



UNIVERSIDAD DE MURCIA

FACULTAD DE MEDICINA

**Diseño y Validación de un Nuevo Sistema
para Medir la Función de la Mano con un
Estabilizador de la Postura de Exploración y
Captadores de Fuerza Electrónicos**

D. Rafael de Mena Poveda

2017

**UNIVERSIDAD DE
MURCIA**



DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN NUEVO SISTEMA PARA MEDIR LA FUNCIÓN DE LA MANO CON UN ESTABILIZADOR DE LA POSTURA DE EXPLORACIÓN Y CAPTADORES DE FUERZA ELECTRÓNICOS.

Tesis Doctoral

Anatomía Aplicada a la Clínica

Presentada por

Rafael de Mena Poveda

Dirigida por

Dr. Miguel Fernández-Villacañas Marín

Dra. Matilde Moreno Cascales

Dra. Matilde Campos Aranda

Murcia 2017



UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D. MIGUEL ÁNGEL FERNÁNDEZ-VILLACAÑAS MARÍN,
Profesor Titular de Universidad del Área de Anatomía y Embriología
Humana en el Departamento de Anatomía Humana y Psicobiología,
AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada “Diseño y validación de un nuevo sistema para medir la función de la mano con un estabilizador de la postura de exploración y captadores de fuerza electrónicos”, realizada por D. Rafael de Mena Poveda, bajo mi inmediata dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

En Murcia, a dos de mayo de 2017



UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D^a. MATILDE MORENO CASCALES, Profesora Titular de Universidad del Área de Anatomía y Embriología Humana en el Departamento de Anatomía Humana y Psicobiología, AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada “**Diseño y validación de un nuevo sistema para medir la función de la mano con un estabilizador de la postura de exploración y captadores de fuerza electrónicos**”, realizada por D. **Rafael de Mena Poveda**, bajo mi inmediata dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

En Murcia, a dos de mayo de 2017

A handwritten signature in blue ink, consisting of a large, stylized initial 'M' followed by a series of vertical and diagonal strokes.



UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D^a. MATILDE CAMPOS ARANDA, Catedrática de Universidad del Área de Área de Anatomía y Embriología Humana en el Departamento de Anatomía Humana y Psicobiología, AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada “**Diseño y validación de un nuevo sistema para medir la función de la mano con un estabilizador de la postura de exploración y captadores de fuerza electrónicos**”, realizada por D. **Rafael de Mena Poveda**, bajo mi inmediata dirección y supervisión, y que presenta para la obtención del grado de Doctor por la Universidad de Murcia.

En Murcia, a dos de mayo de 2017

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS:

A mi padre, por su ayuda, perseverancia, apoyo constante y enseñanzas, sin él esta tesis no habría sido posible.

A mi mujer María del Mar y mis hijos Rafa y Jaime, por ayudarme en cada momento y hacerme feliz.

A mi madre Virginia por todo, por ser lo que soy.

A mi hermana Elva y mi cuñado Juan Alberto por enseñarme y hacerme ver las cosas desde otro punto de vista.

A mi director de tesis Dr. Miguel Fernández-Villacañas Marín por su ayuda y apoyo durante esta tesis. Por esas largas tardes, incluso festivos, que me ha ayudado.

A mi directora de tesis Dra. Matilde Moreno Cascales, por ser una pieza clave en este trabajo, con sus correcciones y ayuda, y por tener paciencia conmigo.

A mi directora de tesis Dra. Matilde Campos Aranda por su incansable análisis y por transmitirme su capacidad de valoración.

A Doña Regina Saura Llamas por su apoyo y comprensión en la elaboración de esta tesis y los cuatro años de formación que me ha dado.

Al resto de mi familia que me han apoyado.

A J.A. Soler Ródenas por facilitarnos el material inicial para esta tesis.

A mis amigos y amigas por su amistad desinteresada y compartir tan buenos momentos conmigo.

A mis compañeros (adjuntos y residentes) del Centro de Salud San Andrés Murcia y del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca que me han ayudado a ser el médico que hoy en día soy.

A todas las personas voluntarias que se han prestado para la realización de esta tesis.

ÍNDICE

<u>ÍNDICE</u>	Páginas
I INTRODUCCIÓN.....	23
I.1. INTRODUCCIÓN.....	25
I.2. SÍNTESIS DE LAS FUNCIONES BÁSICAS DE LA MANO COMO EXPRESIÓN DE SU ACTIVIDAD.....	29
I.3. ANATOMÍA Y FUNCIÓN DE LA MANO COMO BASE DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL.....	41
I.3.1 Bases Anatómicas.....	41
I.3.2 Bases Funcionales.....	57
I.3.2.A La Muñeca.....	57
I.3.2.B Posiciones funcionales del pulgar.....	67
I.3.2.C Pinzas Manuales.....	69
I.3.2.D Estructura y función muscular de las pinzas manuales.	75
I.4. EVOLUCIÓN DE LAS POSICIONES DE MEDIDA PARA LA VALORACION FUNCIONAL DE LA MANO.....	81
I.4.1. Posición del sujeto, del hombro y del codo.....	83
I.4.2. Posición de la muñeca.....	87
I.5. EVOLUCIÓN DE LOS EQUIPOS Y SISTEMAS DE MEDICIÓN UTILIZADOS.....	93
I.6. JUSTIFICACIÓN.....	103
I.7. HIPÓTESIS.....	105

I.8. OBJETIVOS.....	107
II MATERIAL Y MÉTODO:.....	111
II.1 DETERMINACIÓN DE LA MUESTRA.....	111
Definición de la muestra de exploración.....	111
Criterios de inclusión.....	111
Criterios de exclusión.....	111
Selección de pacientes.....	112
II.2 INSTRUMENTACIÓN.....	113
II.2.1 Estudio, diseño y realización del sistema de contención postural “DeMena”.....	113
Introducción.....	113
Descripción.....	114
Módulo proximal.....	115
Módulo distal.....	116
II.2.2 Sistema de medición para la toma de datos y fundamentos técnicos.....	121
Captadores de fuerza electrónicos.....	121
Dispositivo USB-ELF.....	124
Programa ELF Multi-handle 3.40.....	124
Calibración de las galgas de medición.....	125
II.2.3 Diseño y realización del sistema de adaptación de las	127

galgas para su aplicación.....	
II.2.4 Sistema de medida de fuerza Jamar.....	131
Sistema de medida de fuerza Jamar pinza.....	131
Sistema de medida de fuerza Jamar puño.....	132
II.3 MEDICIONES.....	133
II.3.1 Método de medida.....	133
Postura o disposición del Miembro superior para realizar las exploraciones.....	133
Posiciones de los dedos para realizar cada una de las exploraciones.....	134
II.3.2 Sistemática en la toma de datos.....	139
Primera visita.....	139
Segunda visita.....	140
Registro de datos en el programa USB ELF Multi-handle.....	141
Registro de datos con el dispositivo Jamar.....	142
II.4 MÉTODO ESTADÍSTICO. Test aplicados.....	143
II.5 PAQUETE ESTADÍSTICO.....	143
III RESULTADOS OBTENIDOS. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	147
III.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA.....	149
III.2 ESTUDIO DE LA VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA DE	155

MEDIDA “DeMena”	
III.3 ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN POSICIÓN B CON EL SISTEMA “DeMena” Y EL JAMAR PINZA.....	179
III.4 APLICACIÓN DEL DISTEMA “DeMena” PARA EL ESTUDIO DE LAS RELACIONES ENTRE LAS FUERZAS EJERCIDAS EN POSICIÓN A Y C.....	183
III.5 APLICACIÓN DEL DISTEMA “DeMena” PARA EL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS FUERZAS EJERCIDAS EN POSICIÓN A Y C.....	187
III.6 APLICACIÓN DEL DISTEMA “DeMena” PARA LA COMPARACIÓN DE FUERZA EJERCIDA EN POSICIÓN B CON LA EJERCIDA EN POSICIÓN A Y C.....	199
IV DISCUSIÓN.....	209
IV.1 Introducción.....	209
IV.2 Parámetros analizados.....	211
IV.3 Postura establecida para la exploración.....	213
IV.4 Fijación y estabilización de la postura de exploración.....	215
IV.5 Instrumentación para la obtención de datos.....	217
IV.6 Metodica para la obtención de datos.....	219
IV.7 Validación y comparación de tipos de medidas.....	221
IV.8 Validación de los resultados obtenidos.....	223
V CONCLUSIONES.....	225

VII BIBLIOGRAFIA.....	229
VI ANEXOS.....	237
ANEXO I: Hoja informativa de Consentimiento informado.....	239
ANEXO II: Ficha exploración paciente.....	243
ANEXO III: Diseño soporte galga.....	241
ANEXO IV: Diseño fijador de mano.....	242
ANEXO V: Diseño “Puck”.....	243
ANEXO VI: Tabla comparativa con Jamar puño.”.....	244

I. INTRODUCCIÓN

I.1 INTRODUCCIÓN.

La mano del ser humano representa una parte de su organismo muy importante en su desarrollo como persona. Es quizás el instrumento más sobresaliente y significativo para establecer sus relaciones con el entorno. La mano recibe gran cantidad de datos del medio que le rodea y los traslada al cerebro para que elabore sus conocimientos.

Al mismo tiempo, que actúa como órgano receptor de información, es el órgano ejecutor que a partir de sus actuaciones más o menos específicas, hace realidad los proyectos elaborados por la mente.

Los conocimientos cerebrales pueden albergar una idea genial pero precisa de una mano para que esta idea se haga realidad: la mano es el órgano realizador por excelencia del ser humano.

La importancia que tiene esta región en el desarrollo de la actividad diaria personal, social o laboral, condiciona que la valoración de su función sea un tema de gran relevancia para las personas que sufren alguna disfunción de la misma y por lo tanto para el mundo de la Medicina. Su valoración funcional es compleja por la complicada biomecánica de esta parte del organismo, en sí misma y por las numerosas posiciones que adopta en el espacio debido a la movilidad de todo el miembro superior.

La aplicación de este segmento del cuerpo a las herramientas o utensilios de la vida cotidiana condiciona un universo funcional muy complejo. Este hecho precisa de una valoración de su capacidad funcional para poder tomar las decisiones terapéuticas apropiadas en casos patológicos, valorar la evolución de los mismos y los resultados obtenidos con las distintas técnicas aplicadas para su tratamiento.

Las valoraciones realizadas nos permitirán evaluar la capacidad de una persona para sus funciones laborales o para realizar las actividades de su vida diaria como son comer, vestirse, lavarse, etc. Este hecho

condicionará la clasificación social de minusvalías e incapacidades que conlleva un elevado gasto social.

El médico, al valorar la función de la mano, además de conocer la situación articular, muscular, sensitiva, vascular, estudios radiográficos, ecográficos, TAC, RMN u otras técnicas auxiliares, debe estudiar la actividad o fuerza que ejerce esta extremidad.

La valoración de la fuerza es, desde hace muchos años, motivo de numerosos estudios para intentar obtener y normalizar unos valores de referencia.

La medición de estas fuerzas, nació como factor determinante de la aptitud física en el ámbito del deporte en el siglo XVIII. Comenzó con extensos trabajos de documentación antropométrica y Sargent en 1880 registró medidas corporales y promovió las valoraciones de la fuerza ejercida por los distintos segmentos del cuerpo humano. Fue el primero en utilizar el acto de realizar el puño como una prueba para determinar la fuerza de la mano y desde entonces ésta medición ha sido relacionada con el dominio o utilidad de la misma.

En el siglo XIX, con el desarrollo industrial y el predominio de las actividades manuales en las fábricas, comenzó el inicio de la legislación laboral dependiente de la industria.

Barritt J.L. en 1955 y Kirkpatrick J.E. en 1956, establecieron unas evaluaciones sobre la pérdida de poder de agarre en las lesiones de los dedos y de las manos confeccionando, desde esta perspectiva, un determinado tipo de indemnizaciones económicas.

Estas mediciones de la fuerza de la mano establecían la capacidad para trabajar y también era un factor predominante para la valoración de las indemnizaciones consecuentes a sus lesiones.

Después de estos primeros trabajos han existido otros muchos que se basan en la medición de la “fuerza máxima”, realizada al hacer el puño o con la pinza digital del pulgar y el 2º dedo, como parámetros fundamentales de la valoración funcional de la mano.

Estos conceptos condujeron a valorar la “máxima fuerza” de la mano, como parámetro principal para contrastar su función entre distintos sujetos. Se trata de que los datos se equipararan con los conseguidos en otras personas de las mismas características estableciendo unas tablas de valoración posiblemente cuestionables.

Los criterios de medición se han ido modificando al realizar estudios sobre la postura más adecuada para obtener la máxima fuerza en la exploración.

Está demostrado que la posición de la muñeca y brazo, durante la exploración, influye en los resultados obtenidos como se desprende de los numerosos trabajos realizados.

Las posiciones en las que realizar las exploraciones son discutidas en gran parte de la bibliografía consultada y no son reconocidas de forma unánime.

No existe consenso entre los estudios de investigación realizados sobre la posición óptima del brazo, la muñeca o la mano para realizar la exploración y valoración de máxima fuerza.

Se ha estudiado cual sería la posición idónea de la muñeca, el codo, el hombro, incluso del individuo o del ambiente para lograr los mejores resultados.

Se ha intentado establecer unos parámetros posicionales de referencia para realizar las exploraciones. La Sociedad Americana de Terapeutas de la Mano adoptó la indicación de que para realizar la exploración el paciente debe estar sentado con el hombro en aducción, el codo

flexionado a 90° y el antebrazo y la muñeca en posición neutra. Esta posición sirvió de base ideal para realizar la exploración con un sistema de captación de datos, el dinamómetro Jamar®, que se difundió en E.E.U.U. en esa época.

Ante esta normativa, utilizada en los numerosos trabajos publicados, hemos constatado que esta posición preestablecida nunca se mantiene en la exploración por no tener un sistema de estabilización que fije el miembro durante las mediciones.

Como el objetivo de estas exploraciones es conseguir la “mayor potencia de fuerza” el sujeto explorado adopta su postura más “efectiva”.

En otras ocasiones al aplicar un sistema de medición de cierto peso, como es el dinamómetro de Jamar®, hay muchos individuos a los que les es difícil mantener una postura determinada durante la prueba.

Realmente la postura recomendada para las exploraciones sería meramente de referencia lo que condiciona una gran variabilidad de los resultados obtenidos.

Con esta dinámica vemos que los trabajos realizados han obtenido los datos sin mantener una postura estable y unificada y al intentar equiparar la valoración de la función de la mano con la fuerza máxima al realizar el puño y pinza del pulgar conduce a que los resultados obtenidos sean cuestionados y pierdan consistencia, por lo que no pueden ser considerados valores de referencia.

Se han realizado mediciones para intentar establecer unos valores como “normales” y “relacionados” según la edad, según la mano dominante, el sexo, el tamaño de la mano, etc; pero por la variabilidad postural que se ha seguido en la exploración de cada sujeto consideramos que es un dato más de difícil equiparación.

I.2 SÍNTESIS DE LAS FUNCIONES BÁSICAS DE LA MANO COMO EXPRESIÓN DE SU ACTIVIDAD.

Para comprender la funcionalidad de la mano, en su actividad cotidiana, expondremos las pinzas, garras y otros movimientos que básicamente se realizan:

PINZAS INTERDIGITALES:

Bi-digital:

1- Falange distal del pulgar con falange media, zona lateral, del 2º dedo en flexión del mismo y asistido de los demás dedos en flexión (Figura 1).

Es una pinza de fuerza y precisión.



Figura 1: Pinza bi-digital realizada al coger una llave.

2- Falange distal del pulgar con falange distal, pulpejo, del 2º dedo o 3º o 4º o 5º (Figura 2).

Son pinzas de fuerza y precisión.



Figura 2: Pinza bi-digital realizada al coger una moneda.

Tri-digital:

Falange distal del pulgar con falange distal del 2º y 3º dedos (Figuras 3 y 4). Es una pinza de fuerza y precisión.

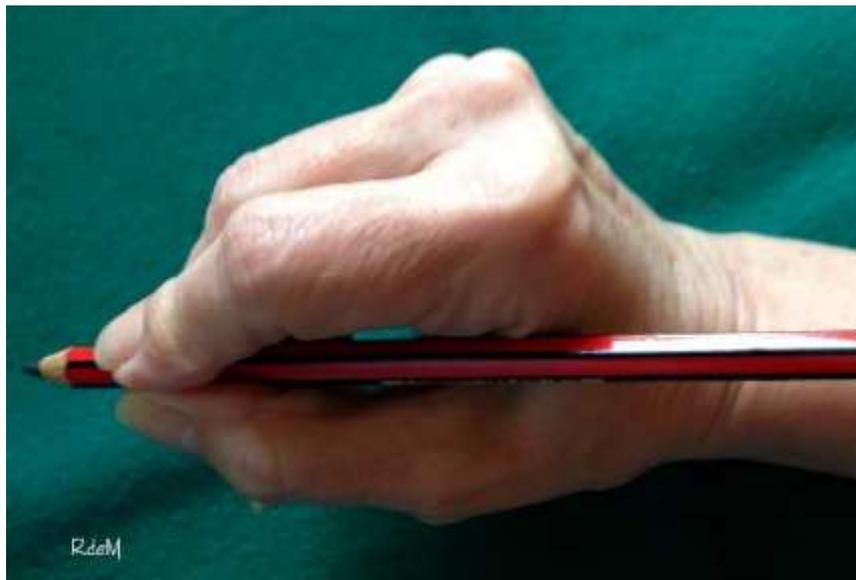


Figura 3: Pinza tri-digital realizadas al coger un lápiz.



Figura 4: Pinza tri-digital realizadas al coger un objeto redondo.

Tetra-digital:

Falange distal del pulgar con falange distal del 2º, 3º y 4º dedos (Figura 5).

Pinza con fuerza y menos precisión.



Figura 5: Pinza tetra-digital realizada al coger una pelota.

Penta-digital:

Son esféricas o poligonales según el objeto al que se aplica.

1- Falange distal del pulgar con falange distal del 2º, 3º, 4º y 5º dedos en flexión (Figura 6).

Pinza de más fuerza que la anterior y menos precisión.



Figura 6: Pinza penta-digital realizada al coger un vaso.

2- Pulgar en oposición y en su totalidad con los dedos 2º, 3º, 4º y 5º con flexión de metacarpofalángicas y sin flexión de interfalángicas (Figura 7).

Pinza de Fuerza.

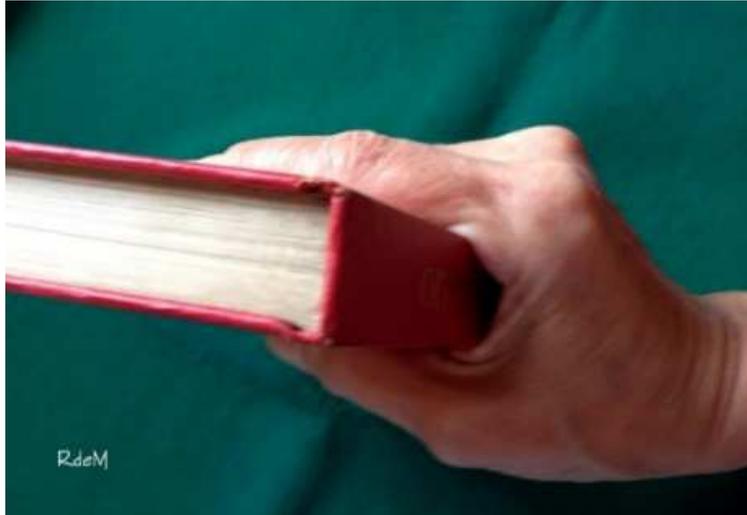


Figura 7: Pinza penta-digital realizada al coger un libro.

Laterales:

Entre los dedos: 2º, 3º, 4º y 5º (Figura 8).

Pinzas de poca Fuerza y poca Precisión.



Figura 8: Pinza lateral realizada al coger un lápiz.

GARRAS:

Digitales sin oposición palmar o del pulgar.

Dedos en flexión de interfalángicas y metacarpofalángicas (Figura 9).

Fuerza para soportar carga.



Figura 9: Garra digital realizada al coger una bolsa.

Digito-palmares:

1- Dedos en flexión de interfalángicas y metacarpofalángicas con oposición de la palma de la mano y sin oposición del pulgar (Figuras 10 y 11).

Acción de Fuerza.



Figura 10: Garra digito-palmares realizadas al coger el volante.

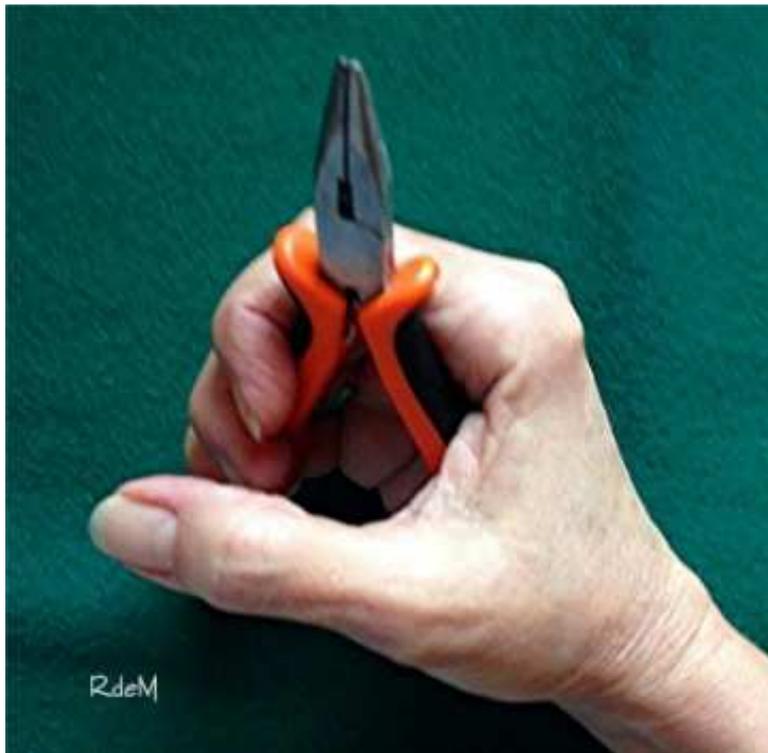


Figura 11: Garra digito-palmares realizadas al coger unos alicates.

2- Dedos en flexión de interfalángicas y metacarpofalángicas, cilíndrica, con oposición de la palma de la mano y lateralmente del pulgar (Figuras 12 y 13). Más fuerza.



Figura 12: Garra digito-palmares realizadas al coger un palo.



Figura 13: Garra digito-palmares realizadas al coger una botella.

3- Esférica. Palma con 2º, 3º, 4º y 5º dedos en flexión con oposición pulgar (Figura 14).

Fuerza relativa.



Figura 14: Garra esférica realizada al coger una bola.

4- Zona tenar con 2º, 3º, 4º y 5º dedos en flexión centrados en el eje longitudinal y pinza lateral del pulgar con el 2º dedo (Figuras 15 y 16).

Fuerza variable y Precisión.



Figura 15: Garra digito-palmar realizada al coger una batuta.



Figura 16: Garra digito-palmar realizada al coger un destornillador.

MOVIMIENTOS PERCUSIÓN:

Cualquier dedo, solo o acompañado, en flexión axial y más o menos lateralizado con su pulpejo. El pulgar también actúa de forma lateral (Figuras 17 y 18).

Fuerza puntual.



Figura 17: Movimientos de percusión digitales al tocar el piano.



Figura 18: Movimientos de percusión digitales al tocar el piano y el ordenador.

Observando todas estas funciones de las manos podemos sintetizar que la flexión de los dedos independientemente, con o sin oposición de la palma o del pulgar, y sus posibles combinaciones representan las actividades funcionales de las manos.

I.3 ANATOMÍA Y FUNCIÓN DE LA MANO COMO BASE DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL.

I.3.1 BASES ANATÓMICAS

Los componentes óseos, articulares y los músculos son la base que determina la funcionalidad de la mano. Lógicamente estas funciones estarán definidas por la combinación de sus componentes y su conocimiento representa la base de las exploraciones realizadas.

En este capítulo analizaremos la Anatomía y la función de sus componentes en los que se basa este estudio experimental.

Para simplificar esta revisión hemos confeccionado unas figuras y esquemas personales, con sus referencias

En su realización nos hemos basado en los conceptos establecidos en varios tratados anatómicos. (56, 43, 68, 31).

A-COMPONENTES ÓSEOS:

Los segmentos óseos del miembro superior están constituidos por (figura 19):

A- El húmero que con la paleta humeral se articula con el cubito y radio. En esta articulación reside la función de flexo-extensión del codo y la prono-supinación del antebrazo a nivel de la húmero-radial y la radio-cubital proximal.

B- La estructura ósea del antebrazo está formada por el cubito y radio.

Alberga la inserción de gran parte de los músculos extrínsecos que movilizan la mano y se articulan en la muñeca con los huesos del carpo.

C- El carpo está formado por un conjunto de huesos que se estructuran en dos filas:

1ª fila o proximal: escafoides, semilunar y piramidal con el pisiforme.

2ª fila o distal: trapecio, trapezoides, hueso grande y ganchoso.

D- Los metacarpianos y las falanges de los dedos.

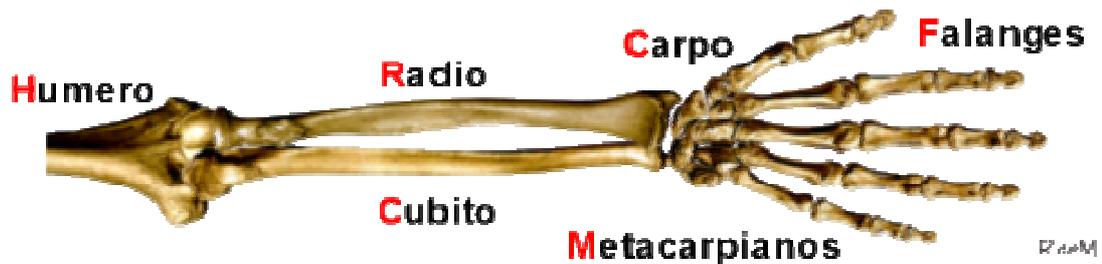


Figura 19: Componentes óseos antebrazo, muñeca y mano.

B-ARTICULACIONES:

Articulación de la muñeca:

El extremo distal del antebrazo forma la articulación de la muñeca con el carpo y está constituida por unas superficies articulares radiales y un ligamento triangular, con un disco articular, para recibir la primera fila de los huesos del carpo que está formada por el escafoides, semilunar y piramidal. La parte cubital del semilunar y el piramidal se articulan con el disco articular (Figura 20).

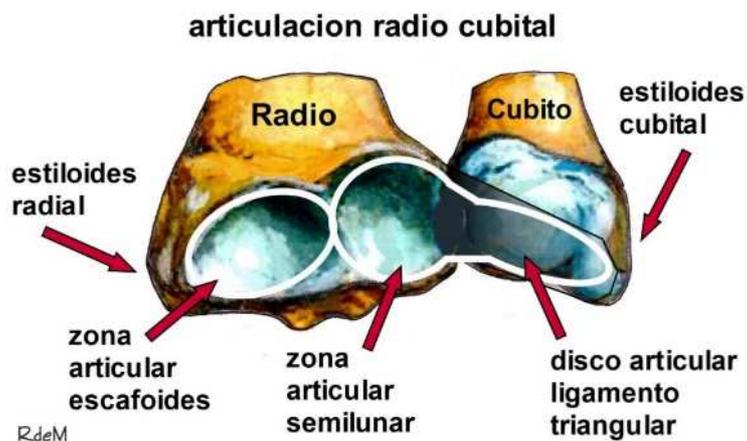


Figura 20: Articulación radio cubital distal.

En la articulación radio-cubital distal se produce la prono-supinación de la muñeca combinada con la existente a nivel del codo con la cúpula radial (Figura 21).

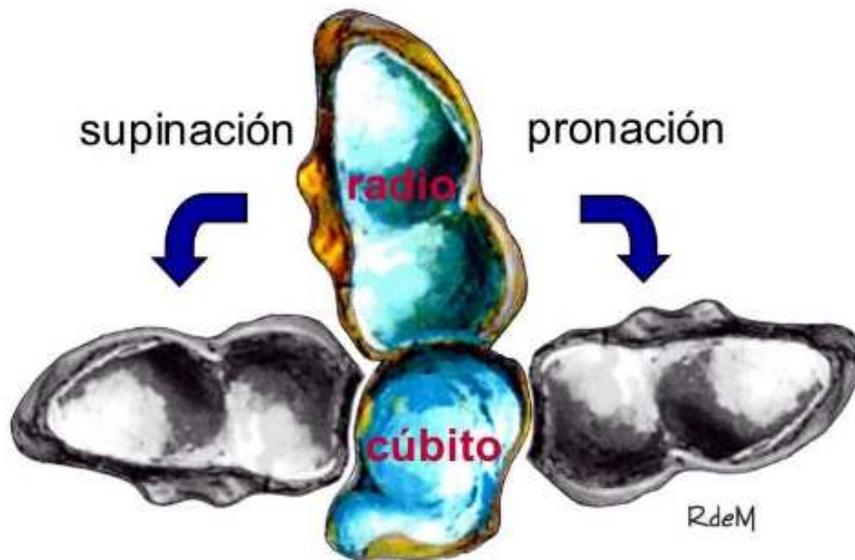


Figura 21: Movimiento de prono-supinación de la articulación radio-cubital distal.

Articulación mediocarpiana:

En el carpo se encuentra una articulación intermedia entre los huesos del mismo.

Los huesos de la primera fila, escafoides, hueso grande y piramidal, se articulan con la segunda fila formada por el trapecio, trapezoides, hueso grande y ganchoso formando la articulación mediocarpiana (Figura 22).

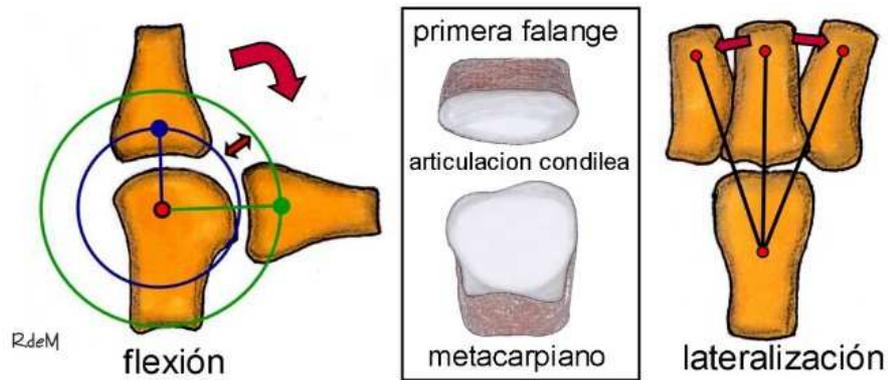


Figura 23: Movimientos de la articulación metacarpo-falángica.

Los movimientos de flexo extensión y abducción-aducción son variables en cada dedo. La flexo-extensión aumenta en los dedos de radial a cubital.

La abducción y aducción es máxima en extensión de la metacarpofalángica debido a que, en flexión, los ligamentos colaterales se tensan y lo limitan.

Articulaciones interfalángicas:

Las articulaciones interfalángicas son de tipo tróclear con movilidad en flexo-extensión. Este movimiento es mayor en la interfalángica proximal que en la distal y aumenta progresivamente del 2º al dedo 5º (Figura 24).

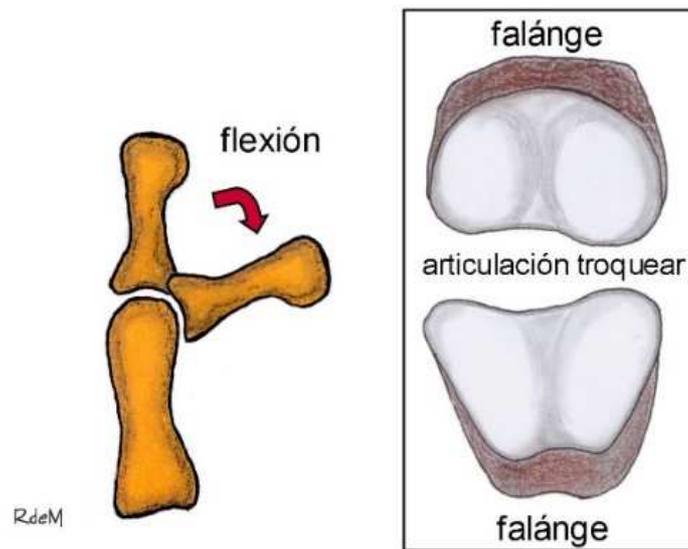


Figura 24: Articulación interfalángica.

C-COMPONENTES MUSCULARES:

Las estructuras musculares que realizan la actividad de la mano están situadas en el antebrazo y mano.

Se insertan en la paleta humeral, cubito, radio y distintas estructuras óseas de la palma y dedos.

Los músculos que provienen del húmero y del antebrazo reciben el nombre de extrínsecos y los que actúan desde la misma mano de intrínsecos. Los primeros son de mayor potencia y los segundos tienen mayor importancia en los movimientos de precisión.

ESQUEMAS DE LA ESTRUCTURA MUSCULAR QUE INTERVIENE EN LA FUNCIONALIDAD DE LA MANO Y SU INERVACIÓN (Figuras 25, 26 y 27).

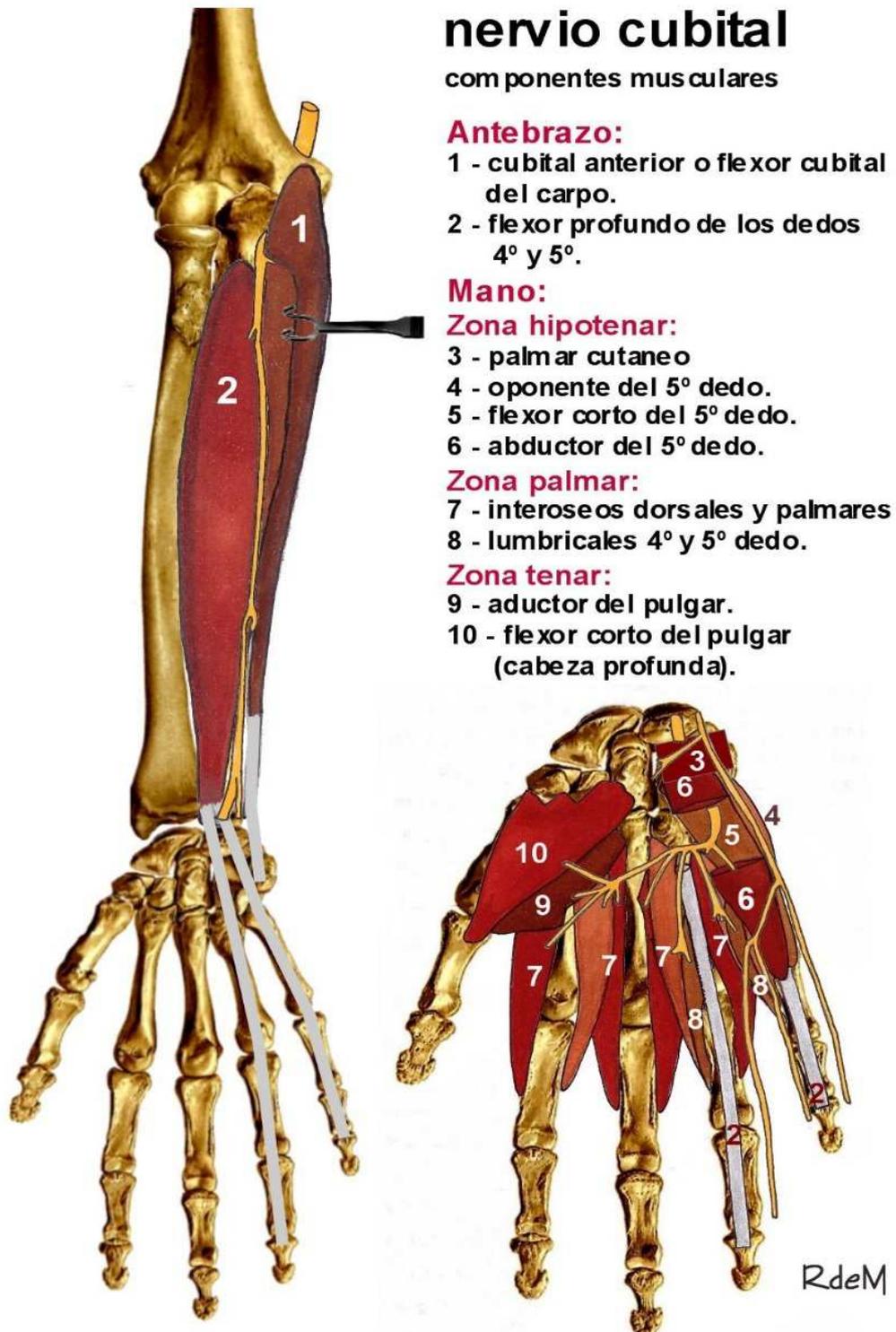


Figura 25: Nervio cubital y sus músculos inervados.

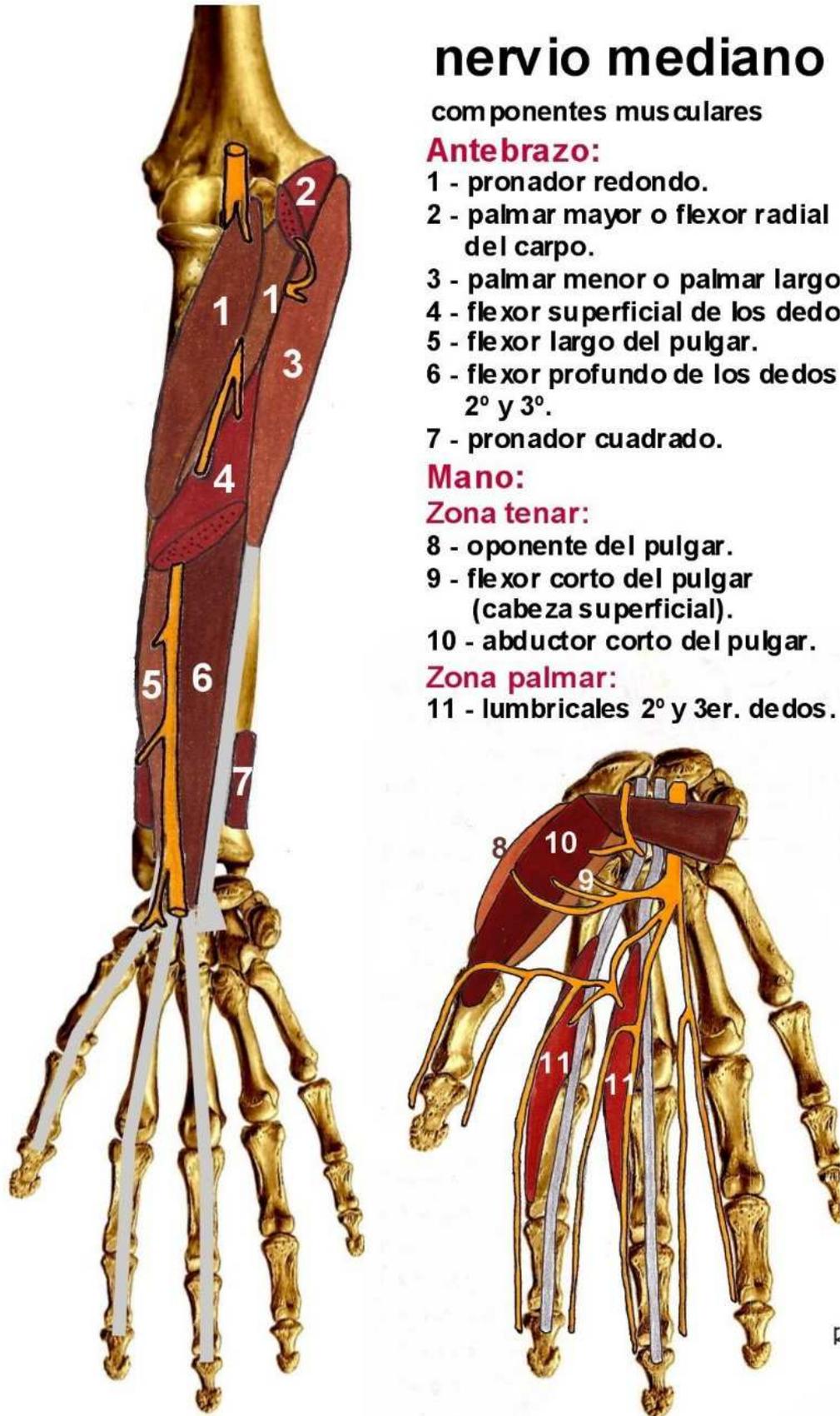


Figura 26: Nervio mediano y sus músculos inervados.

nervio radial

componentes musculares

Antebrazo:

- 1 - supinador largo o braquiorradial
- 2 - 1er radial o extensor radial largo del carpo.
- 3 - 2º radial o extensor radial corto del carpo
- 4 - anconeo.

- 5 - supinador.
- 6 - cubital posterior o extensor cubital del carpo.
- 7 - extensor del 5º dedo.
- 8 - extensor común de los dedos
- 9 - extensor del índice.
- 10 - extensor largo del pulgar.
- 11 - extensor corto del pulgar.
- 12 - abductor largo del pulgar.

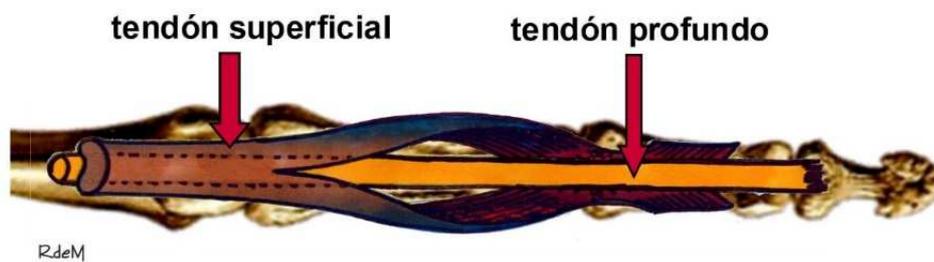


RdeM

Figura 27: Nervio radial y sus músculos inervados.

Tendones flexores:

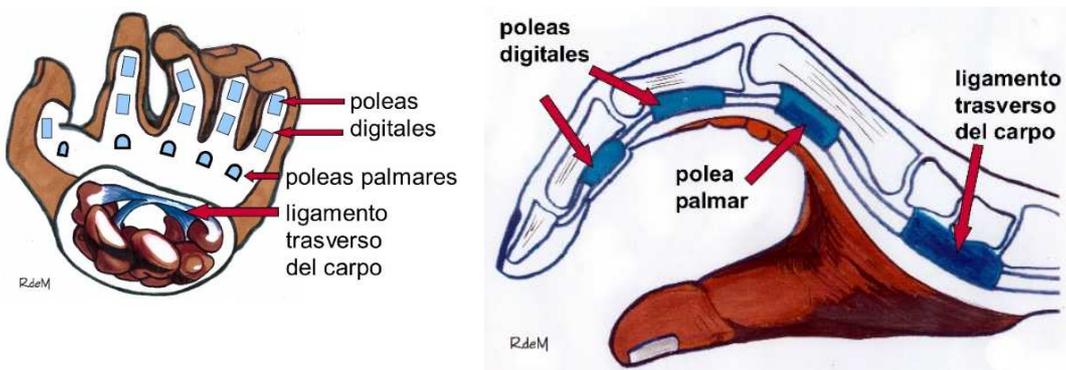
Los tendones flexores profundos de los dedos, que se insertan en la falange distal, se introducen por un ojal de los tendones superficiales a nivel de la falange proximal antes de que estos últimos realicen su inserción en la falange media (Figura 28).



R.deM

Figura 28: Paso del tendón profundo a través del tendón superficial.

Estos tendones flexores extrínsecos pasan por el túnel carpiano que forma el ligamento trasverso del mismo y luego por una serie de poleas palmares y digitales hasta su inserción en la falange media o distal del 2º al 5º dedo (Figuras 29 y 30).



R.deM

R.deM

Figuras 29 y 30: Túnel carpiano y poleas palmares.

Tendones extensores:

Los tendones extensores de los dedos pasan bajo el retináculo extensor sobre muñeca y continúan sobre el dorso de las falanges.

En la falange proximal se dividen en tres componentes para formar el mecanismo extensor de los dedos (Figura 31).

1.- Una banda central que se inserta en extremo proximal de falange media.

2.- Dos bandas laterales que pasan por cara lateral de la articulación interfalángica proximal y van a insertar en falange distal.

La extensión y flexión de dedos requiere de acción combinada de los tendones extensores y los músculos intrínsecos.

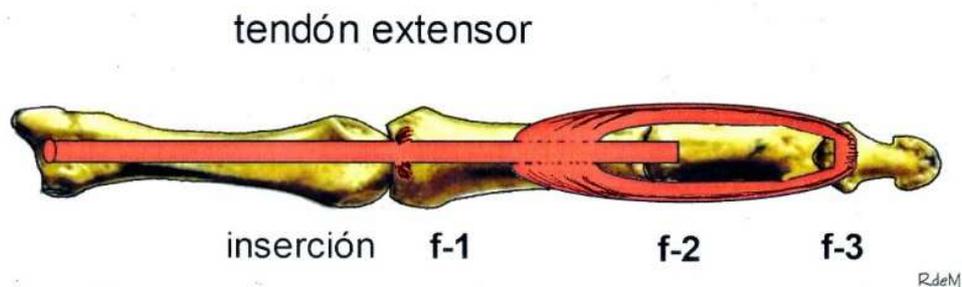


Figura 31: Componentes del tendón extensor.

Músculos Intrínsecos:

Los músculos intrínsecos comprenden los de la eminencia Tenar, los de la eminencia Hipotenar, los Interóseos palmares, dorsales y los Lumbricales.

La eminencia Tenar está formada por los músculos Abductor corto, Oponente, Flexor corto y Aductor del pulgar (Figura 32).

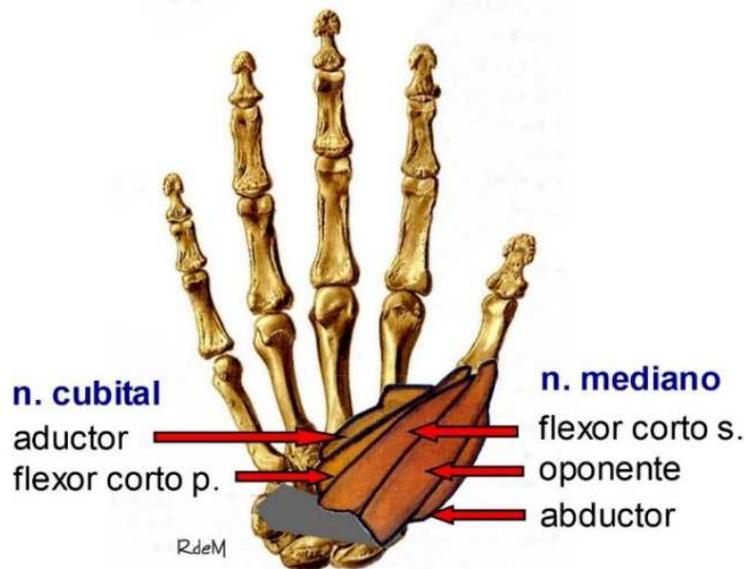


Figura 32: Músculos de la eminencia tenar.

La eminencia Hipotenar comprende los músculos Oponente, Abductor y Flexor corto del 5º dedo (Figura 33).

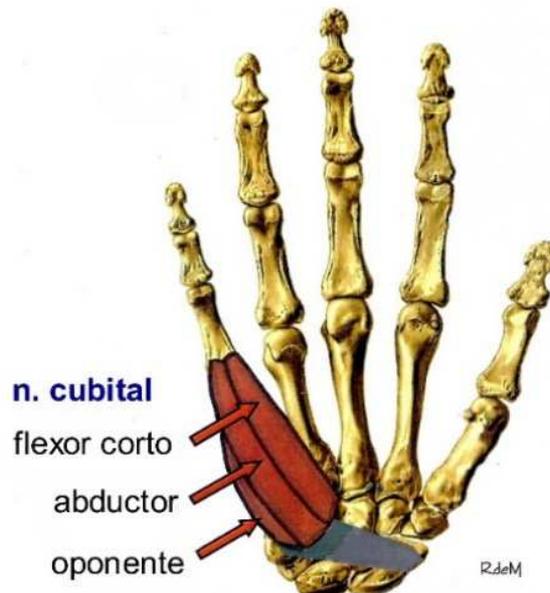


Figura 33: Músculos de la eminencia hipotenar.

Los músculos Interóseos son cuatro dorsales y tres palmares.

Los interóseos dorsales se insertan en los metacarpianos del espacio que ocupan y en la falange proximal y la expansión del extensor (Figura 34).

Estos músculos junto al abductor corto del pulgar y el abductor del meñique extienden las falanges medias y distales separando los dedos.

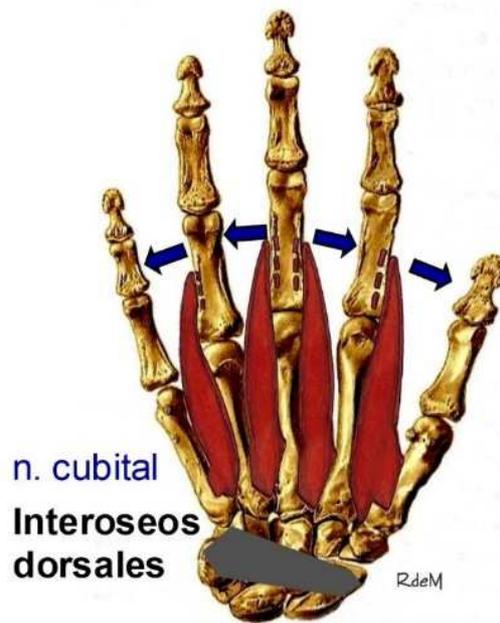


Figura 34: Músculos interóseos dorsales.

Los interóseos palmares se originan en el 2^a, 3^a, y 4^a metacarpianos y cruzan dorsalmente la articulación metacarpofalángica para unirse a tendón extensor. Abducen y aducen los dedos (Figura 35).

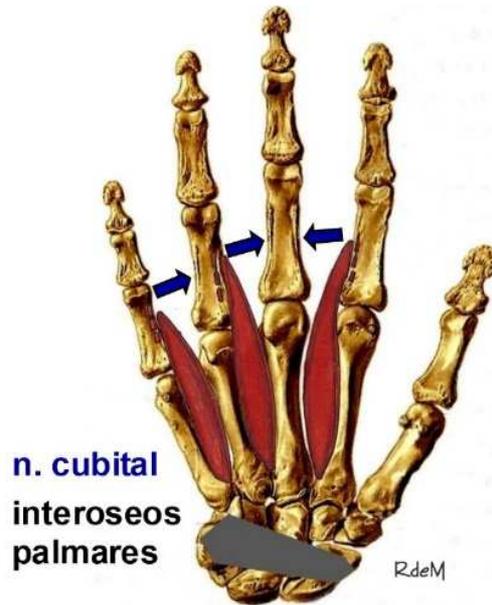


Figura 35: Músculos interóseos palmares.

Los músculos Lumbricales se originan en tendón flexor y cruzan dorsalmente la articulación metacarpofalángica para unirse al interóseo y mecanismo extensor. Pueden describirse como extensores de las falanges (Figura 36).



Figura 36: Músculos Lumbricales.

I.3.2 BASES FUNCIONALES DE LA MANO

I.3.2.A LA MUÑECA.

Desarrollo Embriológico:

Es una articulación de las llamadas sinoviales donde, en su desarrollo embriológico, el mesénquima del centro de la articulación desaparece entre los extremos óseos formando la cavidad articular, tapizando las superficies de los mismos y la cápsula articular formando la membrana sinovial. (9, 38).

En una segunda fase, como consecuencia de los movimientos articulares, la membrana sinovial desaparece de los extremos óseos que están cubiertos por cartílago hialino.

Si en el desarrollo intrauterino se restringe el movimiento embrionario o fetal, se interfiere el desarrollo articular y puede causar la fijación de las articulaciones. Incluso puede causar su regresión produciendo una disminución o desaparición de la función articular. (52).

Después del nacimiento, durante las etapas de desarrollo y crecimiento hasta la consolidación y estabilización de estos procesos, la amplitud de movilidad articular de la muñeca se va moldeando por la actividad que realiza cada individuo. Por lo tanto vemos como la función determina la movilidad funcional individual.

Estos hechos de la evolución personal de cada sujeto establecen que la amplitud de la movilidad articular de la muñeca esté condicionada por la función que ha realizado la misma.

En base a estos hechos cada individuo tendrá unos valores de flexo-extensión y desviación radio-cubital de las muñecas distintas y adaptadas a su funcionalidad.

ANATOMÍA FUNCIONAL y MOVILIDAD DE LA MUÑECA:

La articulación de la muñeca presenta básicamente dos componentes móviles (Figura 37).

1-Articulación radio-carpiana formada por el extremo distal del radio, el complejo fibrocartílago triangular y la primera hilera del carpo formado por escafoides, semilunar y piramidal.

2-Articulación medio-carpiana formada por la cara distal de los huesos de la primera hilera (escafoides, semilunar y piramidal) y la cara proximal de los huesos de la segunda hilera del carpo formada por trapecio, trapezoides, grande y ganchoso.

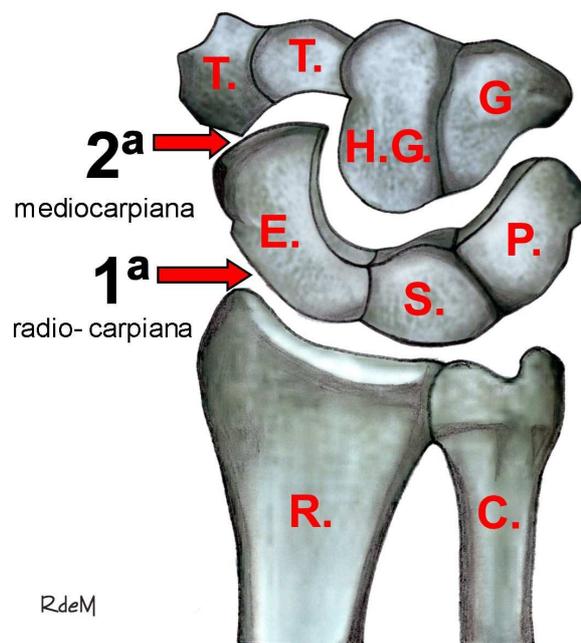


Figura 37: Articulación de la muñeca.

El movimiento de desviación radio-cubital de la muñeca se realiza según un eje longitudinal al antebrazo que pasa por el hueso grande y tercer metacarpiano. El arco de movilidad es de 15° de desviación radial y 45° de desviación cubital (Figura 38).

El eje de la flexo-extensión es perpendicular al anterior pasando por el hueso grande. El arco de movilidad se establece en 85° de flexión y extensión (Figura 38).

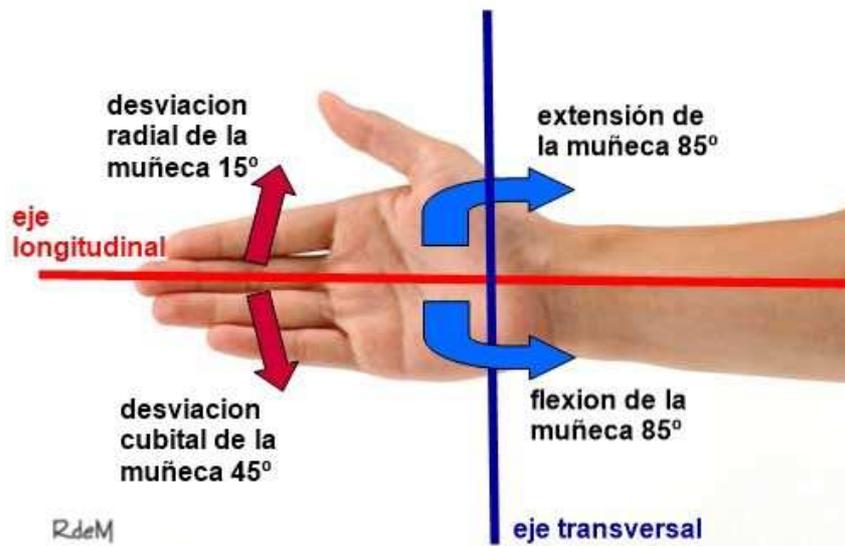


Figura 38: Ejes y movimientos de la muñeca.

MOVIMIENTOS DE FLEXO-EXTENSIÓN

Estos movimientos se realizan en relación a un eje transversal a la muñeca que pasa por el hueso grande pero realmente el movimiento de flexo-extensión se realiza a dos niveles:

- 1- Articulación radio-cubital y primera fila del carpo.
- 2- Articulación entre las dos filas del carpo o mediocarpiana.

FLEXIÓN

Comportamiento articular

Al realizar la flexión de la muñeca la articulación radio-carpiana tiene mayor amplitud que la medio-carpiana.

En este movimiento de flexión, la primera fila de huesos del carpo también se abduce y prona y la segunda fila se aduce y supina (Figura 39).

- Es el movimiento de mayor amplitud de esta articulación.

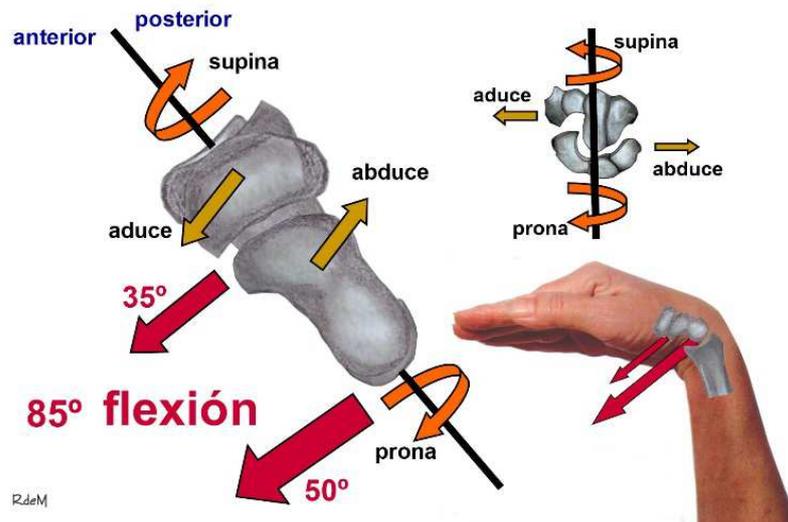


Figura 39: Movimiento de flexión de la muñeca.

Síntesis musculatura implicada

En la flexión participan, fundamentalmente, el abductor largo del pulgar, flexor largo del pulgar, flexor radial del carpo (palmar mayor), palmar menor, flexor superficial y profundo de los dedos y flexor cubital del carpo (cubital anterior).

La flexión palmar es el movimiento de la muñeca más potente. Los flexores, por su predominio en las funciones de la vida cotidiana, son considerablemente más fuertes que los extensores (Figura 40).

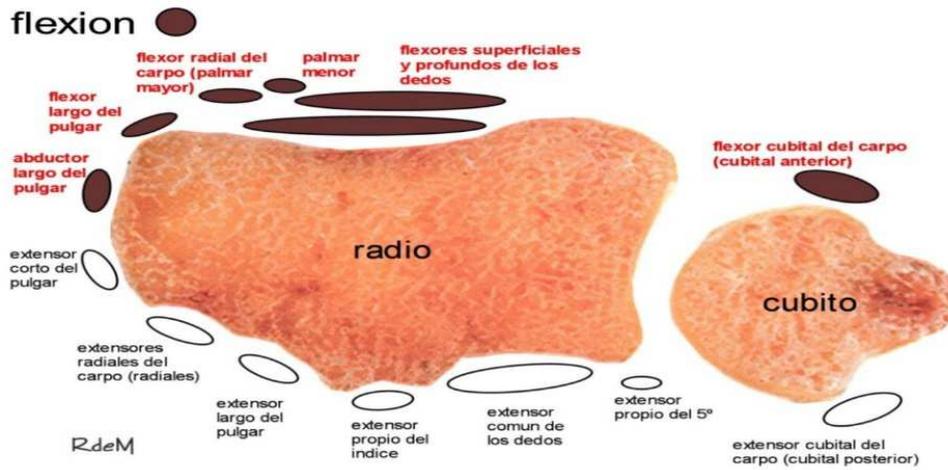


Figura 40: Músculos que participan en flexión de la muñeca, corte transversal cubito y radio distal.

EXTENSIÓN

Comportamiento articular

Al realizar la extensión la articulación medio-carpiana tiene mayor amplitud que la radio-carpiana (Figura 41).

En este movimiento de extensión la primera fila de huesos del carpo también se aduce y supina y la segunda fila se abduce y prona.

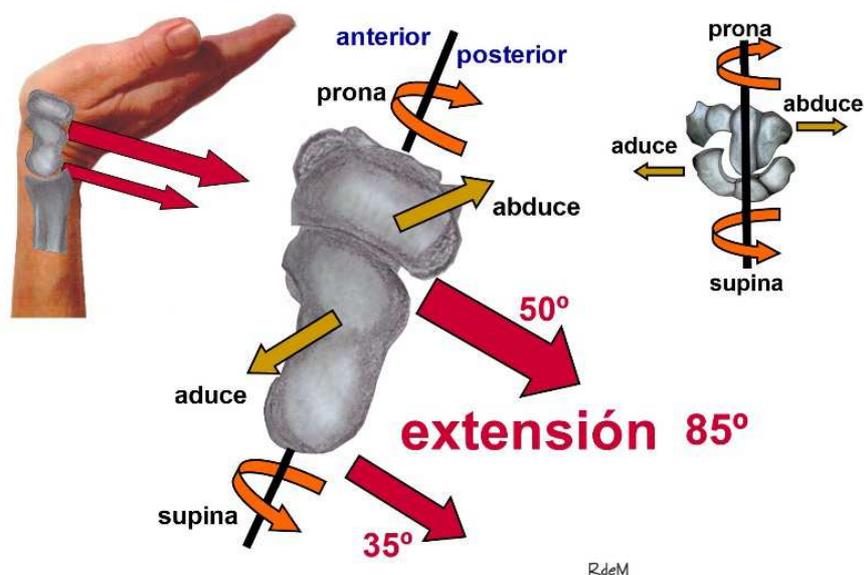


Figura 41: Movimiento de extensión de la muñeca.

Síntesis musculatura implicada

En la extensión participan, fundamentalmente, el extensor radial largo del carpo (I radial), extensor radial corto del carpo (II radial), extensor largo del pulgar, extensor propio del índice, extensor común de los dedos, extensor propio del 5º y extensor cubital del carpo (cubital posterior) (Figura 42).

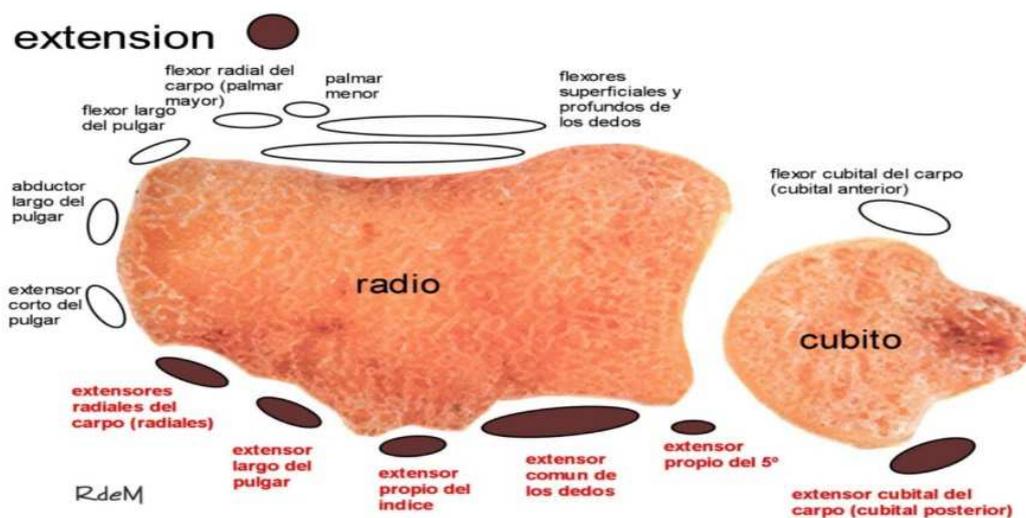


Figura 42: Músculos que participan en extensión de la muñeca, corte transversal cubito y radio distal.

MOVIMIENTOS DE DESVIACIÓN RADIAL Y CUBITAL

Comportamiento articular

Estos movimientos se realizan en relación a un eje longitudinal del antebrazo que pasa por el hueso grande pero el movimiento de la muñeca, en su desviación radial y cubital, se realiza a dos niveles:

- 1- Articulación entre el radio, el complejo fibrocartílago triangular y primera fila del carpo.
- 2- Articulación entre las dos filas del carpo o mediocarpiana.

DESVIACIÓN RADIAL

Comportamiento articular

Al realizar la desviación radial la articulación medio-carpiana tiene mayor amplitud que la radio-carpiana.

En este movimiento de desviación radial la primera fila de huesos del carpo también se pronan y flexionan y la segunda fila se supinan y extiende (Figura 43).

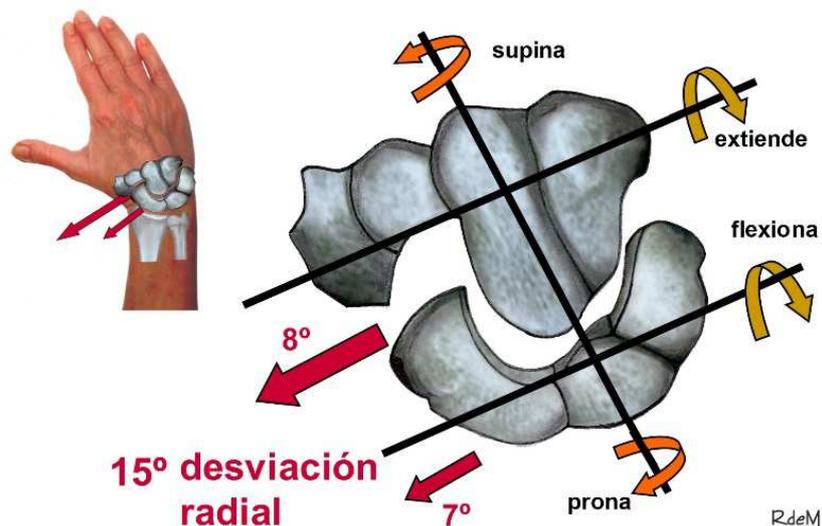


Figura 43: Movimiento de desviación radial de la muñeca.

Síntesis musculatura implicada

En la desviación radial participan, fundamentalmente, el flexor radial del carpo (palmar mayor), el flexor largo del pulgar, el abductor largo del pulgar, el extensor corto del pulgar, el extensor radial largo del carpo (l radial) y el extensor largo del pulgar (Figura 44).

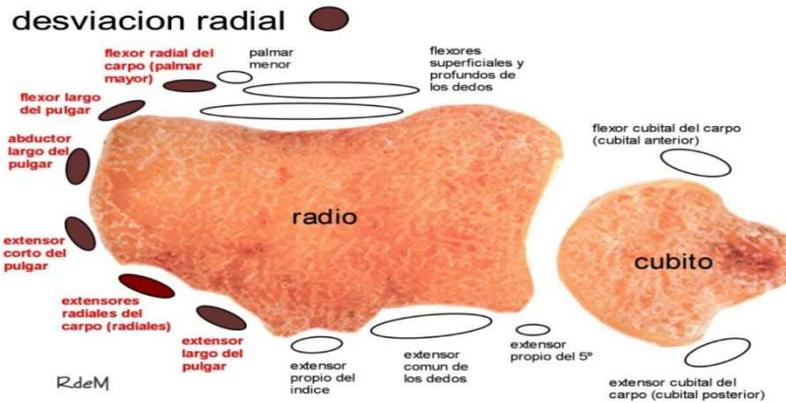


Figura 44: Músculos que participan en desviación radial de la muñeca, corte transversal cubito y radio distal.

DESVIACIÓN CUBITAL

Comportamiento articular

Al realizar la desviación cubital la articulación radio-carpiana tiene mayor amplitud que la medio carpiana.

En este movimiento de desviación cubital la primera fila de huesos del carpo también se supina y extiende y la segunda fila se pronada y flexiona.

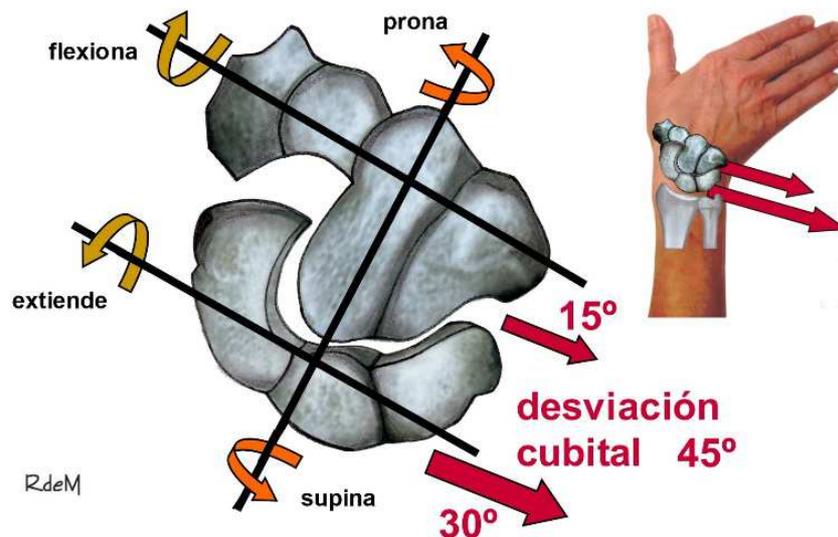


Figura 45: Movimiento de desviación cubital de la muñeca.

Síntesis musculatura implicada

En la desviación cubital participan, fundamentalmente, el flexor cubital del carpo (cubital anterior), el extensor cubital del carpo (cubital posterior), el extensor del meñique y el extensor común de los dedos (Figura 46).

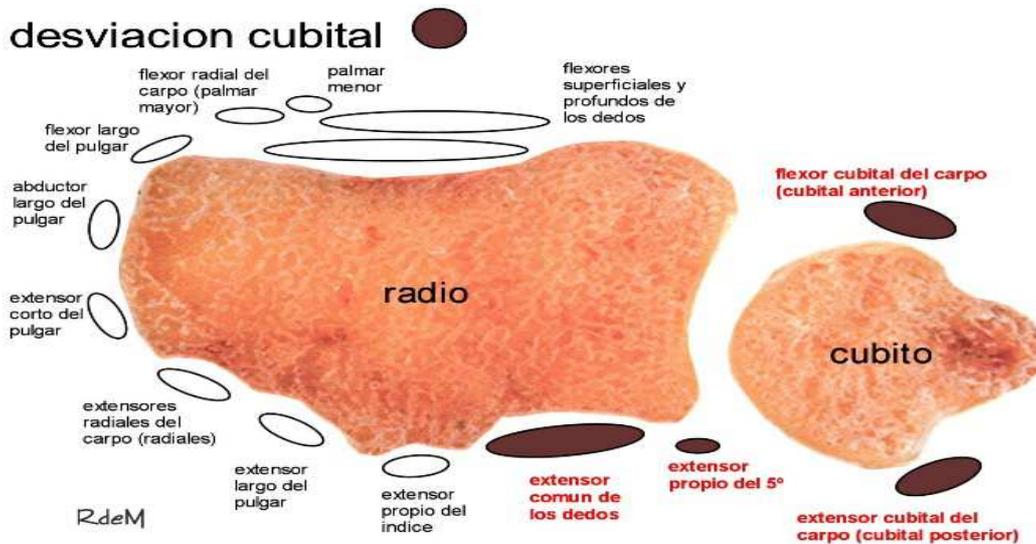


Figura 46: Músculos que participan en desviación radial de la muñeca, corte transversal cubito y radio distal.

I.3.2.B POSICIONES FUNCIONALES DEL PULGAR.

En la postura de pinza del pulgar, con oposición a los demás dedos, la trapecio-metacarpiana realiza un recorrido entre la mínima y máxima anteposición y oposición en el espacio. Este movimiento está considerado como hecho fundamental de la trapecio-metacarpiana que está presente en la mayor parte de las funciones de la mano (Figura 47).

Tomando como base las fases establecidas por Kapandji para valorar la movilidad del pulgar denominado Total Opposition Test (TOT), reconocido e incluido en la Nomenclatura Internacional, analizamos cinco estadios que representan la movilidad global del pulgar.

Nos permiten medir la función en un amplio campo de actuación con recorrido completo de la articulación trapecio metacarpiana que se antepone al tiempo que rota para oponerse a los demás dedos.

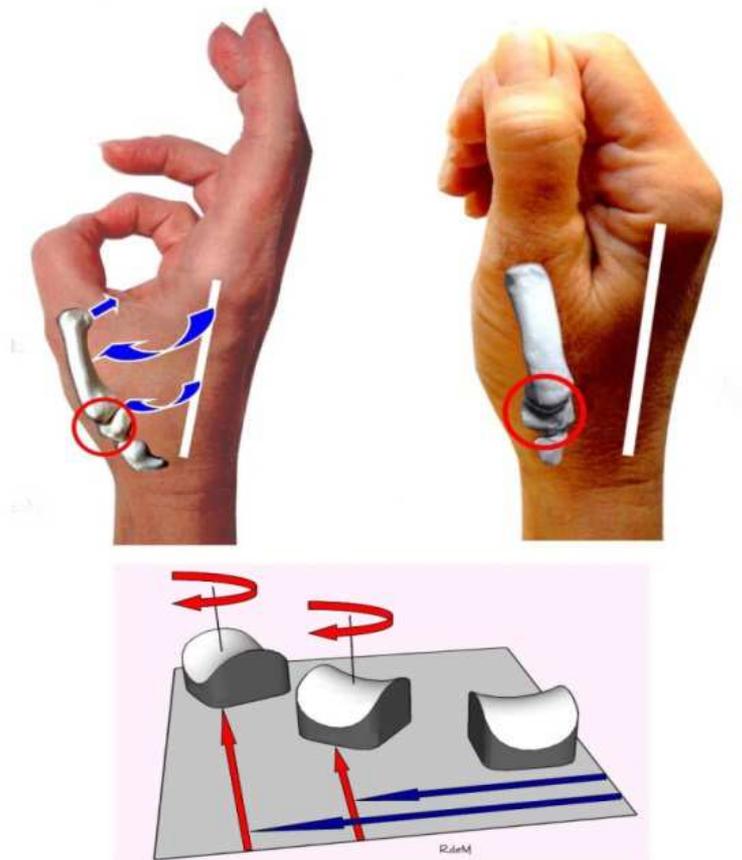


Figura 47: Movilidad del Trapecio en articulación trapecio metacarpiana.

I.3.2.C PINZAS MANUALES.

POSICIONES FUNCIONALES BÁSICAS DE LA ACTIVIDAD MANUAL

Pinza 1: El pulpejo del pulgar contacta con la cara externa de la segunda falange del 2º dedo, conocida como pinza lateral (Figura 48).

Existe una ligera anteposición del pulgar, la trapecio-metacarpiana inicia su recorrido y se realiza la flexión del 2º dedo. En esta posición funcional, el 2º dedo, suele estar apoyado o asistido por los demás dedos para realizar la pinza.

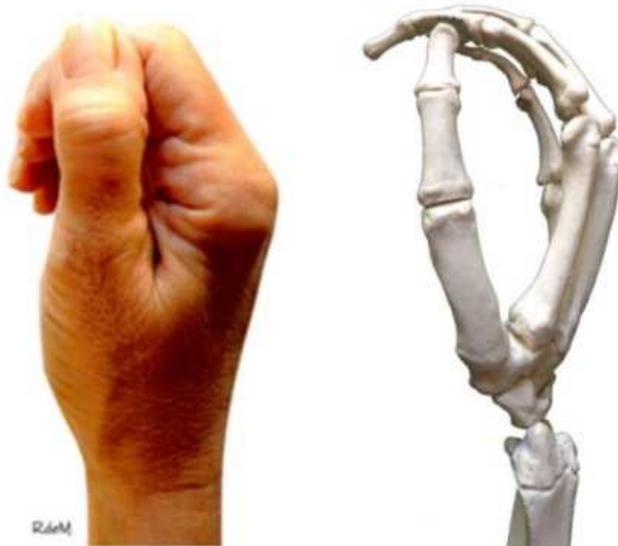


Figura 48: Pinza lateral.

Pinza 2: El extremo del pulgar se opone al extremo de tercera falange del 2º dedo. La columna del pulgar se antepone y aduce ligeramente. El 2º dedo está flexionado y realiza una relativa rotación para oponerse (Figura 49).



Figura 49: Pinza termino-terminal segundo dedo.

Pinza 3: El extremo del pulgar alcanza el extremo de la tercera falange del tercer dedo. La columna del pulgar aumenta su anteposición y aducción. El dedo 3º está flexionado y carece de rotación (Figura 50).



Figura 50: Pinza termino-terminal tercer dedo.

Pinza 4: El pulgar contacta con el extremo de la tercera falange del 4º dedo. Aumenta la aducción y la anteposición del pulgar. El 4º dedo está flexionado y es arrastrado en anteversión por el 5º dedo (Figura 51).

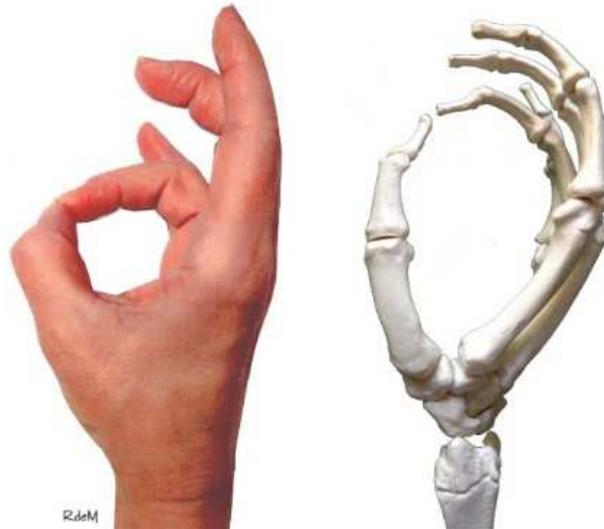


Figura 51: Pinza termino-terminal cuarto dedo.

Pinza 5: El pulgar contacta con el extremo de la tercera falange del 5º dedo. La anteposición del pulgar es máxima. El 5º dedo está flexionado y en oposición con la anteversión y rotación interna que le conceden su estructura ósea y muscular (Figura 52).

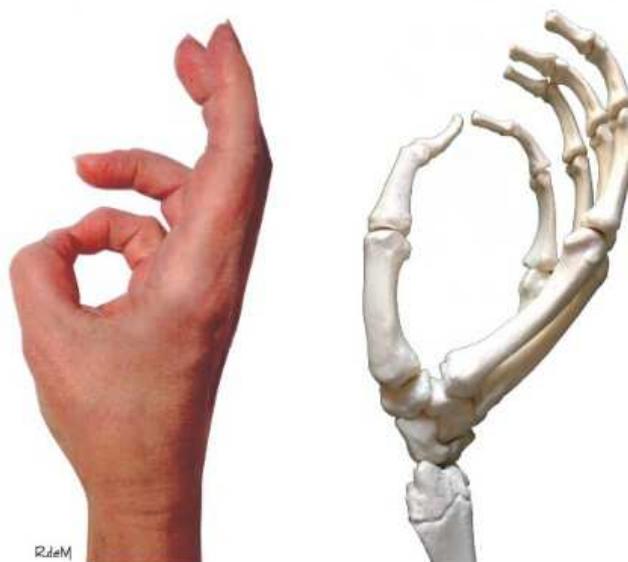


Figura 52: Pinza termino-terminal quinto dedo.

ESTRUCTURA ÓSEA DE LAS PINZAS MANUALES.

1.- Pinza realizada entre el pulgar y el 2º dedo.

Representan la sujeción de precisión de la mano. Su base ósea estaría constituida por la columna externa: escafoides, trapecio, trapezoides, 1^{er} y 2º metacarpianos y basada fundamentalmente en la movilidad de la articulación trapecio-metacarpiana (Figura 53).

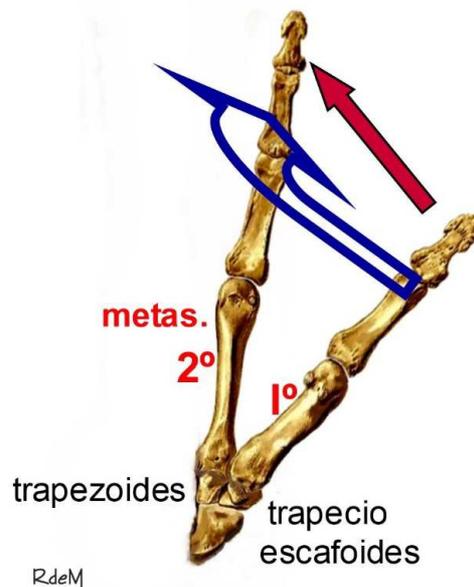


Figura 53: Estructura ósea pinza bi-digital segundo dedo.

2.- Pinza realizada entre el pulgar y el dedo 2º y 3º (Tri-digital).

Representa la postura primaria realizada por los humanos para su alimentación. Su base ósea sería escafoides, trapecio, trapezoides, 1^{er} y 2º metacarpianos y el considerado eje de la mano o columna media formada por el semilunar, hueso grande y 3er metacarpiano. También está basada fundamentalmente en la movilidad de la articulación trapecio-metacarpiana. El dedo 2º y 3º no rotan en anteversión (Figura 54).

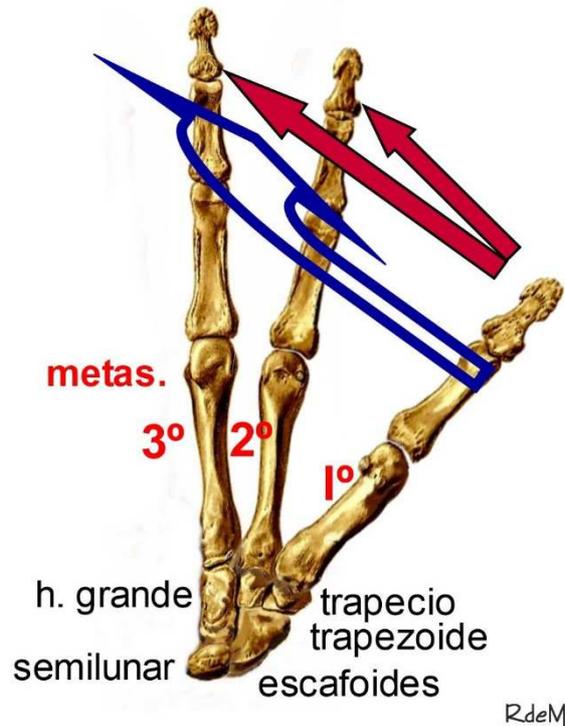


Figura 54: Estructura ósea pinza tri-digital segundo y tercer dedos.

3.- Pinza realizada con el pulgar y el 4º y 5º dedos.

Medirán la fuerza de estos últimos dedos cuando se utilicen en oposición y cierren la mano al realizar algunas actividades. Intervienen cuando se realiza la garra para sujetar herramientas u objetos grandes o redondeados porque aseguran el cierre y la fijación que precisa de firmeza (Figura 55).

Aisladamente son menos utilizadas en la vida normal pero muy importante en la función laboral y deportiva.

Su base ósea sería escafoides, trapezio, 1er metacarpiano y la llamada columna externa formada por piramidal, ganchoso, 4º y 5º metacarpianos. Basada fundamentalmente en la movilidad de la articulación trapezio-metacarpiana y con el 5º dedo donde es importante la participación de su complejo muscular y su anteversión.

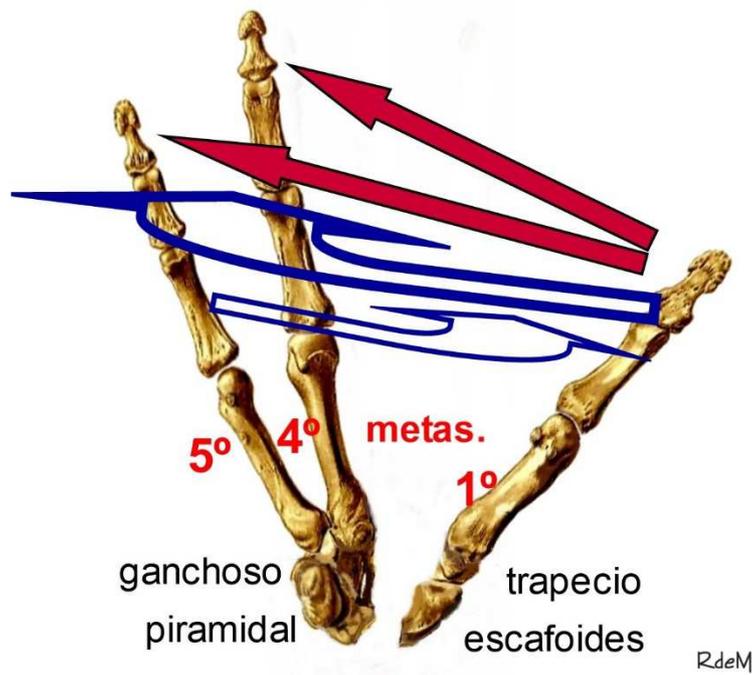


Figura 55: Estructura ósea pinza tri-digital cuarto y quinto dedos.

La combinación de estas tres pinzas básicas conformaran el resto de posiciones de agarre.

1.3.2.D. ESTRUCTURA Y FUNCIÓN MUSCULAR DE LAS PINZAS MANUALES.

Los elementos que participan y su función varían según la posición adoptada y siempre en sinergia con los músculos extensores.

PULGAR

Estructura esquemática para comprender la función muscular del pulgar en la función de anteposición y oposición a los demás dedos.

Los ejes establecidos, a nivel de la base del metacarpiano del pulgar, son Y1-Y2 o de flexo-extensión y el X1-X2 de ante y retropulsión (Figura 56).

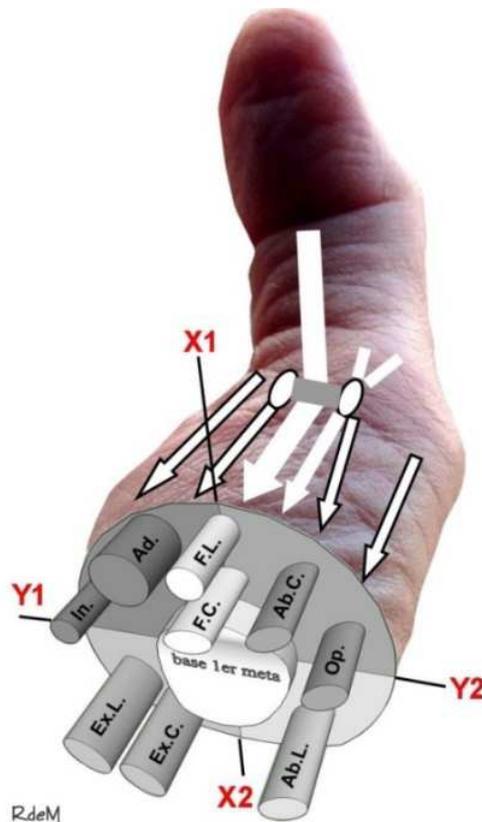


Figura 56: Cuadrantes musculares en el pulgar.

Cuadrante Y1-X2:

Extensor largo del pulgar. Extrínseco. Nervio radial.

Extensor corto del pulgar. Extrínseco. Nervio radial.

Función: Extensores con actividad sinérgica con el resto.

Cuadrante X2-Y2:

Abductor largo del pulgar. Extrínseco. Nervio Radial.

Función: Abductor y antepulsor del primer meta según posición.

Cuadrante Y2-X1:

Oponente del pulgar. Intrínseco. Nervio Mediano.

Abductor corto del pulgar. Intrínseco. Nervio Mediano.

Función: Realizan a la vez una flexión, oposición y anteposición del primer metacarpiano.

Situados en el eje X1-X2:

Flexor largo del pulgar: Extrínseco. Nervio Mediano.

Flexor corto del pulgar: Intrínseco.

-Superficial. Nervio Mediano.

-Profundo Nervio Cubital.

Función: Flexionan el pulgar. El flexor largo cierra la pinza digital.

Cuadrante X1-Y1:

Aductor largo del pulgar: Nervio Cubital.

Primer músculo interóseo palmar (cuando existe). Nervio Cubital.

Función: Aductores del primer metacarpiano. Cierran la primera comisura.

RESTO DE LOS DEDOS

Los músculos flexores extrínsecos de los dedos, superficial y profundo, con sus inserciones en falange media y distal son los fundamentales para todos estos movimientos que exploraremos.

El flexor común superficial realiza la flexión de las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos. Inervado por el nervio mediano.

El flexor común profundo realiza la flexión de las articulaciones interfalángicas distales del 2º, 3º, 4º y 5º dedos. El 2º y 3º inervados por el nervio mediano y el del 4º y 5º dedos inervados por el nervio cubital.

Músculos Intrínsecos.

Los músculos interóseos al actuar sobre la formación dorsal flexionan la metacarpo-falángica con potencia. Los músculos lumbricales son "iniciadores" y flexores de las articulaciones metacarpo-falángicas del 2º al 5º dedo. Así mismo son responsables de fijar y estabilizar las articulaciones metacarpo-falángicas y lateralización del dedo, fundamentalmente utilizadas en la aplicación de la fuerza de agarre y pinza de la mano.

Los músculo interóseos son flexores, abductores-ductores de la articulación metacarpo-falángica y rotadores de las falanges para ajustar el movimiento.

Los tendones de los músculos interóseos están situados volar al ligamento transversal inter-metacarpiano mientras que el tendón del músculo lumbrical se localiza palmar, lo que condiciona sus funciones (Figura 57).

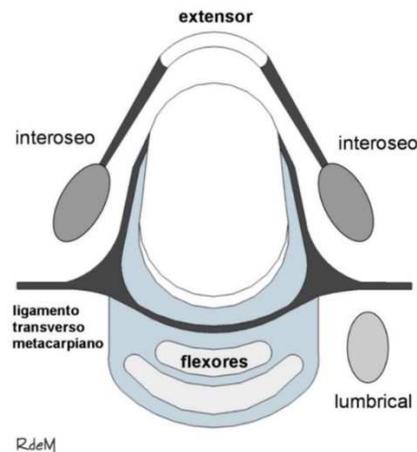


Figura 57: Esquema musculatura corte transversal resto dedos.

El nervio cubital inerva los músculos interóseos palmares y los lumbricales del 4º y 5º dedos. Los lumbricales del dedo 2º y 3º los inerva el nervio mediano.

Mención especial corresponde al 5º dedo, que colabora con la función manual y tiene otros músculos de interés para la misma.

La eminencia hipotenar está compuesta por tres músculos distintos a los de los dedos 2º, 3º y 4º. Estos músculos son:

1) El músculo flexor corto del dedo meñique flexiona la primera falange sobre el metacarpiano y separa el quinto dedo en relación al eje de la mano.

2) El músculo aductor del dedo meñique flexiona la primera falange por acción de la expansión dorsal y es abductor en relación al eje de la mano equivalente a un interóseo dorsal.

3) El músculo oponente del dedo meñique flexiona el quinto metacarpiano sobre el carpo.

Inervación.

El nervio mediano, motor de músculos de la eminencia tenar, permite la acción de la pinza. Cuando estos músculos colocan el pulgar en abducción palmar y en anteposición, el aductor con la porción profunda del flexor corto y del primer interóseo dorsal inervados por el cubital, permite aplicar al pulgar toda su fuerza.

El nervio radial no participa en la inervación motora intrínseca de la mano, pero sí en la extrínseca. Es el encargado de inervar los músculos que facilitan la extensión de la muñeca siendo siempre sinérgico con los flexores por lo que es fundamental para la función de la mano.

En resumen el nervio mediano opone y el nervio cubital cierra las presas

I.4 EVOLUCIÓN DE LAS POSICIONES DE MEDIDA PARA LA VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA MANO.

En la revisión bibliográfica realizada hemos hallado numerosos trabajos que tratan de determinar la postura del miembro superior óptima para intentar obtener la “máxima fuerza” al realizar el puño o la pinza digital. Lo mismo ocurre cuando se pretende obtener datos de referencia que sean comparativos para valorar la función de la mano.

La influencia de la postura del sujeto explorado y la posición del codo, hombro y muñeca, sobre la fuerza de prensión desarrollada, ha sido ampliamente estudiada en la literatura y todavía es fuente de controversias.

Se pretende saber cómo se hace la máxima fuerza con la mano al realizar la empuñadura y saber cuál es la fuerza máxima de cada sujeto en una posición aleatoria determinada pero no controlada. Se intenta que los datos obtenidos sea predictivo de su función vital o laboral.

Seguidamente estudiaremos la evolución de estos conceptos.

I.4.1 POSICIÓN DEL SUJETO, DEL HOMBRO Y DEL CODO EN LA TOMA DE MEDIDAS.

En 1970 Swanson afirmó que la fuerza de agarre de la mano sería más fuerte cuando no se contara con el apoyo del miembro superior pero la dificultad aparecía cuando se quería realizar la equiparación de los resultados obtenidos en otros estudios.

Revisando la bibliografía publicada sobre el tema que nos ocupa, encontramos que en 1979 Teraoka estudió el efecto de tres posiciones del cuerpo en la fuerza del puño: de pie, sentado y acostado en decúbito supino con el codo extendido. Los resultados mostraron que la fuerza fue mayor en la posición de pie y los valores de fuerza de prensión eran más bajos si la prueba se realizaba con el individuo en decúbito supino que si se realizaba en sedestación.

En estas fechas la exploración se realizaba indistintamente con el codo en flexión de 90° o en extensión del mismo.

Después de unos años de valoraciones de la fuerza de la mano, al realizar el puño o las pinzas del pulgar, en 1981 Fess E.E. y Moran C.A. (21), y en 1982 Fess E.E (25), publican unas recomendaciones, sobre la postura del miembro superior en la exploración de la mano adoptados por la American Society for Surgery of the Hand y la American Society of Hand Therapists. Indican que el paciente debe estar sentado con el hombro en aducción, el codo flexionado a 90° y el antebrazo y la muñeca en posición neutra.

Hay que hacer constar que el sistema de captación de datos se basaba en el dinamómetro de Jamar.

Posteriormente en 1984-1985 Mathiowetz publicó varios estudios (46, 47,48) demostrando que la fuerza de prensión fue significativamente mayor en 90° grados de flexión de codo que en extensión completa, en

contra de la hipótesis de algunos autores de que "la posición del codo no afectaba de forma significativa la fuerza de la mano".

Contrariamente Balogun en 1991 realiza un estudio en 61 sujetos y refiere que la fuerza de agarre es superior cuando el codo está en extensión, y además cuando el paciente se encuentre en bipedestación en comparación con la posición sentada.

Así mismo en 1992 Kuzala estudiando la fuerza prensil desarrollada con el codo en distintas posiciones (0° , 45° , 90° y 135°) concluye que la máxima fuerza se alcanza con el codo en extensión (0°) y disminuye a medida que aumenta el grado de flexión.

En 1994 Su comparó la fuerza de agarre a 0° , 90° y 180° de flexión del hombro en bipedestación. Encontró que el agarre más fuerte se produce cuando el hombro estaba en 180° de flexión, con el codo completamente extendido, mientras que el agarre más débil se asoció con 0° de flexión del hombro y 90° de flexión del codo.

Por el contrario 1996 De Smet (15) no encuentra diferencias significativas al estudiar la fuerza de presión generada con el codo en 0° o en 90° .

Richards (60), en 1997, tampoco encontró diferencias entre los datos obtenidos entre la posición de pie o acostado.

Contrariamente, a alguno de los artículos referidos y apoyando la postura referida por Mathiowetz, en 1999 Fan indica que la fuerza de presión fue mayor en 90° de flexión del codo que en cualquiera grado de extensión del mismo.

Después de algunos años donde se publican artículos igualmente contradictorios en 2008 Shyam Kumar publica los resultados de un trabajo donde dice demostrar que no hay diferencia estadísticamente significativa entre diferentes posiciones del codo (90° de flexión y extensión completa) para los valores de presión de agarre máximo.

Y en 2009 Parvatikar estudia la fuerza de la mano en distintas posturas del hombro y codo y confirma que existen variaciones cuantificables de la presión ejercida con la mano.

Por lo tanto vemos que no existe un consenso sobre la postura corporal óptima o posiciones de hombro y codo para obtener la mayor fuerza de agarre de la mano.

Debemos hacer constar que para las mediciones realizadas se utiliza el dinamómetro de Jamar, adoptado desde su inicio por los estudiosos de esas épocas, que luego se ha extendido sin pensar en otros instrumentos de captación de fuerzas. Con este sistema se mantiene el miembro superior en suspensión sin fijación de la extremidad.

I.4.2 POSICIÓN DE LA MUÑECA.

Si la situación del hombro, codo y antebrazo han sido fruto de múltiples opiniones, la postura de la muñeca durante la exploración presenta más controversias a la hora de determinar su posición idónea para la exploración.

Esta situación, como veremos a continuación, pasa de recomendarse una postura determinada, con unos grados de amplitud variable según autores y de difícil mantenimiento durante la prueba, hasta la libertad total de la movilidad de la misma durante la exploración.

En contraste con la “American Society for Surgery of the Hand” y la “American Society of Hand Therapists”, que recomendaba poner el antebrazo y la muñeca en posición neutra para medir la fuerza de la mano, en 1971 Kellor realizó unas mediciones no estandarizando la posición de la mano al realizar la prueba y así registró los resultados basados en los valores más altos obtenidos.

En 1972 Kraft indica que la posición de la muñeca es otra variable que afecta al rendimiento de la fuerza de agarre pero no encuentran diferencia significativa en las cifras obtenidas con las posiciones de ensayo de 0° a 15° de flexión y 30° dorsiflexión.

En 1975 Hazelton et al describen que, con desviación cubital y extensión de la muñeca, obtuvieron los mayores valores de presión del puño. Estos resultados fueron similares a los obtenidos en 1976 por Terrell.

En 1980 Pryce informó que las diferencias en los valores medios de fuerza de agarre de la mano, no fueron significativas para los arcos comprendidos entre 0° a 15° de desviación cubital y de 0° a 15° de flexo-extensión y sus combinaciones. En estos arcos obtenía resultados más altos que en otras posiciones de la muñeca.

En 1984 Brumfield proporciona una base objetiva en la evaluación de la discapacidad de la muñeca realizando un estudio biomecánico del movimiento de la muñeca normal. Determina los rangos de movimiento de la muñeca requeridos para llevar a cabo 15 actividades de la vida diaria. Para las actividades del cuidado personal encuentra que se requiere la colocación de la mano en varios lugares del cuerpo y que estas fueron logradas con movimientos de entre 10° de flexión y de 15° de extensión. Otras actividades necesarias como comer, beber, usar un teléfono o la lectura, se lograron llevar a cabo con movimientos entre 5° de flexión y 35° de extensión.

Por lo tanto, describen que el movimiento funcional óptimo de la muñeca para llevar a cabo la mayoría de actividades sería de entre 10° de flexión y de 35° de extensión.

Posteriormente 1991 Ryu también estudia los arcos de movimiento de la muñeca para realizar actividades de la vida diaria similares al anterior. En este caso, además de medir la flexo-extensión, valora la desviación radio-cubital. Determina que el total de las tareas evaluadas podría lograrse con 54° de flexión, 60° de extensión, 40° de desviación cubital, y 17° de desviación radial. En base a que la mayoría podría realizarse con el 70 por ciento de la movilidad máxima de la muñeca, definen los 40° de flexo-extensión y 40° de desviación radial-cubital combinado como el rango funcional de la muñeca.

En 1992 O'Driscoll, en contraposición a los anteriores trabajos de Pryce de 1980, indica que las desviaciones radiales y cubitales de la mano no afectaban a la fuerza y se requería un mínimo de 25° de extensión para desarrollar el máximo de fuerza; esto sería posiblemente debido a los diferentes métodos del ensayo. Pryce sujetaba el antebrazo a la mesa de exploración con cuatro correas mientras que O'Driscoll indicaba a los sujetos explorados que mantuvieran activamente sus antebrazos y las muñecas en una posición aconsejada pero sin ayudas externas. Los

resultados indicaban que cualquier otra posición para la muñeca produciría una reducción de la fuerza de agarre.

En 1995 Lamoreaux estudió el efecto de la desviación de la muñeca en la fuerza de prensión encontrando que, en máxima desviación radial y máxima desviación cubital, existía una disminución significativa en la fuerza de agarre en comparación con posición neutra o ningún grado de desviación.

En 1996 Dempsey indica que la posición de la muñeca (neutra, flexión o extensión máximas, desviación radial o desviación cubital máxima), el tipo de pinza (pulpejo 2, pulpejo 3 y lateral) o el ancho de pellizco (1, 3, 5, y 7 cm) influían en la obtención de datos variables de la fuerza significativamente diferentes. Concluía que los valores máximos fueron obtenidos con la posición neutra de la muñeca.

Richards en 1997 (60) comunica que los datos obtenidos de la fuerza de prensión, con posiciones idénticas de las extremidades superiores, es equivalente cuando se probó con el paciente sentado o de pie.

En 1998 De Smet (16) concreta que la fuerza desarrollada con el antebrazo supinado es mayor que la realizada en posición neutra y ésta, a su vez, mayor que la realizada con el antebrazo pronado.

Al año siguiente 1999 Marshall demostró que la combinación de posición de la muñeca con los movimientos del antebrazo tenía efectos significativos en la obtención de resultados. Afectaba a la flexo-extensión de la misma con desviación radial. Este estudio viene a complicar las mediciones realizadas sin fijación del miembro explorado.

En este mismo año Torres, intentando obtener unos resultados que sirvieran de índice comparativo de referencia en la población española, desarrolló un método de estudio objetivo y clínicamente aplicable para medir la fuerza de la mano. Propuso que el miembro superior debía estar con el codo en flexión de 90°, antebrazo en prono-supinación media y

muñeca con flexión dorsal de 0-30° y desviación cubital de 0-15°. En su metodología no propone un sistema de mantenimiento de la postura indicada al paciente.

En el año 2000 Pauline W. et al, publican un trabajo en el que comunican que la posición de la muñeca es un factor que modifica la fuerza de agarre y que los estudios realizados con la postura óptima de la muñeca para facilitar la fuerza de agarre son equívocos y no existe consenso.

Concretan que debido a que la posición de extremidad superior no estaba estandarizada, en los estudios anteriormente realizados, la validez de sus resultados podría ser cuestionada.

Estos autores presentan un soporte para inmovilizar el antebrazo y la muñeca durante las pruebas ya que consideran necesario realizar las mediciones en las mismas condiciones con un sistema de estabilización relativo. Observan que los resultados así obtenidos pueden ser reproducibles en el tiempo.

La influencia sobre la posición de la muñeca también ha sido estudiada por Myung-Chul Jung en 2002 y Ashton en 2003. Ambos autores coinciden en que los datos publicados por los distintos autores no son comparables puesto que las variaciones en la posición de la muñeca influyen significativamente en los resultados. Por ello aconsejan estandarizar una posición para la valoración funcional.

En el 2007 Lorenzo-Agudo realiza un trabajo de valoración de la fuerza de la mano basándose en la postura recomendada (paciente sentado con el codo a 90° de flexión apoyado en la mesa, antebrazo en prono-supinación neutra, muñeca en flexión dorsal variable 0°-30° e inclinación cubital 0°-10°), pero sin fijación de la misma. En el trabajo de 2011 de Miranda Mayordomo refiere que la posición en que se encuentran los distintos segmentos del miembro superior modifica la fuerza de prensión desarrollada y que sería necesario estandarizar una posición para realizar

los estudios dinamométricos, a fin de dotar a la medida de una mayor consistencia. En este trabajo se optó por dejar libre la posición de flexo-extensión de carpo, habida cuenta de que con ello se obtiene un mejor confort y una optimización de la fuerza desarrollada.

En todos los trabajos revisados, de la bibliografía internacional, la finalidad es buscar cual es la postura para obtener la máxima fuerza y con ella definir una postura de exploración generalizada. Como hemos visto los resultados no son consensuados.

En todo caso parece evidente la necesidad de establecer la posición de exploración para realizar las mediciones de fuerza, independientemente de que sea la que obtenga el resultado de ejercer la máxima fuerza.

En una posición establecida, generalizada y estabilizada, los resultados obtenidos serán comparativos y podrán normalizarse.

I.5 EVOLUCIÓN DE LOS EQUIPOS Y SISTEMAS DE MEDICIÓN UTILIZADOS PARA VALORAR LA FUERZA DE LA MANO:

Para valorar la funcionalidad de la mano se precisa de un sistema que capte las fuerzas ejercidas por la misma, de forma global, parcial o individualizada por segmentos.

El diseño de máquinas dinamométricas para valorar esta función se inicia con el intento de estimar la capacidad deportiva como relacionábamos en la primera parte de esta introducción. Posteriormente se integra en la valoración de la capacidad laboral y las secuelas de accidentes.

Se han realizado numerosos diseños para realizar aparatos de medición de la fuerza de la mano pero muchos han quedado en el olvido por ser mejorados con la evolución de la tecnología.

La medición de la fuerza ejercida por las manos se inició con estos sistemas históricos:

El dinamómetro isométrico Graham-Desagulier. Inventado en 1763 es muy primario y trabaja tirando de una palanca a la que se ajusta un peso deslizante hasta que el músculo contraído podría levantar dicho peso (Figura 58). (27).

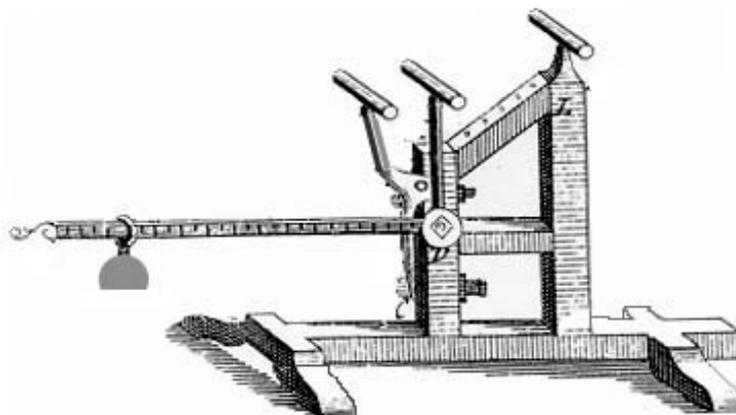


Figura 58: Dinamómetro isométrico Graham-Desagulier

Posteriormente el dinamómetro Isométrico de Regnier (1751-1823) es uno de los primeros instrumentos inventados para medir la fuerza muscular (Figura 59). Hecho en 1798. La medición de la fuerza muscular con dinamómetros isométricos se utilizó durante muchos años en campeonatos para determinar el “hombre fuerte”. (27).

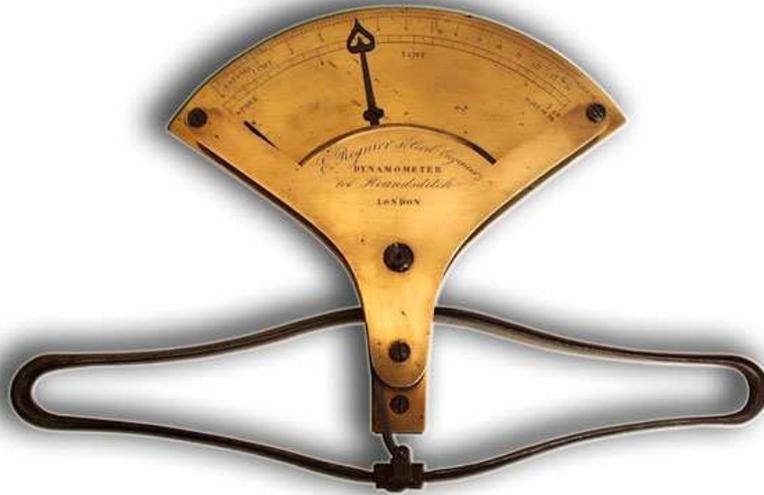


Figura 59: Dinamómetro Isométrico de Regnier.

Posteriormente, con su aplicación médica se utilizó el manguito de tensión con columna de mercurio (Burton 1985) (Figura 60).



Figura 60: Manguito de Tensión con columna de Mercurio.

Luego se modificó cambiando la columna de mercurio por un sistema de dial escalado según la presión pero el fundamento básico era el mismo (Figura 61).



Figura 61: Manguito de Tensión con sistema dial.

En la misma época aparece el dinamómetro Geckeler que es un instrumento neumático que, al presionar un bulbo de caucho que posee, propulsa el aire progresivamente desplazando las agujas del dial medidor (Figura 62). Realmente se basa en el mismo efecto conseguido con el manguito de presión arterial.



Figura 62: Dinamómetro Geckeler.

Posteriormente y basándose en el mismo mecanismo aparece el Vigorímetro de Martin que, con tres tamaños del bulbo de caucho, intenta adaptarse a las distintas manos (Figura 63).



Figura 63: Vigorímetro de Martin.

Estos sistemas ya fueron analizados en 1955 por Barritt quien hacía referencia a que el uso del manguito de presión arterial en la toma de medidas de agarre no era aceptable, pero en algunos lugares siguieron utilizándolos como refieren Fernando, Robertson y Burton.

En 1956 es presentado el dinamómetro Collins, a veces llamado el Misdom-Frank, en la 85ª Reunión Anual de la Asociación Médica de California realizada en Los Ángeles, 29 abril-2 mayo y ante la Sección de Medicina y Cirugía e Industria. Es un dispositivo de resorte oval que depende enteramente de la compresión de un resorte de acero o muelle que desplaza la aguja de medición (Figura 64).

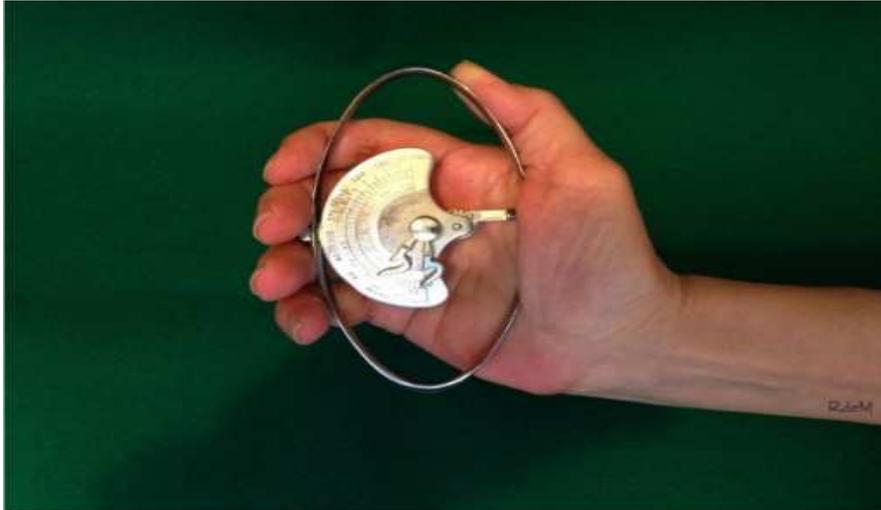


Figura 64: Dinamómetro Collins.

Todos estos sistemas fueron analizados en 1956 por la Subcomisión de Estudios para captar la energía de la Comisión de Salud y Rehabilitación Industrial de la Asociación Médica de California (33) donde se llegó a la conclusión que las diferencias en la medida basal de la presión del relleno inicial en los sistemas neumáticos referidos o en el último caso de la calibración del muelle, (no existen dos dinamómetros con la misma resistencia del muelle) podrían producir dispersiones en la obtención de datos.

Solgaard y Kristinsen también valoraron estos sistemas como que indican que no tienen una resistencia calibrada por lo que los resultados obtenidos no son comparativos y en el caso del dinamómetro de Collins los bordes del arco oval pueden limitar la fuerza ejercida por causar molestias en la palma de la mano lo que limita la exploración.

En estos trabajos se hace la aclaración de que, considerando que la presión es la fuerza ejercida por superficie, en estos sistemas se determinaría la presión de agarre pero no la fuerza.

Para determinar la fuerza de agarre, la fuerza ejercida debe responder solamente a la superficie de agarre. No debe estar influenciado por el área de contacto entre la mano y el instrumento.

En 1954, Bechtol, había diseñado un dinamómetro hidráulico, Dinamómetro Jamar (Figura 65), capaz de evaluar la fuerza de presión isométrica y que se difundió de forma generalizada en E.E.U.U.

En este sistema el circuito hidráulico está sellado garantizando la estanqueidad.

Está equipado con un medidor sensible que expresa la fuerza de presión y posee 5 posiciones ajustables. Mide fuerza isométrica de presión en cada una de las posiciones.



Figura 65: Dinamómetro hidráulico Jamar.

Es, sin duda, el dispositivo más utilizado y aceptado para valorar la fuerza de presión como reconoce la American Society of Hand Therapists (23, 24, 25, 46, 47, 48, 67).

También se han diseñado dinamómetros destinados a valorar de forma aislada la fuerza ejercida por cada dígito, como el Digit-Trip o Jamar

digital (Figura 66) (Jamar™ Hydraulic Pinch Gauge, Therapeutic Equipment Corporation, Clifton, New Jersey, EE. UU.).



Figura 66: Dinamómetro Jamar digital.

Ambos dispositivos fueron ampliamente analizados, entre otros, por Horton, Sauerland y Davis.

MacDermid (44) comparó varios de estos sistemas de medición tradicionales (B&L, JTech and NK Pinch gauges), obteniendo resultados de medidas de fuerza similares en ellos.

Estos dos instrumentos han evolucionado y se han actualizado realizando la captación de resultados de forma digital (Figura 67).



Figura 67: Evolución de los dinamómetros Jamar puño y Jamar pinza.

Posteriormente aparece el Dexter Hand Evaluation, que es un dinamómetro de Jamar que lleva adaptado un software para transmitir los resultados a un programa preestablecido en el ordenador (Figura 68).

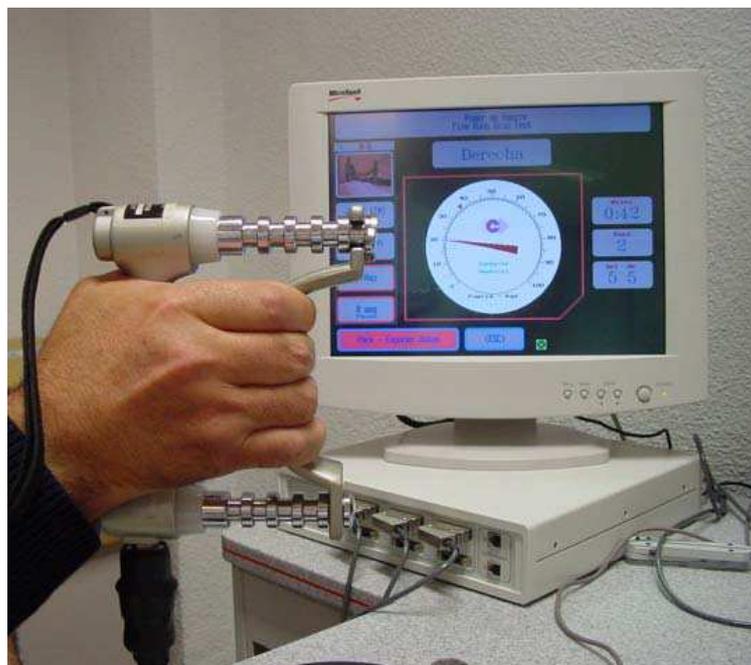


Figura 68: Dexter Hand Evaluation.

Últimamente se han realizado unos diseños con captadores electrónicos como el dinamómetro Vernier HD-BTA (78) y el Ned Mano del IBV (54) asistidos por un programa de ordenador (Figura 69).



Figura 69: Dinamómetro Vernier HD-BTA y Ned Mano del IBI.

Estos sistemas realizan las mediciones de agarre mediante un mango captador que no se puede adaptar a las distintas dimensiones de las manos de los sujetos explorados; pero los resultados de las medidas dependen de las mismas siendo, por ello, una posible causa de pérdida de precisión.

La evolución hacia captadores más sensibles que convirtiesen las fuerzas aplicadas en señales digitales legibles por sistemas informáticos hizo que se recurriese a las galgas extensométricas que, por ello, constituyen la base de registro de los equipos de última generación.

Para la mejor comprensión de este proceso evolutivo hemos de definir los parámetros conceptuales de los medios electrónicos de captación de fuerzas:

- Galga extensométrica: sensor basado en el efecto piezorresistivo.

- Piezorresistividad: es la propiedad de algunos materiales conductores y semiconductores, cuya resistencia eléctrica cambia cuando se los somete a un esfuerzo o estrés mecánico (tracción o compresión) que los deforma.

En nuestro diseño experimental hemos recurrido a los captadores de fuerza por medios piezorresistivos de última generación; fundamentado en la evolución tecnológica comentada y que la Unidad de Biomecánica de la, entonces, Cátedra de Anatomía de la Facultad de Medicina de Murcia ya empezó a experimentar en 1978 con captadores de fuerza por extensometría Óhmica (20, 49).

En aquellos trabajos se utilizaron captadores de resistencias impresas, para medir la fuerza que se originaba en la muñeca en sus distintas cargas (Figura 70) (49).

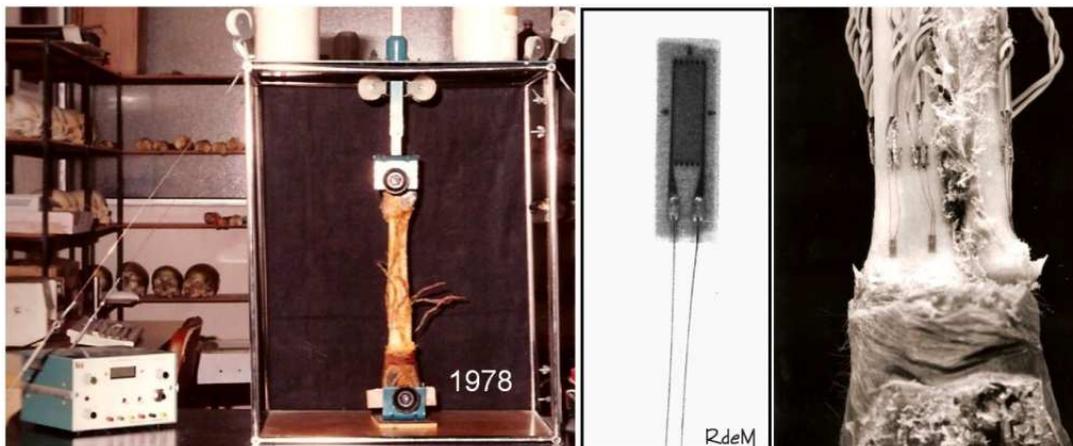


Figura 70: Experimentación con galgas extensométricas en Facultad de Medicina de Murcia.

Los sensores de fuerza que hemos seleccionado también han sido utilizados para medir la fuerza aplicada en numerosos estudios biomédicos y de ingeniería (14, 39, 50, 77, 80); pero no los hemos encontrado aplicados en ningún trabajo con la misma orientación que en nuestro diseño experimental.

I.6 JUSTIFICACIÓN.

Valoración de Máxima Fuerza

El parámetro de medición de máxima fuerza ejercida por la mano al realizar la empuñadura, como sistema de valoración de la funcionalidad de la misma, nos parece insuficiente ya que consideramos que los datos obtenidos no son completamente predictivos de la función manual.

No siempre se precisa de la mayor fuerza, que se pueda ejercer en un momento determinado, para poder realizar una función. Así mismo, en la mayor parte de los casos, una postura adecuada condiciona que la fuerza necesaria varíe para realizar la misma función.

Esta actitud está avalada por el progreso evolutivo de la biomecánica y la ergonomía que han desarrollado herramientas y objetos de uso diario con el fin de que se precise menor esfuerzo personal para lograr la misma utilidad funcional.

Valoración según la Posición de la extremidad

Actualmente los valores obtenidos en las mediciones realizadas y para representar la función de la mano se realiza con posturas variables.

Los datos obtenidos, en las mediciones realizadas, son utilizados como parámetros estándar estando cuestionados y no consensuados en la bibliografía internacional.

Hay que definir una postura de exploración determinada y justificada, que sea representativa e integre las funciones habituales de la persona.

Debemos realizar un estudio para diseñar y realizar un sistema de estabilización y de fijación de la postura para que la exploración se realice con uniformidad.

Valoración del sistema de medición

La evolución en los sistemas de medición también ha sufrido una gran transformación y precisan de una actualización de los mismos.

Estudiar un sistema de captadores de fuerza electrónico de última generación.

Al no existir un aplicador de estos sistemas para nuestras mediciones haremos un estudio y realización de un dispositivo que permita su utilización en los sujetos objeto de estudio.

I.7 HIPOTESIS.

- Una normalización justificada de la postura de exploración mediante un sistema de estabilización de la misma permitirá normalizar la medida de fuerzas y valoraciones angulares, con lo que conseguirá la reproducibilidad y comparación de medidas tanto en un mismo individuo como entre distintos individuos.

- La utilización de galgas extensométricas en un sistema de medición de fuerzas aplicadas por la mano, condicionaría una mejora en los sistemas de exploración permitiendo la medición de múltiples parámetros funcionales de forma objetiva.

- La aplicación del sistema de medida diseñado para realizar el estudio funcional de la mano nos conducirá a no valorar exclusivamente la máxima fuerza de agarre de la mano como elemento básico de su función.

I.8 OBJETIVOS.

Objetivo general:

Estudiar y validar un nuevo sistema diseñado de exploración y valoración de la función de la mano, de tal manera que nos permita la valoración individual de cada uno de los dedos y que nos permita obtener resultados contrastables y reproducibles.

Demostrar la aplicabilidad de este nuevo sistema comparando las fuerzas de las distintas posiciones exploradas.

Objetivos específicos:

- Establecer una posición de exploración funcional de las manos y de los parámetros de medición valorables para realizar un protocolo de exploración objetivo y que se ajuste a las funciones habituales de esta extremidad.
- Estudio y realización de un sistema de contención del miembro superior para poder explorar la función de las manos de forma unificada y estandarizada de manera que podamos conseguir mediciones más objetivables y contrastables a la hora de considerar la funcionalidad de la mano.
- Exploración de una población sin patología que afecte a la mano con el sistema desarrollado para validar la reproductibilidad de los datos obtenidos.
- Estudiar si las diferentes posiciones de exploración con este sistema aportan información más específica en la exploración funcional de la mano.
- Analizar si el sistema diseñado permite discriminar pinzas digitales y fuerzas ejercidas por los dedos en presión directa de forma que pueda ser utilizado en las valoraciones funcionales diagnósticas, terapéuticas y de seguimiento de los dedos de la mano.

- Comparar nuestro sistema diseñado con los sistemas de medida tradicionales, utilizando nuestro sistema de estabilización de postura de exploración.

II. MATERIAL Y MÉTODO

II.1 DETERMINACION DE LA MUESTRA.

Definición de la muestra de exploración.

Para nuestro estudio se seleccionaron de forma aleatoria sujetos de edades comprendidas entre 20 y 60 años (zona de posible estabilización del desarrollo vital) en iguales condiciones, de una muestra homogénea de la población general de Murcia y se llevaron a cabo las exploraciones en la Fundación Instituto de la Mano en Murcia, procedentes de consultas de atención primaria, especialidades o por petición propia y siendo incluidos según los criterios establecidos.

Criterios de inclusión:

- Los sujetos incluidos fueron hombres y mujeres mayores de edad, capaces de realizar sus actividades manuales habituales sin ninguna restricción.
- Sujetos que expresan su consentimiento y voluntariedad para participar en el estudio.

Criterios de exclusión:

- Sujetos con patologías general o localizada, de tipo funcional o estructural, que afecte la fuerza de las extremidades superiores.
- Sujetos con malformaciones congénitas, lesiones neurológicas, musculares u óseas de la extremidad superior.
- Sujetos cuyo hábito laboral o deportivo implique una mayor actividad manual.
- Sujetos que presentaban dificultad en la comprensión y colaboración.

Selección de pacientes:

De acuerdo con los anteriores criterios se obtuvo una muestra de 25 individuos a los que se les entregó un Consentimiento Informado con explicación detallada de la prueba a realizar, al sujeto a estudio. ANEXO I.

Todos los datos obtenidos de los pacientes fueron anonimizados para cumplir con los criterios establecidos según la Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal (40).

II.2 INSTRUMENTACION:

II.2.1 Estudio, diseño y realización del sistema de contención postural DeMena.

INTRODUCCIÓN:

Para poder comprender el sistema de contención postural desarrollado iniciamos este apartado estableciendo la posición del sujeto que deberá mantenerse durante la exploración de forma estandarizada.

Hemos adoptado una postura uniforme, del miembro superior, para conseguir una posición relajada del sujeto que se está explorando que le permita estar sentado y apoyando el antebrazo en una mesa durante la exploración.

- Posición del hombro y del codo (Figura 71):

El hombro aducido, en anteversión de 45° y el codo en flexión de 45° , considerando 0° la extensión completa de mismo.

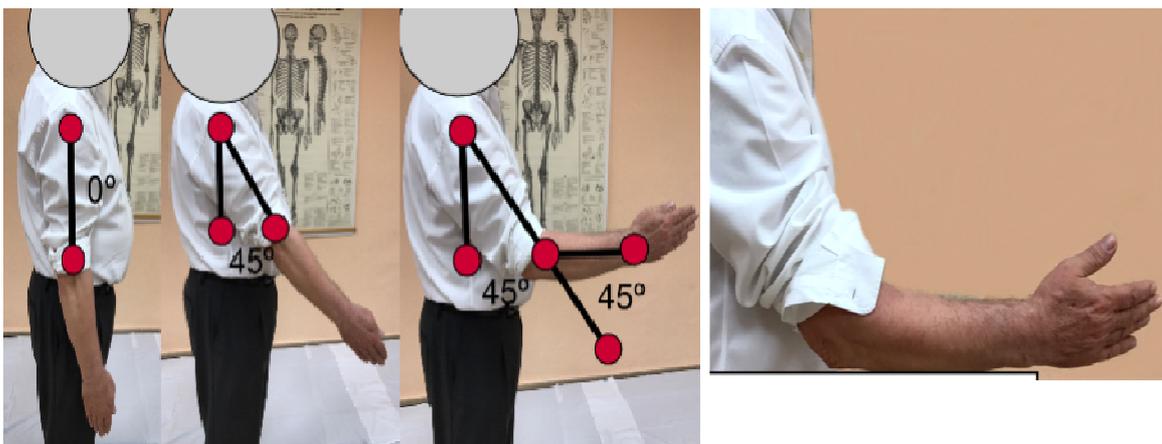


Figura 71: Postura del brazo en la exploración

- Posición de la muñeca:

Esta articulación se sitúa en posición neutra de pronosupinación.

Con respecto a los arcos de movimiento de flexo-extensión y desviación radial-cubital de la muñeca establecimos la media de los arcos de movimiento personales de cada sujeto basándonos en su desarrollo articular.

En base a la postura establecida y con el fin de que sirviera para fijar el miembro superior, en las múltiples situaciones necesarias durante la exploración, iniciamos el estudio de un sistema de estabilización con el programa de diseño SketchUp. Este programa de escalado tridimensional nos permitirá su posterior realización tangible.

Después de numerosos proyectos iniciales llegamos al sistema de estabilización que vamos a describir y que cumple los objetivos buscados.

Para que el sistema realizado fuera de aplicación generalizada se ha recurrido a las normas DIN (Deutsches Institut für Normung) (18), trabajos antropométricos (12) y a las mediciones realizadas en 50 voluntarios.

Permite la utilización en antebrazos con medidas entre 24 a 42 cm que representa un amplio margen de medidas (desde el extremo olecranon del codo al pliegue de flexión dorsal de la muñeca) y con cualquier tamaño de la muñeca. El tamaño de la mano se establece de 4 a 10 cm de ancho y de un grosor de 2 a 4 cm.

DESCRIPCIÓN:

El sistema de estabilización-contención consta de dos módulos base:

- Modulo Proximal, estabilizador del codo.
- Modulo Distal, estabilizador de antebrazo y muñeca.

MÓDULO PROXIMAL:

Sitúa el codo en 45° de flexión y mantiene la posición del hombro previamente definida.

Consta de una estructura rígida posterior(A) con un ángulo de 135° con la superficie de apoyo para el extremo proximal del antebrazo (B) y un sistema para deslizamiento y bloqueo (C) que permitirá, cuando ambos módulos estén unidos, adaptarse al tamaño del antebrazo (Figura 72).

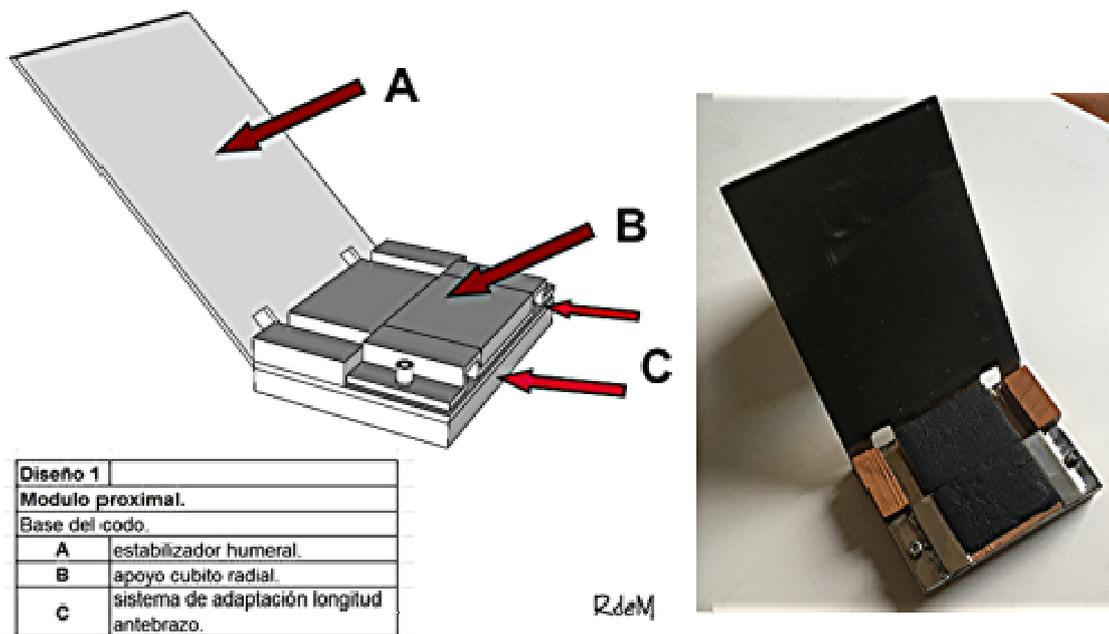


Figura 72: Módulo proximal, diseño en SketchUp y experimental.

El brazo se fija a la estructura (A) con una pieza de policarbonato adaptable con velcro en función de su tamaño (Figura 73).



Figura 73: Fijador de brazo al modulo proximal.

MÓDULO DISTAL:

Está formado por una superficie (A) para el apoyo de la muñeca. En la parte anterior presenta un canal deslizador lateral (C) para colocar unos soportes verticales que estabilizaran la prono-supinación. En la parte posterior se sitúan las dos barras de deslizamiento (B) que uniéndose al módulo proximal permiten que el sistema se adapte al tamaño del antebrazo (Figura 74).

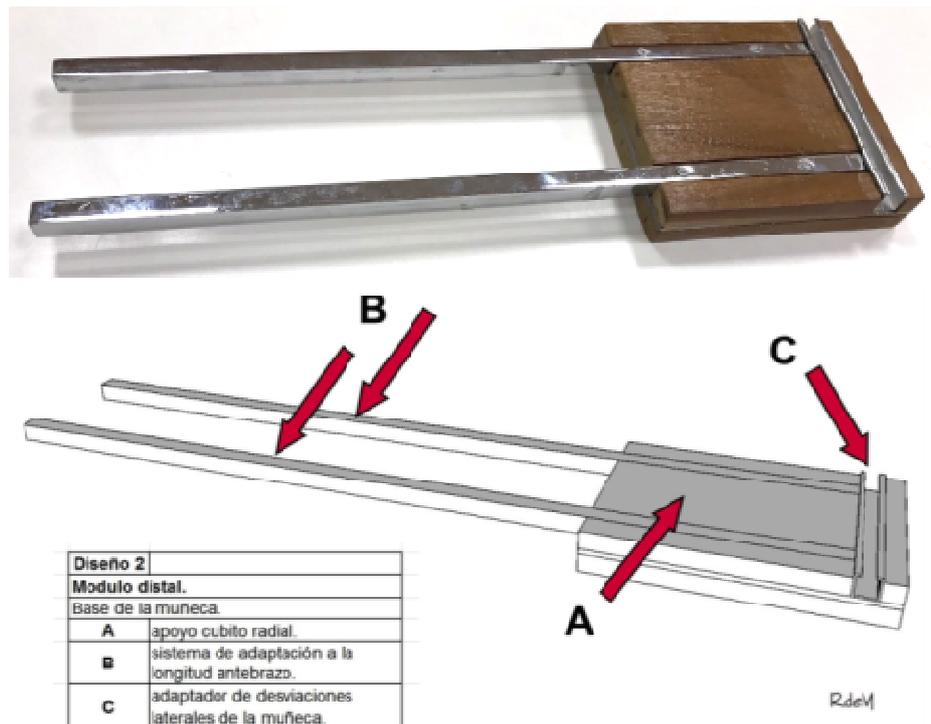


Figura 74: Módulo distal, diseño en SketchUp y prototipo.

Los soportes verticales de estabilización de la muñeca pueden ajustarse en función del tamaño de la misma. Estos soportes presentan unas ranuras horizontales (A) que permiten el desplazamiento hacia proximal o distal para no limitar los movimientos de flexo-extensión de la muñeca. Además existen otras ranuras verticales (B) que hace posible que el sistema que controla el grado de flexo-extensión y desviación radio-cubital se sitúe en la zona media de la muñeca. Estos soportes se fijan en las zonas descritas por unos estabilizadores (C) (Figura 75).

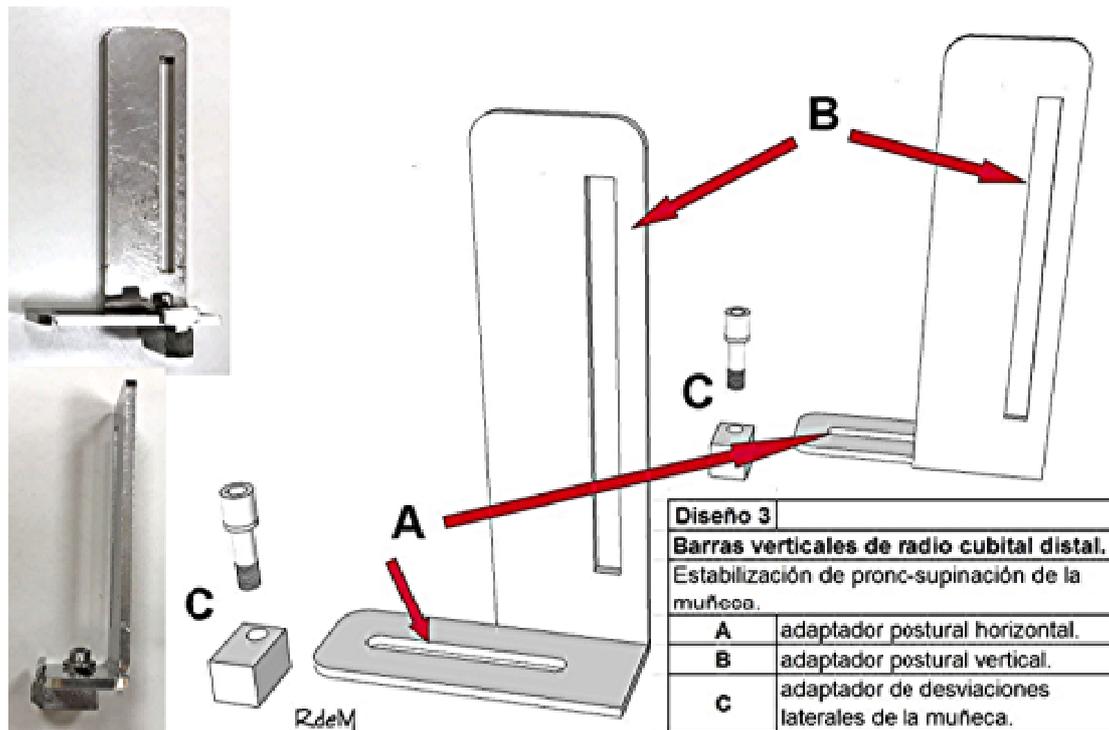


Figura 75: Soportes verticales de estabilización de la muñeca diseño en SketchUp y prototipo.

Una vez colocado el brazo del sujeto, sometido a la exploración, las barras deslizantes y los soportes verticales se fijan en la posición de medida.

El sistema de medición y control de flexo-extensión o desviación radio-cubital de la muñeca se compone de dos arcos escalados situados en planos perpendiculares, que permiten calcular con exactitud la amplitud de los movimientos y determinar la postura de exploración. El arco de flexo-extensión(A) y el arco de desviación radio-cubital (B). En el arco de desviación radio-cubital existe una barra de prolongación (C) para conseguir la alineación de la mano (Figura 76). (ANEXO IV).

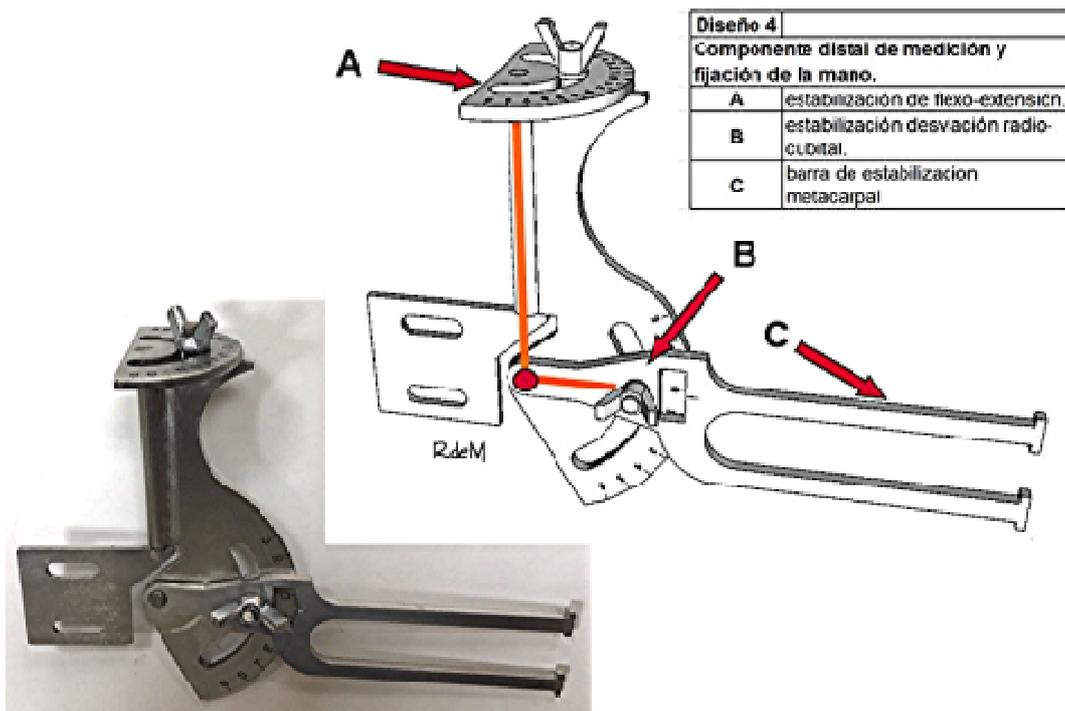


Figura 76: Sistema de fijación angular de la muñeca diseño en SketchUp y prototipo.

El sistema permite realizar mediciones desde -90° a 90° para la de flexo-extensión y de 50° a -70° para la desviación radio-cubital. Cubre por tanto los diferentes arcos de movimiento de la muñeca en cada uno de los planos y facilita la adaptación a cualquier variación (Figura 77 y 78).

El sistema permite determinar la posición de la muñeca que se establecerá para la exploración.

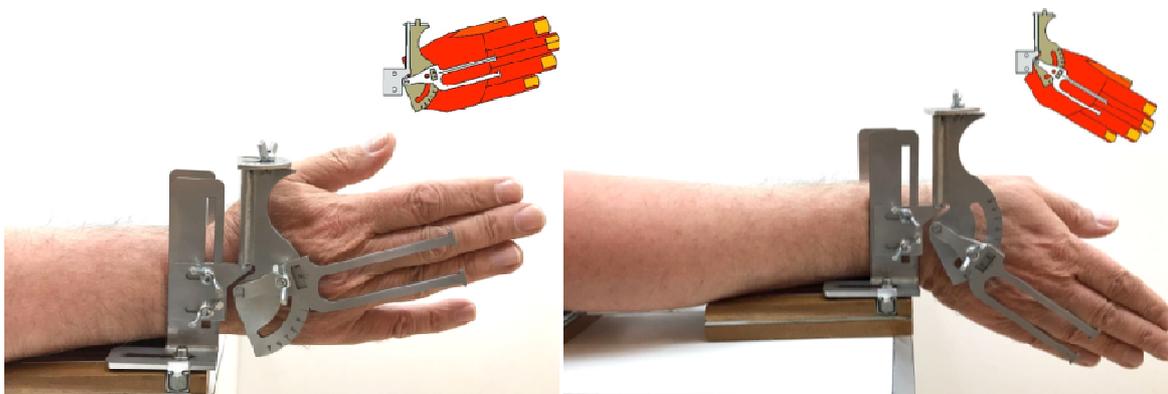


Figura 77: Arco de desviación radio-cubital

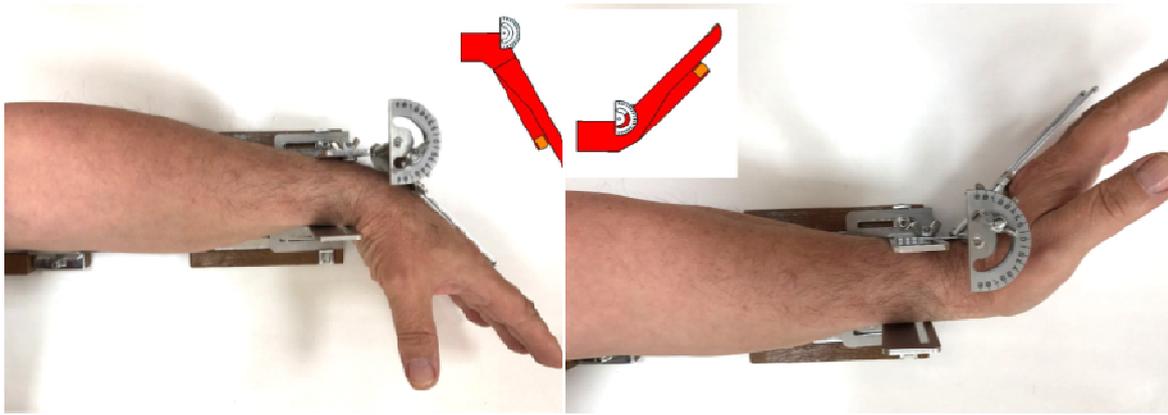


Figura 78: arco de flexo-extensión

En el arco de desviación radio-cubital existe una barra de prolongación (C) para conseguir la alineación de la mano. En esta prolongación, una vez alineada con el tercer metacarpiano, se fija una pieza palmar, adaptada según tamaño de la mano, mediante un velcro, con lo que se consigue la posición estable necesaria para la medida (Figura 79).

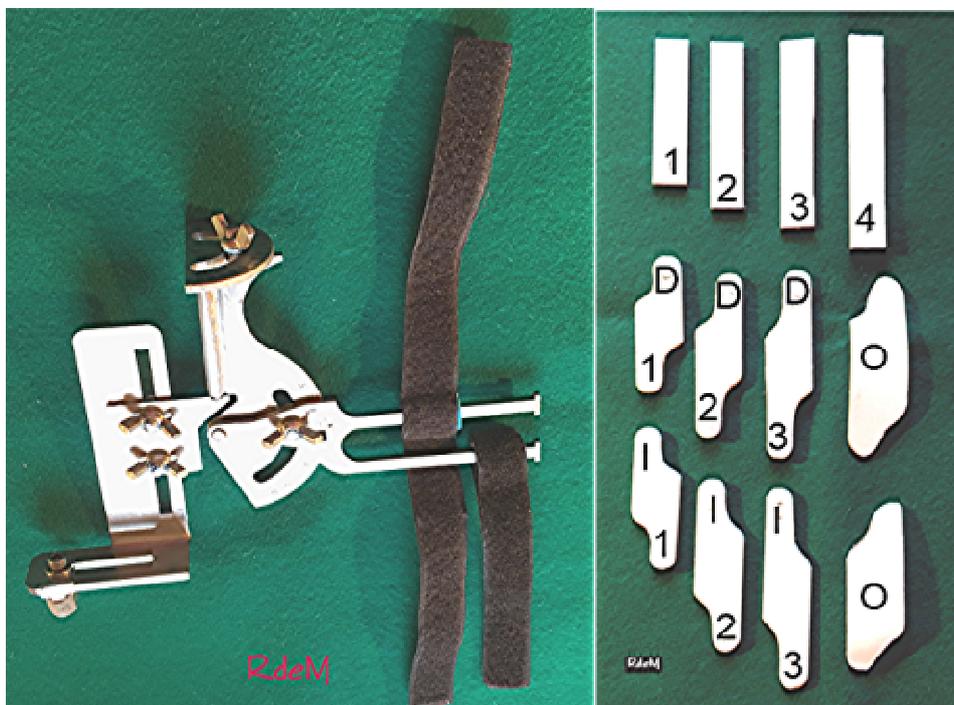


Figura 79: Sistema de fijación angular de la muñeca unido a soportes verticales.
Piezas palmares para fijación.

Diseño completo y aplicación (Figura 80 y 81).

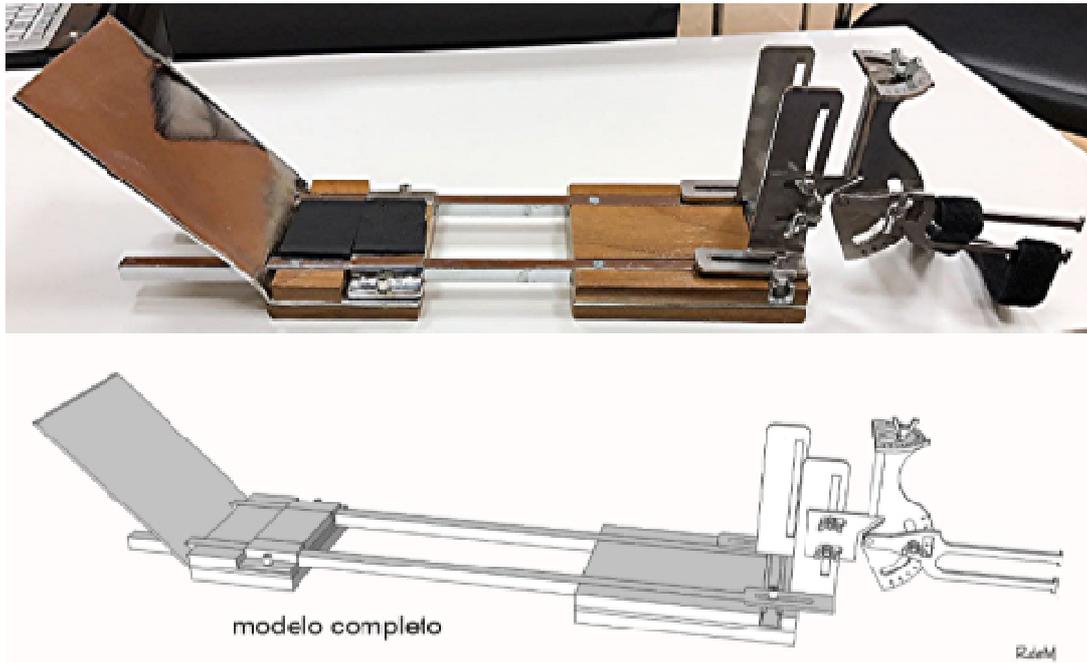


Figura 80: Diseño completo en SketchUp y prototipo.



Figura 81: Diseño experimental con sujeto sometido a exploración.

II.2.2 SISTEMA DE MEDICIÓN PARA LA TOMA DE DATOS Y FUNDAMENTOS TÉCNICOS.

Captadores de fuerza electrónicos

Los estudios biomecánicos para la medición de la fuerza de la mano tradicionalmente han sido realizados mediante equipos basados en sistemas de muelles o hidráulicos; de este modo hemos encontrado que son variados aunque prevalece el medidor de Jamar, diseñado por Bechtol, que es realmente el más utilizado para las exploraciones.

Este hecho puede estar justificado por ser el primero que utilizaba un sistema con base biomecánica que permitía que los resultados obtenidos fueran valorables y validables entre diferentes estudios. Su difusión en E.E.U.U. fue exhaustiva para realizar trabajos con el mismo y fue aceptado por algunas sociedades científicas de su época.

Nos hemos planteado el empleo del sistema Jamar para captación de algunos datos, con carácter accesorio, intentando establecer una comparación con las medidas obtenidas con el sistema propio. Este hecho ha sido posible en el caso de las medidas realizadas con el Jamar digital sólo en un tipo de medida (posición B), ya que en el resto no se podría mantener en algunas posiciones debido a su estructura y peso.

Como hemos relacionado en la introducción la evolución tecnológica ha permitido la modificación progresiva de los sistemas de valoración de fuerzas.

Uno de los sistemas a los que se puede recurrir para la medición de fuerzas por deformaciones son los captadores eléctricos formados por resistencias eléctricas impresas.

Dentro del campo de los captadores eléctricos existen numerosas variedades que han permitido un gran avance en las exploraciones médicas. Sin embargo no existe referencia de utilización en este campo de la exploración funcional de la mano de los captadores de fuerza eléctricos que hemos empleado. Existen algunos sistemas más sencillos que podrían emplearse para la medición parcial de algunos de los parámetros objeto de nuestro estudio pero que no permitirían

la obtención todas las variables planteadas en la metodología de nuestro diseño experimental.

Ha sido necesario el diseño y manufactura de un adaptador específico para el empleo de las galgas extensométricas que, además de realizar las medidas programadas, fuera cómodo para el explorador y el paciente explorado.

Los valores captados por las galgas extensométricas son recogidos por un programa informático que realiza el registro continuo de las medidas para luego ser analizadas.

Obtenidos los resultados de las mediciones se realizara el tratamiento informático y estadístico de los mismos para comprobar su validez y poder establecer parámetros contrastables de la funcionalidad de la mano.

En nuestro estudio experimental hemos utilizado los **Sensores FlexiForce**.[®], fabricados por Tekscan (Tekscan, Inc. 307 West First Street, South Boston, MA 02127) que es una galga o sensor impreso ultra-delgado y flexible, que se puede integrar fácilmente en la mayoría de las aplicaciones. La experiencia previa derivada de los trabajos realizados en la Unidad de Biomecánica del Departamento de Anatomía Humana de la Facultad de Medicina de Murcia nos permitió seleccionar estos captadores resistivos que hemos empleado (20, 49).

Este sistema de captación de fuerzas está analizado y tiene la mejor detección de datos y propiedades que cualquier otro sensor similar. Toda la fabricación se realiza en la norma ISO 9001 y 13485 en la sede Tekscan y está certificada asegurando al 100% que sus sensores cumplen con las especificaciones de desempeño establecidos.

El sistema completo de medición de la galga consta de un área activa, área de conductores, zona de conexión al dispositivo USB-ELF que permite su conexión con un ordenador personal, donde un programa específico permite la gestión, registro, tabulación y almacenamiento de los datos (75).

El área de detección activa consiste en un círculo de plata piezorresistivo en la parte distal que aloja la tinta sensible a la presión. La zona captadora se extiende desde el área activa a los conectores situados en el otro extremo del

sensor, formando los cables conductores; terminando en la zona de conexión al USB-ELF (Figura 82).

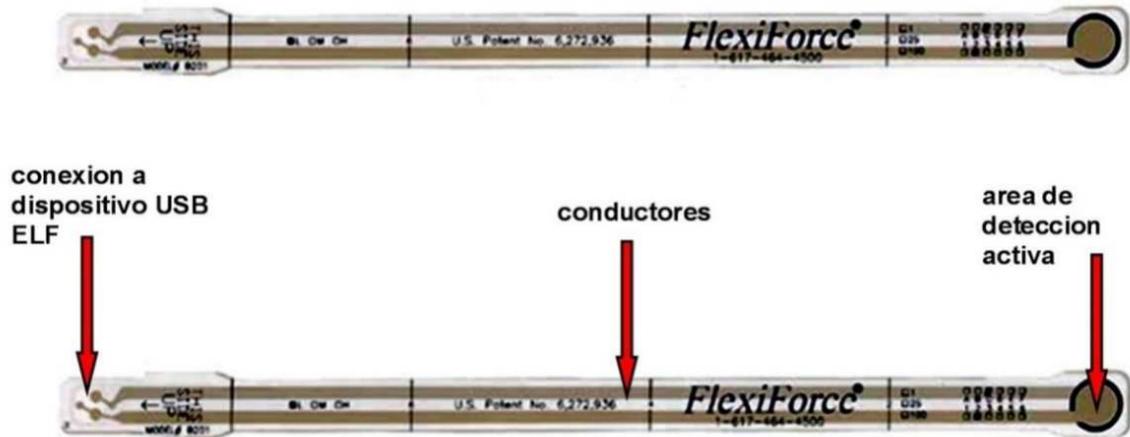


Figura 82: Sensores FlexiForce

El modelo de galga empleado es la *B 201 – M* que, con la función de ganancia ajustable del Sistema ELF, permite establecer rangos de fuerza de 0-150 libras (0 - 667 Newton, 0 - 68 Kilos fuerza).

La aplicación de una fuerza a la zona activa de detección condiciona un cambio en la resistencia de este elemento en proporción inversa a la fuerza aplicada y esta es medida según el circuito electrónico en el que se incorpora la resistencia de la galga (Figura 83).

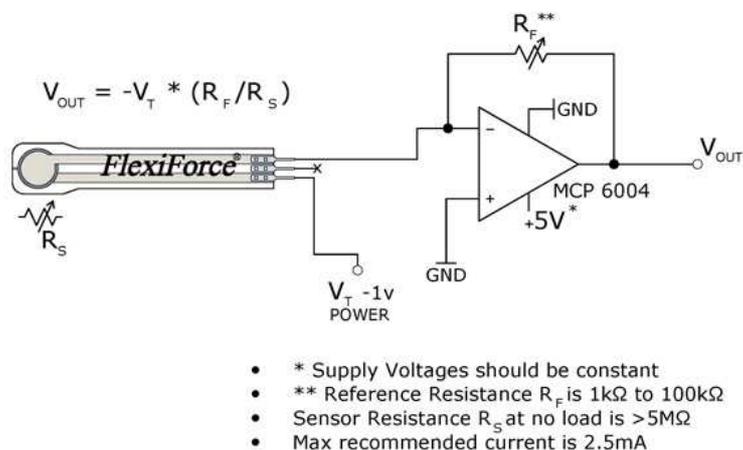


Figura 83: Esquema circuitos de sensores FlexiForce

Una vez realizada la calibración se podrá obtener la fuerza aplicada en las unidades de medida que se elijan.

Dispositivo USB-ELF. Permite la conexión de la galga y la transmisión de los datos al ordenador empleado (Figura 84).



Figura 84: Dispositivo USB-ELF

Programa ELF Multi-handle 3.40.

Los datos recogidos por la galga son registrados por medio del programa que se haya instalado en el ordenador. Se trata de un programa de 8-bits, compatible con distintos sistemas de Microsoft. Permite ver una representación gráfica y numérica en tiempo real de la fuerza que se ha aplicado sobre el sensor. La información se puede registrar y grabar en diferentes formatos para ser revisada o analizada posteriormente. Igualmente los datos obtenidos se pueden exportar a un programa de hoja de cálculo para la realización de los cálculos estadísticos (Figura 85) (75).

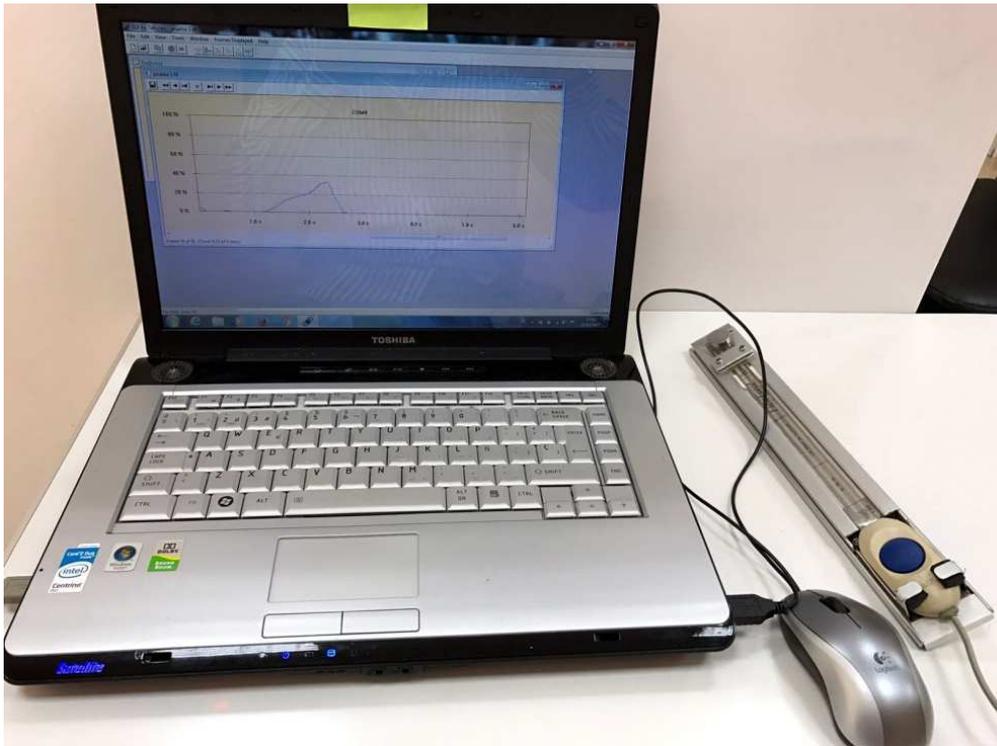


Figura 85: Programa ELF Multi-handle 3.40.

Calibración de las galgas de medición.

Antes de la toma de datos es necesaria la calibración del sistema para poder transformar los datos captados por las galgas en valores de fuerza. Para ello se ha de aplicar una fuerza conocida al sensor de la galga o zona de captación, de modo que el sistema realiza una interpolación lineal entre la carga cero y la carga conocida aplicada, determinando así el rango de fuerza real de salida. Es necesario realizar este proceso con dos pesos conocidos como mínimo

Para ello hemos utilizamos unas pesas de 1,2 y 5 Kg calibradas según procedimiento 09.00.00 en el laboratorio acreditado por ENAC, nº150/LC403, que cumple con la normativa de calidad ISO 9001 (Figura 86).



Figura 86: Pesas de calibración de 1 y 2 Kg y calibración.

II.2.3 DISEÑO Y REALIZACIÓN DEL SISTEMA DE ADAPTACIÓN DE LAS GALGAS PARA SU APLICACIÓN.

El sistema de captación de datos diseñado para nuestra experimentación, presentaba algún problema para la aplicación de la galga aislada debido a la propia flexibilidad del sensor, a la superficie de sujeción de la galga en la zona opuesta a la de aplicación de la fuerza y a la zona de captación, que necesitaría una superficie sólida donde alojarse.

Al no haber encontrado ningún sistema que reuniera las características necesarias, fue necesario el estudio, diseño y realización de un aplicador específico (ANEXO III).

Este aplicador nos debe permitir la aplicación de la galga extensométrica para realizar la toma de los datos necesarios cuando el brazo está estabilizado con el sistema DeMena y mantener una posición cómoda tanto para el explorador como para el sujeto sometido a exploración. Al mismo tiempo debe dar estabilidad al sensor, al dispositivo de conexión USB-ELF y facilitar que la fuerza se aplique en el área de captación (Figura 87).

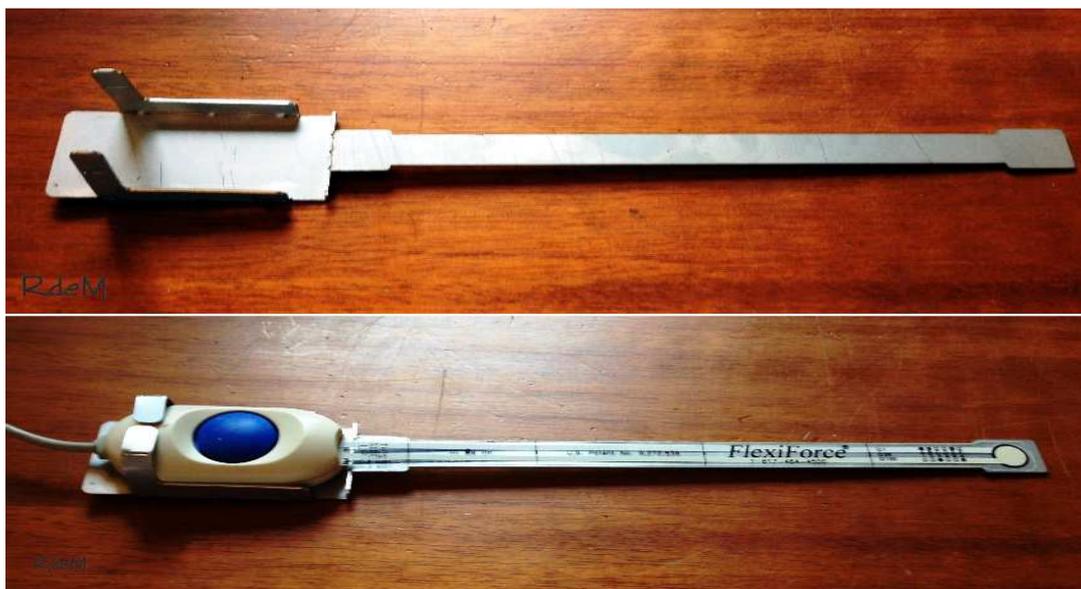


Figura 87: Sistema de adaptación de la galga.

Para dar estabilidad al soporte de la galga se situó sobre una base, a la cual se le incorporó una pletina inferior deslizante para la fijación articular en algunas mediciones.



Figura 88: Base del Sistema de adaptación de la galga y prolongador para fijación articular.

Como es fundamental que solo el área de captación reciba la fuerza, hemos diseñado un aplicador específico.

Como la superficie de la fuerza aplicada es mayor que el área de captación, fue necesario utilizar un aplicador o "Puck". Se trata de una pieza cilíndrica de material semirrígido, del tamaño del área de captación sobre la que se sitúa un pulsador donde se aplica la fuerza (Figura 89). (ANEXO V)

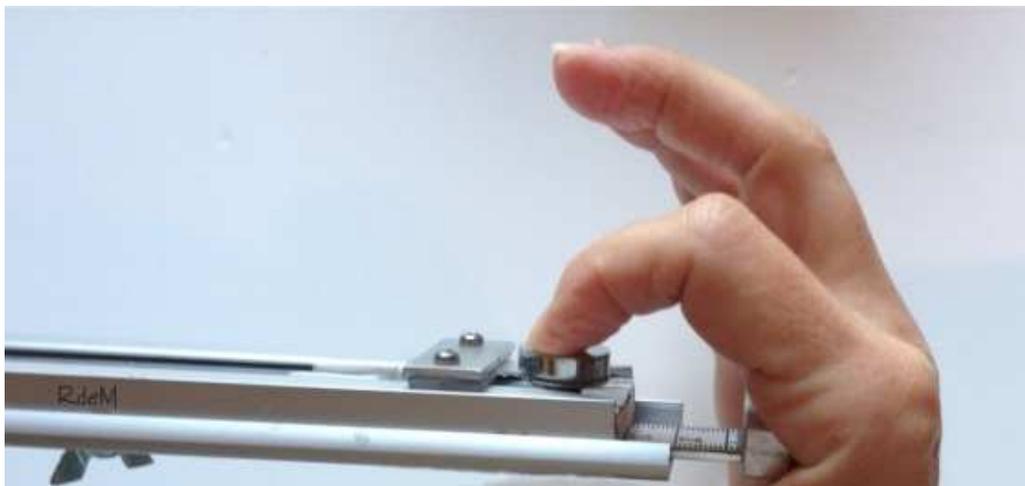
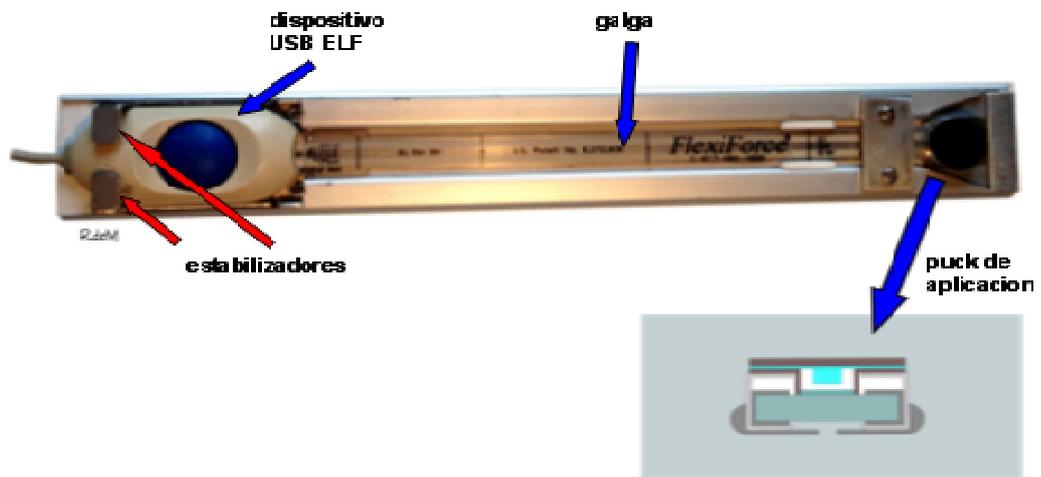


Figura 89: Puck de aplicación de la fuerza y ejemplo de uso.

II.2.4 SISTEMA DE MEDIDA DE FUERZA JAMAR.

Sistema de medida de fuerza Jamar pinza (Figura 90).



Figura 90: Sistema de medición Jamar pinza.

El sistema de medición Jamar pinza utilizado es el Hydraulic Pinch Gauge Modelo SH5005. N° serie SN10100579. Fabricante SAEHAN CORPORATION (29).

Sistema de medida de fuerza Jamar puño (Figura 91).



Figura 91: Sistema de medición Jamar puño.

El sistema de medición Jamar puño utilizado es el Hydraulic Hand Dynamometer Modelo SH5001. N° serie SN10031025 (30).

Fabricante SAEHAN CORPORATION

II.3 MEDICIONES:

II.3.1 MÉTODO DE MEDIDA

Posición del miembro superior para realizar las exploraciones:

El hombro aducido, en anteversión de 45° y el codo en flexión de 45° , antebrazo en posición neutra de pronosupinación.

Para establecer los arcos de movimiento personales de flexo-extensión y de desviación radial-cubital de la muñeca, medimos con nuestro sistema de estabilización la amplitud máxima de cada uno de ellos, calculando la media de ambos parámetros para cada sujeto en cada una de sus manos. Una vez determinados los ángulos se fija la mano con velcro al adaptador en los dos planos para realizar las mediciones (Figura 92).

Esta postura de exploración fue aplicada en ambos miembros, derecho e izquierdo, procurando que el primer miembro a explorar estuviese seleccionado de forma aleatoria.

Con estas medidas estandarizadas el sujeto puede estar sentado consiguiendo una posición relajada durante la exploración.

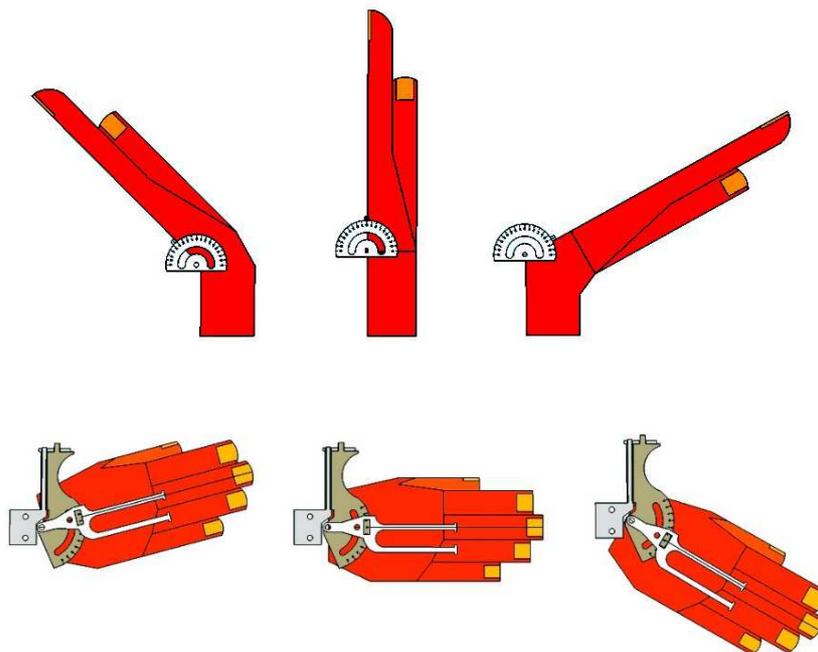


Figura 92: Medición de la flexo-extensión y desviación radio-cubital máximas.

Posiciones de los dedos para realizar cada una de las exploraciones.

A partir de la posición de la muñeca y del brazo estabilizado con el sistema DeMena se realizan una serie de medidas, en ambas manos, que se han agrupado en tres grupos: A, B y C. Se valora la fuerza ejercida por los extremos digitales en las siguientes situaciones:

- Medidas de tipo A:

Pinzas término-terminales entre los extremos del pulgar y de cada uno de los dedos trifalángicos. Para ello hemos usado nuestro sistema de galgas extensométricas. Para la mano derecha (D) y para la izquierda (I). En total ocho medidas (Figura 93).



Figura 93: Medidas en Posición A: Esquema sin toma de medidas y medida experimental con primer dedo.

- Medidas de tipo B:

Pinza término-lateral del pulgar y el segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos. Para la mano derecha (D) y para la izquierda (I).

Con nuestro sistema de medición dos medidas. Con el sistema Jamar Pinza tres mediciones por mano para establecer la media que dan dos medidas finales. En total cuatro medidas para análisis. (Figura 94).

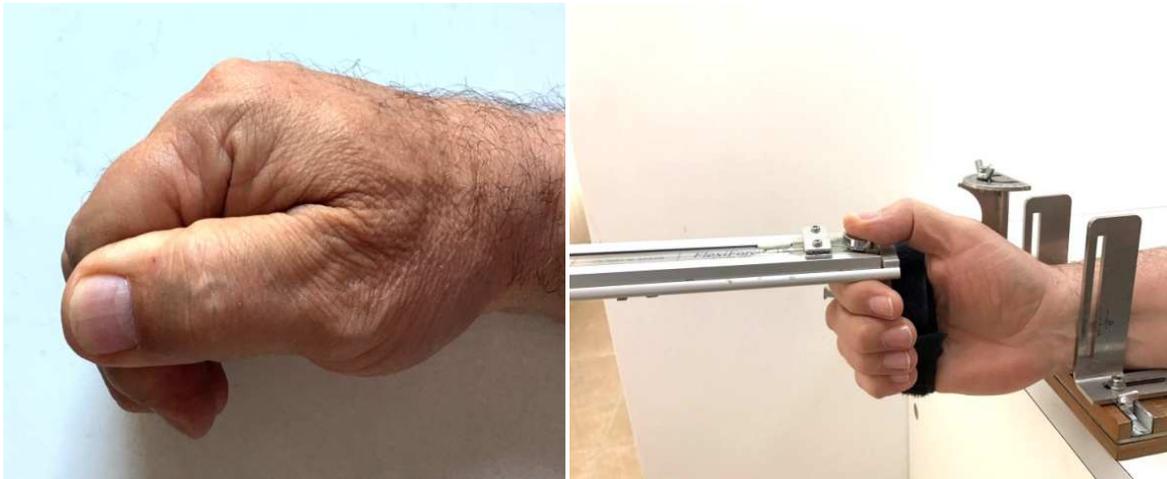


Figura 94: Medidas en Posición B: Esquema sin toma de medidas y medida experimental.

Además, en esta misma posición, medimos con el dispositivo Jamar la fuerza realizada en la pinza termino-lateral del pulgar con el segundo dedo. En total dos medidas, una de cada mano (Figura 95).



Figura 95: Jamar pinza: visión frontal instrumento y medida experimental.

- Medidas de tipo C:

Flexión independiente de cada uno de los dedos trifalángicos con fijación a nivel metacarpiano y flexión interfalángicas. Sin oposición del pulgar. En total ocho medidas, cuatro en cada mano (Figura 96).



Figura 96: Medidas en Posición C: Esquema sin toma de medidas y medida experimental con segundo dedo.

Las mediciones A, B y C, con nuestro sistema de captación de medidas, se realiza en cuatro ocasiones.

Nos hemos planteado el empleo del sistema Jamar para captación de algunos datos, con carácter accesorio, intentando establecer una comparación con las medidas obtenidas con el sistema propio. Este hecho ha sido posible en el caso de las medidas realizadas con el Jamar pinza en la posición B ya que en

el resto no se podría establecer algunas posiciones debido a su estructura y peso.

Independientemente, situando el brazo en la postura definida por la Asociación Americana de Terapeutas sin nuestro sistema de contención por incompatibilidad física, realizamos tres medidas para establecer la media de la fuerza del puño con la instrumentación Jamar que dan dos medidas finales.

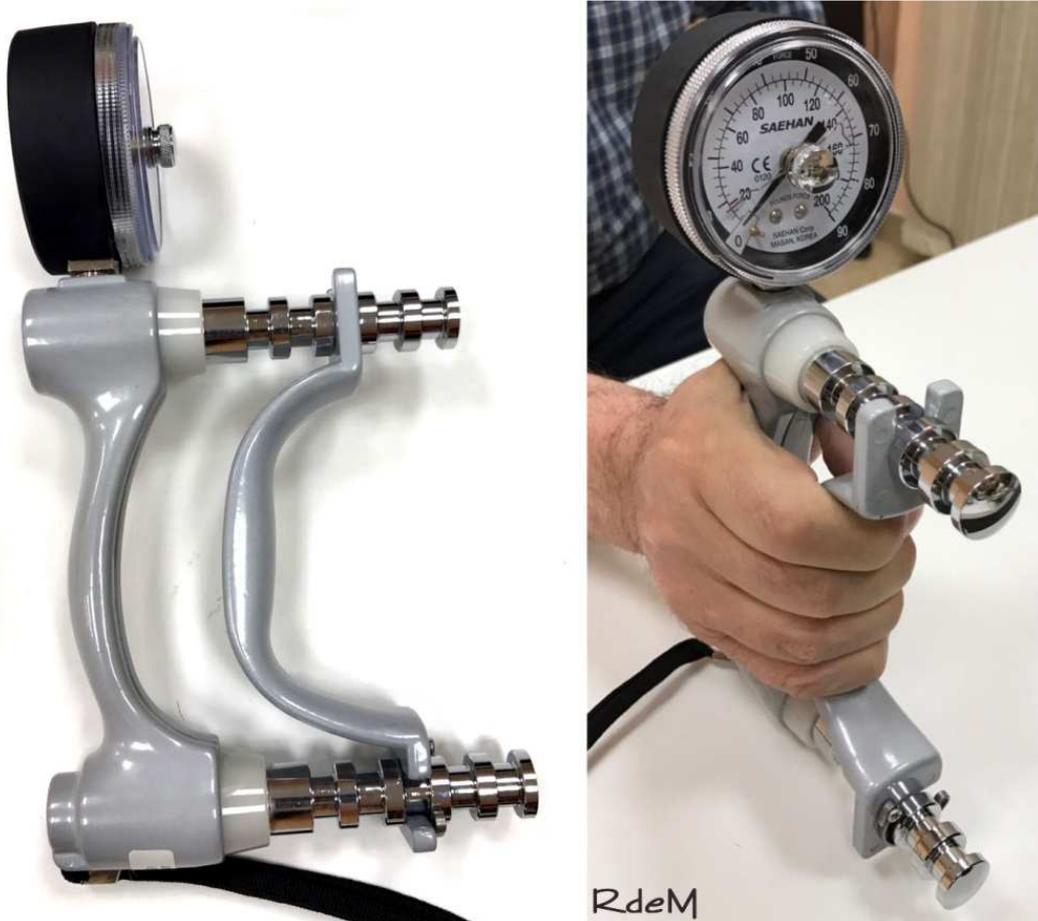


Figura 97: Jamar puño visión lateral y visión latero-frontal en toma de medidas.

Todas estas medidas se recogen en la ficha de exploración para cada sujeto explorado (ANEXO II). En total se realizaron 2300 mediciones.

mediciones				mano D	mano I	sesiones exploratorias	total
Arcos de movilidad de muñeca para cálculo de la posición de exploración con sistema propio				4	4	1	8
fuerza	Posición establecida en este trabajo	Fijación y estabilización con sistema propio	Sistema propio de medición	9	9	4	72
			Sistema Jamar pinza	3	3	1	6
	Posición establecida por la Asociación Americana de Terapeutas		Sistema Jamar puño	3	3	1	6
				mediciones por sujeto			92
				sujetos explorados			25
				total mediciones del trabajo			2.300

Tabla 3: Medidas realizadas.

II.3.2 SISTEMÁTICA EN LA TOMA DE DATOS.

El sujeto sometido a la exploración acude dos veces al Centro de la Fundación del Instituto de la Mano con un intervalo de 24 horas.

Primera visita (Figura 98):

Información del proyecto y solicitud de participación.

Información del procedimiento experimental y de protección de datos.

Toma de datos generales con toma de variables demográficas.

Consentimiento informado.

Explicación del método de medida y entrenamiento del sujeto, sin tomar datos para que se adapte al sistema de medida.

Una vez conseguido y tras 10 minutos de descanso, se realizará la primera serie de medidas tomando los datos de ambas manos.

En cada visita se realizan dos series de medidas completas abarcando todo el protocolo.

Para evitar la fatiga muscular antes de realizar la segunda medición de la misma mano transcurre un periodo aproximado de entre 30 - 40 minutos.

Tras este periodo de descanso se procede a la realización de la segunda serie de medidas cumpliendo, de nuevo, el protocolo completo.

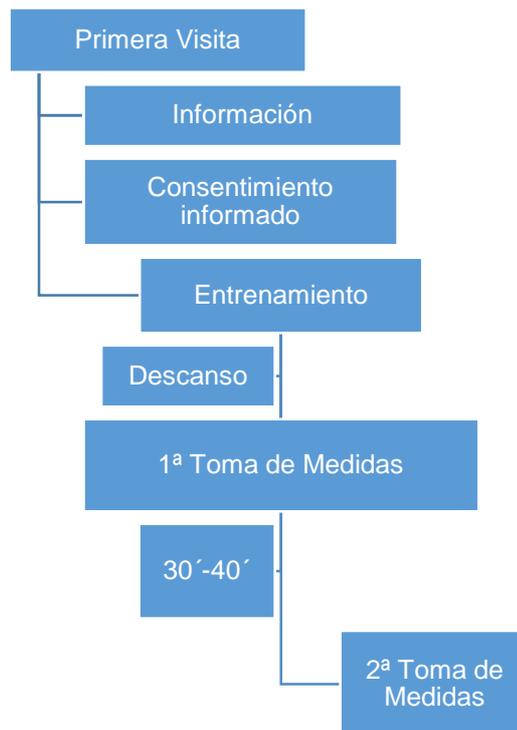


Figura 98: Protocolo de exploraciones primera visita.

Segunda visita (Figura 99):

Al día siguiente se realiza la tercera y cuarta medida siguiendo misma dinámica; pero sin repetir el periodo de entrenamiento.

De esta forma cada posición de exploración habrá sido sometida a ensayo cuatro veces en el conjunto de las dos visitas.

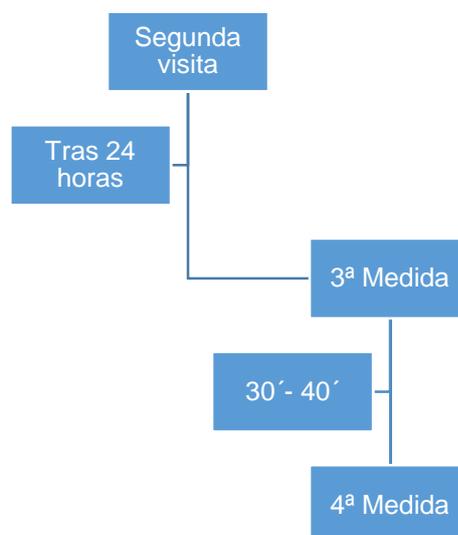


Figura 99: Protocolo de exploraciones primera visita.

Registro de datos en el programa USB ELF Multi-handle 3.40:

Una vez captados los datos mediante el dispositivo USB ELF Multi-handle, estos se transfieren al ordenador dando la posibilidad de guardarlos en diferentes formatos para su posterior análisis, tales como vídeo ELF (*.flf) o ASCII (*.csv), pudiendo ser así analizados mediante hojas de cálculo como MS Excel o procesadores de texto como el MS Word (Figura 100 y 101), (75).

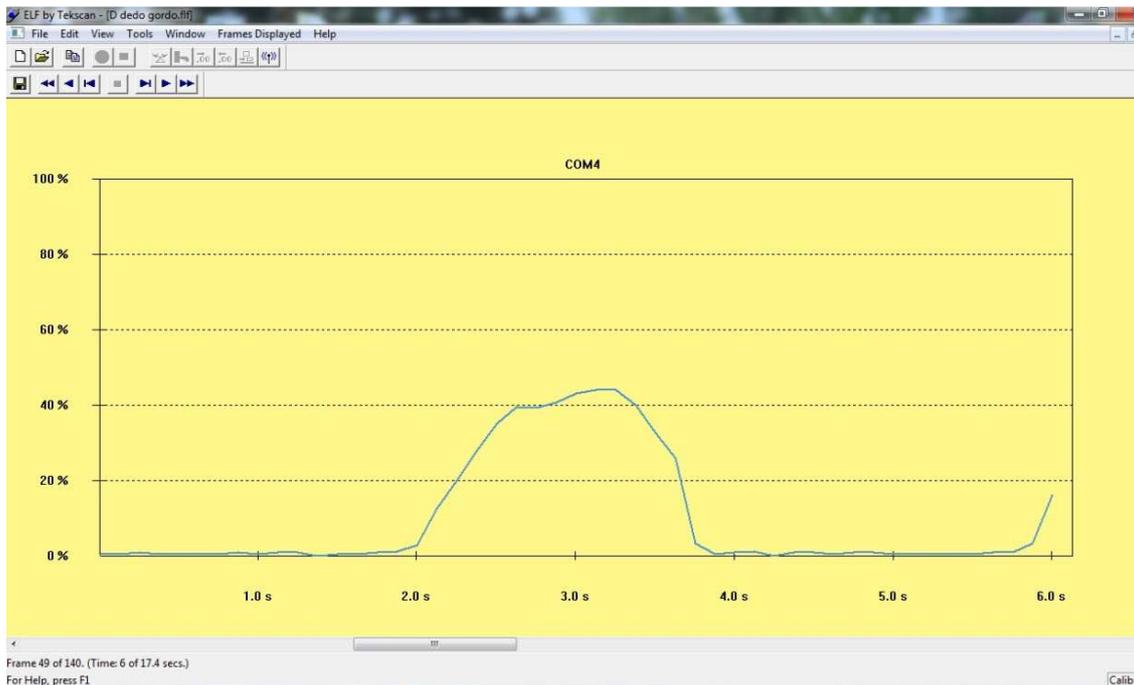


Figura 100: Registro de datos en USB ELF Multi-handle 3.40

1	Unit: kilograms
2	Seconds, COM4
3	0.000000,0.064924,
4	0.125000,0.064924,
5	0.250000,0.129848,
6	0.375000,0.064924,
7	0.500000,0.064924,
8	0.625000,0.064924,
9	0.750000,0.064924,
10	0.875000,0.129848,
11	1.000000,0.064924,
12	1.125000,0.129848,
13	1.250000,0.129848,
14	1.375000,0.000000,
15	1.500000,0.064924,
16	1.625000,0.064924,
17	1.750000,0.129848,
18	1.875000,0.194772,
19	2.000000,0.454469,
20	2.125000,2.077572,
21	2.250000,3.311130,
22	2.375000,4.609613,
23	2.500000,5.778246,
24	2.625000,6.557336,
25	2.750000,6.492412,

Figura 101: Registro de datos en Excel en unidades de tiempo y Kilogramos de fuerza.

Los datos correspondientes a cada uno de los sujetos son registrados en unas fichas personalizadas que quedan bajo la custodia del investigador principal. Los sujetos fueron anonimizados y a cada uno de ellos se le asignó un código en función del orden de exploración (ANEXO II).

Registro de datos con el dispositivo JAMAR:

Dado que es un manómetro ofrece valores analógicos de registro que se toman manualmente para su anotación en la ficha de cada sujeto.

II.4 MÉTODO ESTADÍSTICO. Test aplicados.

- 1- Se ha realizado un estudio descriptivo de las variables mediante su media, su desviación típica.
- 2- Con el fin de validar nuestro sistema de medición mediante el estabilizador de muñeca y posición neutra personalizada, se ha realizado un análisis de varianza doble (ANOVA) para estudiar la fiabilidad y la validez.
- 3- Para comparar las medidas cuantitativas se han realizado contrastes de coeficiente de correlación de Pearson.
- 4- Se han realizado análisis de varianza para medidas repetidas complementados con comparaciones de medias 2 a 2. En el caso de comparación de dos medias se ha utilizado el test de la t de Student apareada.

II.5 PAQUETE ESTADÍSTICO:

Para la realización del análisis estadístico se ha usado el programa SPSS versión 19.

**III RESULTADOS OBTENIDOS.
ANÁLISIS ESTADÍSTICO.**

III.1: ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA.

III.1: ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA.

De los 25 individuos de la muestra 15 fueron mujeres y 10 hombres. De esta forma se estudiaron cada una de sus manos para la exploración, con lo que obtuvimos un total de 50 manos medidas. De todas ellas 30 corresponden a mujeres y 20 a hombres.

La edad media de los pacientes fue 43,76 años (rango 20-60) con una desviación típica de 11,7020.

Edad (años)	Número pacientes
20-30	4
30-40	5
40-50	7
50-60	9
Total sujetos	25

Tabla 1: edades de sujetos explorados

Mujeres	30
Hombres	20

Tabla 2: Sexo de sujetos explorados

Como consecuencia de la aplicación del protocolo experimental diseñado para el desarrollo del presente trabajo se hallaron los siguientes datos descriptivos de las variables cuantitativas estudiadas, que quedan recogidas en la tabla número 4.

Hemos considerado como medida de fuerza de cada uno de los dedos, la media de las cuatro medidas de dicha fuerza, realizadas para cada posición establecida A, B o C.

Medidas mano derecha:

Posición A: Pinzas término-terminales entre los extremos del pulgar y de cada uno de los dedos trifalángicos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
DA2	1.19	7.23	4.0307	1.68982
DA3	1.26	7.00	4.0269	1.37101
DA4	0.71	5,41	2.7300	1.19549
DA5	0.49	3.09	1.9327	0.62172

Tabla 4: Valores de fuerza, media y desviación típica para la posición A con cada uno de los dedos trifalángicos de la mano derecha.

Posición B: Pinza término-lateral del pulgar y el segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
DB	4.80	13.27	8.3721	2.54

Tabla 5: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición B de la mano derecha.

Posición C: Flexión independiente de cada uno de los dedos trifalángicos con fijación a nivel metacarpiano y flexión interfalángicas.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
DC2	1.54	9.14	4.3158	1.95860
DC3	1.12	6.66	4.0815	1.43545
DC4	0.81	5.98	3.3385	1.38120
DC5	0.53	4.93	2.2797	1.06323

Tabla 6: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición C con cada uno de los dedos trifalángicos de la mano derecha.

Medidas mano izquierda:

Posición A: Pinzas término-terminales entre los extremos del pulgar y de cada uno de los dedos trifalángicos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
IA2	1.83	6.23	4.0404	1.10141
IA3	1.72	6.70	3.7347	1.23970
IA4	0.83	5.42	2.4107	1.11994
IA5	0.68	3.80	1.8558	0.74528

Tabla 7: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición A con cada uno de los dedos trifalángicos de la mano izquierda.

Posición B: Pinza término-lateral del pulgar y el segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
BI	2.52	11.52	7.7418	2.31563

Tabla 8: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición B de la mano izquierda.

Posición C: Flexión independiente de cada uno de los dedos trifalángicos con fijación a nivel metacarpiano y flexión interfalángicas.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
IC2	1.56	7.17	4.0477	1.40305
IC3	1.31	7.12	3.8890	1.42734
IC4	1.04	5.44	2.7892	1.20062
IC5	0.76	4.48	2.2074	0.95028

Tabla 9: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición C con cada uno de los dedos trifalángicos de la mano izquierda.

Medidas Jamar pinza:

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típica
Jamar pinza D	4	11.5	7.35	2.29129
Jamar pinza I	3	10.5	6.92	1.8009

Tabla 10: valores de fuerza, media y desviación típica para la posición B con el sistema Jamar pinza para ambas manos.

III.2 ESTUDIO DE LA VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA DE MEDIDA “DeMena”.

III.2: Análisis de la validez de las medidas y la fiabilidad del sistema de medición “DeMena”.

Con el fin de analizar la fiabilidad y validez se ha realizado un ANOVA doble de medidas repetidas en la que los factores son los pacientes y los observadores (tenemos 21 pacientes y 4 observadores).

Mediante este análisis se ha estudiado si existen diferencias significativas entre observadores para estudiar la validez, y entre pacientes para estudiar la fiabilidad de la medida.

Se ha estudiado la validez de las medidas, no hemos podido decir que las medidas no sean válidas, podemos considerar que las medidas son válidas puesto que no se demuestra que no sean válidas.

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores en distintos momentos, lo que implica que no podemos decir que la medida no sea válida, con lo cual la consideramos válida.

Las medidas de fiabilidad se han realizado mediante el coeficiente de correlación interclase (CCR).

Estudio de la fiabilidad y validez de las Posición A del sistema

“De Mena”:

POSICIÓN A

Medidas de fuerza de la pinza término-terminal entre cada uno de los dedos trifalángicos y el primer dedo en cada una de las manos.

MANO DERECHA

2º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el segundo dedo mano derecha.

Resultados correspondientes al segundo dedo (posición DA2):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.727$	3	$S_1^2=0.576$	1.98	N.S.
PACIENTES	$Q_2=20.952$	24	$S_2^2=11.422$	39.26	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=20.952$	72	$S_3^2=0.291$	1.98	

CCR = 0.92

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.92.

3^{er} DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el tercer dedo mano derecha.

Resultados correspondientes al tercer dedo (posición DA3):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.328$	3	$S_1^2=0.109$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=18.447$	24	$S_2^2=7.519$	27.745	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=19.525$	72	$S_3^2=0.271$		

CCR = 0.873

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.873.

4º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el cuarto dedo mano derecha.

Resultados correspondientes al cuarto dedo (posición DA4):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.965$	3	$S_1^2=0.322$	1.463	N.S.
PACIENTES	$Q_2=137.203$	24	$S_2^2=5.717$	25.983	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=15.842$	72	$S_3^2=0.220$		

CCR = 0.860

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.860.

5º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el quinto dedo mano derecha.

Resultados correspondientes al quinto dedo (posición DA5):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.125$	3	$S_1^2=0.042$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=37.107$	24	$S_2^2=1.546$	13.102	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=8.475$	72	$S_3^2=0.118$		

CCR = 0.756

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.756.

MANO IZQUIERDA2º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el segundo dedo mano izquierda.

Resultados correspondientes al segundo dedo (posición IA2):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.477$	3	$S_1^2=0.492$	1.676	N.S.
PACIENTES	$Q_2=116.457$	24	$S_2^2=4.852$	16.526	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=21.139$	72	$S_3^2=0.294$		

CCR = 0.791

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.791.

3^{er} DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el tercer dedo mano izquierda.

Resultados correspondientes al tercer dedo (posición IA3):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.023$	3	$S_1^2=0.341$	1.294	N.S.
PACIENTES	$Q_2=147.537$	24	$S_2^2=6.147$	23.333	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=18.968$	72	$S_3^2=0.263$		

CCR = 0.847

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.847.

4º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el cuarto dedo mano izquierda.

Resultados correspondientes al cuarto dedo (posición IA4):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.251$	3	$S_1^2=0.417$	1.849	N.S.
PACIENTES	$Q_2=120.409$	24	$S_2^2=5.017$	22.240	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=16.242$	72	$S_3^2=0.226$		

CCR = 0.837

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.837.

5º DEDO

Medidas de fuerza de la pinza término terminal entre el primer dedo y el quinto dedo mano izquierda.

Resultados correspondientes al quinto dedo (posición IA5):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.201$	3	$S_1^2=0.067$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=53.322$	24	$S_2^2=2.222$	25.350	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=6.311$	72	$S_3^2=0.088$		

CCR = 0.860

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.860.

POSICIÓN C

Medidas de fuerza de flexión de los dedos trifalángicos con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas sin oposición del pulgar, en cada una de las manos mano derecha.

MANO DERECHA

2º DEDO

Medidas de fuerza de flexión del segundo dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano derecha.

Resultados correspondientes al segundo dedo (posición DC2):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.0433$	3	$S_1^2=0.348$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=368.288$	24	$S_2^2=15.344$	36.360	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=31.852$	72	$S_3^2=0.442$		

CCR = 0.895

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.895.

3^{er} DEDO

Medidas de fuerza de flexión del tercer dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano derecha.

Resultados correspondientes al tercer dedo (posición DC3):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.499$	3	$S_1^2=0.166$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=197.809$	24	$S_2^2=8.242$	18.240	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=32.535$	72	$S_3^2=0.452$		

CCR = 0.816

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.816.

4º DEDO

Medidas de fuerza de flexión del cuarto dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano derecha.

Resultados correspondientes al cuarto dedo (posición DC4):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.196$	3	$S_1^2=0.065$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=183.142$	24	$S_2^2=7.631$	31.403	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=17.469$	72	$S_3^2=0.243$		

CCR = 0.887

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.887.

5º DEDO

Medidas de fuerza de flexión del quinto dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano derecha.

Resultados correspondientes al quinto dedo (posición DC5):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.282$	3	$S_1^2=0.094$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=108.523$	24	$S_2^2=4.522$	29.159	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=11.166$	72	$S_3^2=0.155$		

CCR = 0.877

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.877.

MANO IZQUIERDA2º DEDO

Medidas de fuerza de flexión del segundo dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano izquierda.

Resultados correspondientes al segundo dedo (posición IC2):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.323$	3	$S_1^2=0.108$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=188.981$	24	$S_2^2=7.874$	26.65	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=21.274$	72	$S_3^2=0.295$		

CCR = 0.868

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.868.

3^{er} DEDO

Medidas de fuerza de flexión del tercer dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano izquierda.

Resultados correspondientes al tercer dedo (posición IC3):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.630$	3	$S_1^2=0.210$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=195.582$	24	$S_2^2=8.149$	31.839	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=18.428$	72	$S_3^2=0.256$		

CCR = 0.886

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.886.

4ºDEDO

Medidas de fuerza de flexión del cuarto dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano izquierda.

Resultados correspondientes al cuarto dedo (posición IC4):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.208$	3	$S_1^2=0.069$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=138.383$	24	$S_2^2=5.766$	26.34	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=15.761$	72	$S_3^2=0.219$		

CCR = 0.867

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.867.

5ºDEDO

Medidas de fuerza de flexión del quinto dedo con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas mano izquierda.

Resultados correspondientes al quinto dedo (posición IC5):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.815$	3	$S_1^2=0.272$	1.269	N.S.
PACIENTES	$Q_2=86.692$	24	$S_2^2=3.612$	26.800	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=9.704$	72	$S_3^2=0.135$		

CCR = 0.861

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.861.

POSICIÓN B

Medidas de fuerza de la pinza término-lateral entre el primer y segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos en ambas manos.

MANO DERECHA

Medidas de fuerza de la pinza término-lateral entre el primer y segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos mano derecha.

Resultados correspondientes a la mano derecha (posición BD):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=0.120$	3	$S_1^2=0.040$	<1	N.S.
PACIENTES	$Q_2=620.441$	24	$S_2^2=25.852$	96.920	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=19.205$	72	$S_3^2=0.267$		

CCR = 0.961

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.961.

MANO IZQUIERDA

Medidas de fuerza de la pinza término lateral entre el primer y segundo dedo con apoyo del resto de dedos trifalángicos mano izquierda.

Resultados correspondientes a la mano izquierda (posición BI):

	SC (suma cuadrados)	GL (grados de libertad)	MC (medias cuadráticas)	F	Sig.
OBSERVADORES	$Q_1=1.546$	3	$S_1^2=0.515$	2.155	N.S.
PACIENTES	$Q_2=514.764$	24	$S_2^2=21.448$	89.741	$P<0.005$
ERROR	$Q_0=17.189$	72	$S_3^2=0.239$		

CCR = 0.955

No se han encontrado diferencias significativas entre observadores, con lo cual no podemos decir que no sea válida, con lo que **la consideramos válida**.

Se han encontrado diferencias significativas entre pacientes, con lo cual podemos decir que la medida es lo suficientemente fiable para separar pacientes.

El valor del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad de la medida es de 0.955.

Los valores del coeficiente de correlación interclase con el que medimos la fiabilidad a modo de resumen son:

POSICIÓN A

Mano derecha	
Medida	CCR
DA2	0.92
DA3	0.873
DA4	0.860
DA5	0.756

Mano izquierda	
Medida	CCR
IA2	0.791
IA3	0.847
IA4	0.837
IA5	0.860

POSICIÓN C

Mano derecha	
Medida	CCR
IC2	0.895
IC3	0.816
IC4	0.887
IC5	0.877

Mano izquierda	
Medida	CCR
IC2	0.868
IC3	0.886
IC4	0.867
IC5	0.861

POSICIÓN B

Mano derecha	
Medida	CCR
BD	0.961

Mano izquierda	
Medida	CCR
BI	0.955

Resumen:

A la vista de estos resultados podemos decir que este sistema de medida DeMena es válido para todas las posiciones y dedos, y la fiabilidad en cada una de ellas es muy alta.

III.3 ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS EN POSICIÓN B CON EL SISTEMA “DeMena” Y EL JAMAR PINZA.

III.3 Comparación de los resultados obtenidos en posición B y los resultados obtenidos con Jamar pinza.

Para estudiar si están relacionadas las medidas obtenidas en posición B con el sistema DeMena y las obtenidas con el Jamar pinza usando nuestro sistema de estabilización DeMena, hemos realizado un contraste de correlación de Pearson y nos ha dado que, tanto para la mano derecha como para la izquierda, existe una relación directa entre ambas medidas con una $p < 0.0001$. Esto supone que cuando una medida es alta también lo es la otra. El coeficiente de correlación de la muestra es 0.959 lo que supone un grado de dependencia entre ambas de un 92%.

III.4 APLICACIÓN DEL SISTEMA “DeMena” PARA EL ESTUDIO DE LAS RELACIONES ENTRE LAS FUERZAS EJERCIDAS EN POSICIÓN A Y C.

III.4: Estudio de las relaciones entre las fuerzas ejercidas en la posición A y en la posición C para cada uno de los dedos trifalángicos en cada mano.

Para ver si existe relación entre las fuerzas realizadas en la flexión de cada uno de los dedos trifalángicos con oposición del pulgar y flexión de los mismos sin oposición del pulgar y fijación metacarpiana del mismo dedo, se han realizado contrastes de coeficientes de correlación de Pearson.

Mano derecha

DA2-DC2: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del segundo dedo mano derecha con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del segundo dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

DA3-DC3: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del tercer dedo mano derecha con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del tercer dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

DA4-DC4: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del cuarto dedo mano derecha con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del cuarto dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

DA5-DC5: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del quinto dedo mano derecha con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del quinto dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

Mano izquierda

IA2-IC2: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del segundo dedo mano izquierda con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del segundo dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,05$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

IA3-IC3: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del tercer dedo mano izquierda con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del tercer dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

IA4-IC4: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del cuarto dedo mano izquierda con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del cuarto dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,0001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

IA5-IC5: Podemos decir que existe relación directa entre la fuerza realizada por la flexión del quinto dedo mano izquierda con oposición del pulgar y la fuerza de flexión del quinto dedo sin oposición del pulgar y con fijación metacarpiana con una $p < 0,001$, de tal forma que a más fuerza en un dedo más fuerza en el otro.

Resumiendo los resultados obtenidos en este apartado podemos decir:

Las medias de cada medida están relacionadas directamente, cuando aumenta la fuerza en una, aumenta la fuerza en otra.

Ambos tipos de medidas de la fuerza en cada dedo trifalángicos y mano están correlacionados. Cuando se obtienen valores de fuerza mayores en una posición para un dedo y mano, también se obtienen mayores valores de fuerza en la otra posición.

III.5 APLICACIÓN DEL SISTEMA “DeMena” PARA EL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS FUERZAS EJERCIDAS EN POSICIÓN A Y C.

III.5 Comparación de fuerza ejercida por los dedos trifalángicos en posiciones A y C.

Para comparar las fuerzas en ambas posiciones se han realizado comparaciones de medias mediante la T-Student para datos apareados

Los resultados correspondientes a la muestra fueron los siguientes:

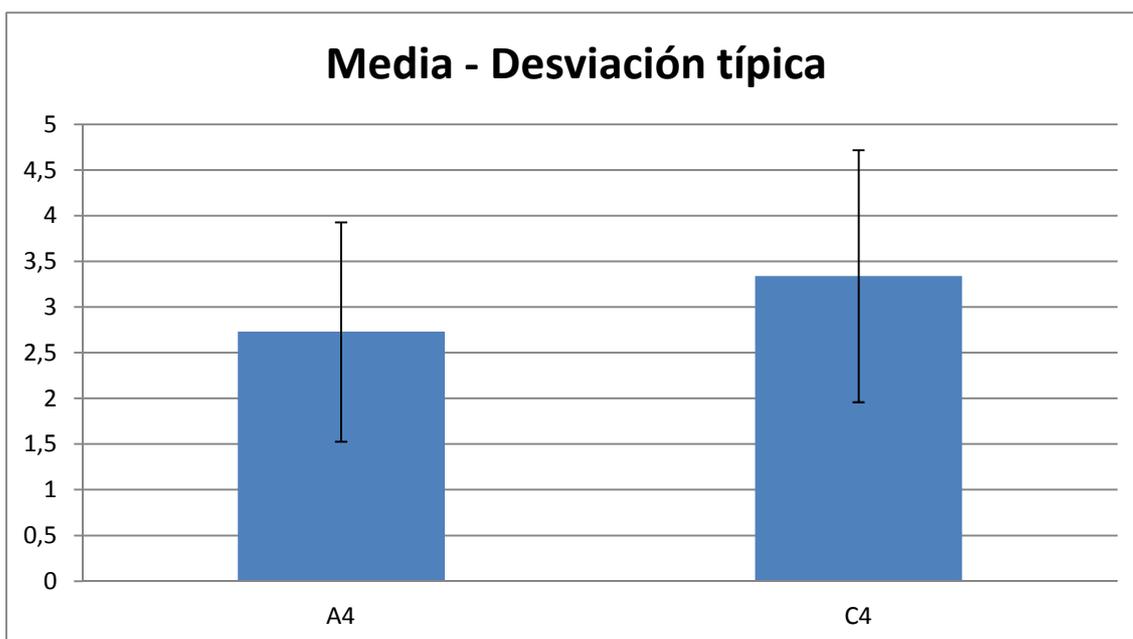
MANO DERECHA.

Cuarto dedo:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al cuarto dedo de la mano derecha en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A4	2.73	1.20
C4	3.34	1.38

Existen diferencias significativas con una $p < 0.001$



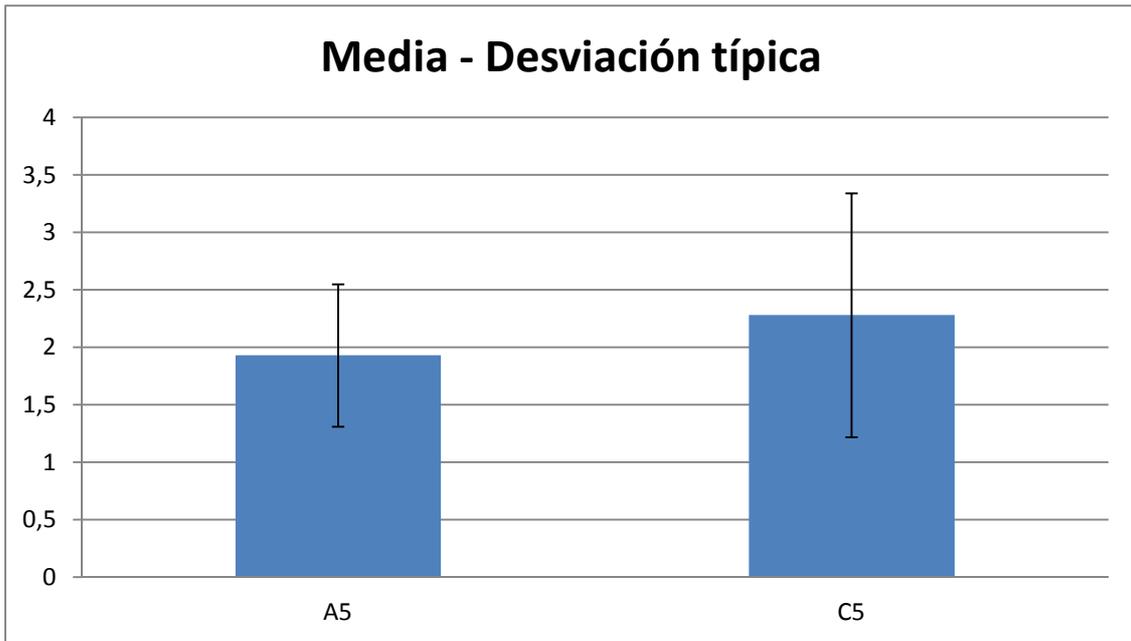
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que la media de la fuerza de la posición C del cuarto dedo es significativamente superior a la media de fuerza de la posición A del cuarto dedo de la mano derecha con una $p < 0.001$.

Quinto dedo:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al quinto dedo de la mano derecha en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A5	1.93	0.62
C5	2.28	1.06

Existen diferencias significativas con una $p < 0.02$



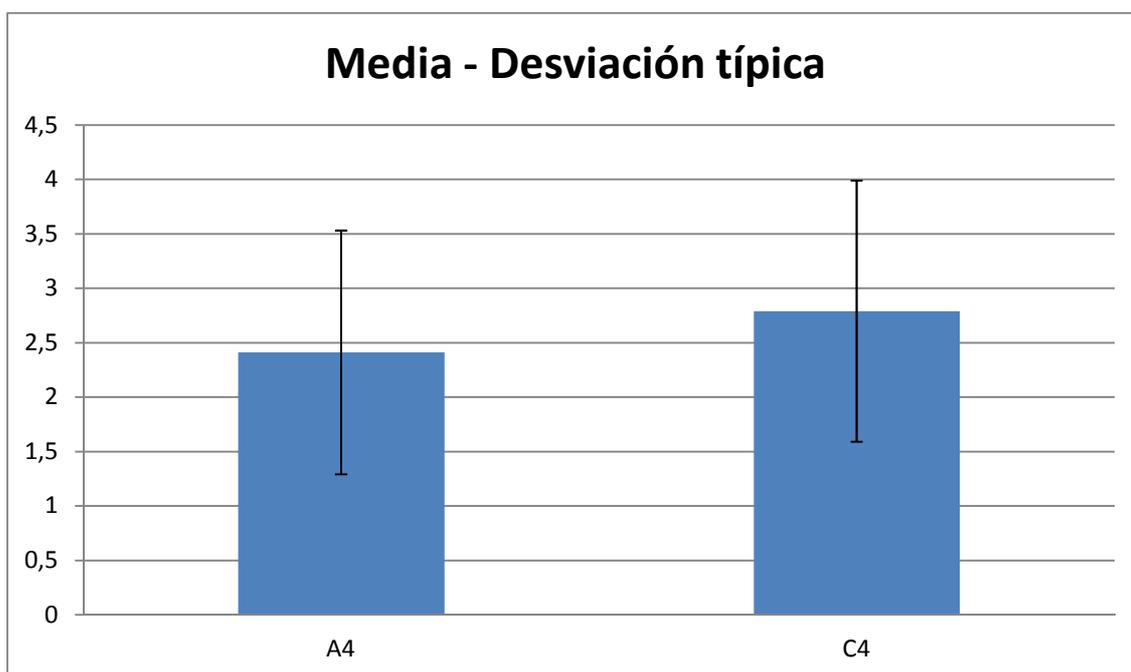
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que la media de la fuerza de la posición C del quinto dedo es significativamente superior a la media de fuerza de la posición A del quinto dedo de la mano derecha con una $p < 0.02$.

MANO IZQUIERDA:**Cuarto dedo:**

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al cuarto dedo de la mano izquierda en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A4	2.41	1.12
C4	2.79	1.20

Existen diferencias significativas con una $p < 0.04$



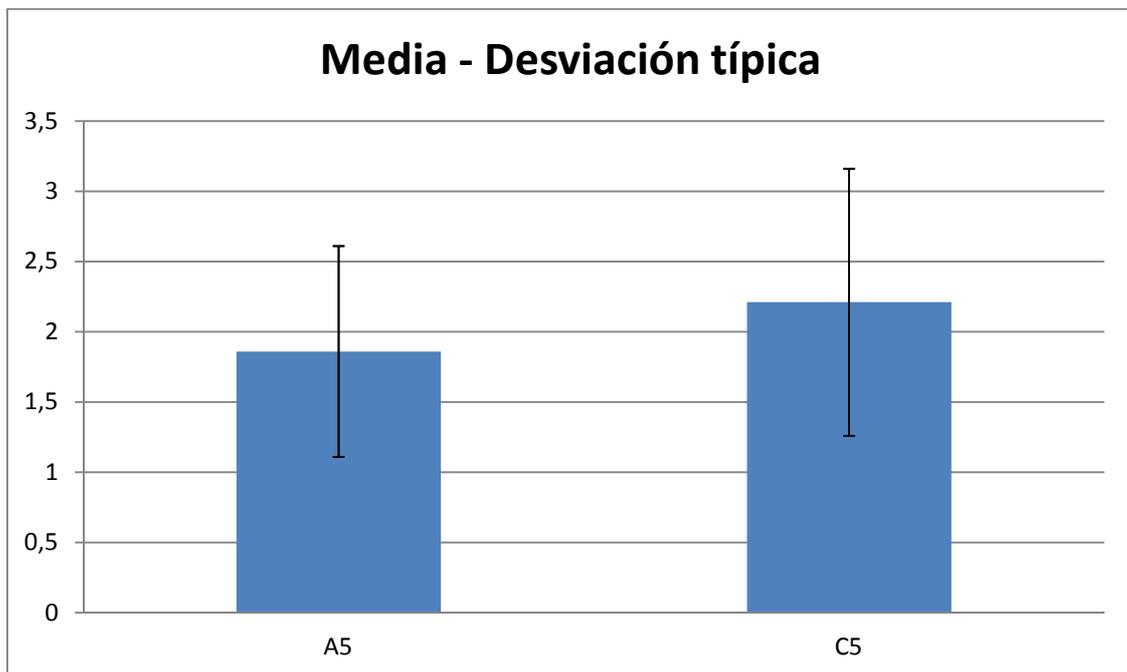
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que la media de la fuerza de la posición C del quinto dedo es significativamente superior a la media de fuerza de la posición A del quinto dedo de la mano izquierda con una $p < 0.04$.

Quinto dedo:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al quinto dedo de la mano izquierda en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A5	1.86	0.75
C5	2.21	0.95

Existen diferencias significativas con una $p < 0.015$



Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que la media de la fuerza de la posición C del quinto dedo es significativamente superior a la media de fuerza de la posición A del quinto dedo de la mano izquierda con una $p < 0.015$.

Resumen: Cuando comparamos la fuerza ejercida en posiciones A y C para el cuarto y quinto tanto en la mano derecha como en la mano izquierda, comprobamos que si **existen diferencias significativas** entre ambas, de forma que la fuerza es significativamente mayor en las medidas de tipo C frente a las medidas tipo A.

MANO DERECHA**Segundo dedo:**

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano derecha en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A2	4.03	1.69
C2	4.32	1.96

Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que no existen diferencias significativas entre la media de la fuerza de la posición C del segundo dedo y la media de fuerza de la posición A del segundo dedo de la mano derecha.

Tercer dedo:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al tercer dedo de la mano derecha en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A3	4.03	1.37
C3	4.08	1.44

Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que no existen diferencias significativas entre la media de la fuerza de la posición C del tercer dedo y la media de fuerza de la posición A del tercer dedo de la mano derecha.

MANO IZQUIERDA**Segundo dedo:**

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano izquierda en posiciones A y C.

	Media	Desv. típica
A2	4.04	1.10
C2	4.05	1.40

Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que no existen diferencias significativas entre la media de la fuerza de la posición C del segundo dedo y la media de fuerza de la posición A del segundo dedo de la mano izquierda.

Tercer dedo:

	Media	Desv. típica
A3	3.73	1.24
C3	3.89	1.43

Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que no existen diferencias significativas entre la media de la fuerza de la posición C del tercer dedo y la media de fuerza de la posición A del tercer dedo de la mano izquierda.

Resumen: Cuando comparamos la fuerza ejercida en posiciones A y C para el segundo y tercer dedo tanto en la mano derecha como en la mano izquierda, comprobamos que **no existen diferencias significativas** entre ambas.

III.6 APLICACIÓN DEL SISTEMA “DeMena” PARA LA COMPARACIÓN DE FUERZA EJERCIDA EN POSICIÓN B CON LA EJERCIDA EN POSICIÓN A Y C.

III.6 Comparación de fuerza ejercida en posición B con la ejercida en posición A y C.

Buscando comparar si existe diferencia evidente entre las medidas en posición B (pinza término-lateral) con las medidas en posiciones A (flexión con oposición del pulgar) y C (flexión sin oposición del mismo), se realizó una comparación de 2 medias para datos apareados mediante la t de Student.

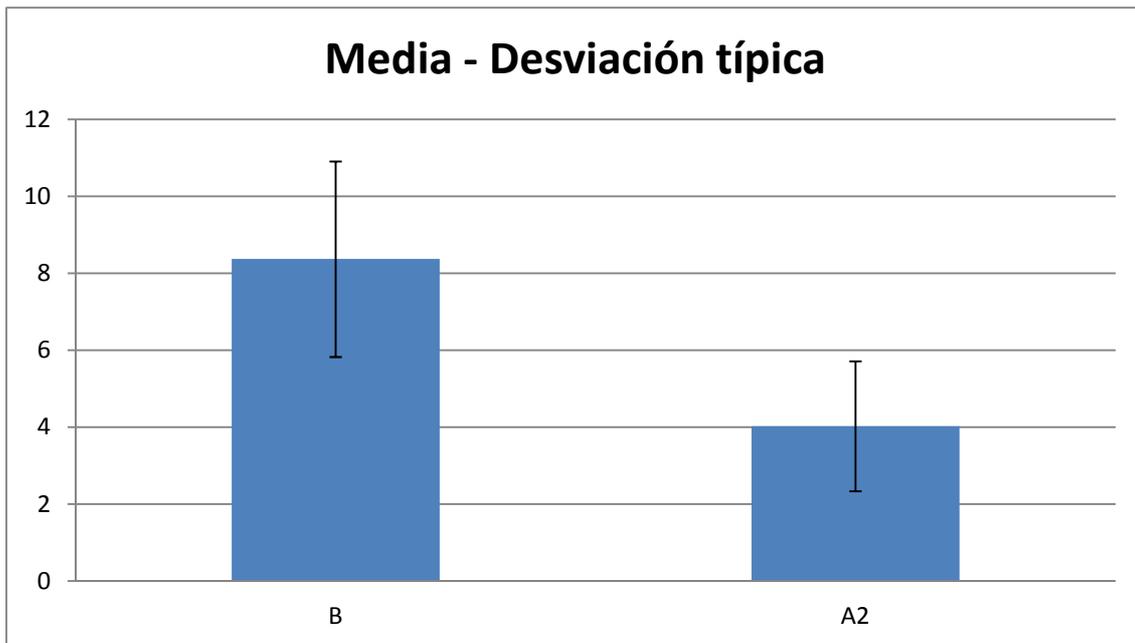
MANO DERECHA

Posición A:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano derecha en posición A y la media de fuerza de la posición B para la mano derecha.

	Media	Desv. típica
B	8.37	2.54
A2	4.03	1.69

Existen diferencias significativas con una $p < 0.00005$



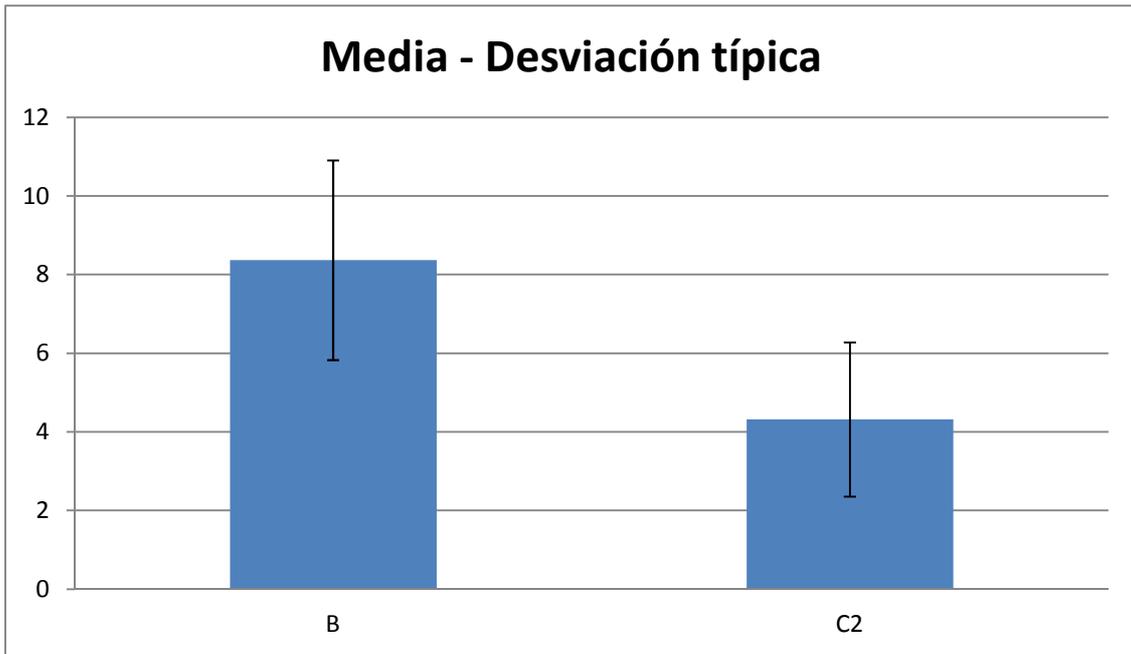
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que **existen diferencias significativas** entre la media de la fuerza de la posición A del segundo dedo y la media de fuerza de la posición B de la mano derecha con una $p < 0.00005$.

Posición C:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano derecha en posición C y la media de fuerza de la posición B para la mano derecha.

	Media	Desv. típica
B	8.37	2.54
C2	4.32	1.96

Existen diferencias significativas con una $p < 0.00005$



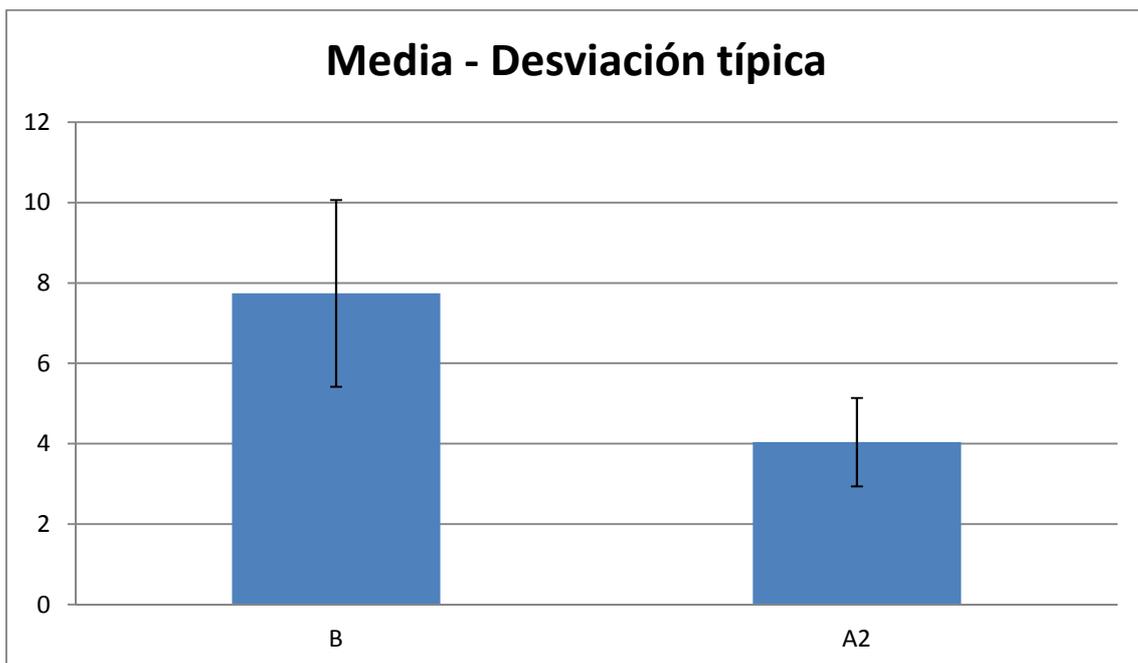
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que **existen diferencias significativas** entre la media de la fuerza de la posición C del segundo dedo y la media de fuerza de la posición B de la mano derecha con una $p < 0.00005$.

MANO IZQUIERDA**Posición A:**

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano izquierda en posición A y la media de fuerza de la posición B para la mano izquierda.

	Media	Desv. típica
B	7.74	2.32
A2	4.04	1.10

Existen diferencias significativas con una $p < 0.00005$



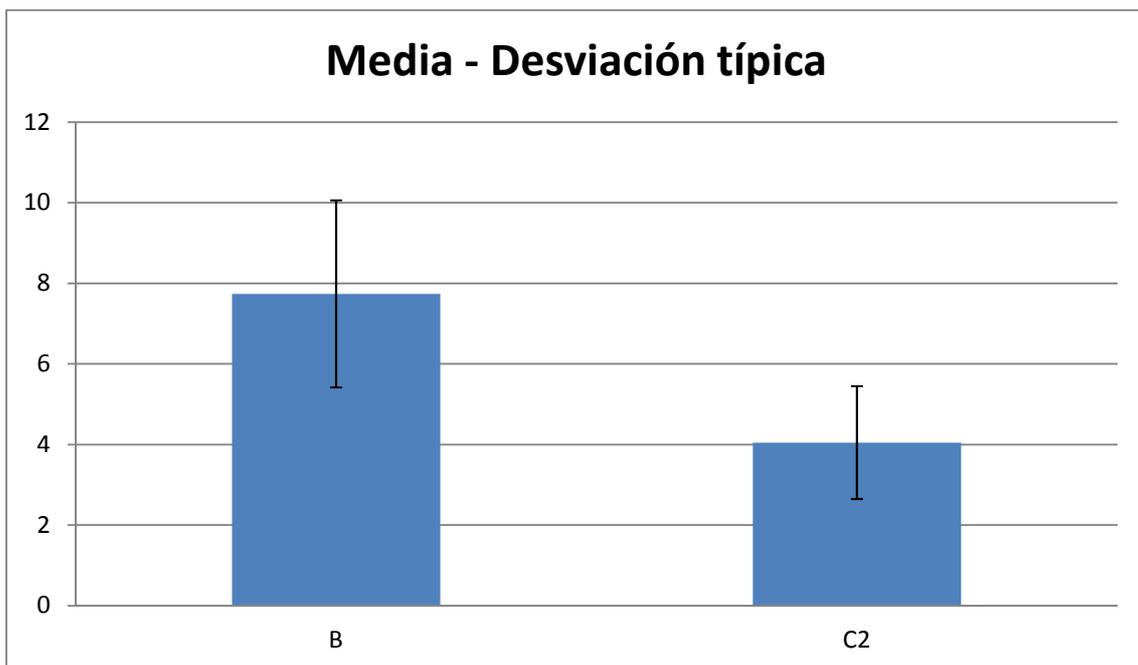
Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que **existen diferencias significativas** entre la media de la fuerza de la posición A del segundo dedo y la media de fuerza de la posición B de la mano izquierda con una $p < 0.00005$.

Posición C:

A continuación vamos a exponer los resultados correspondientes al segundo dedo de la mano izquierda en posición C y la media de fuerza de la posición B para la mano izquierda.

	Media	Desv. típica
B	7.74	2.32
C2	4.05	1.40

Existen diferencias significativas con una $p < 0.00005$



Mediante el test de la t de Student apareada podemos decir que **existen diferencias significativas** entre la media de la fuerza de la posición C del segundo dedo y la media de fuerza de la posición B de la mano izquierda con una $p < 0.00005$.

Resumen:

Cuando comparamos la fuerza ejercida en posición B con respecto a la ejercida en las posiciones A y C para el segundo dedo, tanto en la mano derecha como en la mano izquierda, comprobamos que si **existen diferencias significativas** entre ambas, de forma que la fuerza ejercida en la pinza término-lateral (posición B), es significativamente mayor que la ejercida en la pinza término-terminal (posición A) y la flexión sin oposición del pulgar (posición C).

IV.DISCUSIÓN

IV.1 INTRODUCCIÓN.

Considerando la importancia que tiene la valoración funcional de la mano, en numerosas patologías neurológicas, traumáticas, reumáticas o degenerativas, nos encontramos con que los estudios para valorar la fuerza realizada por la misma representan una exploración fundamental y debe incluirse de forma sistemática en los protocolos establecidos de diagnóstico y tratamiento.

Esta valoración permite el seguimiento de la evolución de las patologías, de los tratamientos médicos, rehabilitadores o quirúrgicos y de la clasificación de las secuelas que condicionan minusvalías y las indemnizaciones subsidiarias.

Como refleja la bibliografía consultada de Ariei y Horne, la medición de fuerzas se inicia con la valoración deportiva para saber la máxima fuerza ejercida por las manos. Así se valoraba las personas que físicamente tenían más fuerza e incluso se realizaban convenciones gimnásticas para valorar el hombre más fuerte con los primeros dinamómetros de mano diseñados.

La traslación al ámbito sanitario de estos conceptos de medición de fuerzas y su desarrollo industrial permitió la adaptación de sistemas que servían de base para establecer la capacitación y la valoración de secuelas de los accidentes laborales (64).

Después de estos primeros pasos, en la valoración de la fuerza de la mano, su interés ha sido creciente como demuestra el desarrollo de numerosos sistemas de medida y el gran volumen de trabajos publicados sobre el tema en cuestión.

IV.2 PARÁMETROS ANALIZADOS.

Inicialmente, se desarrollaron sistemas de medición que, con estos fines, tenían como objetivo principal la medición de fuerza al realizar el puño y posteriormente también la pinza establecida entre primer y segundo dedo. (46, 47, 48, 65, 76, 5, 42, 13, 32, 2, 41).

Actualmente se sigue considerando la medición de fuerza al realizar el puño como la medida fundamental para valorar la capacidad funcional de la mano, pero como hemos expuesto en la introducción, los datos obtenidos no servirían para la comparación entre distintos sujetos.

En base a estas mediciones se ha intentado normalizar los resultados obtenidos como cifras de referencia en relación a la edad, mano dominante, sexo y otros parámetros para ser utilizados como comparativos de normalidad, pero como hemos expuesto en la introducción son de dudosa validación.

Analizando estas funciones básicas de la mano como expresión de su actividad nos planteamos que la máxima fuerza ejercida al realizar el puño no se corresponde con la valoración funcional de la mano y la pinza digital aislada no se corresponde con la valoración funcional de la mano.

En nuestro trabajo partimos del análisis de una serie de actividades cotidianas de la mano; se exponen y analizan la medición de distintas pinzas utilizadas en la vida cotidiana. La flexión de los dedos, independientemente, con y sin oposición del pulgar o de la palma y sus posibles combinaciones representan las actividades funcionales de las manos, realizándolas en una posición de exploración fija, establecida de forma sistemática.

De estos hechos y con el fin de sintetizar los movimientos a valorar en las exploraciones funcionales de las manos, establecimos someter a medición:

A- La fuerza de las pinzas del pulgar con los distintos dedos.

B- La fuerza de pinza del pulgar con la zona lateral del segundo dedo.

B- La fuerza de la flexión de los dedos independientemente del pulgar.

(Esta última sin oposición al pulgar, con fijación metacarpo-falángicas, la consideramos importante ya que la mano en su actividad diaria no siempre precisa de esta oposición).

Estas mediciones son fundamentales para saber sobre la función de la mano. Permiten discriminar los movimientos finos de cada dedo, su combinación y los resultados obtenidos nos proporcionan datos importantes para valorar la función global y parcial de la misma; frente a otros autores que han limitado sus mediciones a la realización de la garra y la pinza establecida entre primer y segundo dedo (46, 47, 48, 5, 42, 13, 32, 2, 41).

Posteriormente podremos relacionar los resultados con las posibles alteraciones clínicas dependientes de cada tipo de lesión evaluando los músculos y nervios implicados.

IV.3 POSTURA ESTABLECIDA PARA LA EXPLORACIÓN.

Desde sus inicios, para valorar la función manual, se han descrito numerosas posturas del sujeto, del hombro y del codo buscando la situación donde se conseguían los mayores valores de fuerza al realizar el puño. (71, 72, 46, 3, 36, 70, 15, 16, 60, 61, 62, 19, 66, 57).

De la misma forma la posición de la muñeca ha sido controvertida en que postura debe realizarse la exploración para conseguir los máximos valores de fuerza.(32, 35, 26, 73, 59, 7, 63, 55, 37, 17, 15, 16, 45).

No existe un consenso sobre la postura del miembro superior en la exploración.

Con la intención de obtener datos que fueran comparativos, la Sociedad Americana de Terapeutas de la Mano, Fess y Moran en 1981 (24) y Fess en 1982 (25) estableció una postura de referencia para realizar la exploración que ha sido seguida en numerosos trabajos.

Esta postura es difícil de mantener debido, en unos casos, a la falta de fijación de la misma y en otros a la instrumentación de medida; peso, volumen, etc. de los equipos necesarios para realizar la medición como luego exponemos.

En 2002 Myung-Chul Jung y en 2003 Ashton, entre otros, indican la necesidad de estandarizar una posición actualizada para la valoración funcional de la mano, y que puedan compararse los resultados obtenidos.

Por todo esto vemos que parece evidente la necesidad de establecer una posición de exploración para realizar las mediciones de fuerza, independientemente de que sea la que obtenga la máxima fuerza.

En este estudio hemos establecido una postura unificada para la exploración:

El hombro aducido y una anteversión de 45°. (Postura primaria del ser humano para alimentarse) (31). El codo en 45° de flexión (considerando 0° la extensión completa de mismo) para su apoyo). Postura neutra de la prono-supinación de la muñeca que condiciona una situación estable y reconocida para la estabilización del antebrazo por su arco fisiológico de movimiento (31).

En los arcos de movimiento de flexo-extensión y desviación radial-cubital de la muñeca, en lugar de establecer unos ángulos de exploración, iguales y fijos, para todas las muñecas según las cifras medias de movilidad generalizadas, lo establecemos en la media de los arcos de movimiento personales de cada sujeto basándonos en el desarrollo articular a que nos referíamos en la introducción (9, 38, 52).

El conjunto de esta situación de las articulaciones, que proporciona una postura relajada para el sujeto sometido a exploración, ya que está sentado ante una mesa y con el brazo apoyado constituye, en si misma, un aporte novedoso de este trabajo además de permitir obtener datos de medición con la fijación de todas las palancas articulares.

IV.4 FIJACIÓN Y ESTABILIZACIÓN DE LA POSTURA DE EXPLORACIÓN.

En las distintas mediciones realizadas por diferentes autores y en distintas posturas se reconoce que la variación postural influye en los resultados obtenidos. (35, 26, 73, 53, 2). En estos trabajos se establece una duda generalizada sobre la fiabilidad de los resultados obtenidos y la comparabilidad de los valores medidos.

Además de ser distintas las situaciones de partida del miembro superior sometido a exploración en distintos artículos, no está garantizado que la postura establecida se mantenga de forma estable durante toda la exploración. A ello es debida la variabilidad de resultados que, finalmente, condicionan análisis discrepantes.

Controlar la posición, por parte del explorador, durante la realización de la experimentación es especialmente importante; sin embargo es muy difícil su realización lo que lleva a que los valores obtenidos hayan sido cuestionados.

Para que se mantenga la postura durante la medición se han utilizado sistemas de correas y ataduras pero su estabilidad es relativa permitiendo la movilidad articular a distintos niveles por lo que su aplicación no está justificada (59).

En el año 2000, Pauline W. K. utiliza una tabla con agujeros para acomodar puntales de forma que la separación entre ellos permite albergar diferentes tamaños del brazo y muñeca. Pensamos que este sistema no mantiene de forma estable la postura de exploración por lo que consideramos que no es resolutivo.

Igualmente los dinamómetros al uso, no fijan la posición de exploración por lo que no permiten mantenerla de forma estable; existiendo variaciones de la movilidad del miembro superior mientras el paciente realiza el test. En la mayor parte de los trabajos el explorador mide con un goniómetro los ángulos en los que han de situarse las diferentes articulaciones antes de iniciar el estudio; pero como el paciente no dispone de esa referencia durante el mismo, tiende a variar la posición al no estar fijada. (10, 11).

No hemos encontrado ningún otro sistema unificado de contención del brazo y de la mano que permita su exploración de forma estable.

Conscientes de este hecho nos planteamos diseñar un sistema de contención que mantuviera la postura en la exploración y lo realizamos partiendo de las bases anatómicas, funcionales y medidas antropométricas, del antebrazo, la muñeca y mano. De este modo hemos obtenido un dispositivo totalmente nuevo, cómodo, adaptable y estable que es práctico en su utilización y que permite que una vez establecida la posición a adoptar se mantenga fija durante el estudio.

La postura mantenida durante las exploraciones realizadas en nuestro estudio ha permitido demostrar que el sistema es válido puesto que no hemos encontrado diferencias entre las medidas realizadas por distintos observadores. Además, es fiable ya que tampoco hemos apreciado diferencias entre las medidas obtenidas en los distintos pacientes estudiados. Por ello el sistema diseñado permitiría ser aplicado en la valoración clínica de las fuerzas de pacientes con patologías de la mano y los dedos.

IV.5 INSTRUMENTACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DE DATOS.

En la evolución de la forma de medir estos parámetros han existido, como ya hemos señalado, distintos sistemas mecánicos. Muchos quedaron en el olvido debido a la evolución de la tecnología de forma que, como hemos visto en la introducción, el paso del tiempo ha dejado en uso unos pocos equipos.

Los dinamómetros Jamar puño y Jamar pinza (B&L) han sido los más empleados durante mucho tiempo dado que fueron avalados por la “American Society of Hand Therapists” y por el “Committee on Industrial Health and Rehabilitation of the California Medical Association” (22).

Como objeción para su uso se ha planteado la incomodidad para sujetos con manos débiles porque su peso les obliga a una posición forzada durante la exploración, cuestión que hemos comprobado en las exploraciones realizadas. Además, en el Jamar puño, el diseño del asa de agarre, condiciona que la presión ejercida por los dedos se realice a distintos niveles proporcionando un valor global de la fuerza de la mano. Creemos que para poder valorar la función de la mano también es necesario tener constancia de la medida de fuerza individual de cada uno de los dedos información que no proporciona este dinamómetro.

Algunos autores como MacDermid, han realizado comparaciones de distintos sistemas de medición estableciendo los valores de comparabilidad entre los distintos sistemas pero ninguno permite ser utilizado con los últimos dedos o en las posiciones establecidas en este estudio.

Richards L, y Palmiter-Thomas P. indican que la escala del dinamómetro de Jamar es demasiado grande como para detectar con más precisión las diferencias entre los resultados de algunos pacientes. Por ello sería necesario contar con sensores que permitieran escalar los valores de forma más precisa.

La medición con el Jamar puño se realiza para analizar su funcionalidad y según nuestra opinión hemos encontrado:

-Mantener la postura unificada durante la exploración es muy difícil en los ángulos establecidos para la muñeca y brazo. En unos casos por el gesto de realizar la presión exploratoria realizado en el Jamar puño y en otros casos por el peso del propio instrumento.

-La lectura de las presiones obtenidas con el jamar Puño utilizado tiene poca discriminación por la tabulación del dial marcador. Con los nuevos sistemas digitalizados esta discriminación será más específica.

Las lecturas obtenidas corresponden a todos los dedos en conjunto sin discriminación digital como en nuestro sistema.

- Hemos comparado los datos obtenidos con el Jama puño y la suma de las medias obtenidas con nuestro sistema en la posición A o C y, como era de esperar, no se obtienen los mismos resultados por no ser situaciones similares (ANEXO VI).

Recientemente se han diseñado nuevos equipos que incorporan captadores electrónicos como el dinamómetro Vernier HD-BTA (78) y el Ned Mano del IBI (54) asistidos por un programa de ordenador. No obstante, por su diseño, estos sistemas no pueden ser utilizarlos para las mediciones de flexión de los dedos trifalángicos con fijación metacarpiana.

Nosotros hemos seleccionado y empleado en el diseño de nuestro equipo de exploración los Sensores FlexiForce por la alta fiabilidad, que proporcionan en los datos obtenidos y que se pudo adaptar fácilmente en la toma de medidas con el aplicador diseñado y realizado con motivo de este trabajo.

Su facilidad para realizar la exploración múltiple de los dedos de la mano, a que son sometidos los sujetos explorados, ha quedado demostrada por su gran adaptabilidad a las distintas posiciones de exploración ensayadas.

IV.6 METÓDICA PARA LA OBTENCIÓN DE DATOS.

La revisión bibliográfica realizada nos indujo a tomar la decisión de que se debía evitar el efecto de la fatiga muscular en las mediciones realizadas. Por ello se determinó realizar, para cada una de las posiciones exploradas, cuatro tomas de valores que permitiesen hacer un análisis de la fiabilidad del sistema. Las medidas se realizaron de dos en dos con el intervalo de tiempo establecido entre ellas eliminando así la posible aparición de fatiga muscular. (76, 10, 11).

Igualmente, con este mismo fin y además evitar el efecto de la variabilidad en los resultados obtenidos en periodos más largos de tiempo descrito por Young et al, se citó a los voluntarios en dos días consecutivos buscando incrementar la garantía de la reproducibilidad de las medidas.

El que todos los sujetos estudiados sean voluntarios sin patología y sin percibir ninguna compensación económica por su participación reforzó el compromiso de participación y, por ello, de los datos obtenidos.

En base a los valores de las distintas medidas registradas el protocolo de toma de datos aplicado demostró ser tan eficaz que permitió tanto determinar la fiabilidad del sistema como establecer comparaciones intra e interobservador.

IV.7 VALIDACIÓN Y COMPARACIÓN DE TIPOS DE MEDIDAS.

Los valores medios obtenidos en los dos tipos de pinzas estudiadas para cada uno de los cuatro dedos trifalángicos que intervienen en ellas quedaron mostrados en el capítulo de resultados. No existe en la literatura ningún estudio que de forma análoga haya realizado un análisis individual de estos tipos de pinzas. Sólo hemos encontrado datos de cada dedo en el estudio llevado a cabo por Kozin et al, pero estos datos fueron obtenidos al aplicar fuerza de presión de agarre de puño y la palanca efectuada era sobre la falange media de cada dedo. Sus valores son más altos, lo que se podría explicar por la menor distancia que han de recorrer los tendones de los músculos extrínsecos al actuar sobre la falange media. Además la fuerza de presión del agarre del conjunto del puño es mayor. Por el contrario, con nuestro diseño se consigue obtener valores más específicos de la función individual de cada dedo.

IV.8 VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Como cabía esperar el estudio de la relación entre las medidas de la pinza término terminal del pulgar y el índice (medida tipo A) con la medida de la fuerza ejercida por cada uno de los dedos trifalángicos con fijación metacarpiana y flexión interfalángica (medida tipo C) da como resultado que, ambos tipos, están relacionados de forma que cuando aumenta la fuerza en una también lo hace en otra.

No obstante esta relación no es uniforme para los dos tipos de medidas en los cuatro dedos trifalángicos. Al realizar el estudio de la comparación de las mismas medidas (Tipo A y C) apreciamos que no existen diferencias significativas entre los resultados obtenidos para el segundo y tercer dedo de ambas manos. Sin embargo sí que existen en las medidas realizadas en los dedos cuarto y quinto siendo de mayor magnitud las medidas realizadas sin oposición del pulgar (posición C).

Consideramos que ello es debido a que el trapecio en su recorrido fisiológico adopta la postura enfrentada al segundo y al tercer dedo. En el movimiento de oposición del pulgar el desplazamiento del trapecio no permite que los pulpejos del pulgar y cuarto y quinto dedo lleguen a enfrentarse completamente, por lo que estos tienen que rotar en sentido radial perdiendo así potencia de flexión muscular sus músculos extrínsecos más potentes.

Este hecho explica que al realizar la sujeción de objetos gruesos con la flexión de los dedos sin oposición distal al pulgar sean los dedos 4º y 5º los que condicionan la firmeza del puño.

En el estudio de las pinzas realizadas con el pulgar y los distintos dedos hemos de considerar que el nervio mediano inerva los músculos tenares que sitúan la mano en abducción y en oposición al índice y al medio. El aductor con la porción profunda del flexor corto y los interóseos dorsales inervados por el nervio cubital imprimen toda la fuerza unidos a la acción de los flexores extrínsecos.

Estas actividades requieren del uso coordinado de grupos musculares agonistas y antagonistas.

Cuando comparamos las pinzas término-laterales medidas con el sistema de medida DeMena (medida tipo B) y el Jamar pinza en ambas manos, pudimos comprobar que nuestro sistema ofrece medidas que están relacionadas ($p < 0,0001$) con las obtenidas con el Jamar pinza. Teniendo en cuenta las equivalencias demostradas por MacDermid et al entre éste último sistema y otros equipos de medida ensayados pensamos que el sistema de medida propuesto en el presente trabajo permite obtener datos comparables con el resto. Además, la posición más cómoda para el paciente, la obtención de medidas sistematizadas y a la posibilidad de obtener medidas individualizadas para cada dedo y en diferentes posiciones de exploración, nos permite afirmar que el sistema de medida DeMena sería el instrumento de elección para la valoración funcional de la mano.

V.CONCLUSIONES

V-CONCLUSIONES.

- 1- El sistema diseñado DeMena obtiene medidas válidas, fiables y reproducibles de las fuerzas ejercidas por la mano.
- 2- El sistema DeMena permite medir con precisión las fuerzas ejercidas por los dedos de la mano en una posición de exploración personalizada, fija y estable. Se pueden realizar, además de las medidas habituales en posiciones de uso frecuente en clínica, medidas de cada uno de los dedos de la mano de modo independiente.
- 3- Las medidas de magnitudes de fuerza obtenidas con el empleo de galgas extensométricas y con otros sistemas de uso común en la clínica, usando en ambas el sistema DeMena cuando fue posible, son comparables y equiparables y están relacionadas, permitiendo nuestro sistema una mayor variedad de mediciones y en más posiciones funcionales.
- 4- El análisis de las diferentes posiciones estudiadas, dada la participación en cada una de ellas de diferentes nervios, grupos musculares y articulaciones, permite pensar en la aplicabilidad del sistema DeMena en la clínica para la valoración de un amplio número de lesiones motoras individuales de cada dedo, su seguimiento y evolución.
- 5- El sistema DeMena nos ha permitido ver que hay diferencias entre las fuerzas ejercidas en posición A y C de algunos dedos, demostrando que la fuerza en posición C es mayor que en posición A en ellos.

VII. BIBLIOGRAFÍA

1. Arie N. Gilai. Head, Early Dynamometry and Dynamometers. Department of Clinical Neurophysiology, Alyn Children Rehabilitation Hospital, Jerusalem, Israel. 1999-2017 Gilai Collectibles. http://www.gilai.com/article_26
2. Ashton L, Myers S. Serial Grip Strength Testing-Its Role In Assessment Of Wrist And Hand Disability. The Internet Journal of Surgery. 2003. Volume 5 Number 2.
3. Balogun JA, Akomolafe CT, Amusa LO. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. Arch Phys Med Rehabil. 1991 Apr; 72(5):280–283.
4. Barritt JL. Injuries of the fingers and hands. A review of cases from the standpoint of compensation. Calif. Med. 1955; 83:366-368.
5. Basse EJ, Harries UJ. Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years, and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. Clinical Science. (Lond). 1993; 84(3):331-337.
6. Bechtol CO. Grip test; the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. J Bone Joint Surg Am. 1954 Jul; 36-A (4):820-830.
7. Brumfield RH, Champoux JA. A biomechanical study of normal functional wrist motion. Clin. Orthop. 1984 Jul-Aug ;(187): 23-5.
8. Burton AK. Grip strength and forearm straps in tennis elbow. Brit J. Sports Med. Vol. 19. No. 1. March 1985; pp. 37-38.
9. Carlson BM. Embriología Humana y Biología del desarrollo. 2ª Edición. Madrid. Ed. Harcourt- Mosby, S.A. 2000.
10. Caroline W, Stegink Jansen, Vicki Kocian Simper, Harry G. Stuart, Heather M. Pinkerton. Measurement of Maximum Voluntary. Pinch Strength: Effects of Forearm Position and Outcome Score. J hand ther. 2003; 16:326–336.
11. Caroline W, Stegink Jansen, Bruce R. Niebuhr, Daniel J. Coussirat, Dana Hawthorne, Laura Moreno, and Melissa Phillip. Hand Force of Men and Women Over 65 Years of Age as Measured by Maximum Pinch and Grip Force. Journal of Aging and Physical Activity. 2008; 16:24-41.
12. Cerda E, Cubillos N, Medina O, Rodríguez C. Estudio Piloto de Medidas Antropométricas de la Mano y Fuerzas de Prensión, Aplicables al Diseño de Herramientas Manuales. Cienc Trab. Ene- Mar. 2011; 13 (39): 1-5.
13. Crosby CA, Wehbé MA, Mawr B..Hand strength: normative values. J Hand Surg Am. 1994; 19(4):665-70.

14. De Ossa Jiménez MT, Granados Acevedo C. Diseño y construcción de un medidor de la fuerza durante la brazada de natación en estilo libre. *Revista Ingeniería Biomédica*. 2009; 3(6):56-63.
15. De Smet L, Fabry G. Grip strength in patients with tennis elbow. Influence of elbow position. *Acta Orthop. Belg*. 1996; 62(1):26-29.
16. De Smet L, Tirez B, Stappaerts K. Effect of forearm rotation on grip strength. *Acta Orthop. Belg*. 1998; 64(4):360-362.
17. Dempsey G, Patrick, Ayoub MM. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics* 17. 1996; 259-273.
18. DIN 33402-2:2005, Ergonomics. Human body dimensions. Part 2: Values. Deutsches Institut für Normung. 2005-12.
19. Fan Chi-Chung Andy. Effect of elbow position on hand grip strength development and repeatability of measurement. *Proceedings of the Hong Kong Physiotherapy Association Limited Annual Congress*. 1999; pp. 60.
20. Fernández Villacañas M.A. Tesis doctoral. Estudio de la deformación de las paredes craneales por medio de barnices frágiles y extensometría óhmica. Universidad de Murcia .Facultad de Medicina. 1989.
21. Fernando MU, Robertson JC. Grip strength in the healthy. *Rheumatol. Rehabil*. 1982; 21(3):179-181.
22. Fess EE. American Society for Surgery of the Hand: Clinical assessment recommendations in the hand: Examination and Diagnosis, 2nd edition. New York, Churchill Livingstone, 1983; pp. 106-107.
23. Fess EE, Moran CA. American Society for Surgery of the Hand: Clinical assessment recommendations in the hand: Examination and Diagnosis. Aurora, CO, The Society. 1978; pp. 103-104.
24. Fess EE, MORAN CA. American Society of Hand Therapists: Clinical assessment recommendations. Garner, NC, The Society. 1981; pp. 6-8.
25. Fess EE. The effects of Jamar dynamometer handle and test protocol. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 1982; 69:366-368.
26. Hazelton FT, Smidy GL, Flatt AE, Stephens PL. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. *Journal of Biomechanics*. 1975; 8, 301-306.

27. Horne Talbot. The History of the Régnier Dynamometer . "Iron Grip Magazine". 2002 July; Vol. 2, No. 3.
28. Horton TC, Sauerland S, Davis TRC. The effect of flexor digitorum profundus quadriga on grip strength. *J. Hand Surg.* 2007; 32E: 2: 130-134.
29. Jamar pinza. Hydraulic Pinch Gauge Modelo SH5005. N° serie SN10100579. Saehan Corporation.
30. Jamar puño. Hydraulic Hand Dynamometer Modelo SH5001. N° serie SN10031025. Saehan Corporation.
31. Kapandji IA. Fisiología Articular. SBN: 9788498354614. 6ª Edición Madrid Panamericana. 2011.
32. Kellor M, Frost J, Silberberg N, Iversen IY, Cummings R. Hand strength and dexterity Norms for Clinical use. *Am J Occup Ther.* 1971; 25: 77-83.
33. Kirkpatrick JE. Evaluation of grip loss. Factor of Permanent Disability in California. *California Medicine.* 1956; vol. 85. (5), 314 - 320.
34. Kozin Scott H, Porter Scott, Clark Perrin, Thoder Joseph J. The Contribution of the Intrinsic Muscles to Grip and Pinch Strength. *J Hand Surg* 1999; 24A:64–72.
35. Kraft GH, Detels PE. Position of function of wrist. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1972; 53:272-275.
36. Kuzala EA, Vargo MC. The relations hip between elbow position and grip strength. *Am. J. Occup. Ther.* 1992; 46:509-512.
37. Lamoreaux L, Hoffer MM. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clin. Orthop.* 1995; 314:152-155.
38. Larsen WJ. Embriología Humana 3ª edición. Madrid. Ed. Elsevier España, S.A. 2002.
39. Lee RA, van Zundert AA, Maasen RL, Willems RJ, Beeke LP, Schaaper JN, et al. Forces applied to the maxillary incisors Turing video-assisted intubation. *Anesthesia & Analgesia.* 2009; 108(1):187-191.
40. Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. BOE núm. 298 de 14 de Diciembre de 1999. Reglamento de desarrollo por el RD 1720/2007, de 21 de diciembre. Revisión vigente desde 06 de Marzo de 2011.
41. Leyk D, Gorges W, Ridder D, Wunderlich M, Rütther T, Sievert A, Essfeld D. Hand-grip strength of young men, women and highly trained female athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 599(4):415-21.

42. Lorenzo-Agudo MA, Santos-García P, Sánchez-Belizón D. Determinación de los valores normales de fuerza muscular de puño y pinza en una población laboral. *Rehabilitación (Madrid)*. 2007; 41(5):220-7.
43. Llusá M, Merí A, Ruano D. *Manual y Atlas Fotográfico de Anatomía del Aparato Locomotor*. Editorial Médica Panamericana. Madrid 2007.
44. MacDermid Joy C, Wil Evenhuis, Mark Louzon. Inter-instrument Reliability of Pinch Strength. *J Hand Ther*. 2001 January-March;14:36-42.
45. Marshall MM, Mozrall JR, Shealy JE. The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range of motion. *Human factors*. 1999; Vol: 41: 205-213.
46. Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of hand strength evaluation. *J Hand Surg*. 1984; 9A:222.
47. Mathiowetz V, Renells C, Donahoe L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *Journal of Hand Surgery*. 1985; 10A: 694-697.
48. Mathiowetz V, Kashman N, Volland G, Weber K, Dowe M, Rogers S.(1985) .Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1985; 66:69-74.
49. Medina M. Tesis doctoral. Contribución al estudio biomecánico de la muñeca. Distribución de las tensiones en las extremidades distales del cubito y radio. Universidad de Murcia .Facultad de Medicina. 1990.
50. Mejía E, Mejía J, Delgado J, Avilés O, Amaya D. Dispositivo transductor para la medición de fuerza y velocidad en una tarea de corte con escalpelo. *Revista EIA*. 2010; 14:147-160.
51. Miranda Mayordomo M. Análisis dinamométrico de la mano: valores normativos en la población española. Madrid, tesis 2011.
52. Mitrovic Dragoslav R. Regresión des fentes articulaires normalement constituées chez l'embryon de poulet paralysé. *C R Acad Sci Paris*. Libro Osteartrosis Ed. Panamericana 2010.1972; 274 D: 288-91.
53. Myung-Chul Jung, Hallbeck MS. The effect of wrist position, angular velocity, and exertion direction on simultaneous maximal gripforce and wrist torque under the isokinetic conditions. *International Journal of Industrial Ergonomics* 29. 2002; 133–143.
54. Ned Mano del IBI. Francisca Peydro de Moya, Miguel Rubio Hervás, y cols ¿Cómo se miden la fuerza y la fatiga de la mano?. *Revista de biomecánica* 56. 2011. Instituto de Biomecánica de Valencia.

55. O'Driscoll S, Horii E. The Relation Ship between Wrist position Grasp Size and Grip Strength. *J. Hand Surg.* 1992; 17A (1): 169 - 177.
56. Orts Llorca F. *Anatomía Humana*. 5ª ed. Barcelona: Científico Medica. 1984.
57. Parvatikar VB, Mukkannavar PB. Comparative Study of Grip Strength in Different Positions of Shoulder and Elbow with Wrist in Neutral and Extension Positions. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy*. 2009; Vol. 5, No. 2: 67-75.
58. Pauline WK Fong, Gabriel YF NG. Effect of wrist positioning on the repeatability and strength of power grip. *The American Journal of Occupational Therapy*. March/April 2001; Volume 55, Number 2.
59. Pryce JC. The Wrist position between neutral and ulnar desviation that facilitates maximum power grip strength. *J. Biomechanics*. 1980; 13:505:511. Volume 13, Issue 6, Pages 505–507, 509–511.
60. Richards LG. Posture effects on grip strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1997; 78,1154–1156.
61. Richards LG, Olson B, Palmiter-Thomas P. How forearm position affects grip strength. *Am. J. Occup. Ther.* 1996; 50(2):133-138.
62. Richards RR, Gordon RY, Beaton DE. Measurement of wrist, metacarpophalangeal joint and thumb extension in a normal population. *J Hand Surg.* 1993; 18A: 253-261.
63. Ryu J, Cooney WP, Askew LJ, Kai-Nam, Chao EY. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal Hand Surgery*. May1991; 16(3):409-19.
64. Sargent citado por Carolyn de la Peña. 2003 Dudley Allen Sargent: Health Machines and the Energized Male Body. The University of California at Davis. Iron Game History October 2003 Volume 8 Number 2.
65. Shiffman LM. Effects of aging on adult hand function. *Am. J. Occup. Ther.* 1992; 46(9):785-92.
66. Shyam Kumar, Parmar V, Ahmed S, Kar S and Harper WM. A study of grip endurance and strength in different elbow positions. *J Orthop Traumatol*. Dec 2008; 9(4): 209–211.
67. Schmidt RT, Toews Y, JV .Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970; 51: 321-327.
68. Sobotta Atlas de anatomía Humana. 22 edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid 2007.

69. Solgaard S, Kristinsen Jensen JS. Evaluation of instruments for measuring grip strength. *Acta Orthop. Scand.* 1984; 55:569-572.
70. Su CY, Lin JH, Chien TH, Cheng K, Sung YT. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1994; 75, 812–815.
71. Swanson AB, Matev IB, De Groot G. The strength of the hand. *Bulletin of Prosthetics Research.* 1970; 10:145-153.
72. Teraoka T. Studies on the peculiarity of grip strength in relation to body positions and aging. *Journal of Medical Science.* 1979; (25): 1 -17.
73. Terrell R, Purswell J. The influence of forearm and wrist orientation on static grip strength as a design criterion for hand tools. *Proceedings of the International Ergonomics Association.* 1976; 28–32.
74. Tekscan, Inc. Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors. 307 West First Street. South Boston, MA 02127-1309, USA.
75. Teskan ELF™ User manual v.4.2x. Single Handle, Multi-Handle, Wireless, and Hi-Speed Systems. Teskan, Inc 307 West First Street, South Boston, MA 02127.
76. Torres M, González Del Pino J, Yáñez J, Del Valle E. Estudio dinamométrico de la mano y el pulgar. *Rev. Ortp. Traumatol.* 1999; vol.43 núm. 543:321-6.
77. Tuttle N, Jacuinde G. Design and construction of a novel low-cost device to provide feedback on manually applied forces. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy.* 2011; 41(3):174-179.
78. Vernier HD-BTA. informacion@vernier-iberica.com
79. Young V Leroy, Paul Pin, Bruce A Kraemer, Rebecca B, Gould Laurie Nemergut, Mary Pellowski, St. Louis. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. *J Hand Surg* 1989; 14A:125-9.
80. Zegarra-Parodi R, De Chauvigny de Blot P, Richards L D, Renard E O. Cranial palpation pressures used by osteopathy students: effects of standardized protocol training. *J Am Osteopath Assoc.* 2009 Feb; 109(2):79-85.

VI. ANEXOS

ANEXO I: Consentimiento informado

apellidos		nombre	
domicilio			
población		fecha	
teléfonos		código:	

“CONTRIBUCIÓN AL ESTUDIO Y VALORACION DE LA FUNCION DE LAS MANOS”

1 - La presente Investigación se realiza dentro del Grupo de Investigación de Biomecánica del Departamento de Anatomía de la Universidad de Murcia en colaboración con la Fundación Instituto de la Mano. Investigador: Dr. Rafael de Mena Poveda.

2 - La finalidad de este trabajo es contribuir al estudio de la función de las manos para beneficiar a los pacientes con lesiones o patologías de las mismas.

3 – La participación en este estudio es voluntaria.

4 - Si usted accede a participar en este estudio solo se le pedirá que responda unas preguntas y además, se le realizará una exploración de la mano sin causarle daño y sin ningún gasto.

4 - Si usted accede a participar en este estudio solo se le pedirá que responda unas preguntas y además, se le realizará una exploración de la mano sin causarle daño y sin ningún gasto.

5 - La exploración se realizará, aproximadamente, en veinte minutos.

6 - La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Sus respuestas al cuestionario y los resultados de la exploración estarán codificados y anónimos siguiendo la Ley de protección de datos.

7 - Esta investigación no está retribuida ni existen intereses económicos.

8 - Si tiene alguna duda, sobre este estudio o de su participación en el mismo, puede solucionarlo cuando desee. Podrá revocar su consentimiento en cualquier momento contactando con nosotros personalmente o en el siguiente correo: poved@hotmail.com.

Conozco y entiendo los términos del presente estudio y acepto participar voluntariamente en esta investigación.

Firma del Participante:

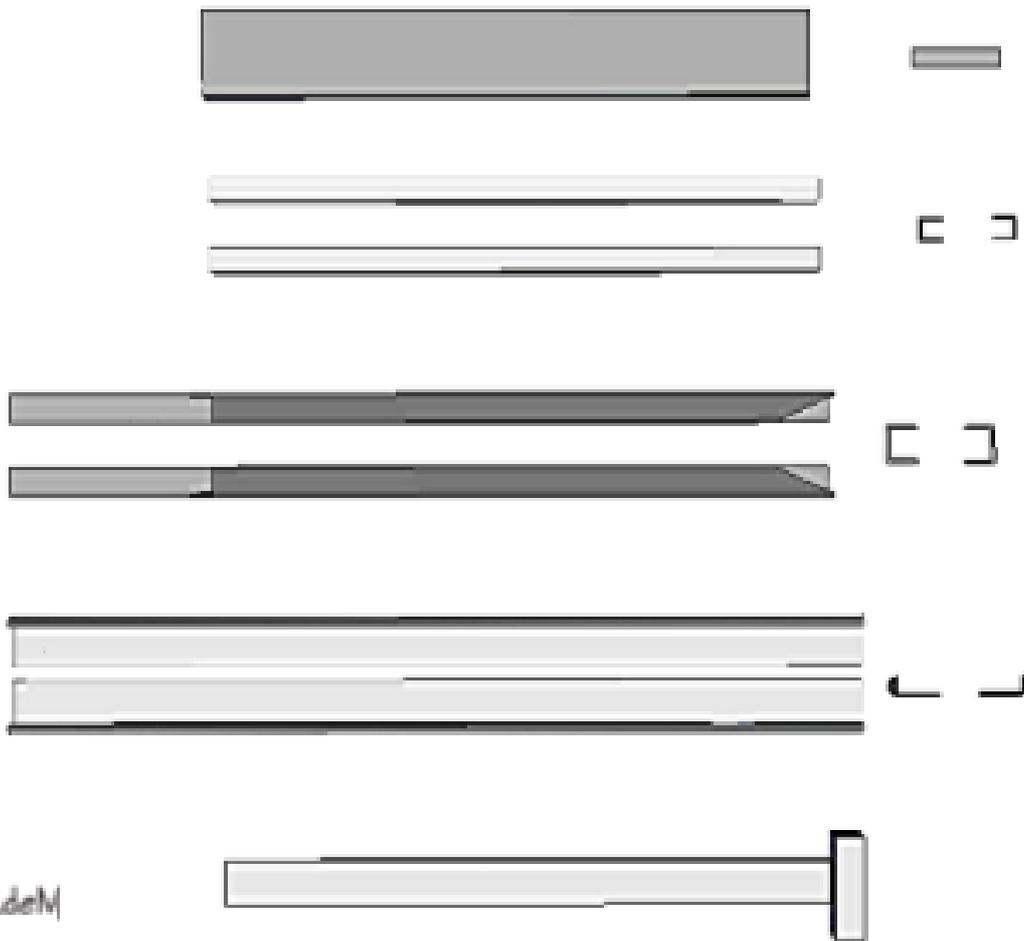
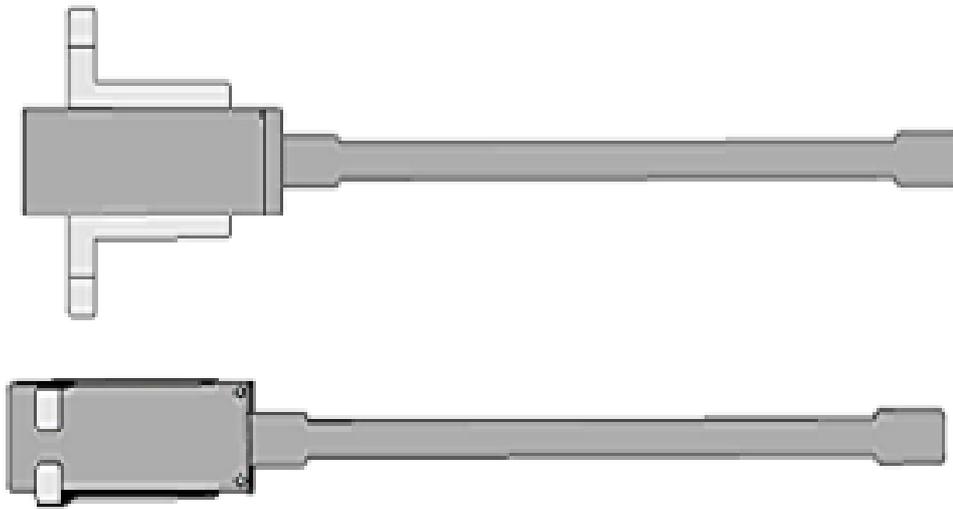
D/Dña.

Firma del Investigador:

D. Rafael de Mena Poveda

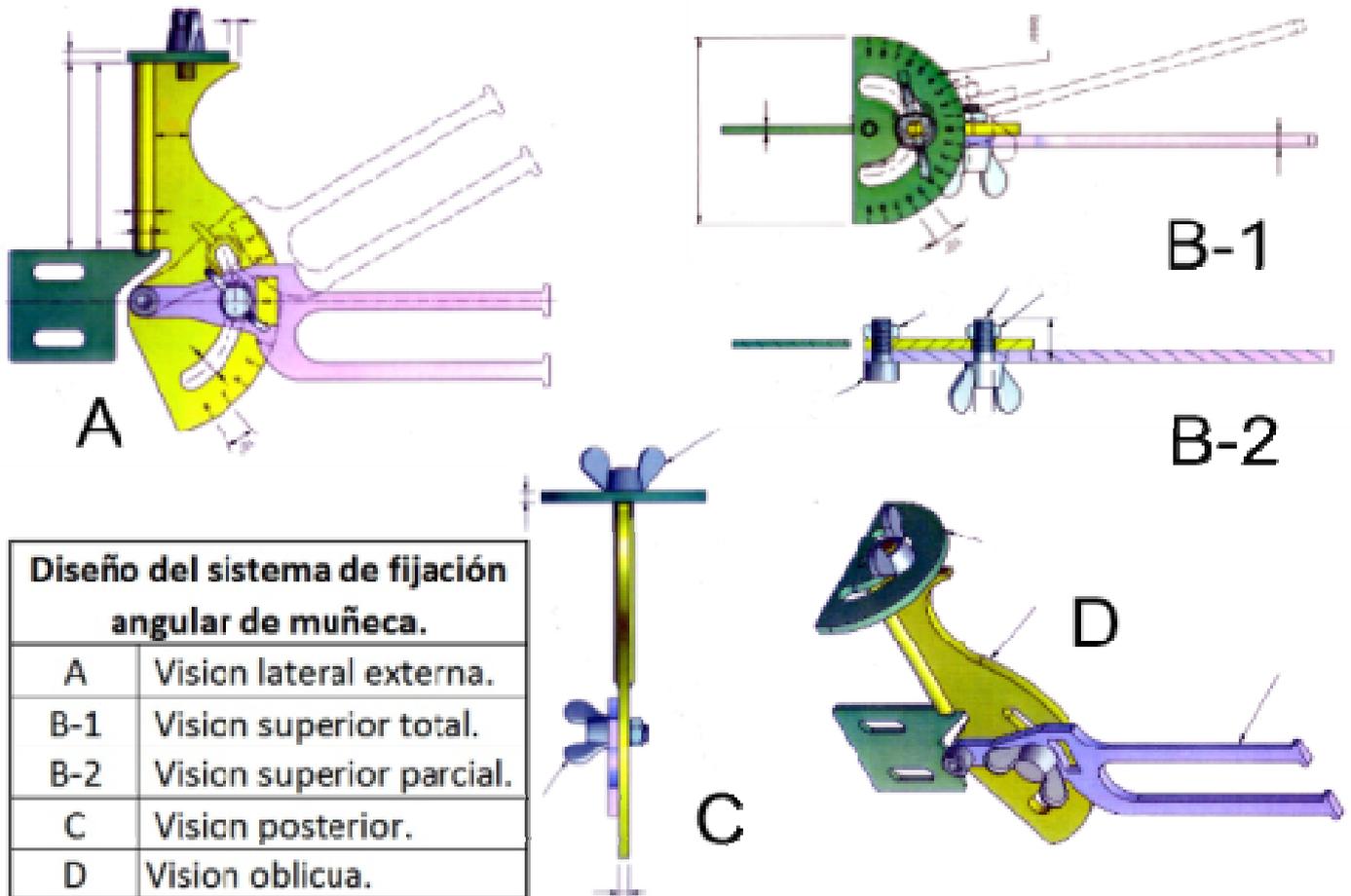
código	0	edad		Código datos Mano Derecha				Código datos Mano Izquierda					
mano dom.		sexo		Jamar	pinza D	DA2 / DA3	DB	DC2 / DC3	Jamar	pinza I	IA2 / IA3	IB	IC2 / IC3
Ocupación:					puño D	DA4 / DA5		DC4 / DC5		puño I	IA4 / IA5		IC4 / IC5
Exploración inicial													
				Mano Derecha				Mano Izquierda					
				flexión +		extensión -		flexión +		extensión -			
				des. Radial +		des. cubital -		des. Radial +		des. cubital -			
posición de la muñeca: prono-supinación neutra				media Flex.- extensión	0	media des. Rad- cubital	0	media Flex.- extensión	0	media des. Rad- cubital	0		
1- Exploración específica				Mano Derecha				D	Mano Izquierda				I
				2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º	2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º		
oposición terminal o termino pulpejo del 1er dedo con 2º-3º-4º-5º dedos con flexión interfalángicas				A				A					
oposición subterminolateral o pulpo lateral del 1er dedo con el 2º asistido por 3º-4º-5º				B				B					
parámetros digitales: flexión dedos con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas				C				C					
2- Exploración específica				Mano Derecha				D	Mano Izquierda				I
				2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º	2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º		
oposición terminal o termino pulpejo del 1er dedo con 2º-3º-4º-5º dedos con flexión interfalángicas				A				A					
oposición subterminolateral o pulpo lateral del 1er dedo con el 2º asistido por 3º-4º-5º				B				B					
parámetros digitales: flexión dedos con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas				C				C					
3- Exploración específica				Mano Derecha				D	Mano Izquierda				I
				2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º	2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º		
oposición terminal o termino pulpejo del 1er dedo con 2º-3º-4º-5º dedos con flexión interfalángicas				A				A					
oposición subterminolateral o pulpo lateral del 1er dedo con el 2º asistido por 3º-4º-5º				B				B					
parámetros digitales: flexión dedos con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas				C				C					
4- Exploración específica				Mano Derecha				D	Mano Izquierda				I
				2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º	2 dedo 2º	3 dedo 3º	4 dedo 4º	5 dedo 5º		
oposición terminal o termino pulpejo del 1er dedo con 2º-3º-4º-5º dedos con flexión interfalángicas				A				A					
oposición subterminolateral o pulpo lateral del 1er dedo con el 2º asistido por 3º-4º-5º				B				B					
parámetros digitales: flexión dedos con fijación metacarpiano y flexión interfalángicas				C				C					
Jamar	derecha	izquierda	Tres mediciones con intervalo para adoptar la media										
pinza digital			Con nuestro sistema de contención. Oposición subterminolateral o pulpo lateral del 1er dedo con el 2º asistido por 3º-4º-5º										
puño			Postura American Society of Hand Therapists. Sin nuestro sistema de contención por incompatibilidad con el modelo Jamar.										

ANEXO III: Diseño soporte galga.

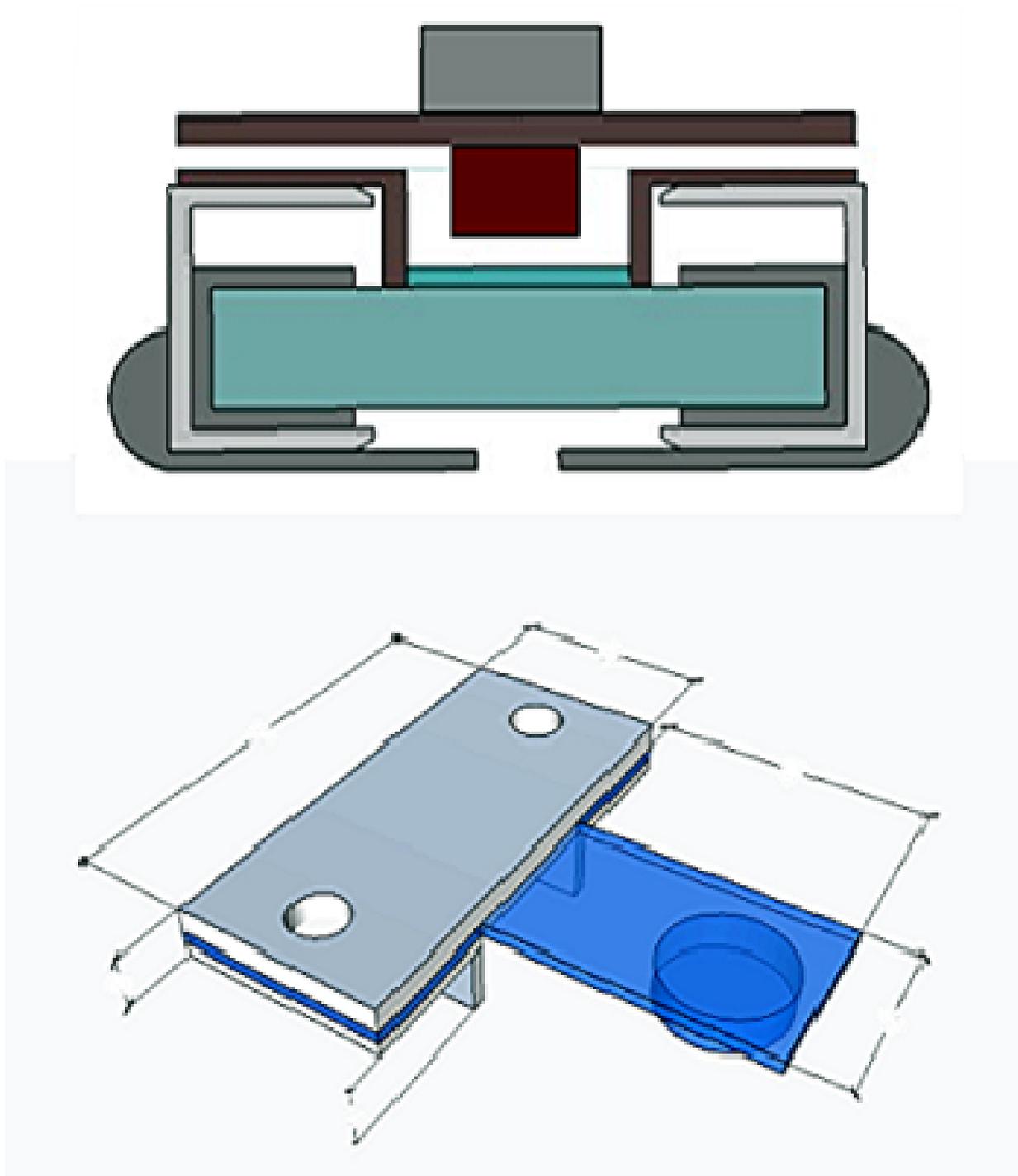


ANEXO IV: Diseño fijador de mano.

Esquema diseño fijador angular



ANEXO V: Diseño "Puck".



RdeM

ANEXO VI: Tabla comparativa con Jamar puño.

Jamar Puño		suma de medias de todos los dedos C		suma de medias de todos los dedos A		
derecha	izquierda	derecha	izquierda	derecha	izquierda	
25,00	22,00	11,98	12,75	9,06	12,59	
14,00	14,00	8,22	12,73	8,42	9,76	
30,00	25,00	17,19	16,08	19,62	14,07	
26,00	22,00	9,85	9,26	16,38	10,73	
54,00	40,00	13,70	7,82	12,93	11,17	
60,00	66,00	21,79	22,11	16,65	19,10	
34,00	34,00	12,06	12,15	13,36	15,03	
22,00	22,00	7,09	4,96	7,37	5,41	
40,00	35,00	18,42	11,86	17,48	16,64	
26,00	22,00	13,10	12,52	11,60	8,87	
19,00	16,00	4,00	4,99	3,64	7,53	
19,00	16,00	10,93	14,63	12,51	9,00	
44,00	30,00	18,03	13,32	14,99	13,50	
44,00	40,00	21,02	12,14	11,82	10,96	
20,00	26,00	18,10	14,36	11,14	15,66	
30,00	20,00	24,88	19,16	21,59	16,51	
38,00	40,00	12,50	15,22	13,48	10,38	
20,00	18,00	9,67	10,35	8,45	6,95	
48,00	42,00	19,45	13,18	15,15	14,24	
52,00	50,00	22,60	19,85	21,02	21,41	
22,00	18,00	13,21	11,82	13,23	12,52	
32,00	30,00	12,02	9,22	8,70	9,37	
46,00	48,00	8,46	20,87	9,99	11,11	
33,00	32,00	12,98	12,84	7,73	8,75	
28,00	24,00	9,17	9,14	11,72	9,83	
826,00	752,00	350,39	323,33	318,01	301,04	total
33,04	30,08	14,02	12,93	12,72	12,04	medias