan K, Pawar AS, Patel R. Rehabilitation Following Surgically Treated Distal Radius Fractures: Do Immobilization and Physiotherapy Affect the Outcome? *Cureus* [Internet]. 2021 Jul 7 [cited 2024 Nov 24];13(7). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34367829/>
156. Das De S, Vranceanu AM, Ring DC. Contribution of kinesophobia and catastrophic thinking to upper-extremity-specific disability. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2013 Jan 2 [cited 2024 Oct 14];95(1):76–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23283376/>
157. Daliri B.o. M, Azhari A, Khaki S, Hajebi Khaniki S, Moradi A. Which Psychological and Electrodiagnostic Factors Are Associated With Limb Disability in Patients With Carpal Tunnel Syndrome? *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2022 May 1 [cited 2024 Nov 24];480(5):960–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34855692/>

158. Farzad M, MacDermid JC, Packham T, Khodabandeh B, Vahedi M, Shafiee E. Factors associated with disability and pain intensity in patients with complex regional pain syndrome. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2022 [cited 2024 Nov 24];44(26):8243–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34870547/>
159. Schmidt V, Tervaniemi C, Wadsten M. Long-Term Association Between Patient-Reported Outcomes and Psychological Factors in Patients With a Distal Radius Fracture. *J Hand Surg Glob Online* [Internet]. 2024 Sep 1 [cited 2024 Nov 24];6(5). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39381390/>
160. Ata AM, Tuncer B, Kara O, Başkan B. The relationship between kinesiophobia, balance, and upper extremity functions in patients with painful shoulder pathology. *PM R* [Internet]. 2024 [cited 2024 Oct 14];16(10). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38506398/>
161. Suer M, Philips N, Kliethermes S, Scerpella T, Sehgal N. Baseline Kinesiophobia and Pain Catastrophizing Scores Predict Prolonged Postoperative Shoulder Pain. *Pain Physician*. 2022 Mar;25(2):E285–92.
162. Bartlett O, Farnsworth JL. The Influence of Kinesiophobia on Perceived Disability in Patients With an Upper-Extremity Injury: A Critically Appraised Topic. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2021 Jul 1 [cited 2024 Nov 25];30(5):818–23. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33662934/>
163. Meugnot A, Agbangla NF, Toussaint L. Selective impairment of sensorimotor representations following short-term upper-limb immobilization. *Q J Exp Psychol (Hove)* [Internet]. 2016 Sep 1 [cited 2024 Nov 25];69(9):1842–50. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26642973/>
164. Crombez G, Vlaeyen JWS, Heuts PHTG, Lysens R. Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain* [Internet]. 1999 Mar 1 [cited 2024 Oct 14];80(1–2):329–39. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10204746/>
165. Leeuw M, Goossens MEJB, Linton SJ, Crombez G, Boersma K, Vlaeyen JWS. The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. *J Behav Med* [Internet]. 2007 Feb [cited 2024 Nov

- 18];30(1):77–94. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17180640/>
166. Lentz TA, Barabas JA, Day TIM, Bishop MD, George SZ. The relationship of pain intensity, physical impairment, and pain-related fear to function in patients with shoulder pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2009 [cited 2024 Oct 14];39(4):270–7. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19346624/>
167. Vlaeyen JWS, Linton SJ. Fear-avoidance model of chronic musculoskeletal pain: 12 years on. *Pain* [Internet]. 2012 Jun [cited 2024 Nov 18];153(6):1144–7. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22321917/>
168. Vlaeyen JWS, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain* [Internet]. 2000 Apr 1 [cited 2024 Oct 14];85(3):317–32. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10781906/>
169. Dawson J, Carr A, Hess M. The role of the DASH and QuickDASH in the assessment of upper limb conditions. *Br J Sports Med*. 2004;38:610–4.
170. Wilkens SC, Lans J, Bargon CA, Ring D, Chen NC. Hand Posturing Is a Nonverbal Indicator of Catastrophic Thinking for Finger, Hand, or Wrist Injury. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2018 Apr 1 [cited 2024 Oct 14];476(4):706–13. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29480887/>
171. Valdes K, Naughton N, Rider J V. Hand therapist use of patient-reported outcomes. *J Hand Ther* [Internet]. 2024 Jan 1 [cited 2024 Oct 14];37(1):110–7. Available from:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37586992/>
172. Forriol Campos F, Marco Martínez F, Vaquero Martín J. Manual de cirugía ortopédica y traumatología. 2o edición. Medica Panamericana, editor. Madrid; 2012. 895–901 p.
173. Cantero Téllez R, Algar L, Blasco Giménez M, Weston Mckee C, Cuadros Romero M, Domingo García AM, et al. Terapia de mano basada en el razonamiento y la práctica clínica. 1o edición. Universidad Internacional de Andalucía UNIA, editor. Sevilla; 2020. 295 p.

174. King S, Thomas JJ, Rice MS. The immediate and short-term effects of a wrist extension orthosis on upper-extremity kinematics and range of shoulder motion. *Am J Occup Ther* [Internet]. 2003 [cited 2023 Feb 2];57(5):517–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14527113/>
175. Doerr SB, Walter JR, Priganc V, Winston K, Barth RW, Moss DP. The impact of shoulder pathology on individuals with distal radius fracture. *J Hand Ther* [Internet]. 2021 [cited 2023 Jan 27]; Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34756487/>
176. Jayakumar P, Overbeek CL, Lamb S, Williams M, Funes C, Gwilym S, et al. What Factors Are Associated With Disability After Upper Extremity Injuries? A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2018 [cited 2022 Sep 30];476(11):2190–215. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30188344/>
177. Greenberg DL. Evaluation and treatment of shoulder pain. *Med Clin North Am* [Internet]. 2014 [cited 2023 Jan 27];98(3):487–504. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24758957/>
178. Gurney AB, Mermier C, Laplante M, Majumdar A, O'Neill K, Shewman T, et al. Shoulder Electromyography Measurements During Activities of Daily Living and Routine Rehabilitation Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* [Internet]. 2016 May 1 [cited 2023 Jan 27];46(5):375–83. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27049599/>
179. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* [Internet]. 2007 [cited 2023 Jan 31];39(2):175–91. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17695343/>
180. García Campayo J, Rodero B, Alda M, Sobradiel N, Montero J, Moreno S. Validación de la versión española de la escala de la catastrofización ante el dolor (Pain Catastrophizing Scale) en la fibromialgia. *Med Clin (Barc)* [Internet]. 2008 [cited 2023 Feb 2];131(13):487–93. Available from: <https://medes.com/publication/44091>
181. Gómez-Pérez L, López-Martínez AE, Ruiz-Párraga GT. Psychometric Properties of the Spanish Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia



- (TSK). J Pain [Internet]. 2011 Apr [cited 2023 Feb 2];12(4):425–35. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20926355/>
182. Herdman M, Badia X, Berra S. El EuroQol-5D: una alternativa sencilla para la medición de la calidad de vida relacionada con la salud en atención primaria. Aten Primaria [Internet]. 2001 Oct 15 [cited 2023 Feb 2];28(6):425–30. Available from: <https://www.elsevier.es/es-revista-atencion-primaria-27-articulo-el-euroqol-5d-una-alternativa-sencilla-13020211>





Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

ANEXOS

ANEXO 1. Kinesiophobia and Its Correlation with Upper Limb and Hand Functionality Among Individuals with Wrist/Hand Injury: A Cross-Sectional Study.



Article

Kinesiophobia and Its Correlation with Upper Limb and Hand Functionality Among Individuals with Wrist/Hand Injury: A Cross-Sectional Study

Atenea Villalobos-García¹, Leire Cruz-Gamero², Roberto Ucero-Lozano^{3,4,*}, Kristin Valdes⁵
and Raquel Cantero-Téllez²¹ Tecan Hand Center, 29002 Málaga, Spain; atevillagar@uma.es² Physiotherapy Department, IBIMA Hand Research Group FE-17, Faculty of Health Sciences, University of Málaga, C/Arquitecto Francisco Peñalosa (Ampliación Campus Teatinos), 29010 Málaga, Spain; leiregam@uma.es (L.C.-G.); cantero@uma.es (R.C.-T.)³ Department of Physiotherapy, Faculty of Medicine, Health and Sports, European University of Madrid, 28670 Madrid, Spain⁴ InHeFis Research Group, Instituto Asturiano de Investigación Sanitaria (ISPA), 33011 Oviedo, Spain⁵ School of Occupational Therapy, Touro University Nevada, Henderson, NV 89014, USA; kvaldes2@touro.edu

* Correspondence: roberto.ucero@universidadeuropea.es



Citation: Villalobos-García, A.; Cruz-Gamero, L.; Ucero-Lozano, R.; Valdes, K.; Cantero-Téllez, R. Kinesiophobia and Its Correlation with Upper Limb and Hand Functionality Among Individuals with Wrist/Hand Injury: A Cross-Sectional Study. *J. Clin. Med.* **2024**, *13*, 7604. <https://doi.org/10.3390/jcm13247604>

Academic Editor: Indre Bileviciute-Ljungar

Received: 27 October 2024

Revised: 7 December 2024

Accepted: 11 December 2024

Published: 13 December 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Background/Objectives: Wrist/hand injury incidences in the general population are high and contribute to a significant health problem. Fear of pain from movement can impact physical recovery, contributing to prolonged disability and impaired function in an upper limb after wrist/hand injury. The study's objectives are (1) to evaluate the relationship between kinesiophobia, pain catastrophizing, *QuickDASH*, and Patient-Rated Wrist Evaluation and (2) to evaluate the data regarding the influence that basal kinesiophobia may have on upper limb functionality after wrist/hand immobilization. **Methods:** Participants referred from different medical centers with a wrist or hand injury that required immobilization were enrolled in the study. Data were collected just after the post-immobilization period. The following outcome measures were evaluated: the *QuickDASH*, the PRWE (Patient-Rated Wrist Evaluation), the TSK (Tampa Scale of Kinesiophobia), and the PCS (Pain Catastrophizing Scale). Demographics were summarized with descriptive statistics and linear relationships between variables using Pearson's correlation coefficient. Furthermore, multivariate linear regression analysis was performed to determine whether kinesiophobia could predict upper functional performance. **Results:** 64 patients (40 women, 24 men) participated in the study. Significant kinesiophobia positive correlations were found between the TSK and the *QuickDASH* ($r = 0.848$, $p < 0.001$) as well as the TSK and the PCS error ($r = 0.521$, $p < 0.001$). The regression model explains 30.4% of the variance in upper limb function, suggesting that the PRWE, the Pain Catastrophizing Scale, and the *QuickDASH* are important in predicting dysfunction. **Conclusions:** Kinesiophobia may contribute to but is not a significant predictor of dysfunction in this model.

Keywords: kinesiophobia; hand injury; pain catastrophizing; upper limb function

1. Introduction

Mechanical sciences consider the human body as a complex biomechanical system [1]. Clinical symptoms such as pain or decreased range of motion that are present after a wrist/hand injury that requires immobilization can lead to a significant functional decline that can persist for 12 weeks following an injury [2]. Research on psychological factors indicates that fear of movement (Kinesiophobia) can reduce functional status and increase pain catastrophizing [3]. Kinesiophobia may also be directly associated with greater pain intensity and disability after musculoskeletal shoulder pathology [4,5].

Psychological factors can significantly influence the development of chronic health disorders, affecting proprioceptive function, muscle strength, and functional ability [6].

ANEXO 2. Efecto de la inmovilización tras la fractura de muñeca en la musculatura del hombro durante las Actividades de la Vida Diaria:

Proyecto de estudio.

Tras el estudio realizado y detallado anteriormente, se plantea el siguiente proyecto para dar continuidad a la línea de investigación.

La evidencia afirma que la inmovilización de muñeca provoca cambios biomecánicos a niveles proximales. El objetivo principal de este proyecto es describir los cambios de la musculatura proximal del hombro con el propósito de crear un protocolo de ejercicios propioceptivos específicos para el hombro que contribuyan a la reeducación propioceptiva global del paciente con lesión en mano y/o muñeca.

Introducción

La fractura distal de radio (FDR) es una de las lesiones más frecuentes del miembro superior, correspondiendo a una sexta parte de las fracturas de todo el cuerpo (10,137). Esta lesión acumula su mayor incidencia en mujeres mayores de 50 años, probablemente por causas secundarias a los cambios hormonales (menopausia) y una baja densidad ósea (osteoporosis). También es común que ocurra por consecuencia de accidentes laborales o deportivos, siendo estos motivos más frecuentes entre varones de mediana edad. Existe abundante literatura que describe el tratamiento de la FDR. Esta lesión puede abordarse mediante tratamiento conservador o quirúrgico. Independientemente de la elección de tratamiento, estos conllevan un periodo de inmovilización entre las 3 y 6 semanas generalmente, siendo la opción conservadora la que mayor tiempo de inmovilización implica (10). El tratamiento de la FDR generalmente se divide

en tres fases (138): a) fase inicial: comienza inmediatamente tras la reducción de fractura y tiene lugar durante el tiempo de inmovilización. Consiste en el mantenimiento de la movilidad de las articulaciones no implicadas y el control del edema y cicatriz si es necesario; b) fase intermedia: empieza una vez terminado el periodo de inmovilización y su objetivo principal es la recuperación del rango de movimiento (ROM) de las articulaciones implicadas a través del trabajo activo analítico y ejercicios funcionales orientados a la reincorporación del miembro afectado en las actividades de la vida diaria (AVD); c) fase avanzada: se inicia una vez la fractura está consolidada (6-8 semanas tras la lesión). En esta fase se incorporan ejercicios con resistencia orientados a recuperar la musculatura implicada en muñeca y antebrazo.

Junto con el tratamiento directo de la muñeca, la rehabilitación de la FDR debería incluir la evaluación de estructuras más proximales que permitan detectar de forma temprana posibles limitaciones. Desde que el paciente comienza el periodo de inmovilización, el miembro superior afectado experimenta cambios en la movilidad del hombro, requiriendo mayor rango de movimiento (ROM) del hombro respecto a cuando la muñeca se encuentra libre de inmovilización (139). Además, las personas que padecen problemas de dolor o limitación de movilidad en el hombro concurrente con la fractura de muñeca parecen presentar niveles de dolor más elevados y mayor miedo al movimiento (140). Estudios anteriores hallaron alteraciones de la cinemática escapular en aquellos pacientes que habían sufrido una FDR (Ayhan, Turgut, & Baltaci, 2015). Concretamente, los cambios observados en este estudio fueron el aumento de la rotación interna escapular en 30° y 90° de elevación, siendo esto una diferencia clínicamente significativa en términos de disquinesia. Sin embargo, no establecieron relación entre estos cambios y el tiempo de inmovilización en las estructuras distales. No

obstante, posteriormente otros estudios indicaron que la intensidad del dolor en el hombro tras la FDR estaba fuertemente correlacionada con la duración de la inmovilización, siendo las inmovilizaciones de más de 3 semanas y media un factor predictor para la necesidad de recibir rehabilitación en el hombro además de la muñeca (Cantero-Téllez, Orza, Bishop, Berjano, & Villafañe, 2018). Por lo tanto, podemos decir que existen otras variables a considerar en la evaluación de los pacientes que han sufrido una FDR que pueden no depender directamente de la lesión en sí misma.

El dolor de hombro se trata de un problema que puede afectar significativamente a la habilidad de las personas para ejecutar muchas de las actividades de la vida diaria (AVD) como conducir, vestirse, asearse o incluso comer. El dolor no solo se presenta aisladamente, sino que está acompañado de otros factores psicológicos como el catastrofismo, la autoeficacia y el miedo al movimiento entre otros. Estos factores son de gran importancia para predecir la discapacidad (141), por lo que no se deben de ignorar en el proceso de recuperación.

Es importante conocer la anatomía para comprender adecuadamente cómo la movilidad del hombro está relacionada con la movilidad de la muñeca y la mano. El hombro se trata de una articulación compleja compuesta a su vez por tres articulaciones: glenohumeral, acromioclavicular y la esternoclavicular. Los huesos implicados en dichas articulaciones son por tanto el húmero, clavícula, escápula y costillas. Los músculos que permiten el movimiento de estas articulaciones son el complejo del manguito rotador: supraespinoso, infraespinoso, subescapular y redondo menor, trapecio, deltoides, romboides y bíceps. Las patologías de hombro descritas con mayor frecuencia son los trastornos del manguito rotador, problemas en la cápsula glenohumeral,

patología de la articulación acromioclavicular y aunque no directamente, el dolor de cuello referido (142).

La activación muscular del hombro provee estabilidad a la cadena de articulaciones que continúa a lo largo del brazo, por lo que cualquier limitación a nivel proximal puede afectar a la funcionalidad de dicho miembro durante las actividades de la vida diaria (Karandikar & Vargas, 2011). Partiendo de este concepto, podemos pensar que las alteraciones a nivel distal también pueden tener consecuencias a nivel proximal. Cuando es el hombro el que permanece inmovilizado y ejecutamos movimientos donde intervenga la muñeca y/o los dedos, existirá una mínima activación de la musculatura del hombro, aunque esta no llegue a moverlo (Alenabi, Jackson, Tétreault, & Begon, 2013). Además, durante los agarres, el bíceps experimenta un incremento en su actividad muscular en un 6%, generando movimiento en el hombro como consecuencia (Antony & Keir, 2010). Actividades como la deambulación sin cabestrillo y la acción de quitárselo y/o ponerse este son actividades que también producen altos niveles de actividad del hombro (143). Para esta propuesta de estudio, partimos de la hipótesis de que la musculatura del hombro experimenta cambios a la hora de ejecutar actividades de la vida diaria tras el periodo de inmovilización de muñeca. Por lo tanto, el objetivo general de este estudio es determinar los cambios en la actividad eléctrica muscular del hombro durante la ejecución de actividades básicas de la vida diaria en personas que hayan sufrido una FDR y hayan permanecido inmovilizados. Como objetivo secundario, se estudiará la relación entre el dolor de hombro y los cambios en la sobrecarga muscular.

Metodología

Diseño del estudio y participantes

Estudio cuasiexperimental. Los participantes de este estudio serán personas que hayan sufrido una FDR y se encuentren en el periodo de inmovilización. Se formarán dos grupos: un grupo control con personas sanas que se ofrezcan a participar en el estudio y que no hayan sufrido ningún tipo de lesión en el miembro superior o hayan recibido tratamiento en este en los últimos 6 meses; y un grupo experimental de personas con FDR. Los criterios de inclusión y exclusión se describen en la Tabla 1:

Tabla 1. Criterios de inclusión y exclusión

	Grupo Control	Grupo experimental
Criterios de inclusión	Ser mayor o igual a 18 años. Estar de acuerdo y haber firmado el consentimiento informado.	Ser mayor o igual a 18 años. Haber sufrido una lesión en la mano o muñeca y que se encuentre en un periodo de inmovilización consecuencia de ello. Estar de acuerdo y haber firmado el consentimiento informado.
Criterios de exclusión	Sufrir algún trastorno psiquiátrico, cognitivo, neurológico o musculoesquelético. Haber sufrido con anterioridad o en el momento	No haber sufrido una FDR y/o no estar dentro del periodo de inmovilización. Sufrir algún trastorno psiquiátrico, cognitivo,

	del estudio una lesión o patología de hombro diagnosticada como fracturas, inestabilidad, dolor de hombro y/o capsulitis. Haber recibido cirugía de hombro con anterioridad. - Sufrir patología cervical.	neurológico o musculoesquelético. Haber sufrido con anterioridad o en el momento del estudio una lesión o patología de hombro diagnosticada como fracturas, inestabilidad, dolor de hombro y/o capsulitis. Haber recibido cirugía de hombro con anterioridad. Sufrir patología cervical.
--	---	---

No existirá ningún incentivo para propiciar la participación en este proyecto, la participación será voluntaria y los participantes podrán abandonar el estudio en cualquier momento sin necesidad de justificar su decisión. Este estudio cumplirá con la normativa descrita en la Declaración de Helsinki y se solicitará el comité ético respectivo a través del Portal de Ética de la Investigación Biomédica de Andalucía.

El tamaño muestral se determinará con el software GPower 3.1.9.7 (144) con un nivel alfa de 0,05 y una potencia deseada del 80 % (tamaño del efecto 0,8).

Variables del estudio

Variables sociodemográficas

Las variables sociodemográficas que se registrarán serán: edad, sexo, dominancia (si el participante es zurdo o diestro) y en el caso de los participantes del grupo experimental se incluirán el diagnóstico, si se llevó a cabo un tratamiento conservador o quirúrgico de la FDR y el nº de semanas de inmovilización en el momento de la recogida de datos para el estudio.

Variables funcionales

Entre las variables funcionales, se medirán el recorrido articular (ROM) de hombro, la funcionalidad y el dolor. Las medidas de ROM activo del hombro se tomarán con ayuda de un goniómetro en los diferentes planos de movimiento (flexo-extensión sagital, abducción/aducción y flexo-extensión horizontal). La medida de funcionalidad se evaluará a través del “Patient Rated Wrist Review Evaluation” (PRWE), un instrumento autoadministrado diseñado que consta de 15 items y mide el dolor, la discapacidad y las actividades de la vida diaria. Fue adaptado y validado al español (Rosales, García-Gutierrez, Reboso-Morales, & Atroshi, 2017).

Variables psicológicas

Las variables psicológicas que se medirán serán:

- El catastrofismo, a través de la versión española de la “Pain Catastrophizing Scale” (PCS) (145); La PCS es un cuestionario que consta de 13 items divididos en tres componentes: Rumiación, magnificación e impotencia. Cada elemento del PCS se califica de 0 (nada en absoluto) a 4 (todo el tiempo), lo

que arroja un puntaje total que varía de 0 a 52, donde los puntajes más altos indican mayores niveles de catastrofismo.

- Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK-11SV) (146) es una de las medidas empleadas con más frecuencia para evaluar el miedo relacionado con el movimiento. Las puntuaciones oscilan entre 17 y 68; con una puntuación de corte de 36 indica la presencia o ausencia de kinesiophobia.

Variable Calidad de Vida

La calidad de vida general será evaluada con el cuestionario “EuroQol-5D” (EQ-5D) (147)(1). Es una herramienta de evaluación que mide la calidad de vida relacionada con la salud. Consta de 5 dimensiones: movilidad, cuidado personal, AVD, malestar y ansiedad/depresión. Cada dimensión viene asignada por la respuesta: ningún problema, problemas leves, problemas moderados, problemas severos y problemas extremos o incapaz de realizar la actividad.

Variables EMG

Se llevará a cabo por parte de un fisioterapeuta que realizará un estudio electromiográfico de superficie de la musculatura proximal durante el desarrollo de diferentes actividades cotidianas descritas más adelante en la Tabla 2.

Procedimiento

Un Terapeuta Ocupacional, especializado en Terapia de Mano será el encargado de contactar con los participantes sanos que se ofrezcan a colaborar en el estudio y establecer un día y hora para llevar a cabo el procedimiento. Los participantes que pertenecerán al grupo experimental serán reclutados desde la unidad de traumatología del Hospital de referencia de la provincia de Málaga y

serán citados y citados del mismo modo que los sanos. Los participantes de ambos grupos serán recibidos en la Facultad de Ciencias de la Salud, donde el mismo Terapeuta Ocupacional procederá a recoger las variables sociodemográficas, funcionales, psicológicas y de calidad de vida que serán volcadas a una base de datos creadas en el software SPSS 20. La EMGS será ejecutada por un fisioterapeuta especializado con el fin de estudiar la actividad muscular del hombro durante la ejecución de 9 actividades cotidianas, algunas de ellas extraídas directamente del PRWE. Las actividades elegidas serán las descritas a continuación en la siguiente tabla:

Tabla 2. Actividades durante las cuales se tomarán medidas electromiográficas de los diferentes grupos musculares.

Grupos Musculares	Supraespinoso	Infraespinoso	Trapezio	Deltoides	Bíceps	Romboides
Actividad						
<i>Girar el pomo de una puerta (bipedestación)</i>						
Abrocharse el botón de una camisa (bipedestación)						
Cortar carne (sedestación)						

Portar un objeto de 5kg (<i>bipedestación</i>)					
Levantarse de una silla					
Beber de un vaso de agua (<i>sedestación</i>)					
Escribir (<i>sedestación</i>)					
Cambiar un objeto de sitio 90° flex hombro (<i>bipedestación</i>)					
Peinarse (<i>bipedestación</i>)					

Todos los participantes se encontrarán en las mismas condiciones ambientales y utilizarán los mismos objetos. Las mediciones se realizarán en una sesión y se repetirán posteriormente pasadas 24h para evitar posibles sesgos. Para asegurar la protección de los datos, se almacenarán los instrumentos y medidas obtenidas en el correspondiente centro de investigación.

Análisis estadístico

Una vez efectuadas todas las mediciones y recogidas en el paquete estadístico SPSS 20, serán analizadas por un investigador independiente. Los análisis incluirán estadísticos descriptivos de tendencia central, variabilidad, asimetría y curtosis, junto con el cálculo de mínimos y máximos para las variables de estudio. Adicionalmente se valorarán la existencia de valores atípicos, tanto a nivel univariado como en los distintos grupos de análisis. Se incluirán pruebas t no pareadas y chi-cuadrado para determinar si existen diferencias en las características de los participantes entre los grupos. También se utilizarán pruebas t independientes para comparar los grupos al inicio, después de la inmovilización y a los 3 meses desde el inicio. Se utilizará el análisis ANOVA de modelo mixto 2x3 para determinar los cambios medios de la puntuación de resultado a lo largo del tiempo entre el grupo control y experimental para cada una de las variables de estudio.

El nivel de significación estadística se fijará en $P < 0,05$ (bilateral). La d de Cohen se interpretará utilizando la interpretación de Cohen del tamaño del efecto. Cohen sugirió que 0,2 se considere un tamaño de efecto “pequeño”, 0,5 representa un tamaño de efecto “mediano” y 0,8 un tamaño de efecto “grande”. Por lo tanto, si las medias de 2 grupos no difieren en 0,2 desviaciones estándar o más, la diferencia se considerará trivial, incluso si se encuentra estadísticamente significativa (Cohen, 2013).

Resultados

Con este estudio se pretenderá determinar qué grupos musculares se sobrecargan al nivel del hombro durante la ejecución de las AVD en el periodo

de inmovilización de muñeca. Cabe esperar que la población sana no presente alteraciones motoras proximales en comparación con la población de estudio.

Organización y planificación del proyecto

La duración del plan de trabajo previsto para este estudio será de un total de 4 meses. La organización de las actividades previstas aparece descrita en el siguiente Diagrama de Gantt:

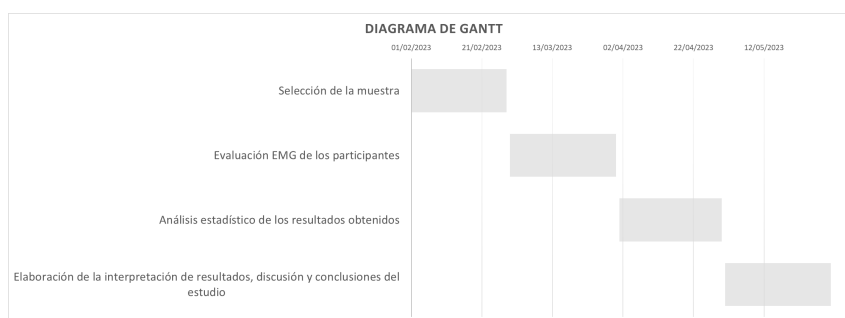


Ilustración 1. Diagrama de Gantt

Recursos disponibles

Para este proyecto se podrá contar previa solicitud y autorización con centro de investigación de Ciencias de la Salud situado en la Facultad de Ciencias de la Salud. El área de Terapia Ocupacional (del Departamento de Fisioterapia) dispone de ordenadores con el software necesario para el análisis de los datos y acceso a las principales bases de datos.

Previa autorización de los departamentos correspondientes, se solicitará la autorización para hacer uso de los instrumentos de medición de la Unidad Asistencial de Fisioterapia.

Recursos humanos

Para la realización de este proyecto será necesario contar con la participación de un fisioterapeuta especializado, un terapeuta ocupacional especializado en Terapia de Mano y un profesional estadístico para asegurar la efectividad de la investigación y los resultados precisos.

Recursos materiales

Tabla 3. Presupuesto del proyecto

Concepto	Importe
Material de papelería para la intervención Consentimiento informado Cuestionarios Artículos	500 €
Material de evaluación Goniómetros Electrodos Test de valoración	4000€
Asistencia a congresos para difusión de los resultados	2000€
Total	6500€

Conclusiones

Las conclusiones que obtengamos de este estudio nos permitirán conocer de forma analítica cuáles son las estructuras proximales que se sobrecargan durante el periodo de inmovilización de muñeca. Esto nos ofrecerá la posibilidad



Nuevas perspectivas de abordaje global en el tratamiento de las lesiones traumáticas de la mano.
Efecto de la inmovilización de la muñeca.

de poder establecer un protocolo de intervención preventiva, evitando así el dolor de hombro ipsilateral tras la FDR.

