

Estudio sobre la influencia del diámetro de apertura en la fuerza ejercida por cada dedo

A study on the influence of grip span on the strength exerted by each finger

Álvaro F. Valencia-Otero, María F. Maradei-García y
Francisco Espinel-Correal

Escuela de Diseño Industrial. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga, Colombia.
alvarodoz@hotmail.com; mafemar@uis.edu.co; fespinel@uis.edu.co

Recibido 5 mayo 2015/Enviado para modificación 17 octubre 2015/Aceptado 23 mayo 2016

RESUMEN

Objetivo Estudiar el efecto de mantener un mismo diámetro de apertura en los dedos sobre la fuerza actuante de éstos en un agarre de fuerza.

Métodos Se condujo un experimento con 30 participantes (15 hombres y 15 mujeres) quienes realizaron el gesto de aprehensión en un dispositivo diseñado para mantener constante la apertura para todos los dedos en 4 diámetros diferentes.

Resultados Se muestra evidencia que en un rango de accionamiento entre 0-75% de la apertura funcional, los dedos índice, corazón y anular ejercen una fuerza significativamente igual si el diámetro de apertura se mantiene constante.

Conclusiones Este hallazgo permitiría reducir la exposición de los operarios de herramientas de corte a factores de riesgo de síndrome del conducto carpiano (SCC). Se sugiere que en el diseño de herramientas, la distancia de apertura para todos los dedos debe mantenerse constante durante el gesto de aprehensión.

Palabras Clave: Síndrome del túnel carpiano, fuerza de la mano, factores de riesgo, dedos (*fuentes: DeCS, BIREME*).

ABSTRACT

Objective To study the effect of maintaining the same grip span between the thumb and exerting fingers, on the acting force of these in a power grip.

Methods We conducted an experiment with 30 participants (15 men and 15 women) who made the gesture of apprehension in a device designed to maintain constant grip span to all fingers in 4 different diameters.

Results In the range between 0-75 percent of functional grip span of the fingers, the index, middle and ring finger exert a force significantly equal when the aperture diameter is maintained constant.

Conclusions These findings would reduce exposure to risk factors for carpal canal syndrome (CTS) in cutting activities, by controlling risk factors like strength. We suggest that on the design of tools, the opening distance for all the fingers must remain constant during the act of apprehension.

Key Words: Carpal Tunnel Syndrome, hand strength, risk factors, fingers (*source: Mesh, NLM*).

El síndrome del conducto carpiano (SCC) es la neuropatía periférica más común de nuestro medio (1). Su origen radica en la compresión del nervio medio a nivel de la muñeca en su paso por el túnel del carpo. La evidencia sugiere que los factores de riesgo del SCC están relacionados con actividades que requieren movimientos repetitivos: la ejecución de grandes magnitudes de fuerza, adopción de posiciones y movimientos forzados con la mano, realizar el movimiento de pinza con los dedos en forma repetitiva y el uso regular y continuado de herramientas de mano vibrantes (2,3).

El Departamento del Trabajo de los Estados Unidos (USDOL) declaró al SCC como el “jefe de los riesgos laborales de la década de los 90” por inhabilitar trabajadores en proporciones epidémicas durante este periodo. En 1994, el SCC y otros desórdenes por trauma acumulativo, representaban alrededor de dos tercios de todos los diagnósticos de enfermedades ocupacionales en los Estados Unidos. Sin embargo, gracias al impulso de los programas preventivos en este país, la tasa de incidencia anual en casos de SCC que involucraron ausencias al trabajo pasó de ser 4,3 por cada 10 000 trabajadores en 1992 a 3,0 en 2001, lo que representa una disminución del 30,2 % durante este periodo (4,5).

En contraste, la incidencia del SCC en la población trabajadora colombiana ha aumentado sustancialmente entre el año 2000 y 2011. La patología es la mayor causa de morbilidad profesional en el régimen contributivo en Colombia, al representar alrededor del 41 % de todos los diagnósticos a partir de 2005, según los reportes de la Federación de Aseguradoras Colombianas (FASECOLDA) (6). Los sectores cárnico y floricultor son los más afectados con el 32,6 % de los casos (7).

Es preciso señalar que existen diferentes formas de dar solución a esta problemática en la ámbito laboral; entre ellas las de orden formativo, normativo u organizacional, como por ejemplo: la capacitación, la formación de hábitos saludables durante la jornada de trabajo, o rotaciones de puesto de trabajo y pausas activas, pero estas no deben considerarse como medi-

das de intervención únicas, sino que deben combinarse con mecanismos de intervención ergonómica (3). La evidencia demuestra que el rediseño de herramientas utilizadas en tareas repetitivas como el corte de flores y productos cárnicos, procedimientos odontológicos, peluquería y manufactura de mobiliario disminuye la exposición a factores de riesgo de DME ya que favorecen la ejecución apropiada de la fuerza y reduce la presencia de fatiga durante la jornada laboral (8-12).

En ese sentido, el Grupo de Investigaciones en Ergonomía, Producto y Significado (GEPS) de la Universidad Industrial de Santander (UIS)(13), condujo un análisis en condiciones reales de la actividad floricultora con el fin de establecer criterios ergonómicos aplicables en la actividad con herramientas manuales de corte. En él, se evidenció que la fuerza máxima de aprehensión de cada dedo se alcanza en tiempos diferentes debida, probablemente, a la configuración formal de las herramientas con un diseño mecánico conformado por palancas de primer grado. Esto sugiere que en el diseño de las herramientas manuales de corte, el diámetro de apertura no debería aumentar a medida que se aleja del fulcro, sino mantenerlo homogéneo para todos los dedos.

El presente trabajo tiene como propósito comprobar bajo condiciones biomecánicas controladas, si la fuerza de aprehensión ejercida por cada dedo es significativamente igual en un mismo diámetro de apertura.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Se condujo un experimento de laboratorio para simular el gesto de aprehensión con agarre de fuerza en un dispositivo diseñado para mantener constante la apertura de los dedos en diferentes diámetros. Se convocaron 15 Hombres y 15 mujeres por cumplir con los criterios de inclusión establecidos: edad (entre 18 y 30 años), índice de masa corporal (IMC: entre 18,5 y 28 kg/m²) y antropometría de la mano cercana al percentil 50 (DS<0,7) (14). Los sujetos no padecían o habían sufrido de algún desorden músculo esquelético de miembro superior como: síndrome del túnel carpiano (SCC), epicondilitis, síndrome de manguito rotador, epitrocleitis, ganglión y dedo en gatillo. Asimismo, el proyecto de investigación recibió el aval del Comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander según las consideraciones éticas presentadas, las cuales fueron elaboradas con base en el reporte de Belmont (15), la declaración de Helsinki (16) y la Resolución 8430 de octubre 4 de 1993 (17) para la participación de seres humanos en investigación.

Variable independiente

Corresponde al factor diámetro de apertura en cada uno de los dedos operantes: índice, corazón, anular y meñique. Se consideró al dedo pulgar como un punto de apoyo fijo.

Para analizar la respuesta de fuerza de aprehensión dependiente del diámetro de apertura se realizaron mediciones en 4 puntos considerados representativos según el Percentil 50 de la antropometría de las manos en la norma DIN 33 402-Parte 2, el cual indica que el diámetro de agarre donde el dedo corazón aún permanece en contacto con la palma es de 4,45 cm para hombres y 4,15 cm para mujeres. La diferencia de esta magnitud, entre ambos sexos, se sugiere no representativa, por lo cual se tomó el promedio (4,3 cm) entre éstas como diámetro medio (50 %) del gesto de aprehensión de la población a estudiar, al considerar que la mano supera y reduce esta apertura durante el manejo de la herramienta. En ese sentido, se establecieron 4 tratamientos para el diámetro de apertura: D1 con un 25 % del diámetro de apertura relativa (2,2 cm.), D2 con un 50 % (4,3 cm.), D3 con un 75 % (6,4 cm.) y D4 con el 100 % (8,6 cm.).

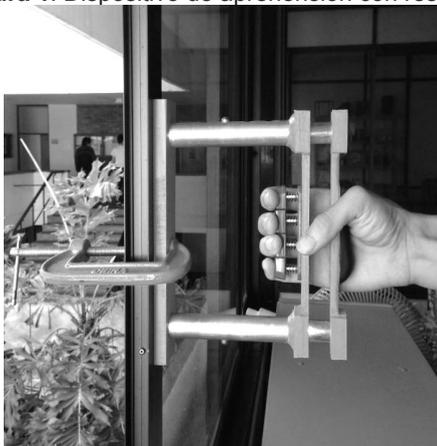
Variable dependiente

Corresponde a la fuerza generada por cada dedo. Se midió con ayuda de un dispositivo (Figura 1) diseñado para ejercer la misma fuerza de oposición inicial para cada dedo en cada uno de los diámetros establecidos. La fuerza de oposición fue de 1,5 Kgf y se controló mediante resortes con una misma constante (K), de la misma longitud, y que inician siempre en estado de reposo (ni comprimidos ni estirados) para cada uno de los diámetros de apertura. Esta respuesta fue entendida como la fuerza (Kgf) y su magnitud se registró con el equipo Finger TPS™ (Sistema de Presión Táctil).

Como medida adicional se tomó la fuerza máxima voluntaria (FMV) en Kgf de cada participante, como el pico máximo registrado durante el gesto de aprehensión. Acorde al procedimiento *Caldwell* (18). Los participantes ejercían durante 4 segundos su capacidad máxima de fuerza motivados verbalmente por el investigador mientras los datos eran registrados.

Análisis Estadístico

El análisis estadístico de la variable dependiente (fuerza de aprehensión) se realizó inicialmente con una prueba de Shapiro-Wilks (K-W) para verificar que los datos tenían una distribución normal.

Figura 1. Dispositivo de aprehensión con resortes

Se realizó un análisis estadístico con ANOVA (*Analysis of Variance*) para los datos paramétricos y Kruskal-Wallis para los no paramétricos. Los estadísticos fueron interpretados según la significancia, si este valor era menor que 0,05 se concluía la existencia de diferencias en las medianas de las muestras analizadas, para un 95 % de nivel de confianza.

RESULTADOS

Prueba de Fuerza Máxima Voluntaria (FMV)

La Tabla 1 muestra como el dedo que ejecuta una mayor fuerza de manera voluntaria es el anular (3,16 Kgf), seguido de los dedos corazón e índice con una fuerza intermedia de 2,16 y 1,69 Kg-f respectivamente.

Tabla 1. Medias y desviaciones de la FMV en Kg-f ejercida por cada dedo

	Dedos			
	Media \pm SD (min-max)			
	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Todos (n=30)	1,69 \pm 0,87 (0,23-3,41)	2,15 \pm 1,12 (0,52-5,00)	3,16 \pm 1,47 (1,13-7,79)	1,35 \pm 1,07 (0,08-4,50)
Mujeres (n=15)	1,62 \pm 0,98 (0,23-3,41)	1,73 \pm 0,86 (0,52-3,71)	2,75 \pm 1,20 (1,13-4,82)	1,14 \pm 0,77 (0,08-3,41)
Hombres (n=15)	1,77 \pm 0,76 (0,81-3,09)	2,59 \pm 1,20 (1,07-5,00)	3,57 \pm 1,63 (2,04-7,79)	1,53 \pm 1,28 (0,24-4,50)

A partir de la prueba de Shapiro-Wilks (S-W) los datos son paramétricos ($p=0,06$), en consecuencia se prosiguió al análisis estadístico con ANOVA univariable. El análisis de medias según los factores: sexo y dedos se con-

signa en la Tabla 2. Se encontró que el sexo como factor individual tiene un efecto sobre la fuerza máxima ejercida en cada dedo ($p=0,007$). Los hombres pueden ejercer de manera voluntaria una fuerza significativamente mayor que las mujeres.

Tabla 2. Efectos inter-sujetos del sexo y los dedos en la fuerza máxima voluntaria

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	67,988 ^a	7	9,713	7,688	,000
Intersección	525,092	1	525,092	415,667	,000
sexo	9,690	1	9,690	7,671	,007
dedos	55,689	3	18,563	14,695	,000
sexo * dedos	2,609	3	,870	,688	,561
Error	141,484	112	1,263		
Total	734,564	120			
Total corregida	209,472	119			

A su vez, la FMV es significativamente diferente en cada dedo ($p=0,000$). Sin embargo, la interacción sexo-dedos no tiene un efecto significativo sobre la fuerza ($p=0,561$); es decir, tanto en hombres como en mujeres el dedo anular ejecuta la mayor fuerza de manera voluntaria seguida del corazón y el índice.

Relación fuerza de aprehensión-diámetro de apertura en los dedos

El análisis estadístico descriptivo para cada uno de los diferentes tratamientos establecidos se consigna en la Tabla 3. Del análisis descriptivo se puede evidenciar que la fuerza del dedo meñique en los 4 tratamientos, es menor que la ejercida por los demás dedos. A su vez, que en el tratamiento D4, los dedos ejercieron una fuerza menor en comparación con los demás tratamientos. La mayor fuerza se ejerce entre el 25 % (D1) y el 50 % (D2) de apertura en todos los dedos a excepción del índice. También que entre el 75 % (D3) y el 100 % (D4) de apertura funcional, la fuerza decrece considerablemente en todos los dedos.

Se determinó la normalidad de los datos según la prueba de Normalidad S-W, al encontrar que eran no paramétricos ($p<0,05$), por tanto el estadístico elegido fue el *Kruskall-Wallis* para la comparación de medias.

Tabla 3. Medias y desviaciones de la fuerza de los dedos (FD) en función de los diferentes tratamientos

Tratamiento Ambos (n=30)	Fuerza Dedos (Kgf)			
	Índice	Corazón	Anular	Meñique
D1 (2,2 cm)	2,40 ± 1,74 (0,43-6,99)	3,12 ± 2,16 (1,01-8,37)	3,48 ± 2,18 (1,06-7,81)	1,50 ± 1,20 (0,09-6,48)
D2 (4,3 cm)	2,61 ± 1,48 (0,96-6,65)	3,20 ± 1,75 (0,47-7,79)	3,39 ± 2,02 (0,93-7,80)	1,84 ± 1,55 (0,29-6,12)
D3 (6,8 cm)	2,93 ± 1,86 (0,97-8,13)	2,91 ± 1,65 (0,49-7,44)	3,32 ± 1,90 (0,91-7,80)	1,55 ± 1,09 (0,39-4,82)
D4 (8,6 cm)	1,88 ± 1,13 (0,69-5,11)	2,58 ± 1,50 (0,66-6,15)	3,10 ± 1,48 (1,04-6,35)	1,12 ± 0,83 (0,21-3,76)

Debido a que el dedo meñique ejerce una fuerza muy baja en comparación con los otros tres dedos, se realizó también la prueba, considerando solo los dedos índice, corazón y anular. A partir de la Tabla 4, se evidencia que estos ejercen una fuerza significativamente igual en los diámetros de apertura; 25 %(D1), 50 %(D2) y 75 %(D3) de apertura relativa.

Tabla 4. p de la fuerza en cada dedo (con y sin incluir el meñique) en los diámetros estudiados

Tratamientos Variable Ind.	(p) Estadísticos de contraste ^{a,b}	
	Dedos incluyendo el meñique	Dedos sin incluir el meñique
D1 (25 %)	0,000	0,060
D2 (50 %)	0,000	0,178
D3 (75 %)	0,000	0,596
D4 (100 %)	0,000	0,001

a. Prueba de Kruskal-Wallis; b. Variable de agrupación: Dedos

DISCUSIÓN

Relación fuerza de aprehensión-diámetro de apertura en los dedos

El objetivo del presente estudio era evidenciar el efecto en la fuerza de cada dedo al mantener el mismo diámetro de apertura en el agarre de fuerza. Como resultado, se encontró que cuando se mantiene constante el diámetro de apertura en un gesto de aprehensión de fuerza con 4 dedos, los dedos: índice, corazón y anular, ejercen una fuerza significativamente igual en diámetros que se encuentran entre el 25 % (p=0,060) y el 75 % (p=0,596) de apertura relativa.

La fuerza máxima del meñique, por su parte, es considerablemente menor, lo que ocasiona diferencias significativas al compararla con la ejercida por los demás dedos (p=0,000). La baja fuerza de aprehensión del meñique

puede explicarse por la menor longitud de éste en comparación con los demás dedos operantes, factor que ha demostrado tener incidencia directa en la ejecución de fuerza (19). Esto confirma los hallazgos encontrados en el estudio de Maradei et al., donde se reportaron estas semejanzas entre los valores de fuerza para los dedos: índice, corazón y anular (20).

En cuanto al comportamiento de la fuerza de los dedos, según el cambio en el diámetro de apertura, se puede evidenciar que existe una tendencia de aumento entre el 25 % y 50 % de apertura entre los dedos operantes (índice, corazón, anular y meñique), y decrece a medida que se acerca al máximo de apertura funcional (100 %). Lo anterior coincide con los resultados obtenidos por Dempsey et al. en su estudio de la fuerza total de agarre en un gesto de pinza lateral (21).

En consecuencia, la importancia de los resultados encontrados reside en la aplicación de éstos como criterios ergonómicos para el diseño de herramientas, intervenciones que han demostrado ser las más efectivas en la reducción de los factores de riesgo de desórdenes musculoesqueléticos de miembro superior como el SCC.

Fuerza máxima voluntaria en hombres y mujeres

Numerosos estudios han documentado la asociación entre el sexo y la capacidad de ejercer fuerza, al establecer que las mujeres pueden ejercer alrededor de dos tercios (66,6 %) de la fuerza máxima de los hombres para un rango de edad entre los 20 y 35 años (22,23). Sin embargo, Nicolay et al. reportan un valor de fuerza máxima para las mujeres del 52 % de la capacidad registrada en hombres (19), en concordancia con los hallazgos del estudio dirigido por Miller et al., el cual concluye que la capacidad de fuerza de las mujeres se encuentra entre el 52 % y 66 % de la de los hombres.

El presente estudio muestra que incluso al mantener constante las dimensiones antropométricas de la mano para ambos sexos, la fuerza máxima voluntaria ejercida en los dedos es significativamente mayor en hombres que en mujeres ($p=0,007$). Los resultados obtenidos sugieren que cuando se refiere a fuerza máxima por dedo, las mujeres ejercieron en promedio entre el 66 % y 91 % que la de los hombres. El aumento de esta razón en comparación con estudios anteriores puede explicarse por la homogeneidad en las dimensiones antropométricas de la mano, que han sido asociadas de manera directamente proporcional a la capacidad de ejecución de fuerza (24). Fransson et al. reportan que alrededor del 35 % de las diferencias en la fuerza

máxima de los dedos entre hombres y mujeres se debe a las diferencias en el tamaño de la mano (25). En ese sentido, la diferencia restante puede atribuirse a factores fisiológicos como la menor área de fibra muscular transversal en mujeres que en hombres, presente en las extremidades superiores, que éstos son en promedio físicamente más activos y las mujeres tienen mayor porcentaje de grasa corporal que los hombres.

Fuerza máxima voluntaria según los dedos

El análisis de las diferencias encontradas muestra que en cuanto a la ejecución de FMV, el dedo que ejerce una mayor magnitud de fuerza es el anular (3,16 Kgf) en comparación con los demás dedos ($p=0,004$). La distribución de fuerza máxima voluntaria en porcentaje de los dedos índice, corazón, anular y meñique es de 20,2 %, 25,8 %, 37,8 %, 16,2 %, respectivamente. Pocos estudios reportan la capacidad de ejercer fuerza para cada dedo. Li, condujo un estudio en nueve sujetos que ejercieron su fuerza máxima en un dispositivo personalizado según las dimensiones de la mano de cada sujeto, mientras movían voluntariamente la articulación de la muñeca. Como resultado encontró que la mayor fuerza se realiza a 20° de extensión de la muñeca y 5° de desviación cubital, y que en esta posición la fuerza de agarre máxima se distribuye con porcentajes de 32,2 %, 32,6 %, 23,5 % y 11,7 %, del índice al meñique, respectivamente (26). Esta distribución concuerda con la encontrada por Amis en el estudio ($n=17$) de la fuerza de agarre de cada dedo en cilindros con diámetros que variaban entre 31-116 mm. (índice: 30%, corazón: 30 %, anular: 22 % y meñique: 18 %) (27).

En ese sentido, los resultados del presente estudio coinciden en la igualdad de capacidad de fuerza entre los dedos índice y corazón (Tabla 1) pero difieren en cuanto al dedo que ejecuta la mayor cantidad de fuerza. Esta diferencia podría estar asociada a varias razones, entre ellas, que los estudios anteriores no controlaban las dimensiones antropométricas de la mano, por ende los dispositivos de aprehensión utilizados no se ajustaban de igual forma para todos los participantes, el número de sujetos de la muestra estudiada fue bajo y no estaba distribuido equitativamente según el sexo y finalmente, los estudios mencionados no mencionan el número de repeticiones utilizado para calcular la fuerza máxima de cada dedo, lo cual podría generar sesgos debido a que el dedo anular alcanza la fatiga a un menor número de repeticiones en comparación con el dedo índice y corazón (28). Por consiguiente, se recomienda realizar estudios de fuerza máxima voluntaria en cada dedo con una muestra de mayor tamaño y bajo condiciones antropométricas controladas, que permitan análisis más concluyentes, como concuerdan varios autores (29,30).

Estudios futuros podrían dirigirse a la construcción y validación de modelos funcionales que mantengan constante la distancia de apertura para todos los dedos durante un gesto de aprehensión de pinza con 4 dedos (índice, corazón, anular y meñique) con el fin de comprobar bajo condiciones de corte reales el comportamiento de la fuerza de aprehensión, a su vez estos deben tener en consideración que los dedos anular y meñique se fatigan a un número menor de repeticiones que los dedos índice y corazón, como se evidencio en la literatura *

Agradecimientos: Los autores de la presente investigación agradecen el apoyo recibido por parte de la Vicerrectoría de Investigación y Extensión, la Dirección de Investigaciones y Extensión de la Universidad Industrial de Santander y de COL-CIENCIAS, brindado con la convocatoria 566 (Jovenes Investigadores) de 2012.

REFERENCIAS

1. Burnett C, Lalich N, MacDonald L, Alterman T. Worker Health by Industry and Occupation. In: Statistics Bol, editor. Cincinnati: DHSS (NIOSH) Publication; 2001.
2. Silverstein BA, Fine LJ, Armstrong TJ. Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*. 1987;11(3):343-58.
3. Social MdIP. Guia de atención integral basada en la evidencia para desórdenes musculoesqueléticos (DME) relacionados con movimientos repetitivos de miembros superiores (síndrome de túnel carpiano, epicondilitis y enfermedad de de quervain) (GATI-DME). In: Profesionales. DGdR (Ed.). Bogotá. Colombia; 2006.
4. Statistics. USBoL. Bureau of Labor Statistics, Census of Fatal Occupational Injuries (CFOI). In: Department of Labor BoLS (Ed.); 2006.
5. Statistics. USBoL. Geographic Profile of Employment and Unemployment. In: Department of Labor BoLS. (Ed.); 2002.
6. Gomez JCA. La enfermedad laboral en Colombia. Fasecolda; 2013.
7. Piñeda A. El túnel carpiano: riesgo ergonómico en trabajadores de cultivo de flores. *Revista ingeniería, matemática y ciencias de la información*. 2013;1(1):13-22.
8. Arvidsson I, Balogh I, Hansson GA, Ohlsson K, Akesson I, Nordander C. Rationalization in meat cutting - Consequences on physical workload. *Applied Ergonomics*. 2012;43(6):1026-32.
9. Chen HC, Chang CM, Liu YP, Chen CY. Ergonomic risk factors for the wrists of hairdressers. *Applied Ergonomics*. 2010;41(1):98-105.
10. Dong H, Loomer P, Barr A, La Roche C, Young E, Rempel D. The effect of tool handle shape on hand muscle load and pinch force in a simulated dental scaling task. *Applied Ergonomics*. 2007;38(5):525-31.
11. Boyles JL, Yearout RD, Rys MJ. Ergonomic scissors for hairdressing. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2003;32(3):199-207.
12. Mirka GA, Shivers C, Smith C, Taylor J. Ergonomic interventions for the furniture manufacturing industry. Part II - Handtools. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2002;29(5):275-87.
13. Maradei-García MF, Delgado-Gamboa AC, Espinel-Correal F. Influencia de la postura durante el corte de flores en la fuerza de aprehensión. *Revista de Salud Pública (Bogotá)*. 2012;14(3):460-469.
14. Jürgens HW. Erhebung anthropometrischer Maße zur Aktualisierung der DIN 33 402 - Teil

2. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin; 2004.
15. National Commission for the Protection of Human Subjects of Biomedical and Behavioral Research. The Belmont report: Ethical principles and guidelines for the protection of human subjects of research. Department of Health, Education, and Welfare; 1979.
16. De Helsinki D. Asociación médica mundial. Principios éticos para la investigación médica con sujetos humanos Adoptada por la XVII Asamblea Mundial de la Asociación Médica Mundial Helsinki, Finlandia. 1964.
17. Colombia, Ministerio de S. Resolución N° 008430 de Octubre 4 de 1993: por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Ministerio de Salud Bogotá; 1993.
18. Caldwell LS, Chaffin DB, Dukes-Dobos FN, Kroemer K, Laubach LL, Snook SH, et al. A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *The American Industrial Hygiene Association Journal*. 1974;35(4):201-6.
19. Nicolay CW, Walker AL. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2005;35(7):605-18.
20. Maradei GMF, Espinel CF, Galindo EZT. Manual tool grip span and grip force during flower cutting. *Archivos de prevención de riesgos laborales*. 2013;17(4):190-5.
21. Dempsey PG, Ayoub M. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1996;17(3):259-73.
22. Peebles L, Norris B. Filling 'gaps' in strength data for design. *Applied Ergonomics*. 2003;34(1):73-88.
23. Peolsson A, Hedlund R, Oberg B. Intra-and inter-tester reliability and reference values for hand strength. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2001;33(1):36-41.
24. Miller AEJ, MacDougall J, Tarnopolsky M, Sale D. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1993;66(3):254-62.
25. Fransson C, WINKEL J. Hand strength: the influence of grip span and grip type. *Ergonomics*. 1991;34(7):881-92.
26. Li Z-M. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of hand surgery*. 2002;27(5):886-96.
27. Amis A. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *Journal of biomedical engineering*. 1987;9(4):313-20.
28. Lim C-M, Kong Y-K. Effects of the resting time associated with the number of trials on the total and individual finger forces in a maximum grasping task. *Applied ergonomics*. 2014;45(3):443-9.
29. Astin AD. Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures: Virginia Polytechnic Institute and State University; 1999.
30. Lapedra V, Alvarez J, Felipe A, Armijo A, Rubio E. La carga física de trabajo en extremidades superiores: Los límites del sistema mano-brazo. MAPFRE Seguridad, 2006.