



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO E INVESTIGACION

INSTITUTO DE SEGURIDAD Y SERVICIOS SOCIALES PARA
LOS TRABAJADORES DEL ESTADO
SUBDIRECCION GENERAL MEDICA
SUBDIRECCION DE REGULACION Y ATENCION HOSPITALARIA
CENTRO MEDICO NACIONAL 20 DE NOVIEMBRE
SERVICIO DE CIRUGIA PLASTICA ESTETICA Y RECONSTRUCTIVA

**SUSTITUCION CON DISPOSITIVO PROSTETICO EN
LESIONES IRREPARABLES DEL APARATO
EXTENSOR DE LA MANO**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:
ESPECIALISTA EN CIRUGIA PLASTICA Y RECONSTRUCTIVA

P R E S E N T A

DR. ERNESTO MARTIN-MENJIVAR

No. de Registro: 265.2011

México, Diciembre 2011



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DRA. AURA ARGENTINA ERAZO VALLE SOLIS _____
Subdirectora de Enseñanza e Investigación
Del Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”

DR. ALEJANDRO DUARTE Y SANCHEZ _____
Profesor Titular del Curso de Posgrado
en Cirugía Plástica y Reconstructiva

DR. IGNACIO LUGO BELTRAN _____
Jefe del Servicio de
Cirugía Plástica y Reconstructiva

DR. ISAAC SHTURMAN SIROTA _____
Médico Adscrito del Servicio de Cirugía
Plástica y Reconstructiva
Asesor de Tesis

DR. ERNESTO MARTIN-MENJIVAR _____
Autor y Médico Residente del Curso de Posgrado
en Cirugía Plástica y Reconstructiva

AGRADECIMIENTOS

A Dios por permitirme terminar esta empresa.

A mis padres que con su dedicación y sacrificio hicieron que nunca me faltaran las herramientas para alcanzar mis metas.

A mi esposa por acompañarme con paciencia y apoyarme a lo largo de estos años.

A mis hijos que son el motivo de mis esfuerzos.

A los maestros que con dedicación me han transmitido sus conocimientos.

A mis compañeros por hacer de este viaje más liviano y agradable.

A todos los pacientes que han sido siempre la mayor fuente de conocimiento en mi carrera.

CONTENIDO

RESUMEN	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
MARCO TEORICO	4
JUSTIFICACION	6
HIPOTESIS	7
OBJETIVOS	8
A. OBJETIVO GENERAL	8
B. OBJETIVOS ESPECIFICOS	8
TIPO DE ESTUDIO	9
A. DISEÑO	9
MATERIALES Y METODOS	10
ASPECTOS ETICOS	12
RECURSOS Y LOGISTICA	13
A. RECURSOS HUMANOS	13
B. RECURSOS MATERIALES	13
RESULTADOS	14
CONCLUSIONES	15
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	16
ANEXOS	17

RESUMEN

MARTIN ME*, SHTURMAN SI*, LUGO BI*, LOPEZ AE**

SUSTITUCION CON DISPOSITIVO PROSTETICO EN LESIONES IRREPARABLES DEL APARATO EXTENSOR DE LA MANO.

*Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva, Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”, ISSSTE

**Departamento de Ingeniería, Taller de Máquinas-Herramienta, Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnología Avanzada, IPN

Introducción: Las lesiones de tendones extensores son frecuentes y en ocasiones el paciente no busca ayuda médica inmediata. La severidad de las lesiones puede hacer imposible la reconstrucción del aparato extensor de los dedos utilizando los remanentes del mismo. Este estudio propone una técnica de reconstrucción de lesiones del aparato extensor utilizando una placa maleable que sustituye la función del tendón lesionado sin limitar la función de los tendones flexores.

Material y métodos: Se trata de un estudio experimental que incluye el diseño, fabricación y prueba en modelos anatómicos de un dispositivo protético. Se diseñó una placa de 4mm de ancho y 2.5 cm de largo con un punto fijo anclado a la falange proximal y un pivote de tipo pistón para la excursión de la prótesis al momento de la flexión. La fijación se realiza mediante la utilización de tornillos de osteosíntesis del sistema 1.3. Se fabricaron tres prototipos, uno de acero inoxidable de 0.4 mm de espesor y dos de fibra e carbono con resina epóxica de 0.4 y 0.6 mm de espesor cada uno.

Resultados: La rigidez del dispositivo fabricado en acero inoxidable de 0.4 mm resultó ser imposible de vencer por la activación de los tendones flexores. El dispositivo realizado en fibra de carbono y resina epóxica de 0.4 mm obtuvo buenos resultados preliminares, presentando una adecuada flexibilidad y recuperación (memoria) al ser

doblado a 60°, sin embargo las características de fragilidad de la resina epóxica condicionaban que este mismo prototipo al ser doblado a 100° sufriera fatiga y se fracturara después de 10 a 15 eventos de flexión. La fibra de carbono de 0.6 mm de espesor resultó más rígida pero podía ser doblada, sin embargo, la fragilidad conferida por la resina epóxica continua siendo un problema y en este caso el dispositivo únicamente tolero de 4-7 eventos de flexión a 90° antes de fatigarse y fracturarse.

Discusión : La anatomía compleja del sistema extensor en la que están involucrados tanto los músculos intrínsecos como extrínsecos de la mano hacen difícil su reconstrucción en casos de pérdida de tejido tendinoso distal a la articulación metacarpofalángica. El objetivo de este estudio era diseñar un dispositivo protésico que sustituyera la función del aparato extensor tanto en la articulación metacarpofalángica como en la articulación interfalángica proximal utilizando un diseño sencillo, fácil de aplicar y mediante el uso de materiales de biocompatibilidad conocida. Los materiales utilizados para la fabricación de los prototipos del dispositivo al ser evaluados en dimensiones mayores cumplieron con las características de flexibilidad, memoria y resistencia, sin embargo, al llevarse a las dimensiones finales del dispositivo estas características se perdieron. A pesar de que no se lograron los objetivos de este estudio, se abre una puerta para la investigación de diferentes geometrías y la utilización de otros materiales puros como compuestos que cumplan con las condiciones para poder sustituir al aparato extensor.

Palabras Clave: Tendón extensor, lesión tendinosa, dispositivo protésico.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los años recientes se ha prestado poca atención a la investigación para el manejo de lesiones de tendones extensores (1). Su situación anatómica más superficial en comparación a los tendones flexores hace que sean más frecuentes las lesiones del aparato extensor de los dedos (2). La anatomía y función del aparato extensor de los dedos es más intrincada y compleja que la del sistema flexor (2, 3). La severidad de las lesiones puede hacer imposible la reconstrucción del aparato extensor de los dedos utilizando los remanentes del mismo. Las técnicas hasta ahora descritas para el manejo de algunos de estos difíciles casos tales como injertos tendinosos, reconstrucción del ligamento retinacular oblicuo y artrodesis se asocian a resultados subóptimos (4). Este estudio propone una técnica de reconstrucción de lesiones del aparato extensor utilizando una placa maleable que sustituye la función del tendón lesionado sin limitar la función de los tendones flexores.

MARCO TEORICO

Las lesiones de los tendones extensores suelen ser infravaloradas. Pocos cirujanos sin formación específica en cirugía de la mano intentarían reparar un tendón flexor lesionado, pero muchos se atreven con un tendón extensor roto. Los tendones extensores son fáciles de exponer y parecen fáciles de reparar, sin embargo, es de vital importancia el entendimiento de la anatomía y la mecánica del aparato extensor para poder realizar reconstrucciones exitosas (5).

La extensión de los dedos se logra mediante la interacción de dos sistemas musculotendinoso, el intrínseco y el extrínseco, que se unen para formar un complejo aparato extensor distal a la articulación metacarpofalángica. El sistema extrínseco formado por el extensor común de los dedos, extensor propio del segundo dedo, extensor propio del quinto dedo y extensores corto y largo del pulgar originados todos en el antebrazo. El sistema intrínseco formado por los interóseos volares y dorsales y los lumbricales originados en la mano. En los dedos largos el sistema intrínseco se encarga de la extensión de las articulaciones interfalángicas proximal y distal mientras que el extrínseco extiende la articulación metacarpofalángica y asiste a los intrínsecos a extender ambas articulaciones interfalángicas. En el pulgar el extensor largo de los dedos extiende la articulación interfalángica y el extensor corto la metacarpofalángica(1, 2, 3, 5).

A diferencia del sistema flexor, el aparato extensor cuenta con inserciones en cada una de las falanges (3 inserciones) (FIGURA 1). El tendón extensor extrínseco es estabilizado a nivel de la articulación metacarpofalángica por la banda sagital que se inserta a ambos lados a la placa volar, esta banda sagital permite que el tendón extienda la articulación metacarpofalángica. El tendón extrínseco continúa su recorrido distalmente y al nivel de la articulación interfalángica proximal se trifurca en una bandeleta central y dos bandeleteas laterales. La bandeleta central se inserta en la base de la falange media y es estabilizado en posición dorsal por el ligamento retinacular transversal permitiendo la extensión de la articulación interfalángica

proximal. Las bandeletas laterales continúan su recorrido distal hasta la base de la falange distal y antes de insertarse en esta se unen mediante el ligamento triangular entre sí. Los músculos interóseos se originan a los lados de los metacarpeanos y sus tendones se dirigen distalmente a cada lado de los dedos, excepto en el lado cubital del quinto dedo, pasando dorsal al ligamento intermetacarpeano. Los músculos lumbricales se originan en la cara radial de los tendones flexores profundos de los dedos y sus tendones se dirigen distalmente pasando volar al ligamento intermetacarpeano, distal a este ligamento se unen con los tendones de los otros músculos intrínsecos y forman un tendón común que manda fibras transversas hacia la bandeleta central del tendón extrínseco para la extensión interfalángica proximal y fibras oblicuas que se combinan con la bandeleta lateral del tendón extrínseco para la extensión interfalángica distal (FIGURA 2) (2, 3, 5, 6, 7).

Considerando la configuración tan compleja del aparato extensor, Verdin en 1983 dividió las zonas de lesión de extensores en 9, para cada una de las cuales se cuenta con indicaciones de manejo conservador y quirúrgico bien definidas en situaciones agudas y crónicas (1). En lesiones en las que hay una importante pérdida de sustancia del aparato extensor las opciones disponibles actualmente no ofrecen resultados completamente satisfactorios. El injerto tendinoso que causa morbilidad del sitio donador y no restablece el delicado balance existente en el aparato extensor sano, y las artrodesis que implican la pérdida parcial de la función de la mano.

JUSTIFICACION

La localización anatómica superficial del aparato extensor de la mano hace que las lesiones sean relativamente frecuentes. El manejo inadecuado de estas lesiones resulta en trastornos importantes de la función normal de la mano. Usualmente la población afectada es económicamente activa y en muchas ocasiones la limitación de la función de la mano es inhabilitante para continuar siendo productivos. Esto genera un costo elevado para los sistemas de salud y la sociedad. Ante la ausencia de una opción reconstructiva que preserven la función de la mano de casos en los que es imposible la utilización de tejidos autólogos, nos proponemos diseñar un dispositivo protésico que sustituya la función del aparato extensor dañado. Este dispositivo permitiría contar con una opción reconstructiva técnicamente sencilla, con un retorno rápido a la rutina del paciente con la posibilidad de conservar al 100% la función de la mano. De acuerdo a la búsqueda sistematizada de literatura realizada para la ejecución de este proyecto, actualmente a nivel mundial no existe descrito ningún tipo de dispositivo protésico que realice una función similar a la de nuestra propuesta, ni literatura que mencione el uso de prótesis en la reconstrucción del aparato extensor de los dedos.

HIPOTESIS

Es posible diseñar un dispositivo protésico biocompatible que sustituya la función del aparato extensor de los dedos a nivel de la articulación metacarpofalángica e interfalángica proximal.

OBJETIVOS

A. OBJETIVO GENERAL

Diseñar un dispositivo que sustituya la función del aparato extensor de los dedos en la articulación metacarpofalángica e interfalángica proximal.

B. OBJETIVOS ESPECIFICOS

Diseñar un dispositivo que sustituya la función del aparato extensor de los dedos sin interferir con la función de los tendones flexores.

Identificar un material biocompatible que cumpla con los requisitos de resistencia a la flexión y recuperación a la deformación para fabricar el dispositivo.

Determinar el diseño que permita la utilización de este dispositivo en la práctica clínica.

Permitir la realización posterior de pruebas clínicas del dispositivo diseñado.

TIPO DE ESTUDIO

Estudio experimental.

A. DISEÑO

El estudio consiste en el diseño y fabricación de una prótesis que sustituya la función de los tendones extensores de los dedos para la extensión de las articulaciones metacarpofalángica e interfalángicas proximales. Una vez construidos los prototipos se probaron en modelos anatómicos para comprobar su comportamiento así como sus características de maleabilidad, resistencia a la flexión y recuperación a la deformación.

MATERIALES Y METODOS

Se trata de un estudio experimental que incluye el diseño, fabricación y prueba en modelos anatómicos de un dispositivo protésico que sustituye la función del aparato extensor de los dedos para la extensión de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales. Para el diseño de la geometría del dispositivo se investigaron las dimensiones promedio de las falanges (TABLA 1) y la dinámica tendinosa en flexión y extensión de los dedos en donde se observan excursiones de 2 mm en la región distal hasta 8 mm en la base del dedo (8, 9).

HUESO	HOMBRES				MUJERES			
	DERECHA		IZQUIERDA		DERECHA		IZQUIERDA	
	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD
MC1	46.86	3.444	46.83	3.634	42.79	2.634	42.68	2.699
MC2	69.87	3.892	70.02	4.022	64.99	3.986	64.70	3.959
MC3	68.35	3.657	68.90	3.926	63.42	4.244	63.38	4.382
MC4	58.50	3.088	58.87	3.325	54.32	3.702	54.12	3.649
MC5	54.54	3.066	55.00	3.177	50.04	3.561	50.08	3.205
FP1	32.48	2.177	33.00	2.267	29.51	1.921	29.76	1.905
FP2	41.94	2.280	42.45	2.519	38.67	2.328	38.75	2.373
FP3	46.43	2.387	46.74	2.541	42.8	2.571	42.69	2.798
FP4	43.40	2.281	43.62	2.731	39.65	2.514	39.41	2.674
FP5	34.62	1.897	34.56	2.137	31.59	2.055	31.13	2.308
FM2	25.35	1.996	25.34	1.971	22.79	1.734	22.72	1.744
FM3	30.66	2.080	30.93	2.184	27.6	2.159	27.58	2.025
FM4	29.33	2.063	29.81	2.244	26.06	2.016	26.14	1.982
FM5	20.99	2.225	21.37	2.265	18.31	1.844	18.28	1.866
FD1	23.90	1.838	24.31	1.717	21.33	1.731	21.36	1.593
FD2	18.51	1.376	18.58	1.497	16.25	1.278	16.28	1.307
FD3	19.66	1.348	19.76	1.379	17.3	1.413	17.13	1.433
FD4	19.64	1.372	19.76	1.363	17.32	1.438	17.15	1.299
FD5	17.96	1.215	18.13	1.299	15.91	1.208	15.63	1.291

Tabla 1. Todas las medidas en milímetros. SD: desviación estándar. MC: metacarpiano. FP: falange proximal. FM: falange media. FD: falange distal

La geometría del dispositivo consiste en una placa de 4 mm de ancho y 2.5 cm de largo. Para su funcionamiento cuenta con un punto fijo anclado a la falange proximal y un pivote con un sistema de tipo pistón para la excursión de la prótesis al momento de la flexión. La fijación se realiza mediante la utilización de tornillos de osteosíntesis del

sistema 1.3. Se han fabricado hasta el momento tres prototipos de dispositivo. El primero se fabricó en lamina de acero inoxidable de 0.4 mm de espesor, los otros dos en compuesto de fibra de carbono con resina epóxica de 0.4 mm y 0.6 mm de espesor respectivamente (FIGURAS 3, 4, 5).

ASPECTOS ETICOS

En esta fase del proyecto solo se diseñó el dispositivo y se realizaron pruebas en modelos anatómicos. En ningún momento se utilizó el dispositivo en humanos. Los materiales que se utilizaron en la fabricación de los prototipos son aprobados por la FDA en la manufactura de dispositivos prostéticos disponibles comercialmente. La biocompatibilidad de estos materiales es conocida y demostrada en ensayos clínicos previos por lo que no se irrespetó ninguna consideración ética.

RECURSOS Y LOGISTICA

A. RECURSOS HUMANOS

Dr. Isaac Suturen Sirota, médico adscrito al Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva, encargado de la Clínica de Cirugía de Mano, CMN “20 de Noviembre”, funge como asesor del presente trabajo de investigación.

Ing. Erick López Alarcón, Profesor del Departamento de Ingeniería, Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional, funge como asesor técnico en el diseño y fabricación del dispositivo.

Dr. Ernesto Martín-Menjívar, médico residente del servicio de cirugía plástica y reconstructiva.

B. RECURSOS MATERIALES

Para la fabricación de los prototipos se utilizaron láminas de acero inoxidable de 0.4 mm de espesor y láminas de fibra de carbono con resina epóxica de 0.4 y 0.6 mm de espesor.

La fabricación se llevo a cabo utilizando maquinaria industrial de los talleres del Departamento de Ingeniería en la Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional.

RESULTADOS

El dispositivo fabricado en acero inoxidable de 0.4 mm resultó ser demasiado rígido con la geometría propuesta siendo imposible de vencer por la activación de los tendones flexores. El dispositivo realizado en fibra de carbono y resina epóxica de 0.4 mm obtuvo buenos resultados preliminares, presentando una adecuada flexibilidad y recuperación (memoria) al ser doblada a 60°, sin embargo las características de fragilidad de la resina epóxica condicionaban que este mismo prototipo al ser doblado a 100° sufriera fatiga y se fracturara después de 10 a 15 eventos de flexión. Tomando en cuenta los resultados obtenidos con la fibra de carbono de 0.4 mm se optó por realizar un tercer prototipo con fibra de carbono de 0.6 mm que contiene una proporción mayor de carbono en relación al recubrimiento epóxico que volvía muy frágil el prototipo de 0.4 mm de espesor. Esta segunda fibra de carbono resultó ser un material más rígido que el primero y aunque esta rigidez aun se encontró dentro del rango que podía ser vencido por la activación de los tendones flexores la fragilidad conferida por la resina epóxica continuó siendo un problema y en este caso el dispositivo únicamente toleró de 4-7 eventos de flexión a 90° antes de fatigarse y fracturarse. Actualmente se están evaluando nuevas geometrías para el diseño así como también otras opciones de materiales o compuestos que cumplan con las características requeridas por la función que se exige de este dispositivo.

CONCLUSIONES

La anatomía compleja del sistema extensor en la que están involucrados tanto los músculos intrínsecos como extrínsecos de la mano limita las opciones de reconstrucción en casos de pérdida de tejido tendinoso distal a la articulación metacarpofalángica, incluso volviéndola imposible de realizar con tejidos autólogos.

El objetivo de este estudio era diseñar un dispositivo protético que sustituyera la función del aparato extensor tanto en la articulación metacarpofalángica como en la articulación interfalángica proximal utilizando un diseño sencillo, fácil de aplicar y mediante el uso de materiales de biocompatibilidad conocida. Los materiales utilizados para la fabricación de los prototipos del dispositivo al ser evaluados en dimensiones mayores cumplieron con las características de flexibilidad, memoria y resistencia, sin embargo, al llevarse a las dimensiones finales del dispositivo estas características se perdieron.

A pesar de que no se lograron los objetivos de este estudio, se abre una puerta para la investigación de diferentes geometrías y la utilización de otros materiales puros como compuestos que cumplan con las condiciones para poder sustituir al aparato extensor y así poder contar con una opción viable que ofrecer a este grupo de pacientes que presentan una discapacidad parcial o total de la mano debido a este tipo de lesiones.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Windolf J. Strecksehnen verletzungen der Hand. *Der Unfallchirurg* 2006; 8: 659-669.
2. Matzon JL, Bozentka DJ. Extensor Tendon Injuries. *J Hand Surg* 2010; 35A: 854-861.
3. Rockwell WB, Butler PN, Byrne BA. Extensor Tendon: Anatomy, Injury, and Reconstruction. *Plast Reconstr Surg* 2000; 106(7): 1592-1603.
4. Shin EK, Bae DS. Tenodesis for Chronic Mallet Finger Deformities in Children. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery* 2007; 11(4): 262–265.
5. Green DP, Pederson WC et al. *Cirugía de la Mano*. 5ª Edición, 2007. Marbán
6. Schweitzer TP, Rayan GM. The Terminal Tendon of the Digital Extensor Mechanism: Part I, Anatomic Study. *J Hand Surg* 2004; 29A: 898–902.
7. Hanz KR, Saint-Cyr M, Semmler MJ, Rohrich RJ. Extensor Tendon Injuries: Acute Management and Secondary Reconstruction. *Plast Reconstr Surg* 2008; 121: 109e-120e.
8. Case DT, Ross AH. Sex Determination from Hand and Foot Bone Lengths. *J Forensic Sci* 2007; 52(2): 264-269.
9. Soni P, Stern CA et al. Advances in Extensor Tendon Diagnosis and Therapy. *Plast Reconstr Surg*. 2009; 123: 52-57.

ANEXOS

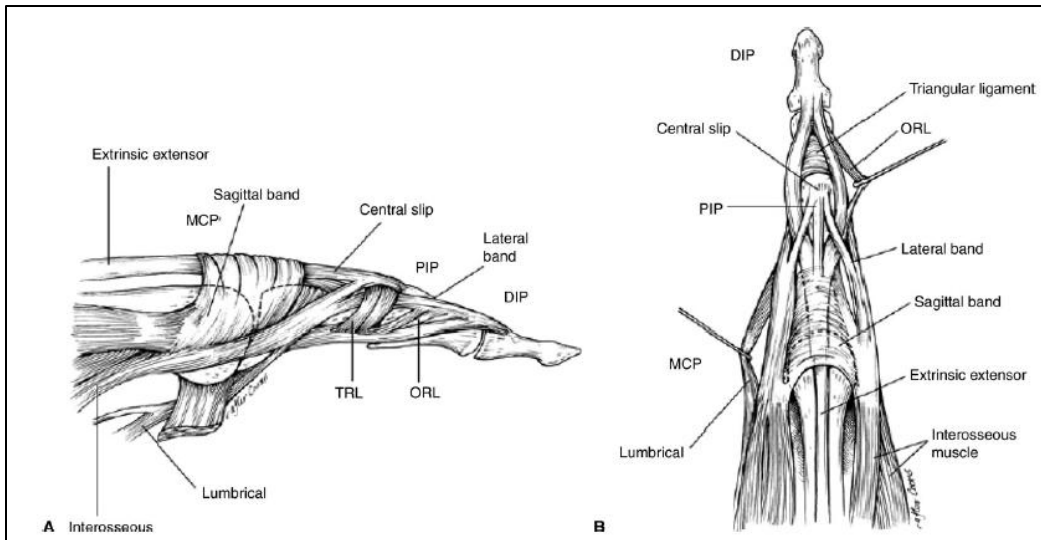


Figura 1: Esquema que muestra la complejidad del aparato extensor de los dedos con sus inserciones en las tres falanges.

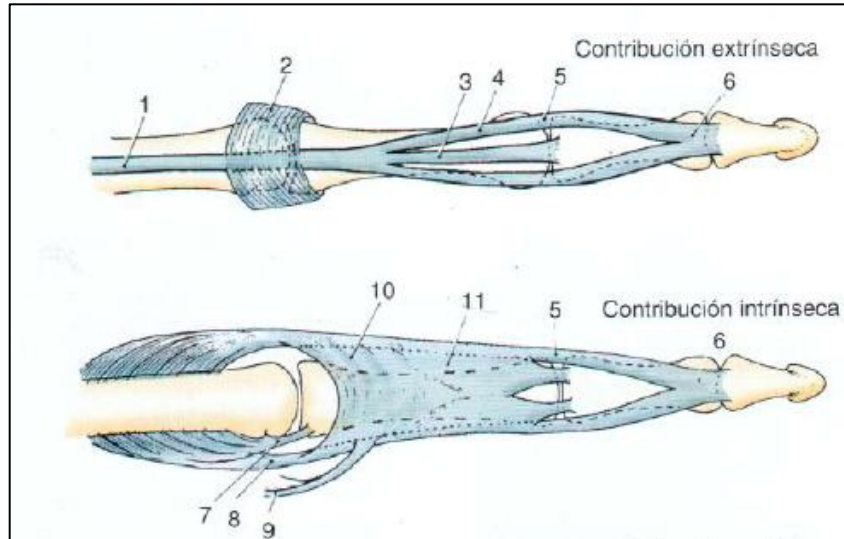


Figura 2: ARRIBA se muestra la aportación de los tendones de los músculos extrínsecos. ABAJO se muestra la aportación de los músculos intrínsecos de la mano al aparato extensor

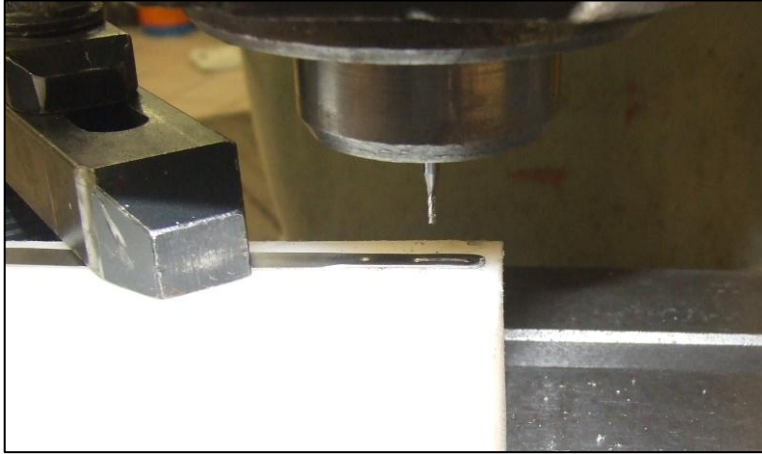


Figura 3: Fabricación de la prótesis utilizando lámina de acero inoxidable de 0.4 mm de espesor.



Figura 4: Prototipo de prótesis hecha en acero inoxidable



Figura 5: ARRIBA prototipo de fibra de carbono de 0.6 mm de espesor. ABAJO prototipo de fibra de carbono de 0.4 mm de espesor