



EPS

Escola Politècnica

UdG Superior

Projecte/Treball Fi de Carrera

Estudi: Enginyeria Industrial. Pla 2002

Títol: Disseny i fabricació d'un dispositiu per resoldre la inestabilitat del lligament escafolunar

Document: Memòria i annexos

Alumne: Francesc Soy i Viñas

Director/Tutor: Inés Ferrer Real

Departament: Eng. Mecànica i de la Construcció Industrial

Àrea: Processos de fabricació

Convocatòria (mes/any): Juliol 2012

ÍNDEX

1	INTRODUCCIÓ	1
1.1	ANTECEDENTS	1
1.2	OBJECTE	4
1.3	ABAST	5
1.4	REQUERIMENTS	5
2	ESTUDIS PRELIMINARS	7
2.1	INTRODUCCIÓ	7
2.2	PUNT DE PARTIDA	7
2.2.1	Concepte 1: PRÒTESI ELÀSTICA	8
2.2.2	Concepte 2: PRÒTESI DE RÒTULA	10
2.3	AVALUACIÓ DELS CONCEPTES PRELIMINARS	10
3	DISSENY DE LA PRÒTESI	12
3.1	EVOLUCIÓ DEL DISSENY DE LA PRÒTESI	12
3.1.1	Disseny 1	12
3.1.2	Disseny 2	16
3.1.3	Disseny 3	19
3.1.4	Disseny alternatiu	20
3.2	ANÀLISI DELS DISSENYS	22
3.3	DISSENY ESCOLLIT	25
3.3.1	Processat de les imatges de la pròtesi en l'entorn real	28
3.4	COMPARATIVA DEL DISSENY PRESENTAT AMB ALTRES MODELS EXISTENTS	31
3.5	PROCÉS D'IMPLANTACIÓ DE LA PRÒTESI	33
4	DISSENY DEL MOTLLE	34
4.1	DISSENY DEL MOTLLE RECTANGULAR	35
4.1.1	Model 1	35
4.1.2	Model 2	36
4.2	DISSENY DEL MOTLLE CILÍNDRIC	37
4.3	SOLUCIÓ FINAL DEL MOTLLE	38
5	FABRICACIÓ DE LA PRÒTESI I EL MOTLLE	39
6	RESUM DEL PRESSUPOST	40
7	RELACIÓ DE DOCUMENTS	41
8	CONCLUSIONS	42
9	TREBALLS FUTURS	43
10	BIBLIOGRAFIA	45
ANNEX A. INTRODUCCIÓ A LA INESTABILITAT DEL LLIGAMENT ESCAFOLUNAR		48
	ANATOMIA DEL CANELL	48
	EL LLIGAMENT ESCAFOLUNAR	53
	Patologia del lligament escafolunar	54

<i>Conseqüències de la ruptura del lligament escafolunar</i>	61
<i>Opcions de tractament</i>	62
ANNEX B. CINEMÀTICA DEL CANELL	69
ROTACIONS DEL SEMILUNAR I L'ESCAFOIDE EN FUNCIÓ DEL MOVIMENT DEL CANELL	72
ARTICULACIONS I MASSES DELS OSSOS DEL CARP	74
ANNEX C. DISSENYS PRELIMINARS	77
CONCEPTE 1: PRÒTESI ELÀSTICA	77
CONCEPTE 2: PRÒTESI DE RÒTULA	82
COMPARATIVA ENTRE ELS DOS CONCEPTES.....	84

INDEX DE FIGURES

FIGURA 1 REPRESENTACIÓ DELS OSSOS DEL CARP I EL LIGAMENT ESCAFOLUNAR	1
FIGURA 2 COMPARATIVA D'UN CANELL SA I UN CANELL AMB INESTABILITAT DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR	2
FIGURA 3 PROCEDIMENT DE BRUNELLI (WALSH, 2002)	3
FIGURA 4 PORTALS DE TERRY WHIPPLE (DEL CERRO, 2007)	3
FIGURA 5 DISSENYS D'ANTONIO FONTANA I JOSÉ OBEDT RESPECTIVAMENT (IMATGES CEDIDES PEL GREP).....	7
FIGURA 6 IMATGE ESQUEMÀTICA DEL CONCEPTE 1 (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	8
FIGURA 7 EVOLUCIÓ DEL CONCEPTE 1 (IMATGES CEDIDES PEL GREP)	9
FIGURA 8 IMATGE ESQUEMÀTICA DEL CONCEPTE 2 (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	10
FIGURA 9 DISSENY DE PARTIDA (IMATGE CEDIDA PEL GREP).....	12
FIGURA 10 PRÒTESI DISSENY 1.....	13
FIGURA 11 CARACTERÍSTIQUES DE LA PEÇA DE TITANI CORRESPONENT A L'ESCAFOIDE	14
FIGURA 12 CARACTERÍSTIQUES DE LA PEÇA DE TITANI CORRESPONENT AL SEMILUNAR	14
FIGURA 13 CARACTERÍSTIQUES DEL TUB ELASTÒMER	15
FIGURA 14 VISTA INTERIOR DE LA PRÒTESI CORRESPONENT AL DISSENY 1	15
FIGURA 15 REPRESENTACIÓ DEL DISSENY 1 IMPLANTAT.....	15
FIGURA 16 PLÀNOL D'UBICACIÓ DEL DISSENY 1	16
FIGURA 17 VISTA INTERIOR DE LA PRÒTESI CORRESPONENT A LA PRIMERA FASE DE MODIFICACIONS DEL DISSENY 2	16
FIGURA 18 CARACTERÍSTIQUES DIFERENCIADORES DEL DISSENY 2.....	17
FIGURA 19 EVOLUCIÓ DE LA PEÇA CORRESPONENT A L'ESCAFOIDE	18
FIGURA 20 PRÒTESI DISSENY 2 FINAL	18
FIGURA 21 REPRESENTACIÓ DEL DISSENY 2 IMPLANTAT.....	18
FIGURA 22 REPRESENTACIÓ DEL DISSENY 2 IMPLANTAT.....	19
FIGURA 23 EVOLUCIÓ DE LA ROSCA.....	19
FIGURA 24 VISTA INTERIOR DE LA PRÒTESI CORRESPONENT AL DISSENY 3	20
FIGURA 25 PRÒTESI DISSENY 3.....	20
FIGURA 26 DIFERÈNCIES DEL DISSENY ALTERNATIU RESPECTE EL PRIMER DISSENY.....	21
FIGURA 27 VISTA INTERIOR DEL DISSENY ALTERNATIU	21
FIGURA 28 PRÒTESI DISSENY ALTERNATIU	21
FIGURA 29 DISSENY FINAL ESCOLLIT	25
FIGURA 30 PROCÉS D'INSERCIÓ DE LA PRÒTESI	25
FIGURA 31 PEÇA DEL SEMILUNAR AMB RANURES RECTANGULARS I FORADES	26

FIGURA 32 REPRESENTACIÓ DE LA PRÒTESI FINAL IMPLANTADA	27
FIGURA 33 PECES DE TITANI DEL SEMILUNAR I L'ESCAFOIDE RESPECTIVAMENT	27
FIGURA 34 VISTA DE LA PRÒTESI FINAL AMB L'INTERIOR DE L'ELASTÒMER VISIBLE	27
FIGURA 35 PLÀNOL DE LA SECCIÓ LONGITUDINAL MITJA DE LA PRÒTESI	28
FIGURA 36 RADIOGRAFIA DEL CANELL.....	29
FIGURA 37 IMATGE D'UN TAC AMB EL PROGRAMA INVESALIUS (TAC CEDIT PER L'HOSPITAL DE SANT CELONI)	30
FIGURA 38 REPRESENTACIÓ EN 3D DELS OSSOS DEL CANELL MITJANÇANT RHINOCEROS	30
FIGURA 39 EXEMPLE D'UNA SIMULACIÓ DE LA DEFORMACIÓ DE LA SILICONA DE LA PRÒTESI	31
FIGURA 40 ANÀLISI QFD DEL DISSENY PRESENTAT RESPECTE ALTRES MODELS DEL MERCAT (OBEDT, 2011)	32
FIGURA 41 VERSIÓ 1 I 2 DEL PRIMER MODEL DE MOTLLE RECTANGULAR.....	35
FIGURA 42 COMPOSICIÓ COMPLETA DISSENY 2 MOTLLE AMB ELS SUPORTS I LA PRÒTESI	36
FIGURA 43 VISTA INTERIOR DE LES VERSIONS DEL DISSENY DEL MOTLLE CILÍNDRIC.....	38
FIGURA 44 VISTA INTERIOR DEL MOTLLE COMPLET AMB LA PRÒTESI (VERSIÓ 2)	38
FIGURA 45 PROTOTIP DE PRÒTESI FABRICAT	39
FIGURA 46 VISIÓ PALMAR DEL CANELL DRET (FISCHLI, 2007).....	48
FIGURA 47 ARTICULACIONS DEL CANELL.....	49
FIGURA 48 VISIÓ PALMAR DELS LIGAMENTS DEL CANELL (WALSH, 2002)	49
FIGURA 49 DISTRIBUCIÓ ESQUEMÀTICA DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR INTEROSSI (WALSH, 2002).....	50
FIGURA 50 LIGAMENTS INTRÍNSECS PRINCIPALS DEL CANELL.....	50
FIGURA 51 CORBA TÍPICA DE TENSIÓ-DEFORMACIÓ DELS LIGAMENTS DEL CARP (FISCHLI, 2007).....	51
FIGURA 52 DISTRIBUCIÓ BÀSICA DELS TENDONS DE LA MÀ	51
FIGURA 53 MUSCULATURA PALMAR DE LA MÀ.....	52
FIGURA 54 ESTRUCTURA NERVIOSA DE LA MÀ	52
FIGURA 55 ARTÈRIES RADIAL I CUBITAL DE LA MÀ.....	53
FIGURA 56 EMPLAÇAMENT I ESTRUCTURA DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR.....	54
FIGURA 57 MÈTODES AXIAL I TANGENCIAL PER MESURAR ELS ANGLES ENTRE OSSOS DEL CARP (SPRINGER, 2005)	55
FIGURA 58 DISPOSICIÓ ANGULAR NORMAL DE L'ESCAFOIDE I EL SEMILUNAR	56
FIGURA 59 DISPOSICIÓ NORMAL DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR	56
FIGURA 60 DISPOSICIÓ ANGULAR DE L'ESCAFOIDE I EL SEMILUNAR PER LA INESTABILITAT DE GRAU 1	57
FIGURA 61 IMATGES DE RAIG-X I PER ARTROSCÒPIA DE LA INESTABILITAT DE GRAU 1.....	57
FIGURA 62 DISPOSICIÓ ANGULAR DE L'ESCAFOIDE I EL SEMILUNAR PER LA INESTABILITAT DE GRAU 2	58
FIGURA 63 IMATGES DE RAIG-X I PER ARTROSCÒPIA DE LA INESTABILITAT DE GRAU 2.....	58
FIGURA 64 DISPOSICIÓ ANGULAR DE L'ESCAFOIDE I EL SEMILUNAR PER LA INESTABILITAT DE GRAU 3	59
FIGURA 65 IMATGES DE RAIG-X I PER ARTROSCÒPIA DE LA INESTABILITAT DE GRAU 3.....	59
FIGURA 66 DISPOSICIÓ ANGULAR DE L'ESCAFOIDE I EL SEMILUNAR AMB EL LIGAMENT COMPLETAMENT TRENCAT	60
FIGURA 67 SITUACIÓ EN CAS DE TRENCAMENT DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR	60
FIGURA 68 PORTALS DE TERRY WHIPPLE (DEL CERRO, 2007)	63
FIGURA 69 ESQUEMA DE LA REPARACIÓ DIRECTA DEL LIGAMENT ESCAFOLUNAR INTEROSSI (WALSH, 2002)	64
FIGURA 70 ESQUEMA DE LA CAPSULODESIS DORSAL (WALSH, 2002)	65
FIGURA 71 PROCEDIMENT DE LINSCHIED (WALSH, 2002)	66
FIGURA 72 PROCEDIMENT DE TENÒDESIS DE BRUNELLI (WALSH, 2002)	66
FIGURA 73 ESQUEMA DE LA TÈCNICA OS-LLIGAMENT-OS (WALSH, 2002)	67
FIGURA 74 ARTROPLÀSTIA TOTAL DE CANELL (TOMÉ-BERMEJO, 2008)	68
FIGURA 75 PLANS GEOMÈTRICS DEL COS HUMÀ.....	69
FIGURA 76 REGIONS ANATÒMIQUES DEL CANELL (FISCHLI, 2007).....	70
FIGURA 77 REPRESENTACIÓ DELS MOVIMENTS PRINCIPALS DEL CANELL	70
FIGURA 78 DESVIACIÓ RADIAL (A) I CUBITAL (B) (FISCHLI, 2007).....	71
FIGURA 79 ROTACIÓ MITJANA DEL SEMILUNAR, L'ESCAFOIDE I L'OS GRAN DURANT LA FLEXIÓ I EXTENSIÓ DEL CANELL.....	72

FIGURA 80 ROTACIÓ MITJANA DEL SEMILUNAR, ESCAFOIDE I OS GRAN DURANT LA DESVIACIÓ RADIAL I CUBITAL DEL CANELL	73
FIGURA 81 DISTRIBUCIÓ DE FORCES SOBRE ELS METACARPS PER UNA CÀRREGA AXIAL DE 10N (SCHUIND ET AL., 1995)	75
FIGURA 82 DISSENY POSSIBLE SOLUCIÓ 1 (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	77
FIGURA 83 VISTA INTERIOR LONGITUDINAL DEL CONJUNT (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	78
FIGURA 84 CONJUNT ESCAFOIDE SEMILUNAR AMB L'IMPLANT INSTAL·LAT (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	78
FIGURA 85 EVOLUCIÓ DEL DISSENY 2 RESPECTE LA POSSIBLE SOLUCIÓ 1 (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	79
FIGURA 86 EVOLUCIÓ DEL DISSENY 3 RESPECTE LA POSSIBLE SOLUCIÓ 2 (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	79
FIGURA 87 DISSENY FINAL DE LA PRÒTESI ELÀSTICA (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	82
FIGURA 88 DISSENY DE LA PRÒTESI DE RÒTULA (IMATGE CEDIDA PEL GREP)	83
FIGURA 89 PROCÉS D'IMPLANTACIÓ DE LA PRÒTESI DE RÒTULA (IMATGES CEDIDES PEL GREP)	83

INDEX DE TAULES

TAULA 1 REQUERIMENTS DEL MECANISME	6
TAULA 2 MILLORES I LIMITACIONS DE L'EVOLUCIÓ DEL CONCEPTE DE PRÒTESI ELÀSTICA	9
TAULA 3 COMPARACIÓ DELS DOS CONCEPTES PREVIS	11
TAULA 4 ASPECTES POSITIVS I NEGATIVS DELS DISSENYS PRESENTATS	24
TAULA 5 REQUERIMENTS DEL MOTLLE	34
TAULA 6 ÀNGLES DE GIR PRINCIPALS DE CANELLS SANS I TRACTATS (SHEPHERD, 2002)	71
TAULA 7 RELACIÓ DE DISTÀNCIES MÍNIMES INTERCARPALS EN POSICIÓ NEUTRA (FISCHLI, 2007)	74
TAULA 8 MASSES DELS OSSOS DE LA MÀ (DENSITAT 1.900 KG/M ³) (FISCHLI, 2007)	74
TAULA 9 DISTRIBUCIÓ DE LES FORCES I PRESSIONS PUNTUALS A UN CANELL SA (CÀRREGA=10N) (SCHUIND ET AL., 1995)	75
TAULA 10 TENSIONS DELS LIGAMENTS A UN CANELL SA PER UNA CÀRREGA APLICADA DE 10 N (SCHUIND ET AL., 1995)	76
TAULA 11 ANÀLISI DELS DISSENY DEL CONCEPTE 1 PREVIS A LA PRÒTESI ELÀSTICA FINAL	81
TAULA 12 AVANTATGES I INCONVENIENTS DELS DOS CONCEPTES PRELIMINARS	84

1 INTRODUCCIÓ

1.1 Antecedents

El canell humà està compost per un conjunt d'ossos, lligaments, músculs, nervis i tendons que li permeten dur a terme els moviments de la mà d'una forma estable i precisa. Quan un d'aquests mecanismes resulta malmès pot comportar, entre d'altres patologies, la inestabilitat del canell¹.

La inestabilitat del canell consisteix en una pèrdua de la fermesa dels moviments de l'articulació a causa del trencament d'un dels lligaments. Quan l'estructura lligamentosa no treballa adequadament, els ossos que uneix deixen de realitzar els moviments de forma solidària, ja que cadascun d'ells es desplaçarà independentment i es perdrà l'equilibri del conjunt. El cas més habitual és el trencament del lligament escafolunar que comporta una inestabilitat dissociativa del carp.

El lligament escafolunar manté el pol proximal de l'escafoide al costat del semilunar i estabilitza la força de rotació palmar de l'escafoide en contra de la força de rotació dorsal del semilunar (veure la localització dels ossos i el lligament a la *Figura 1*). Així doncs, aquesta estructura es lesiona quan el mecanisme d'hiperextensió del canell, que podria resultar en una fractura d'escafoide, interromp el lligament escafolunar adjacent. L'afectació del lligament escafolunar pot variar des d'un esquinç lleu (esquinços parcials o distensions) fins al trencament parcial o complet del mateix. També pot anar acompanyada d'altres lesions com una fractura de l'escafoide o la luxació del semilunar.

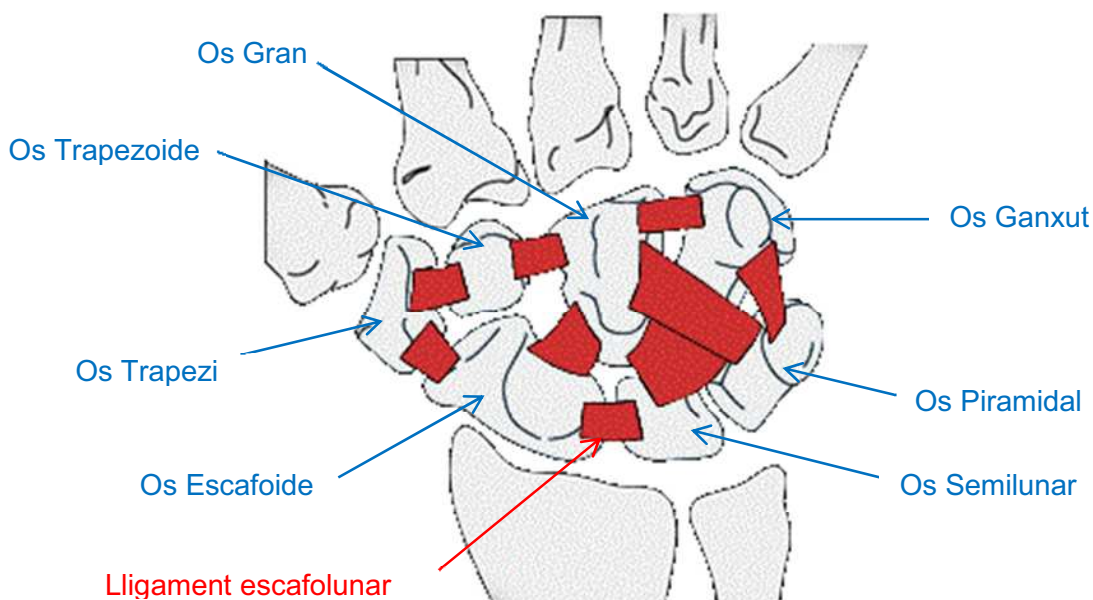


Figura 1 Representació dels ossos del carp i el lligament escafolunar

¹ Veure ANNEX A. INTRODUCCIÓ A LA INESTABILITAT DEL LLIGAMENT ESCAFOLUNAR.

En el cas de la inestabilitat, quan la distància entre escafoide i semilunar supera els 5 mil·límetres (veure la segona imatge de la *Figura 2*), cal tractar-la mitjançant mètodes quirúrgics. Les lesions més completes poden donar lloc a la inestabilitat escafolunar dinàmica, la qual comporta un augment progressiu del dolor i de la distància entre l'escafoide i el semilunar, fet que es fa palès amb una simple radiografia.

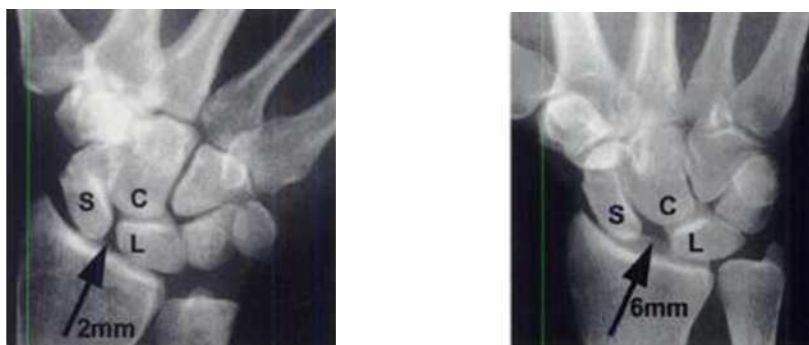


Figura 2 Comparativa d'un canell sa i un canell amb inestabilitat del lligament escafolunar

(S → os escafoide, L → os semilunar, C → os gran)

D'altra banda, l'alta freqüència de desgast i de petites lesions dels teixits evidencia la sobrecàrrega i el deteriorament d'algunes articulacions al llarg de la seva vida. A més, s'ha observat que a causa de l'envelliment de la població, cada vegada més persones es veuen afectades per l'artritis, afectació que s'accentua i acostuma a aparèixer amb antelació quan l'articulació no treballa adequadament com en el cas de la inestabilitat.

Per solucionar aquesta patologia existeixen diversos tipus de cirurgia, aplicant-se un o altre mètode en funció de la gravetat del cas (temps d'evolució de la lesió, condicions físiques del pacient o l'estat de l'estructura general del canell entre d'altres). La cirurgia és una opció per a la reparació i reconstrucció dels lligaments mitjançant els tendons transferits, la fusió de les articulacions o la reformació dels ossos per tal d'oferir suport i alleujar el dolor. Actualment destaquen dos mètodes quirúrgics per la reparació del lligament escafolunar:

a) Procediment de Brunelli:

Es tracta d'un procediment realitzat per cirurgia oberta que utilitza el tendó flexor carpi-radial per corregir la desalineació del carp. S'utilitza la meitat de la zona palmar del tendó tot deixant-ne l'extrem distal unit al trapezi i a la base del segon metacarpí. Pel que fa a l'extrem proximal ha de travessar l'escafoide per un forat en direcció volar a dorsal. Finalment, l'extrem del tendó s'insereix dorsalment a la part distal del radi.

No obstant, i com en la resta de metodologies aplicades actualment per aquesta patologia, el procediment acostuma a comportar una disminució dels moviments del canell i a llarg termini condueix a una osteoartritis a l'articulació tractada. D'altra banda, la cirurgia oberta és més agressiva i comporta un major risc pel pacient en comparació a l'artroscòpia. També s'hi hauria d'afegir un llarg període de recuperació i una cicatriu més gran i antiestètica.

A la *Figura 3* es mostren les vistes lateral (secció A) i dorsal (secció B) resultants del procés.

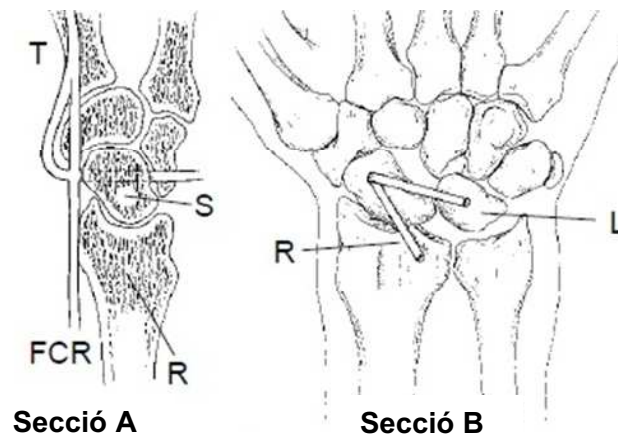


Figura 3 Procediment de Brunelli (Walsh, 2002)

b) Artroscòpia:

Procediment quirúrgic basat en la realització d'unes petites incisions situades estratègicament al voltant de la zona a tractar, per les quals s'introdueixen uns instruments quirúrgics molt petits i un sistema de lents i il·luminació que permet al cirurgià veure l'interior de l'articulació. A més, s'habilita una càmera en miniatura connectada a una artroscòpia que permet veure i gravar les imatges ampliades en una pantalla per tal de facilitar tot el procés.

Una artroscòpia pot ser utilitzada per reconstruir, retallar i reparar els lligaments estripats. D'altra banda, permet escurçar el període total de recuperació, no requereix l'ingrés hospitalari i en general permet obtenir uns resultats més satisfactoris que la cirurgia oberta, amb un menor risc d'afectació d'altres estructures. A la *Figura 4* es mostren els portals de Terry Whipple corresponents a les incisions que cal efectuar per dur a terme l'artroscòpia del canell.

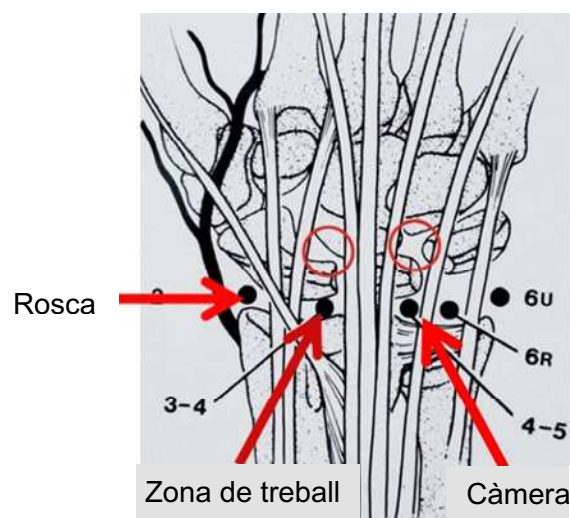


Figura 4 Portals de Terry Whipple (Del Cerro, 2007)

Cal tenir present que els resultats de les operacions són impredecibles i sovint decebedors si es retarden mesos després de la lesió inicial. Els períodes de recuperació varien en funció del cas (condició física del pacient, edat, gravetat de la lesió...), no obstant, l'artroscòpia comporta un temps d'immobilització del canell inferior pel fet de ser una tècnica menys agressiva.

Així doncs, en aquest projecte es pretén desenvolupar una pròtesi que permeti substituir la funció del lligament escafolunar a la vegada que faciliti la seva implantació al pacient i en millori de forma considerable la funcionalitat i el temps de recuperació. Basant-nos en l'estat de l'art actual de les tècniques de recuperació, es focalitza el disseny en una pròtesi compatible amb l'artroscòpia, ja que es pretén millorar els resultats finals del tractament així com reduir els períodes de recuperació del pacient.

1.2 Objecte

L'objectiu del present projecte és desenvolupar una pròtesi capaç de dur a terme la funció del lligament escafolunar de la forma més adient possible. Així doncs, es considera de vital importància minimitzar la limitació del moviment de l'articulació, garantir una llarga vida útil del sistema, una fàcil implementació i oferir una recuperació post-operatòria el més curta i menys restrictiva possible. D'altra banda, s'estableixen un seguit d'objectius parcials per tal de fixar amb més claredat les fites a assolir:

- Disseny: és necessari desenvolupar un disseny que permeti fabricar un prototip el qual es pugui testejar posteriorment en cadàvers. A més, cal tenir present la necessitat de poder implementar la pròtesi mitjançant artroscòpia, segons les indicacions mèdiques requerides.
- Fabricació: en el present projecte es fixa com a objectiu aconseguir fabricar la pròtesi a escala mitjançant els recursos disponibles al taller de la facultat. D'aquesta manera, s'evolucionarà gradualment de models més ampliat fins a obtenir el resultat amb la dimensió més pròxima a l'establerta.
- Construcció dels utilitatges necessaris: per poder fabricar la pròtesi caldrà desenvolupar i establir els utilitatges pertinents per la construcció i posterior implantació al pacient. L'element més destacable serà el motlle, imprescindible per completar el conjunt de la pròtesi, tot permetent la constitució de la part elastòmera.
- Completar i revisar la fabricació: per completar la pròtesi s'haurà de generar una part d'elastòmer mitjançant els utilitatges pertinents, el motlle, i l'aplicació de calor per mitjà d'un forn per obtenir la temperatura establerta per la curació i unió del material plàstic amb les diferents parts metàl·liques.
- Valoració: un cop obtingut el prototip es valorarà la necessitat de fabricar-lo mitjançant maquinària més adequada i capaç de garantir uns acabats i unes dimensions més adients per tal d'assegurar la viabilitat de les proves posteriors en un cadàver. Serà amb aquestes proves amb les quals es podrà confirmar la validesa o no del mateix, basant-nos en els requisits exposats a l'inici d'aquest apartat, i obtenint així uns resultats que permetin analitzar el treball realitzat. Tanmateix, també es determinarà la necessitat d'adaptar el disseny realitzat, i definir-ne els punts febles a millorar.

1.3 Abast

L'abast del projecte és desenvolupar un mecanisme a nivell de proves. En aquest treball no es preveu la utilització de materials biocompatibles, per tal d'abaratir costos d'adquisició dels materials i d'utilitatges com ara eines. En tot cas, si en un futur els resultats obtinguts fossin positius es podria plantejar l'adaptació de la pròtesi per poder ser aplicada en casos reals.

Així doncs, es preveu construir el mecanisme amb recursos propis dels tallers de la universitat i es deixarà com a últim recurs l'externalització o utilització de maquinària exterior, tot seguint el mateix criteri d'abaratiment i minimització de despeses que en el cas dels materials.

També cal tenir en compte que els resultats de les proves en cadàvers poden allargar-se i que podrien fer retardar excessivament el projecte ja que no depenen exclusivament del grup de recerca. Per tant, l'objectiu del projecte consisteix en assolir un prototip que garanteixi els requeriments dimensionals i els moviments requerits, així com també la seva corresponent fabricació.

1.4 Requeriments

El disseny de la pròtesis estarà determinat d'una banda per les limitacions tècniques referents a la mecanització i fabricació de les peces, així com a les propietats característiques dels materials utilitzats, i d'altra banda serà imprescindible satisfer les recomanacions exposades pel Doctor Antoni Salvador Albarracín ja que determinen les condicions d'ús i implementació del mecanisme.

Així doncs, a la *Taula 1* de la pàgina 6 es resumeixen els les especificacions exposades pel doctor.

	Requeriments
Funció	<ul style="list-style-type: none"> - Substituir el lligament escafolunar. - Mantenir l'escafoide i el semilunar a una distància inferior a 5 mm. - Minimitzar la limitació de moviments del canell.
Físics	<ul style="list-style-type: none"> - Suportar els esforços existents entre el dos ossos en un canell sa: <ul style="list-style-type: none"> • Força total de $28 \pm 8,6$ N • Pressions de fins a $0'49 \pm 0,16$ N/mm² - Permetre els moviments de rotació de l'articulació; els angles de gir màxim per un pacient adult i sa són els següents: <ul style="list-style-type: none"> • Flexió 76°, extensió 75°, desviació radial 22°, desviació cubital 36°, pronació 20° i supinació 15° - Ha de permetre els angles de rotació dels dos ossos²; els angles màxims són els següents: <ul style="list-style-type: none"> • Escafoide: flexió 55°, extensió 70°, desviació radial 6°, desviació cubital 15°, pronació 10° i supinació 5° • Semilunar: flexió 37°, extensió 50°, desviació radial 5°, desviació cubital 14°, pronació 8° i supinació 4° - La pròtesi ha de tenir un elevat grau d'elasticitat en sotmetre's a esforços de torsió i de cisalla per no limitar els moviments del pacient.
Materials	<ul style="list-style-type: none"> - Materials biocompatibles (no obstant, en aquest projecte s'utilitzaran materials no biocompatibles per abaratir-ne el cost). - Materials amb una vida útil llarga.
Geometria	<ul style="list-style-type: none"> - Garantir una bona adhesió als ossos. - Ha de facilitar la implantació de la pròtesi. - La pròtesi ha de tenir un diàmetre màxim de 3 mm. - La longitud màxima de la pròtesi és de 25 mm. - La pròtesis ha d'estar foradada cilíndricament amb un diàmetre intern de 1 mm, per poder ser guiada amb una agulla de Kirschner. - Rosques autotarotants, el·líptiques, a les parts metàl·liques per millorar el press-fit (la pressió entre l'implant i l'ós). - Les mides i la geometria de cada peça metàl·lica han de permetre que es puguin allotjar dins dels respectius ossos, tot evitant un possible trencament dels mateixos.
Fabricació	<ul style="list-style-type: none"> - El disseny final s'haurà de fabricar amb materials biocompatibles per complir la funcionalitat requerida. - El procés productiu no pot contaminar materials biocompatibles de la pròtesi. - Cal possibilitar tan com sigui possible la fabricació mitjançant recursos propis de la universitat.
Implantació	<ul style="list-style-type: none"> - No ha de requerir l'ús d'un "tarot"³ (rosques autotarotants). - La inclinació d'entrada de la pròtesi s'acaba determinant in situ, però amb la orientació prèvia de les imatges mèdiques. - L'implant s'ha de col·locar des de l'escafoide cap a semilunar (de radial a cubital), entrant des de la vora radial de l'escafoide i en direcció al semilunar sense acabar-lo de perforar.

Taula 1 Requeriments del mecanisme

² Veure ANNEX B. CINEMÀTICA DEL CANELL

³ Peça que s'utilitzava prèviament a la col·locació d'un cargol per tal de donar pas a la rosca del cargol.

2 ESTUDIS PRELIMINARS

2.1 Introducció

Aquest projecte parteix de dos treballs previs, realitzats dins del grup de recerca GREP on es desenvolupa l'actual projecte. El primer, realitzat per Antonio Fontana, es centra en l'estat de l'art referent a l'anatomia, els moviments i les inestabilitats del canell, així com la funció del lligament escafolunar. En el segon, desenvolupat per José Obedt Figueroa Cavazos, s'analitza la viabilitat de diversos materials elastòmers. Ambdós van fer les respectives propostes de disseny de la pròtesi per tal de completar la seva col·laboració amb el GREP.

D'aquesta manera, amb els dissenys proporcionats s'inicia una evolució que consta de diverses etapes amb l'objectiu de satisfer els requeriments exposats anteriorment de la forma tecno-econòmica més viable possible. Pel que fa als paràmetres i característiques determinats constitueixen la base de referència que servirà com a guia i fonamentació de dissenys, avaluacions, càlculs i simulacions d'algunes de les parts a desenvolupar.

2.2 Punt de partida

El punt de partida d'aquest projecte consisteix en els dissenys de pròtesi presentats per Antonio Fontana (*Concepte 1 Figura 5*) i José Obedt (*Concepte 2 Figura 5*). Així doncs, l'estudi es basarà en dos conceptes totalment diferenciats, que es focalitzen respectivament en la funció del conjunt i en l'aplicació d'un sistema més sofisticat com a articulació del propi mecanisme.

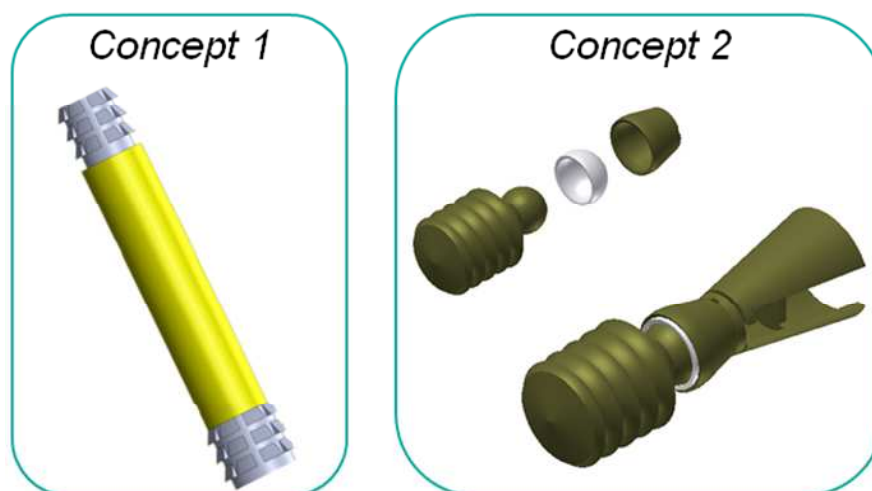


Figura 5 Dissenys d'Antonio Fontana i José Obedt respectivament (imatges cedides pel GREP)

2.2.1 Concepte 1: PRÒTESI ELÀSTICA

El concepte 1 consisteix en dues peces de titani o PEEK que es situarien a l'interior del semilunar i l'escafoide respectivament (*Figura 6*), les quals disposen d'un seguit de crestes en forma de serreta que tenen com a objectiu aportar una major adherència i estabilitat entre l'os i el mecanisme. D'altra banda, aquestes dues peces s'unirien entre elles mitjançant un tub elastòmer que permetria el moviment relatiu entre els dos ossos, necessari pel correcte funcionament de l'articulació.

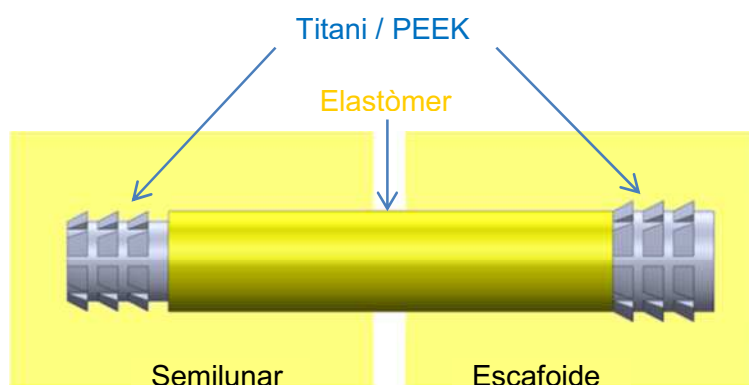


Figura 6 Imatge esquemàtica del concepte 1 (imatge cedida pel GREP)

Aquest disseny va passar per diferents fases. A la primera (*Figura 7, Fase 1*) es disposa d'un total de quatre peces de titani o PEEK unides de dues en dues per dos trams d'elastòmer. Les dues parts s'uneixen per les peces interiors mitjançant una rosca, mentre que les peces externes s'encarreguen de fixar-se als ossos per tal d'impedir-ne la separació. Amb aquest sistema, l'elastòmer aconsegueix aportar la flexibilitat necessària per tal que l'articulació pugui treballar de forma adequada, mentre que les peces de titani o PEEK s'encarreguen d'assegurar la fixació. D'altra banda, la pròtesi haurà de disposar d'un forat cilíndric interior (excepte les peces disposades entre els dos ossos) per poder dur a terme la fixació final de la rosca. Així doncs, la implantació de la pròtesi requeriria la realització de dos orificis al canell, oposats entre si, de tal manera que coincidissin en un mateix punt on es fixarien les dues parts. El principal inconvenient d'aquest mètode és el desgast dels ossos degut a la presència de peces entre ells, la baixa fiabilitat de la unió entre les dues parts de la pròtesi i la necessitat de realitzar dos orificis de treball a l'articulació.

A la segona fase (*Figura 7, Fase 2*), es trasllada la fixació entre ossos a un dels extrems de la pròtesi per tal de minimitzar l'impacte a l'estructura òssia i millorar la fiabilitat de la fixació ja que serà més difícil que es descollin les dues parts. D'altra banda, els perfils de les peces passen a ser més arrodonits per evitar malmetre els ossos de forma innecessària. Pel que fa a la implantació segueix requerint de dos orificis de treball com en el cas de la fase 1.

La tercera fase (*Figura 7, Fase 3*) és una nova evolució de la fase 2, on es substitueix la peça de titani o PEEK interior per un simple cargol, amb l'objectiu d'assegurar la fixació entre les parts i per tal d'eliminar els problemes de torsió de l'elastòmer durant el procés de roscatge. No obstant, la unió entre el cargol i l'elastòmer és molt poc fiable. La metodologia d'implantació manté les característiques de les dues fases anteriors.

Finalment es va optar pel disseny mostrat a la *Figura 7, Fase final*, per tal de millorar les fixacions amb els ossos mitjançant les serretes de les peces de titani o PEEK tal i com s'ha argumentat anteriorment. D'altra banda, aquest nou disseny permet la implantació mitjançant un únic orifici de treball per l'artroscòpia, amb la conseqüent reducció de l'impacte sobre el pacient.

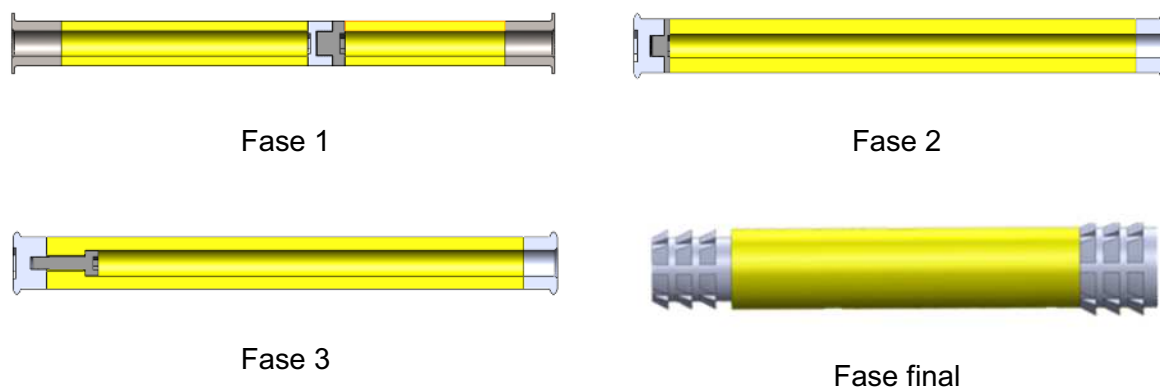


Figura 7 Evolució del concepte 1 (imatges cedides pel GREP)

A la *Taula 2* es poden veure les millores que s'han anat fent en cada un dels dissenys evolutius de la pròtesi elàstica. Veure aquesta evolució de forma més detallada a l'*ANNEX C. Dissenys preliminars*.

	MILLORES	LIMITACIONS
<p>Concepte-1 Disseny-1</p>	<ul style="list-style-type: none"> - No requereix cirurgia oberta. - Substitueix el lligament i permet realitzar correctament els moviments. 	<ul style="list-style-type: none"> - Rosca entre ossos. - Les peces de titani o PEEK tenen acabaments amb angle recte. - Necessitat d'inserir dues eines dins dels ossos. - Quatre unions entre peces i elastòmer. - Necessitat de cobrir les peces exteriors.
<p>Concepte-1 Disseny-2</p>	<ul style="list-style-type: none"> - S'eliminen els acabament amb angle recte de les peces de titani o PEEK. - Rosca dins el semilunar. - Es requereix que una sola eina treballi dins els ossos. - La pròtesi és foradada per una sola banda. 	<ul style="list-style-type: none"> - Torsió de tota la pròtesi per poder-la rosca. - Dues unions entre peces i elastòmer.
<p>Concepte-1 Disseny-3</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El procés de roscatge no afecta l'elastòmer. - Una sola unió entre peces i elastòmer. 	<ul style="list-style-type: none"> - La fixació entre la peça i l'elastòmer del semilunar es sustenta en el cargol.

Taula 2 Millores i limitacions de l'evolució del concepte de pròtesi elàstica

2.2.2 Concepte 2: PRÒTESI DE RÒTULA

Pel que fa al concepte 2 (*Figura 8*) es tracta d'un model d'articulació acoblat a la respectiva peça fixadora de l'os. Aquest disseny consisteix en una articulació en forma de ròtula composta per cinc elements de titani o PEEK. La pròtesi s'allotjaria parcialment als dos ossos de tal manera que la ròtula s'ubiqués entre ells per tal de possibilitar-ne el moviment. Pel que fa a la fixació amb els ossos es faria mitjançant una rosca en el cas de la peça corresponent al semilunar, i per un conjunt de peces en forma de con en el cas de la peça establerta a l'escafoide.

La implantació de la pròtesi al canell requereix un sol orifici que perfori tot l'escafoide i la part més propera del semilunar. Tot seguit caldria introduir la pròtesi amb la part roscada al davant, i finalment fixar la peça ubicada al semilunar mitjançant les plaquetes en forma de con.

Aquest sistema permetria establir una unió més estable entre els dos ossos del carp, garantint en tot moment que no es sobrepassi la distància crítica de 5 mil·límetres entre ells, però limitant la llibertat de moviments del canell degut a la seva forma geomètrica. D'altra banda, es tracta d'un sistema molt complex de fabricar i d'implantar tenint en compte les petites dimensions dels elements que en formen part, circumstància que comporta un impediment significatiu a l'hora d'escollir-lo com a opció a desenvolupar. Aquesta limitació, unida a l'expertesa del Doctor Antoni Salvador Albarracín que aconsella la pròtesi elàstica pels beneficis que aporta, condueixen a la desestimació d'aquesta de la pròtesi de ròtula.

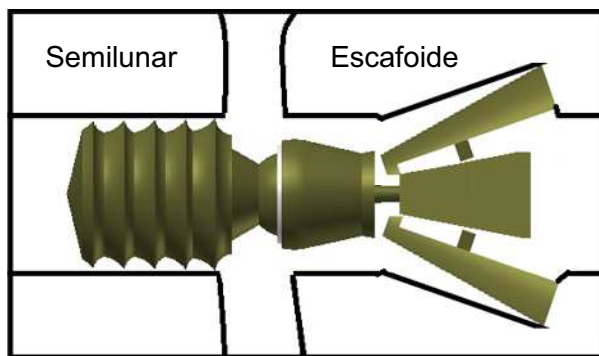

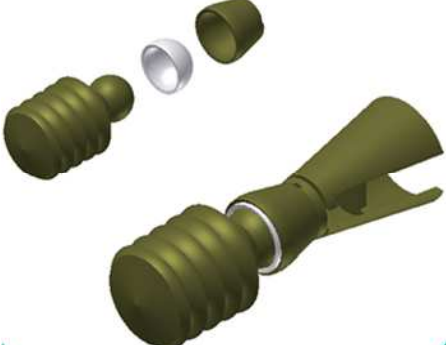


Figura 8 Imatge esquemàtica del concepte 2 (imatge cedida pel GREP)

2.3 Avaluació dels conceptes preliminars

En aquest punt del projecte és necessari analitzar i valorar els anteriors conceptes per tal de determinar quina podria ser la millor solució, i per tant per quin camí es seguirà treballant. A la *Taula 3* es realitza una comparativa dels dos conceptes.

	Avantatges	Inconvenients
<p>Concepte 1</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Menor cost de fabricació. - Fàcil de fabricar. - Més funcionalitat un cop implantat al pacient. - Menys restricció de moviments. - Escollit pel doctor. 	<ul style="list-style-type: none"> - Perill de trencament en cas d'impacte sobtat. - Debilitat de les unions entre les parts de la pròtesi.
<p>Concepte 2</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Més estabilitat. - Més resistent. 	<ul style="list-style-type: none"> - Major cost de fabricació. - Fabricació complicada. - Díficil d'implantar. - Impedeix determinats moviments. - Més agressiu pels ossos.

Taula 3 Comparació dels dos conceptes previs

Considerant els aspectes analitzats a la *Taula 3*, en aquest projecte es partirà del concepte de **pròtesi elàstica**. Aquesta conclusió es fonamenta en els següents punts:

- Sofisticació i cost de la fabricació: la geometria complexa que presenta el concepte 2 fa impossible la fabricació per mecanitzat mitjançant la maquinària disponible als tallers de la universitat. Si bé és cert, es podria fabricar mitjançant tecnologies additives, però el cost augmentaria de forma considerable.
- Indicació del doctor: l'expertesa del doctor Antoni Salvador Albarracín recomana el concepte 1 de pròtesi elàstica per l'adaptabilitat amb els utensilis ja existents i pel menor impacte sobre l'estructura articular.

Així doncs, caldrà millorar el primer concepte per tal de garantir l'estabilitat i la fiabilitat de la pròtesi, resolent així les limitacions mostrades a la *Taula 3*. De la mateixa manera, es desenvoluparà el sistema adequat per facilitar-ne la implantació i s'adaptarà als requeriments preestablerts a l'apartat *Requeriments*.

3 DISSENY DE LA PRÒTESI

A continuació es mostra l'evolució del disseny fins a obtenir el model definitiu.

El disseny de partida que es pren per la realització d'aquest projecte consta de tres parts clarament diferenciades: peça semilunar, peça escafoide i peça elastòmer (*Figura 9*).

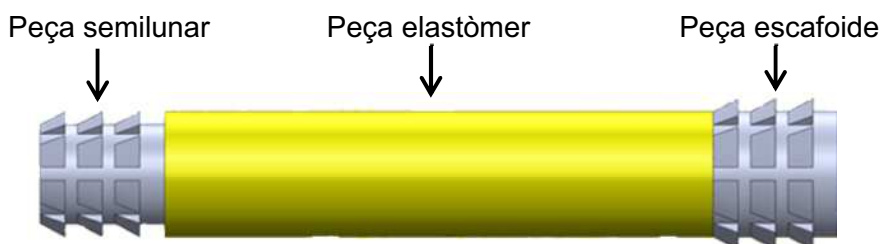


Figura 9 Disseny de partida (imatge cedida pel GREP)

Així doncs, el desenvolupament del disseny es focalitza en tres aspectes prioritaris:

- El primer és millorar la geometria exterior de les parts de titani o PEEK, les quals s'encarreguen de fixar la pròtesi al semilunar i a l'escafoide.
- En segon lloc caldrà perfeccionar la connexió entre les peces de titani o PEEK i elastòmer. El mètode prioritari a desenvolupar serà l'extensió de les peces per la part de connexió amb l'elastòmer, per tal de garantir una fixació adequada entre les parts dels diferents materials.
- En tercer lloc cal adaptar la pròtesi a les recomanacions del Doctor Antoni Salvador.

No obstant, durant tot el procés es realitzen petites adaptacions per millorar diversos aspectes, amb l'objectiu d'obtenir la pròtesi més adequada per satisfer els requeriments exposats anteriorment.

3.1 Evolució del disseny de la pròtesi

L'evolució de la pròtesi s'orienta clarament a satisfer les especificacions preestablertes tot intentant obtenir el màxim rendiment del concepte a desenvolupar. Tot seguit s'estudien detalladament els dissenys valorats.

3.1.1 Disseny 1

Pel primer disseny es comença a treballar amb les peces còniques i roscades amb l'objectiu de garantir una bona unió entre l'os i la peça (*Figura 10*).

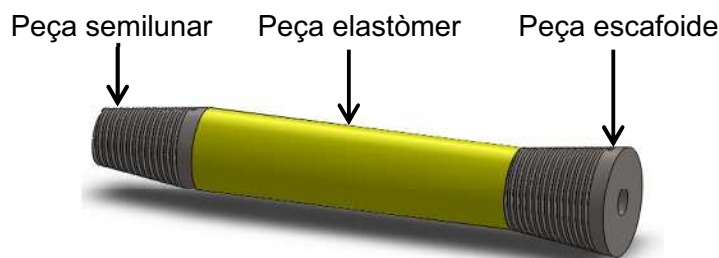


Figura 10 Pròtesi disseny 1

A continuació s'estudien les característiques geomètriques del primer disseny presentat.

Geometria de les peces del semilunar i l'escafoide

- **Conicitat:** es planteja fer una peça cònica que permeti introduir la pròtesi a l'os d'una forma més progressiva, alhora que s'aconsegueix reduir el diàmetre del forat inicial. D'altra banda, s'espera augmentar la resistència del conjunt mitjançant la pressió tangencial que aplica la peça situada a l'escafoide en direcció al semilunar. També es pretén obtenir una millor proporció entre la mida de les peces i els ossos.
- **Roscatge:** es rosca la part exterior de les peces del semilunar i l'escafoide amb la finalitat de potenciar i garantir una bona unió entre os i peça. D'aquesta manera s'incrementarà l'estabilitat de l'articulació ja que la rosca permet ampliar la superfície de contacte on es pot adherir el teixit ossi. Cal tenir present que la part interior dels ossos on es situaran les respectives peces està constituïda per teixit ossi tou⁴.
- **Adherència entre les peces de titani (o PEEK) i l'elastòmer:** s'habilita una extensió a les peces de titani encarregada de fixar-les al tub d'elastòmer. La geometria d'aquest tram es caracteritza per una ranura amb perfil rectangular i en forma d'hèlix, que té com a objectiu proporcionar la superfície suficient entre ambdós materials per garantir una fixació estable i segura. Aquest sistema permet prescindir de la utilització de coles especials, susceptibles de perdre les propietats adhesives a llarg termini, ja que la silicona utilitzada s'enganxa al titani durant el procés de sinteritzat. No obstant, es pot valorar la possibilitat d'utilitzar coles per complementar la ranura, millorant així el resultat global de la unió.
- **Forat interior de les peces:**
 - **Peça escafoide:** completament foradada amb un forat cilíndric per tal que l'eina utilitzada per col·locar la pròtesi pugui contactar amb la peça del semilunar des de dins de la mateixa pròtesi sense necessitat de realitzar més orificis al pacient (Figura 11).

⁴ El teixit ossi és una varietat de teixit connectiu caracteritzat per tenir una matriu extracel·lular i calcificada amb cèl·lules allotjades en llacunes. Aquest tipus de teixit respon a estímuls mecànics i a influències metabòliques nutricionals o endocrines. Segons l'estructura macroscòpica es pot classificar en:

- Teixit **ossi esponjós** o trabecular: delimiten els espais comunicats per medul·la òssia.
- Teixit **ossi compacte**: forma una massa sòlida contínua.

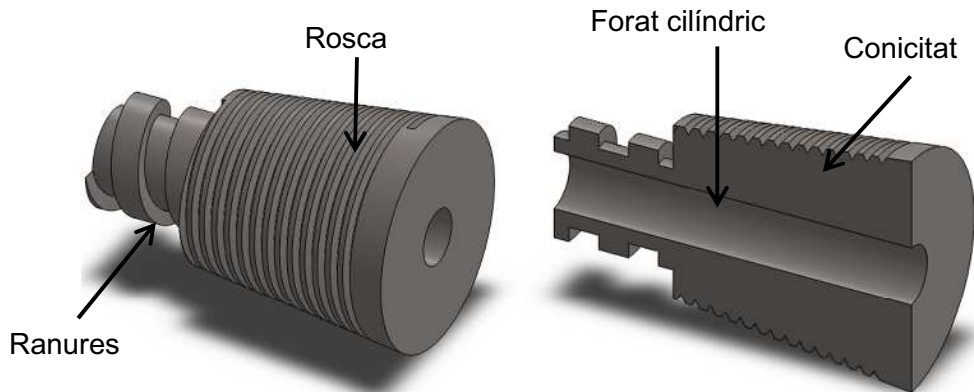


Figura 11 Característiques de la peça de titani corresponent a l'escafoide

- **Peça semilunar:** parcialment foradada, tot deixant la part més distal (estreta) sense perforar. Aquest forat és cilíndric a l'inici i hexagonal a la part final per poder transmetre el parell necessari pel roscatge de la peça (Figura 12).

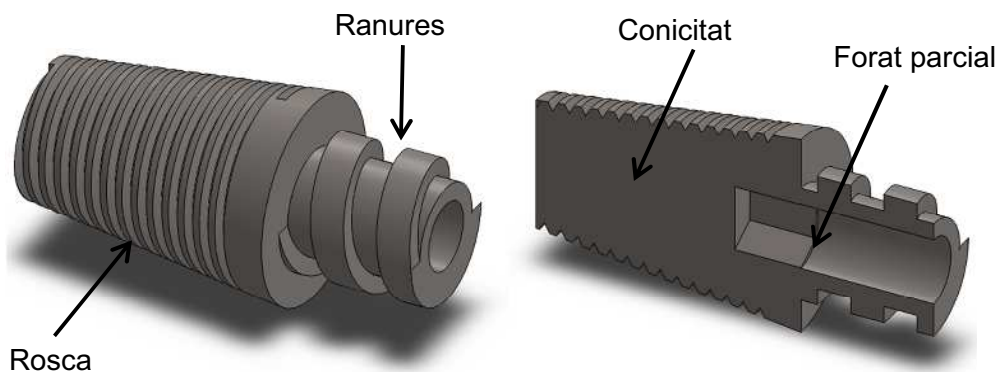


Figura 12 Característiques de la peça de titani corresponent al semilunar

Tub elastòmer

- Forat cilíndric interior: necessari per poder-hi introduir l'eina d'instal·lació de la pròtesi (Figura 13).
- Ranura interior als extrems: aquesta ranura s'adaptarà a la disposada a les peces de titani per fer compatible la seva unió (Figura 13).

* Cal remarcar que l'elastòmer adquireix una geometria o altra en funció del motlle utilitzat. Tenint en compte que les mateixes peces de titani de la pròtesi formaran part del motlle, ja que l'elastòmer quedarà fixat i s'adaptarà automàticament a les peces.

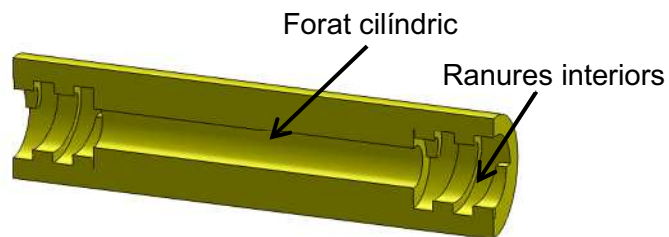


Figura 13 Característiques del tub elastòmer

La Figura 14 mostra les característiques interiors del primer disseny mitjançant un tall longitudinal complet.

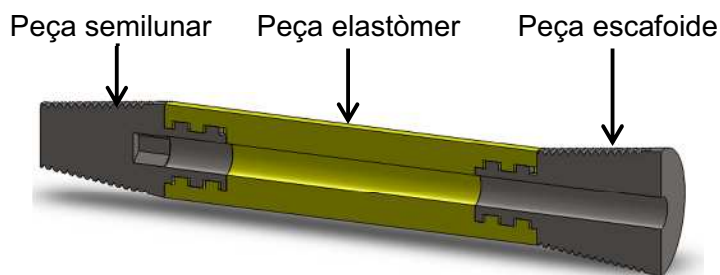


Figura 14 Vista interior de la pròtesi corresponent al disseny 1

Per entendre millor el resultat final del disseny, la Figura 15 mostra una visió virtual de la pròtesi implantada a l'escafoide i al semilunar. D'altra banda, també s'ha realitzat un tall mig del conjunt per obtenir una referència acotada de la distribució final del conjunt en les condicions límit, on els marges d'os al voltant de la pròtesi són més petits Figura 16.



Figura 15 Representació del disseny 1 implantat

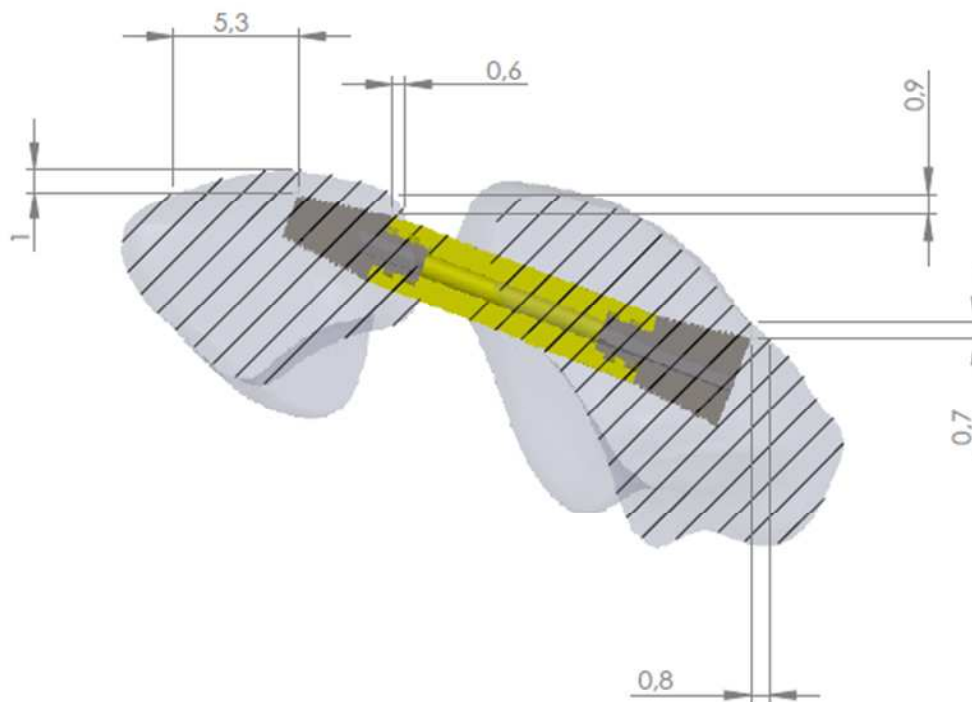


Figura 16 Plànol d'ubicació del disseny 1

Per veure de forma més detallada les característiques del disseny 1 es pot recórrer als plànols 1, 2, 3, 4 i 5 del *Document número 2 Plànols*.

3.1.2 Disseny 2

Es tracta d'un conjunt d'evolucions del primer disseny. Aquestes evolucions es desenvolupen en dues fases segons siguin característiques interiors de la pròtesi o exteriors. El resultat de la primera fase es mostra a la *Figura 17* mitjançant un tall mig complet.

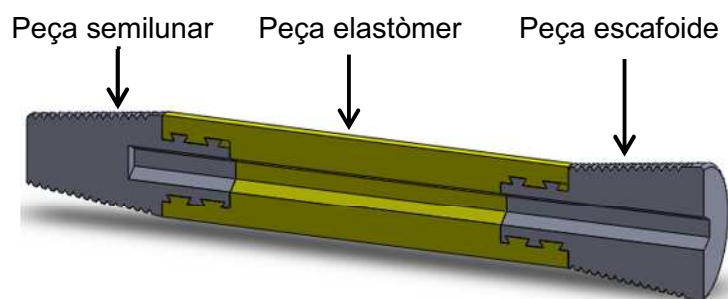


Figura 17 Vista interior de la pròtesi corresponent a la primera fase de modificacions del disseny 2

Així doncs, les primeres modificacions realitzades sobre el primer disseny per tal de conformar el segon model de pròtesi són les següents (*Figura 18*):

- Forat hexagonal: tota la part foradada de les peces i del tub de silicona passa a ser hexagonal. Aquesta modificació pretén millorar la transmissió del parell torsor a tot el conjunt quan aquest s'introdueixi al canell del pacient, tot evitant tensions de torsió excessives al tub elastòmer.
- Ranures trapezoïdals: la segona modificació introduïda en aquest disseny és el perfil de les ranures de la part adherida a la silicona, que passa a ser trapezoïdal amb la intenció d'augmentar la fortalesa de la unió entre les peces de titani i la part tubular d'elastòmer.

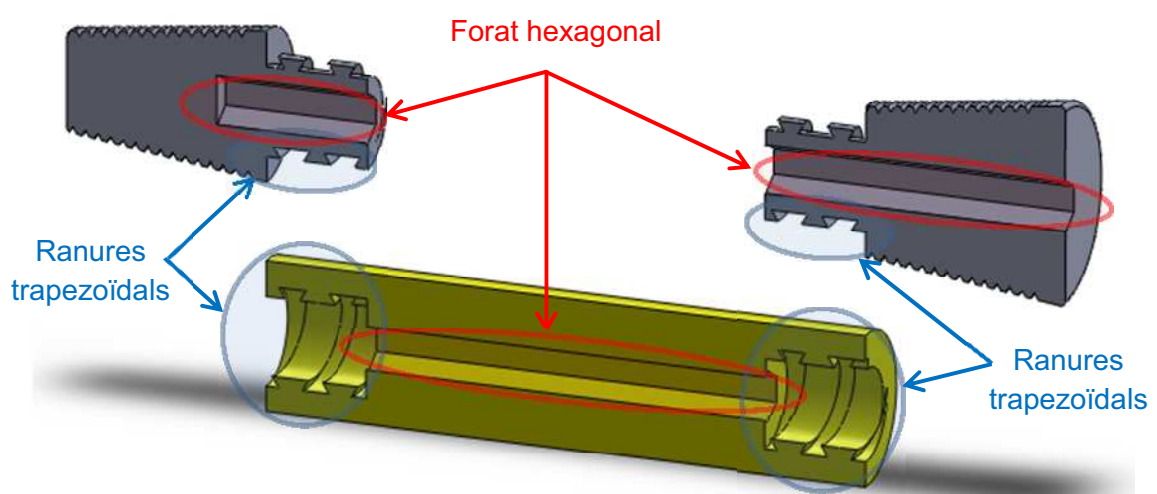


Figura 18 Característiques diferenciadores del disseny 2

A la segona fase d'evolucions del nou disseny s'afegeix una tercera modificació respecte el primer disseny. Així doncs, la peça corresponent a l'escafoide (peça gran) passa de cònica a cilíndrica per tal de reduir l'impacte sobre l'os ja que es determina innecessari engrandir el forat (*Figura 19*). Això permetrà reduir el temps de recuperació de l'escafoide i alhora farà que sigui més complicat que la peça es descolli els dies posteriors a la intervenció. De la mateixa manera, l'impacte sobre l'estructura del carp és inferior i es disminueix la possibilitat de trencament accidental del propi os.

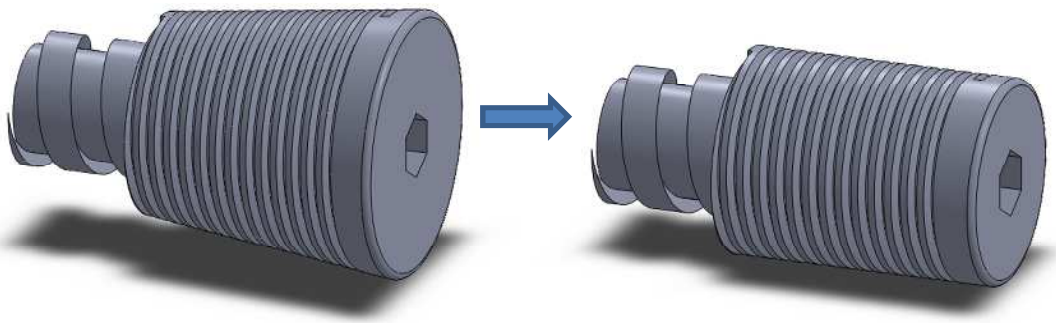


Figura 19 Evolució de la peça corresponent a l'escafoide

A la *Figura 20* es mostra la forma final del disseny 2.

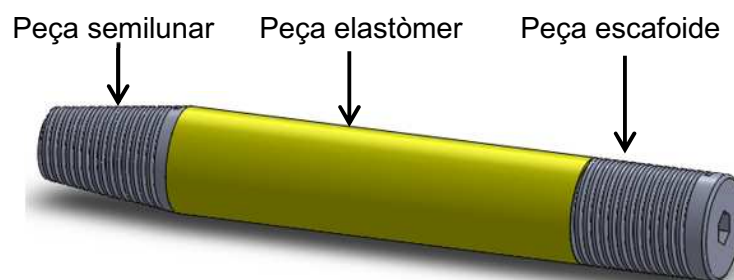


Figura 20 Pròtesi disseny 2 final

Finalment, a la *Figura 21* es representa la posició final de la pròtesi corresponent al disseny 2 un cop implantada als ossos semilunar i escafoide.

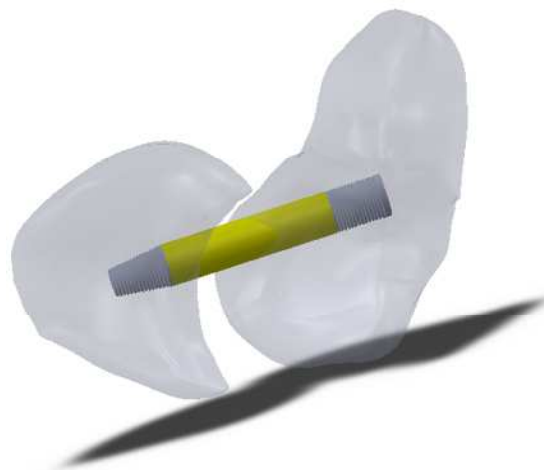


Figura 21 Representació del disseny 2 implantat

A la *Figura 22* es mostren els marges previstos i aproximats que es tindran un cop implantada la pròtesi. Per entendre amb més claredat les característiques de la peça es pot recórrer als plànols 6, 7, 8, 9 i 10 del *Document número 2 Plànols*.

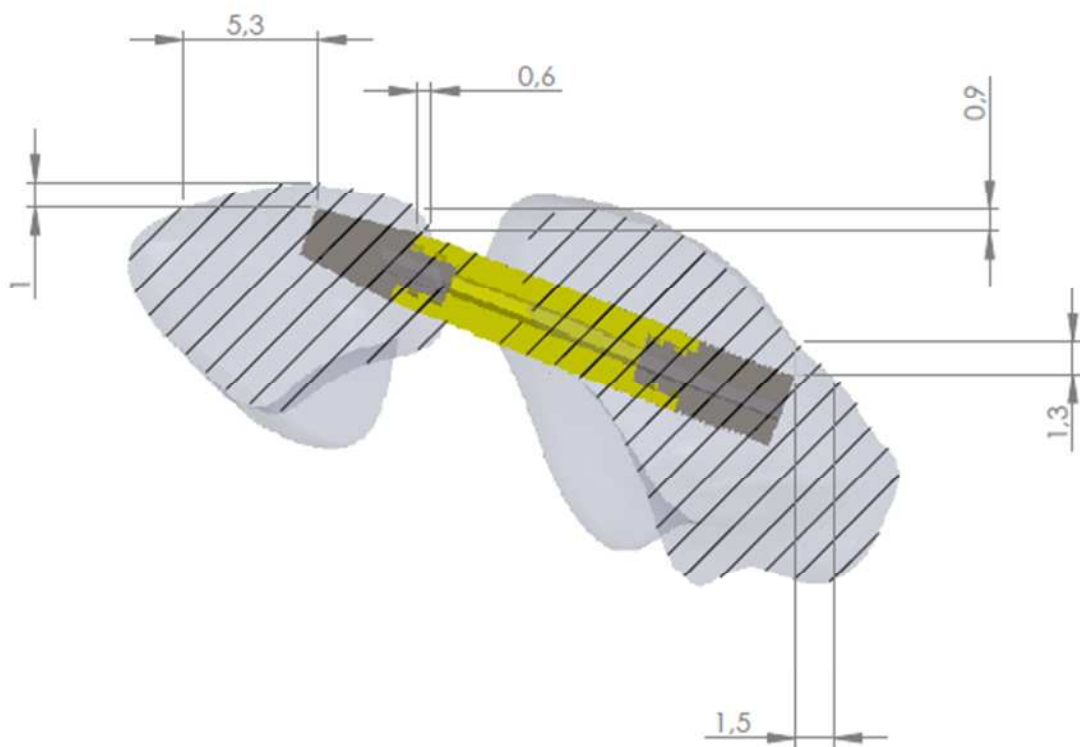


Figura 22 Representació del disseny 2 implantat

3.1.3 Disseny 3

En aquest punt del desenvolupament del disseny s'introdueixen els canvis més significatius per tal de satisfer els nous requeriments exposats pel Doctor Antoni Salvador durant una reunió de seguiment de projecte. Aquests canvis es fonamenten en l'expertesa aportada pel propi doctor per tal d'adaptar la pròtesi a les condicions de treball i a les necessitats prioritàries per aportar la màxima funcionalitat.

En primer lloc es substitueixen les rosques convencionals de les peces de titani per rosques autotarotants (Figura 23). Aquest tipus de rosca el·líptica s'ajusta per si sola a l'ós, sense la necessitat d'utilitzar el "tarot", el qual s'encarregava de donar pas a la rosca del cargol, tal com s'especifica a l'apartat *Requeriments*.

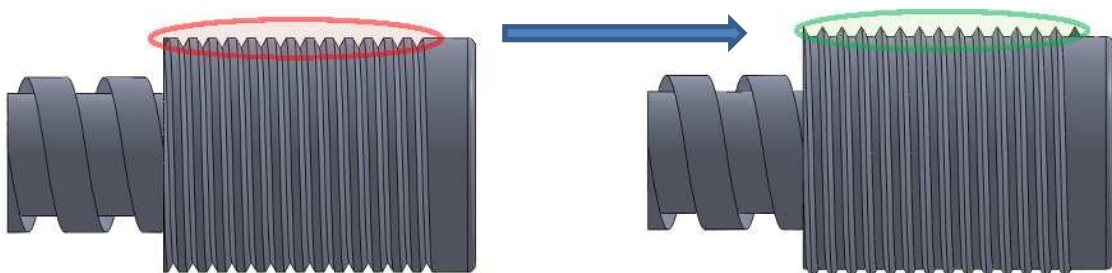


Figura 23 Evolució de la rosca

La segona adaptació incorporada per indicació del doctor és la perforació total de la pròtesi perquè sigui compatible amb la utilització de les agulles de Kirschner. Així doncs, el forat interior haurà de ser cilíndric i amb un diàmetre d'1 mil·límetre, compatible amb els models estàndard d'agulles (*Figura 24*).

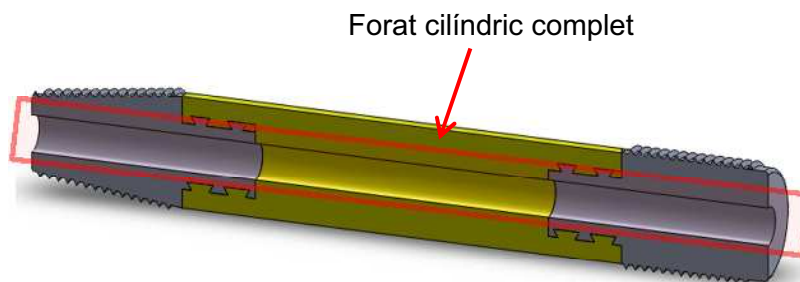


Figura 24 Vista interior de la pròtesi corresponent al disseny 3

El disseny 3 final de la pròtesi es mostra a la *Figura 25*.

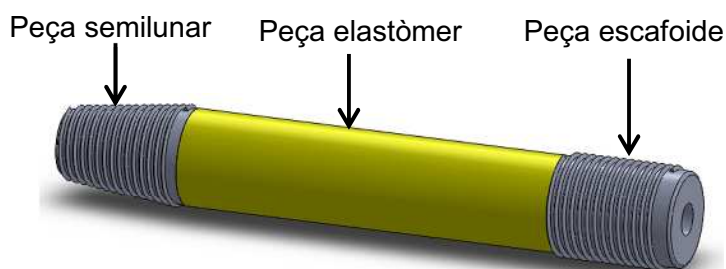


Figura 25 Pròtesi disseny 3

Pel que fa a la disposició final d'aquest disseny un cop implantat és la mateixa que en el cas del disseny 2, ja que la geometria exterior del conjunt no es veu afectada. Els plànols 11, 12, 13, 14 i 15 del *Document número 2 Plànols* mostren totes les característiques d'aquest disseny.

3.1.4 Disseny alternatiu

Es tracta d'una evolució paral·lela del disseny 1, on es proposava la substitució de la rosca per un conjunt de ranures, les quals durien a terme la funció de fixar la pròtesi a l'os d'una forma similar a la unió entre les peces de titani i l'elastòmer. En el cas de les ranures interiors per unir les peces de titani amb l'elastòmer serien helicoidals i amb perfil trapezoïdal, tal com succeeix amb els dissenys 2 i 3 (*Figura 26*).

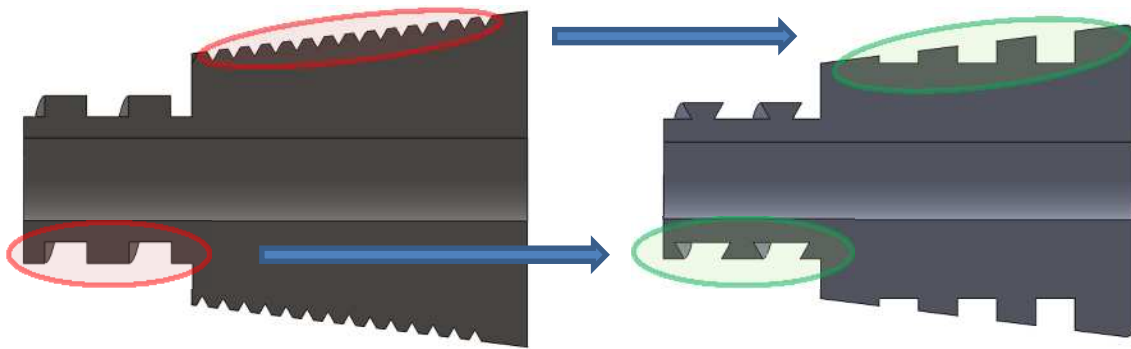


Figura 26 Diferències del disseny alternatiu respecte el primer disseny

D'altra banda, el forat interior hauria de ser cilíndric, però sense acabar de travessar tota la peça del semilunar (deixant 3 mil·límetres de la part més distal sense foradar), ja que d'aquesta manera es podria aplicar la força necessària per introduir la pròtesi (Figura 27). Cal tenir en compte que en aquest cas no seria necessari transmetre un moviment de rotació per implantar la pròtesi.

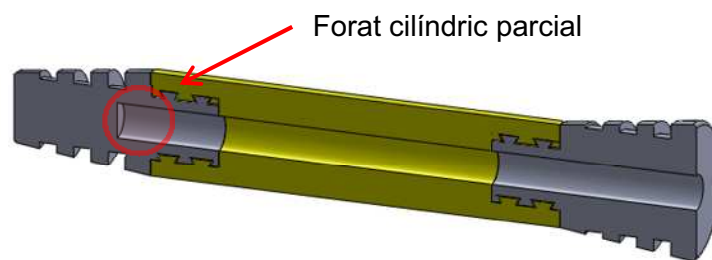


Figura 27 Vista interior del disseny alternatiu

Com es pot comprovar, es tracta d'una barreja de diversos conceptes existents amb la finalitat de trobar una combinació òptima. No obstant, seguint les indicacions del doctor, la incompatibilitat amb part dels requeriments establerts i les conclusions extretes d'anteriors dissenys, es va desestimar aquesta opció. El disseny alternatiu final es mostra a la (Figura 28).

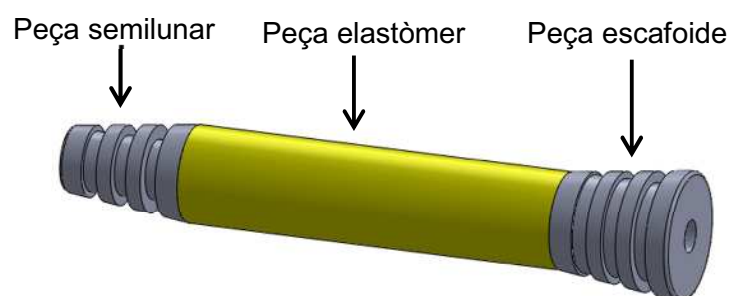


Figura 28 Pròtesi disseny alternatiu

Pel que fa a la situació tridimensional i els marges entre pròtesi i límits de l'os corresponent al disseny alternatiu implantat és igual a la presentada al disseny 1, ja que les dimensions exteriors són idèntiques. Així mateix, als plànols 16, 17, 18, 19 i 20 del *Document número 2 Plànols* es representen les diferents peces que conformen la pròtesi i el plànol d'ubicació corresponent.

3.2 Anàlisi dels dissenys

Un cop evolucionat el disseny de la pròtesi cal analitzar els aspectes positius i negatius de cada adaptació per ajudar a entendre quines millores aporta cada disseny.

A la *Taula 4* es detallen els avantatges i els inconvenients de cada disseny. Per tal de fer més visibles les evolucions entre els dissenys s'han remarcat de color verd (millores) i de color vermell (retrocessos) els aspectes que varien en un disseny respecte l'immediatament anterior.

	Disseny 1	Disseny 2	Disseny 3	Disseny alternatiu
Peça semilunar	Punts forts	<ul style="list-style-type: none"> - Entrada progressiva de la pròtesi gràcies a la conicitat. - La rosca millora la fixació entre os i pròtesi. - La ranura rectangular proporciona una bona unió entre peces. 	<ul style="list-style-type: none"> - Entrada progressiva de la pròtesi gràcies a la conicitat. - La rosca autotrotant millora la fixació entre os i pròtesi. - La ranura trapezoïdal millora la unió entre peces. 	<ul style="list-style-type: none"> - Entrada progressiva de la pròtesi gràcies a la conicitat. - Les ranures per fixar-se a l'os són fàcils de fabricar. - La ranura trapezoïdal millora la unió entre peces.
	Punts febles	<ul style="list-style-type: none"> - El tram de forat interior hexagonal és complicat de fabricar degut a les petites dimensions. 	<ul style="list-style-type: none"> - El forat hexagonal és complicat de fabricar. - La ranura trapezoïdal és complicada de fabricar per les dimensions i els angles de la mateixa. 	<ul style="list-style-type: none"> - La ranura trapezoïdal és complicada de fabricar per les dimensions i els angles de la mateixa.
Peça escafoide	Punts forts	<ul style="list-style-type: none"> - La pressió exercida per la conicitat garanteix la distància entre ossos. - La rosca millora la fixació entre os i pròtesi. - La ranura rectangular proporciona una bona unió entre peces. 	<ul style="list-style-type: none"> - Menys impacte sobre l'os i menor temps de recuperació gràcies a la cilíndricitat. - La rosca autotrotant millora la fixació entre os i pròtesi. - La ranura trapezoïdal millora la unió entre peces. 	<ul style="list-style-type: none"> - La pressió exercida per la conicitat garanteix la distància entre ossos. - Les ranures per fixar-se a l'os són fàcils de fabricar. - La ranura trapezoïdal millora la unió entre peces.
	Punts febles	<ul style="list-style-type: none"> - Genera un forat a excessivament gran a l'escafoide. - Perill de trencament de l'os. - Incrementa el temps de recuperació. 	<ul style="list-style-type: none"> - Al no ser cònica augmenta el risc de separació dels ossos. - La ranura trapezoïdal és complicada de fabricar per les dimensions i els angles de la mateixa. 	<ul style="list-style-type: none"> - Genera un forat molt gran a l'escafoide. - Perill de trencament de l'os. - Incrementa el temps de recuperació.

	Disseny 1	Disseny 2	Disseny 3	Disseny alternatiu
Punts forts	<ul style="list-style-type: none"> - Aporta flexibilitat. - No desgasta els ossos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aporta flexibilitat. - No desgasta els ossos. - El forat hexagonal elimina els problemes de torsió durant el roscatge. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aporta flexibilitat. - No desgasta els ossos. - Fàcil de fabricar 	<ul style="list-style-type: none"> - Aporta flexibilitat. - No desgasta els ossos. - Fàcil de fabricar
Peça elàstomer	<ul style="list-style-type: none"> - Requereix la utilització d'un motlle per conformar-lo. - Problemes de torsió durant el roscatge. 	<ul style="list-style-type: none"> - Requereix la utilització d'un motlle per conformar-lo. - El perfil de les ranures provoca concentracions de tensions a l'elastòmer. 	<ul style="list-style-type: none"> - Requereix la utilització d'un motlle per conformar-lo. - Problemes de torsió durant el roscatge. - El perfil de les ranures provoca concentracions de tensions a l'elastòmer. 	<ul style="list-style-type: none"> - Requereix la utilització d'un motlle per conformar-lo. - El perfil de les ranures provoca concentracions de tensions a l'elastòmer.
Punts forts	<ul style="list-style-type: none"> - El forat hexagonal interior permet roscar la part del semilunar amb una sola eina i des del mateix forat. 	<ul style="list-style-type: none"> - El forat interior hexagonal transmet el parell torçor del roscat a tota la pròtesi. 	<ul style="list-style-type: none"> - Compatible amb les agulles de Kirschner gràcies al forat cilíndric interior. - El forat interior és fàcil de fabricar. - La rosca autotarotant no requereix la utilització del "tarot"; genera el pas de rosca per si sola. 	<ul style="list-style-type: none"> - No és necessari roscar-lo. - El forat interior és fàcil de fabricar.
Conjunt	<ul style="list-style-type: none"> - No s'adapta a les agulles de Kirschner. - Requereix la utilització del "tarot" per generar la rosca als ossos. - El forat interior cilíndric no transmet el parell torçor del roscat a l'elastòmer ni a la peça de l'escafoide. 	<ul style="list-style-type: none"> - No s'adapta a les agulles de Kirschner. - Requereix la utilització del "tarot" per generar la rosca als ossos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Dificultats per roscar la pròtesi ja que al ser un forat cilíndric és complicat transmetre un parell torçor. 	<ul style="list-style-type: none"> - Implantació agressiva i complicada a causa de les ranures. - Major temps de recuperació del teixit ossi.

Taula 4 Aspectes positius i negatius dels dissenys presentats

3.3 Disseny escollit

Estudiant la *Taula 4* s'arriba a la conclusió que el disseny més escaient és el disseny 3 (*Figura 29*), ja que és el que aporta un balanç més positiu entre avantatges i inconvenients. D'altra banda, el tercer disseny és l'únic que satisfà tots els requeriments establerts pel doctor, evidenciant d'aquesta manera la preferència per aquesta opció.

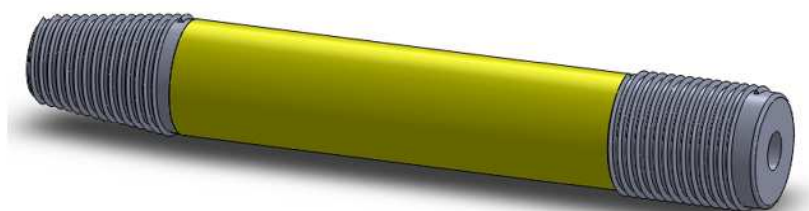


Figura 29 Disseny final escollit

No obstant, cal analitzar diversos aspectes del disseny que poden dificultar el correcte funcionament de la pròtesi.

En primer lloc, la necessitat de realitzar un forat completament cilíndric per tal que la pròtesi sigui compatible amb l'ús de les agulles de Kirschner contrasta amb el sistema de rosca autotarotant. Això és així per la dificultat d'aplicar el moviment torçor necessari per dur a terme el roscatge de la pròtesi, ja que difícilment es pugui introduir la pròtesi mitjançant la simple aplicació progressiva d'una força longitudinal aplicada a la peça de l'escafoide (*Figura 30*). Així doncs, l'elastòmer és incapaç de transmetre tota la força a la peça del semilunar a causa de la contracció que pateix i pel perill de trencament del propi elastòmer per la torsió que hauria de suportar si una de les dues peces aconseguís rosca-se i l'altra no. A més a més, cal tenir en compte que la pròtesi ha de desplaçar-se per l'agulla de Kirschner que s'utilitza com a guia i per tant la fricció entre l'agulla i la pròtesi ha de ser petita, impedit així que l'agulla pogués col·laborar amb el roscatge.

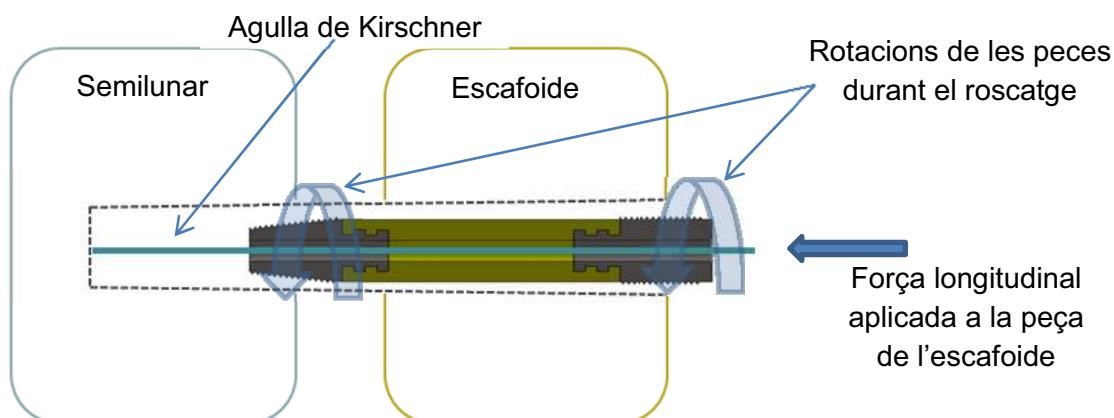


Figura 30 Procés d'inserció de la pròtesi

En segon lloc, és recomanable que el perfil de les ranures sigui rectangular enlloc de trapezoïdal (*Figura 31*). Això és necessari ja que seria pràcticament impossible arribar a mecanitzar els angles interiors de les ranures; si bé és cert, les ranures trapezoïdals es podrien fabricar amb relativa facilitat mitjançant tecnologies de fabricació additiva. Així doncs, aquesta modificació facilitaria la fabricació de les parts de titani o PEEK i reduiria les tensions puntuals a les quals es veurà afectat l'elastòmer per mantenir-se unit a les corresponents peces. No obstant, i com s'ha comentat anteriorment, amb la geometria rectangular es perd part de la fortalesa de la unió entre materials.

Seguint amb les ranures, es podria plantejar la realització de petits forats transversals per tal de millorar la unió de les peces del semilunar i l'escafoide amb l'elastòmer, ja que la silicona utilitzada es podria introduir als orificis per agafar-se millor a la peça (*Figura 31*).

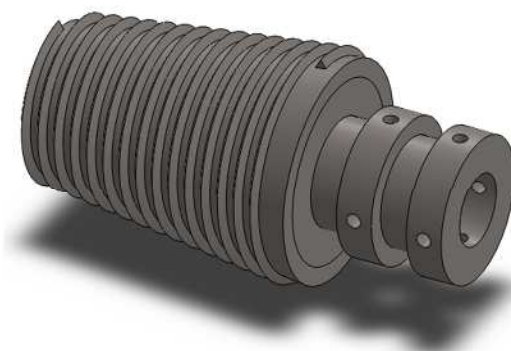


Figura 31 Peça del semilunar amb ranures rectangulars i foradades

Per últim cal valorar si és necessari arrodonir els extrems de les peces de titani o PEEK. En el cas de la peça del semilunar pot interessar tenir els extrems de la rosca amb aresta viva per facilitar l'obertura del pas de rosca. Pel que fa a la peça de l'escafoide l'extrem arrodonit redueix l'abradió de l'os ja que no es tindran tensions puntuals tan grans.

Així doncs, un cop finalitzat tot el procés de disseny i analitzats els aspectes anteriors, es determina que la opció més adequada per fabricar amb els mitjans disponibles al taller de l'Escola Politècnica Superior és la del disseny 3, amb l'única adaptació de les ranures rectangulars i no helicoidals (per adaptar-se a les possibilitats del torn Okuma). Cal remarcar que els forats transversals no es realitzaran degut a les petites dimensions de només 0,2 mil·límetres de diàmetre a escala real.

A la *Figura 32* es mostra la disposició final de la pròtesi implantada.

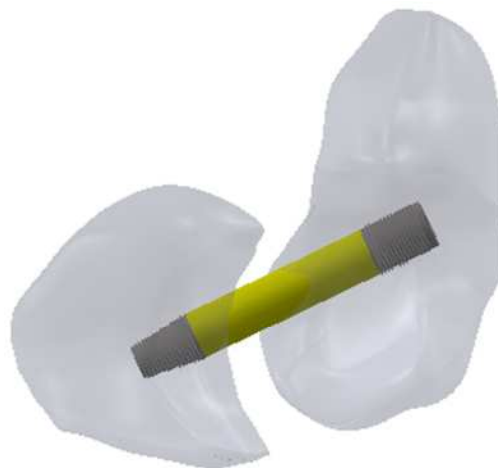


Figura 32 Representació de la pròtesi final implantada

A la *Figura 33* i la *Figura 34* es mostren les característiques principals de la pròtesi fabricada.

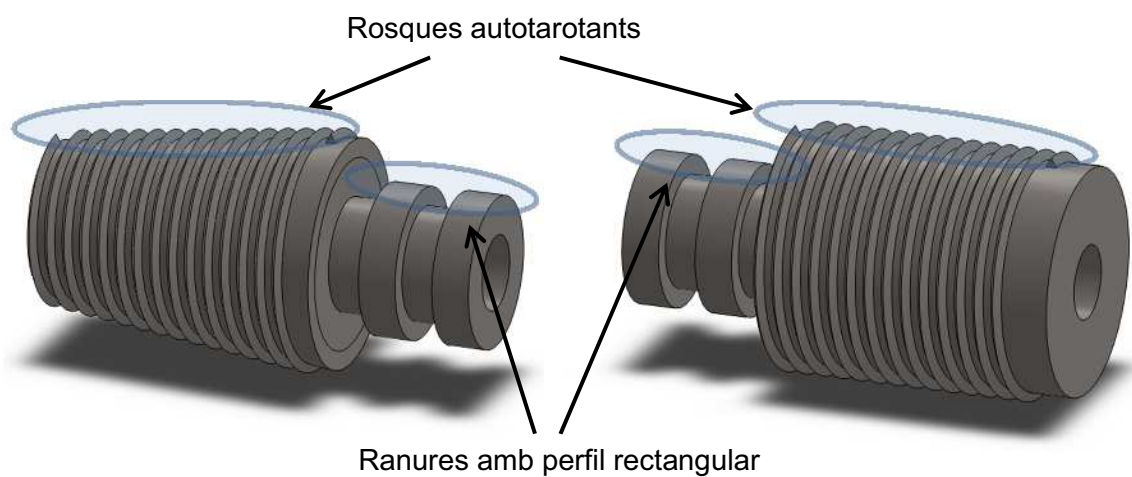


Figura 33 Peces de titani del semilunar i l'escafoide respectivament

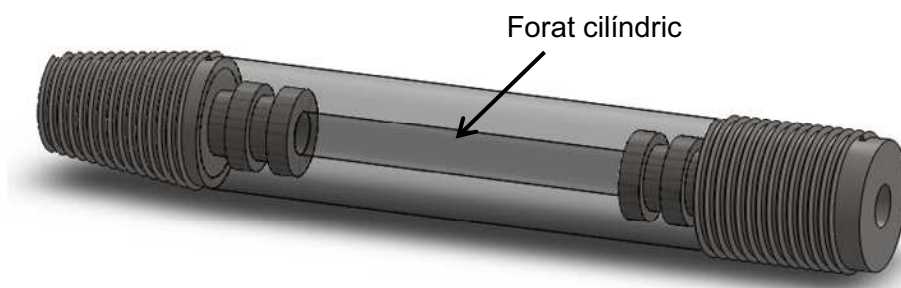


Figura 34 Vista de la pròtesi final amb l'interior de l'elastòmer visible

Finalment, la *Figura 35* mostra el plànol de la pròtesi. Els plànols de les peces de la pròtesi, així com de la pròtesi fabricada completa i el corresponent plànol d'ubicació es poden veure al Document número 2 Plànols (plànols 21, 22, 23, 24 i 25).

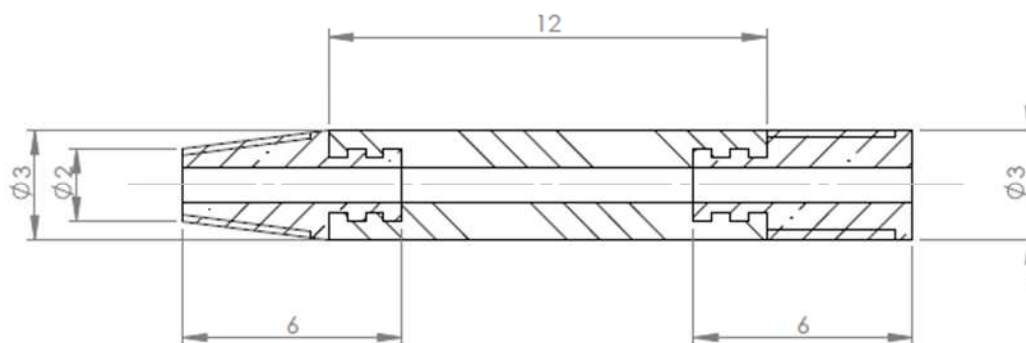


Figura 35 Plànol de la secció longitudinal mitja de la pròtesi

3.3.1 Processat de les imatges de la pròtesi en l'entorn real

Un cop es disposa de les imatges, la seqüència d'operacions realitzada ha consistit en les següents fases:

- 1) **Obtenció d'imatges del canell en format DICOM.** L'obtenció d'imatges reals del canell té com a objectiu aconseguir la representació en tres dimensions de l'anatomia òssia de l'articulació per poder-la treballar amb el software pertinent i entendre millor les necessitats de la pròtesi. Així doncs, es requereix obtenir les imatges del canell en format DICOM⁵. Existeixen diverses proves mèdiques amb aquest format, les quals tenen diferents característiques i cal escollir la més adequada en funció de les necessitats del diagnòstic a realitzar. En el cas tractat es poden utilitzar radiografies o TACs.
 - **Radiografia:** imatge obtinguda per mitjà d'una font de radiació d'alta energia (raigs X o radiació gamma) procedent d'isòtops radioactius (Iridi 192, Cobalt 60, Cesi 137, etc.). Quan s'interposa un objecte entre la font de radiació i el receptor, les parts més denses apareixen amb diferents tons d'una escala de grisos, en funció inversa a la densitat de l'objecte. Es tracta d'una única imatge en dues dimensions, de tal manera que no es pot considerar la seva utilització per el posterior tractament ja que no aportaria tota la informació necessària. D'altra banda, cal tenir present que és una prova nociva pel pacient degut a les radiacions emeses, i que a vegades requereix un contrast. (*Figura 36*).

⁵ 'DICOM: Digital Imaging and Communations in Medicine Format'.



Figura 36 Radiografia del canell

- TAC (Tomografia Axial Computeritzada): permet detectar fractures òssies, tumors, coàguls de sang, signes de malalties cardíaques i hemorràgies internes. Es pot considerar com un seguit de radiografies consecutives que sobreposades acaben constituint el resultat final de la prova. Com en el cas de les radiografies utilitza raigs X, i a vegades requereix un contrast. El TAC serà la prova utilitzada per desenvolupar el projecte ja que permetrà apreciar amb claredat la separació entre l'escafoide i el semilunar, evidenciant la problemàtica del lligament, encara que aquest no es pugui visualitzar de forma directa. Degut als afectes secundaris d'aquest mètode s'ha optat per utilitzar proves ja existents de pacients, evitant així la radiació innecessària.
- 2) Treballar amb les imatges mitjançant el programa informàtic InVesalius⁶, per tal de trobar-ne el set-up adequat que permeti apreciar amb la qualitat òptima les característiques necessàries. (Figura 37).

⁶ InVesalius és un software per la reconstrucció en 3D d'imatges mèdiques. La seva entrada és una seqüència d'arxius DICOM d'imatge 2D adquirida mitjançant Tomografia Computeritzada TC o Resonància Magnètica (RM). El software també permet la generació d'arxius STL, per tal que l'usuari pugui imprimir els models físics 3D de l'anatomia del pacient utilitzant sistemes de prototipat ràpid.

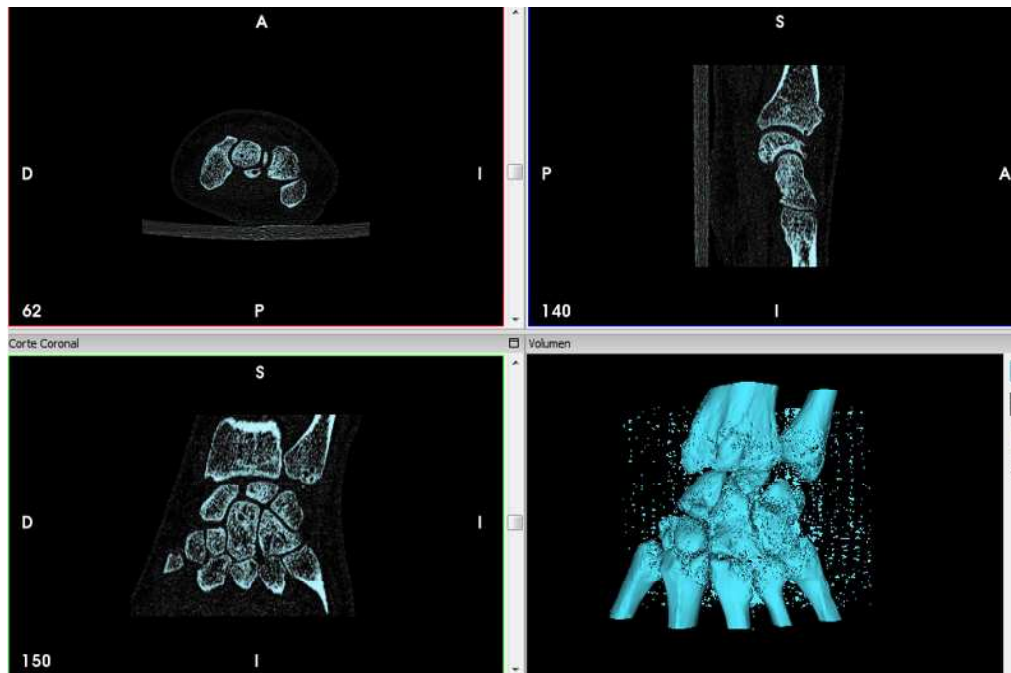


Figura 37 Imatge d'un TAC amb el programa InVesalius (TAC cedit per l'Hospital de Sant Celoni)

- 3) Un cop s'han obtingut les imatges pertinents cal convertir-les en format STL⁷. Aquest procés es porta a terme des del mateix InVesalius.
- 4) Transformar les imatges en format STL a IGES. En aquest pas s'ha utilitzat el programa PolyTrans⁸.
- 5) Tractament de les imatges obtingudes en IGES mitjançant el programari Rhinoceros i SolidWorks (Figura 38).

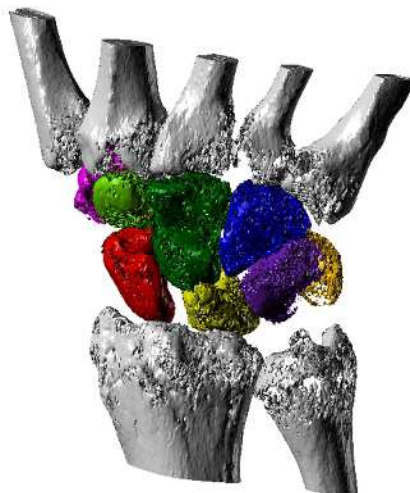


Figura 38 Representació en 3D dels ossos del canell mitjançant Rhinoceros

⁷ STL: STereoLithography

⁸ PolyTrans és un software destinat al tractament d'imatges en 2D i 3D: manipulació, visualització, translació, animació i renderitzat per CAD, VisSim & DCC Professionals.

- 6) Anàlisi d'elements finits de la pròtesi mitjançant el software ANSYS. S'han començat a plantejar simulacions per entendre la funcionalitat de la prova, però encara estan en una fase de desenvolupament inicial (*Figura 39*).

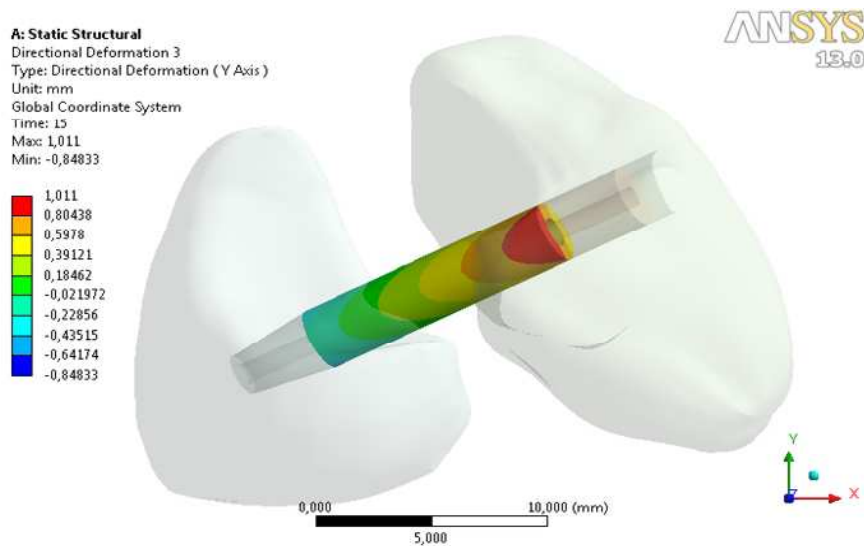


Figura 39 Exemple d'una simulació de la deformació de la silicona de la pròtesi

3.4 Comparativa del disseny presentat amb altres models existents

Un cop definit el disseny final de la pròtesi es procedeix a comparar-la amb altres models de pròtesi existents per la mateixa patologia. Per dur a terme la comparació d'una forma objectiva es recorre a la taula QFD (Quality Function Design), la qual ens permetrà valorar els diferents models en funció d'uns criteris establerts i amb una puntuació determinada. Així doncs, el criteri utilitzat serà l'adequació dels models segons els requeriments establerts.

A la *Figura 40* es mostra l'anàlisi QFD realitzat, on es compara la pròtesi dissenyada (*GREP*) amb els models comercials *Piton*, *PEEK-Optima* i *V-LoXTM* (Obedt, 2011).

Així doncs, observant el resultat obtingut es pot considerar objectivament que el disseny proposat s'adequa satisfactòriament als requeriments establerts, tot millorant alguns dels models ja existents.

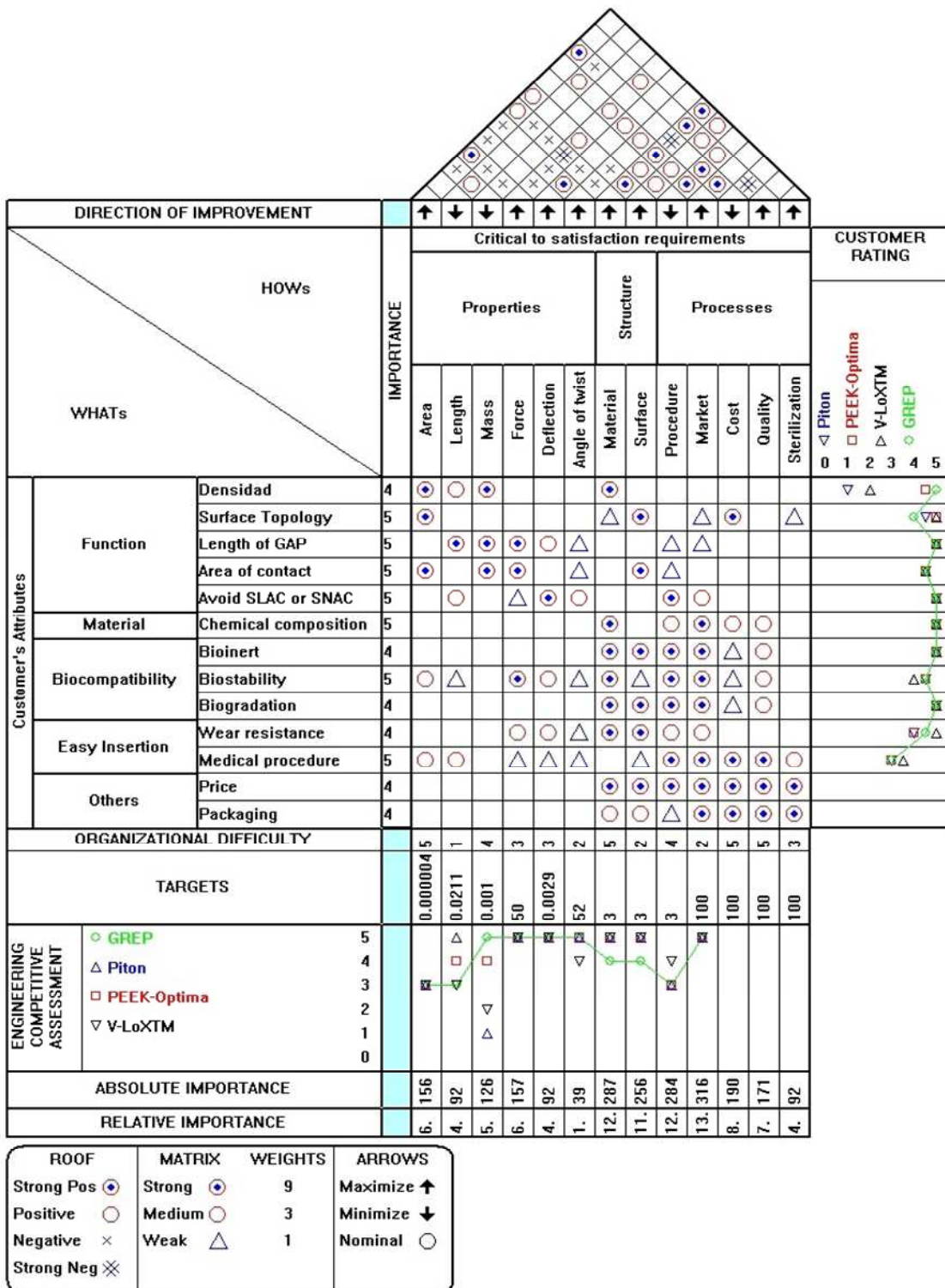


Figura 40 Anàlisi QFD del disseny presentat respecte altres models del mercat (Obedt, 2011)

3.5 Procés d'implantació de la pròtesi

La implantació de la pròtesi constarà de diverses etapes, les quals es descriuen detalladament a continuació:

- 1) A partir de les imatges del canell del pacient, obtingudes per les corresponents proves mèdiques, es determinarà la posició en la qual s'haurà de fixar el braç i la mà del pacient per fer possible la posterior perforació de l'articulació.
- 2) L'objectiu és obrir el camí de la pròtesi mitjançant un únic orifici, tot evitant malmetre altres estructures òssies, tendons, teixits lligamentosos, musculatura o vasos sanguinis. Així doncs, la inclinació definitiva, del forat s'acabarà decidint en el moment de l'operació, basant-se en la informació de què es disposi en cada cas, referent a la disposició del ossos carpals corresponents.
- 3) Es realitzarà l'orifici utilitzant una broca de 2 mil·límetres diàmetre (diàmetre de la part més estreta de l'implant), sense acabar de perforar el semilunar, el qual és l'últim ós a perforar. El forat s'ampliarà per l'efecte de pressió de la pròtesi durant la seva implantació, per tal d'adaptar-se a la mida de la pròtesi. Això és possible ja que es tracta d'ossos relativament tous; aquesta circumstància millorarà el press-fit (pressió entre implant i os).
- 4) S'introdueix una agulla de Kirschner estàndard d'1 mil·límetre de diàmetre (diàmetre intern de l'implant), fixant la punta a la part final de l'orifici, situada al semilunar.
- 5) Es col·locarà la pròtesi a l'agulla i s'introduirà tot pressionant-la per roscar-la des de l'escafoide i en direcció al semilunar (de radial a cubital) fins a la seva posició final. El fet de tenir el forat interior d'un diàmetre igual al de l'agulla pot suposar una certa resistència a l'avanç de l'implant, tot i que de la mateixa manera pot facilitar el procés de roscat si es fa girar l'agulla, ajudant així que la rosca s'obri pas a l'os i la peça avanci longitudinalment de forma adequada.

4 DISSENY DEL MOTLLE

El motlle és l'utilitatge necessari per poder generar el tub elastòmer de la pròtesi, proporcionant-li la forma cilíndrica establerta. Així doncs, haurà de satisfer un conjunt de requeriments que s'exposen a la *Taula 5* que es mostra a continuació.

	Requeriments
Funció	<ul style="list-style-type: none"> - Permetre la generació de la part elastòmera de la pròtesi mitjançant un procés de curació en un forn. - Garantir l'obtenció del model de pròtesis dissenyat.
Físics	<ul style="list-style-type: none"> - Suportar les temperatures de curació de la silicona utilitzada (en el cas tractat entre 170 i 175 °C). - Transmetre la temperatura del forn a la silicona de forma homogènia.
Materials	<ul style="list-style-type: none"> - Cal garantir la no intoxicació del materials biocompatibles utilitzats per la pròtesis. - El disseny s'ha de poder fabricar amb els materials pertinents.
Geometria	<ul style="list-style-type: none"> - S'ha d'adequar a les peces metàl·liques. - Caracteritzar l'elastòmer de la geometria cilíndrica establerta. - Adaptar-se als suports i elements auxiliars necessaris per la preparació i viabilitat del procés. - Garantir l'estanqueïtat del motlle durant el procés de curació.
Fabricació	<ul style="list-style-type: none"> - Cal possibilitar la fabricació mitjançant recursos propis de la universitat. - Minimitzar temps i costos derivats dels processos de fabricació.

Taula 5 Requeriments del motlle

Repetint el procés seguit en el disseny de la pròtesi, per constituir un model de motlle útil i eficaç s'han proposat dos tipus de motlles: el rectangular i el cilíndric. Pels dos models s'han plantejat algunes modificacions amb la finalitat d'obtenir el sistema més pràctic i fàcil de fabricar, però mantenint com a prioritat principal la funcionalitat i eficàcia del mateix. A continuació s'analitzen els models dissenyats.

4.1 Disseny del motlle rectangular

4.1.1 Model 1

La primera opció valorada ha estat la utilització d'un motlle de geometria cúbica constituït per dues parts d'iguals dimensions. A la part central del motlle s'habilitarà l'espai necessari per col·locar-hi els diversos elements del conjunt, tot reproduint la geometria exacta de la pròtesi, repartida equitativament entre les parts superior i inferior del motlle.

D'altra banda, la unió entre ambdues seccions es realitzarà mitjançant encaixaments cilíndrics (versió 1) o cònics (versió 2) habilitats a una de les dues parts, els quals s'introduiran als forats generats en l'altra (*Figura 41*). Les característiques dimensionals es poden veure als plànols 26, 27, 28 i 29 del *Document número 2 Plànols*.

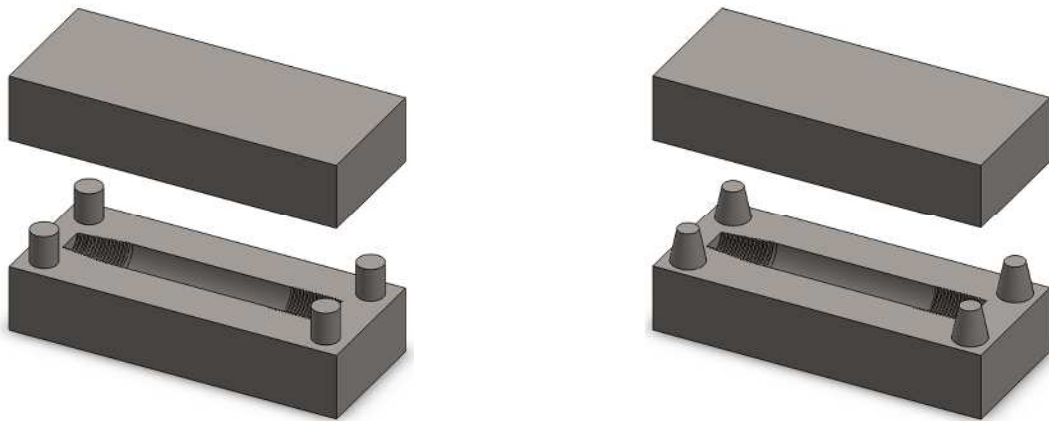


Figura 41 Versió 1 i 2 del primer model de motlle rectangular

Analitzant les característiques d'aquest model s'arriba ràpidament a la conclusió que la reproducció de les rosques al motlle seria molt difícil d'obtenir i encarriria notablement tot el procés, augmentant el temps de mecanitzat i de processat del CAM. Tanmateix, l'objectiu del motlle és donar forma a l'elastòmer, i per tant no és necessari reproduir fins a l'últim detall geomètric la disposició de les parts metàl·liques, les quals es poden fixar d'altres formes com es demostra en els següents dissenys.

4.1.2 Model 2

Es tracta d'una evolució del primer model amb les següents modificacions (*Figura 42*):

- Motlle sense rosca: es suprimeix la rosca del motlle tot seguint les conclusions extretes anteriorment.
- Suports per les peces: s'adapten els elements interiors del motlle per tal de resoldre el canvi superficial, tot garantint la integritat del perfil autotarotant de les rosques. Així mateix, la nova disposició del suport garantirà la continuïtat lineal dels eixos de cada part de la pròtesi per tal d'obtenir un únic eix comú. Per aconseguir-ho s'allarga la tija interior fent-la sobresortir pels extrems de les peces metàl·liques i generant un espai equivalent en el motlle, assimilant-se a un negatiu de la peça, on es col·locaran els extrems de la tija per utilitzar-la com a suport.
- Suports d'unió del les dues parts del motlle: es substitueixen els encaixaments sobreixents d'una de les parts, per uns suports independents de geometria troncocònica. Aquesta modificació permetria d'una banda adaptar-se a les possibilitats que ofereix el mercat, utilitzant un conjunt de suports estàndards, i de l'altra s'igualen les característiques dels dos segments del motlle amb la conseqüent simplificació dels procés de fabricació i optimització del disseny.

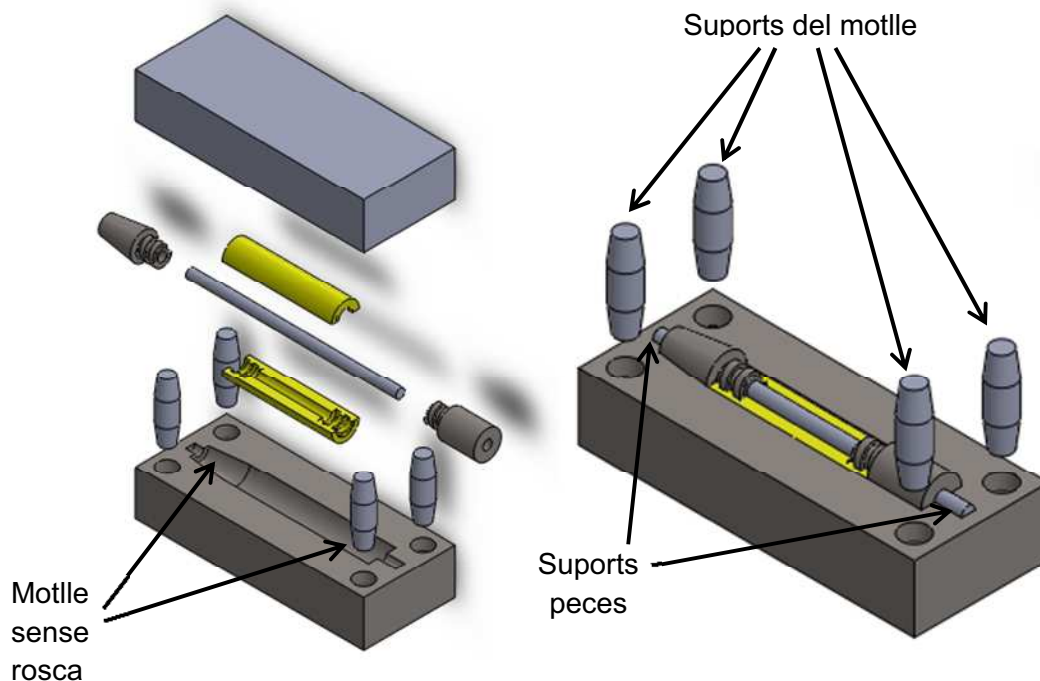


Figura 42 Composició completa Disseny 2 Motlle amb els suports i la pròtesi

A la *Figura 42* es mostren tots els elements que formarien part del procés d'emmotllat. Cal remarcar que les parts de silicona mostrades (de color groc) representen les zones on quedaria distribuït aquest material, però a la realitat es tracta d'una pasta que cal repartir homogeniament al motlle i que un cop realitzat el procés de curació adquireix aquest estat consistent i, evidentment, la part superior i inferior d'elastòmer quedarien unides en una de sola un cop finalitzat tot el procés (veure plànols 30 i 31 del *Document número 2 Plànols*).

4.2 Disseny del motlle cilíndric

Amb la intenció de simplificar la fabricació de l'utilatge es proposa construir un motlle completament cilíndric, el qual es podria fabricar amb un torn de la mateixa manera que s'ha vingut fent amb les parts metàl·liques de la pròtesi. D'altra banda, el motlle estarà constituït per dues parts tot dibuixant-se un tall transversal entre elles, a diferència del tall longitudinal emprat fins al moment (*Figura 43*).

Aquest nou concepte aporta dues avantatges a destacar:

- Optimització del material: amb menys quantitat d'aquest s'obtindrà el mateix resultat.
- Transferència de temperatura uniforme: el gruix del motlle es mantindrà constant al llarg de la pròtesi, possibilitant una transferència uniforme de l'escalfor a tota la superfície de silicona. D'aquesta manera, la temperatura d'un punt de la silicona situat a un diàmetre determinat del tub serà la mateixa que qualsevol altre punt situat a un mateix diàmetre sigui quina sigui la seva posició longitudinal.

No obstant, la nova disposició comportarà una major dificultat de muntatge del conjunt, la qual s'accentuarà en el desemmotllatge per la fragilitat de la pròtesi i el perill de trencament de la silicona, especialment a les unions.

Pel que fa a les característiques geomètriques del nou disseny cal destacar les següents:

- Unió entre les dues parts: es durà a terme mitjançant el mandrinat d'una de les parts tubulars i el cilindrada de l'altra, tot obtenint una unió amb ajust indeterminat (ni serratge ni joc).
- Extrems exteriors foradats: es realitza un orifici de diàmetre superior al del forat interior de la pròtesi, però inferior al diàmetre exterior de les peces metàl·liques, per tal de permetre el posterior desemmotllament amb l'ajuda d'un punxó del mateix diàmetre que l'orifici creat.
- Reproducció de les peces metàl·liques a l'interior del motlle: s'han previst dues possibles variants del motlle per ubicar-hi les peces:
 - Espai cònic (versió 1): d'aquesta manera la peça corresponent al semilunar quedaria ben fixada, tot i que es podria malmetre la rosca. D'altra banda, la fabricació seria més dificultosa.
 - Espai cilíndric (versió 2): d'aquesta manera es podria utilitzar tant una part com l'altra del motlle per qualsevol de les dues peces indistintament. En aquest cas, seria aconsellable utilitzar la part curta del motlle per la peça corresponent a l'escafoide, reduint així la fricció de la rosca amb el motlle durant els processos d'emmotllat i desemmotllat. D'altra banda, la fabricació serà més senzilla i ràpida.

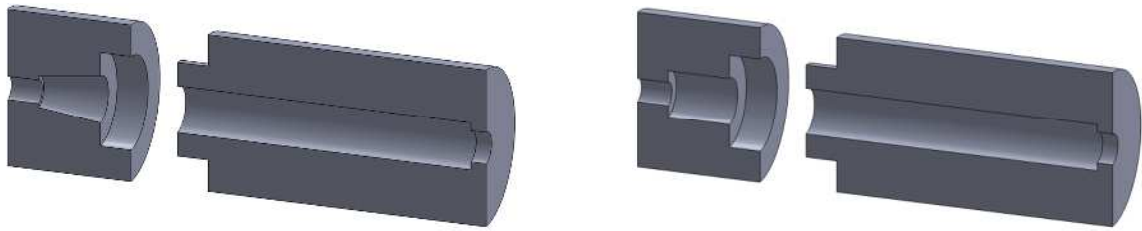


Figura 43 Vista interior de les versions del disseny del motlle cilíndric

Per la fabricació del motlle s'ha optat finalment per la versió 2, corresponent als plànols 32 i 33 del *Document número 2 Plànols*. A la *Figura 44* es mostra la disposició final del motlle amb la pròtesi un cop preparat tot el conjunt per procedir a la curació de la silicona.

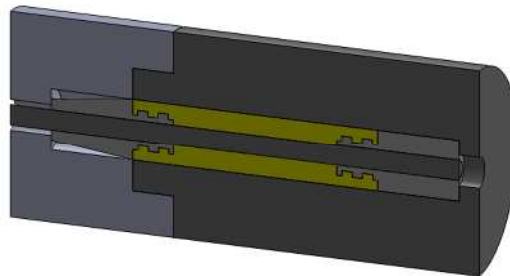


Figura 44 Vista interior del motlle complet amb la pròtesi (versió 2)

4.3 Solució final del motlle

Inicialment, com a solució final del motlle es va optar per la segona versió del darrer disseny, tot buscant la màxima simplicitat per poder realitzar les primeres proves de curació de la silicona amb certa agilitat. Els resultats obtinguts, tot i no ser els idonis, van ser bastant satisfactoris ja que la consistència de l'elastòmer és l'òptima, però la unió entre la peça col·locada a la part curta del motlle i la silicona es trenca durant el procés de desemmotllament.

Aquestes circumstàncies fan palesa la necessitat de partir el motlle per complet mitjançant un tall longitudinal, el qual hauria de permetre una execució simple i efectiva de tot el procés. Així doncs, el motlle definitiu és com es mostrat a la *Figura 44*, però en aquesta ocasió la imatge mostrada no es tractaria d'una vista interior, sinó de dues de les quatre parts que acabaran constituint el motlle. Cal comentar que les parts seran simètriques i iguals per parelles, i que se'n garantirà la unió mitjançant pinces externes.

5 FABRICACIÓ DE LA PRÒTESI I EL MOTLLE

El procés de fabricació desenvolupat per obtenir un prototip de pròtesi s'ha dut a terme al taller mecànic de l'Escola Politècnica Superior, sense la necessitat de recórrer a tallers externs. D'altra banda, s'han utilitzat els materials disponibles al taller (acer i PVC) per a la realització de les proves. Tot i que ni aquests materials ni els processos de fabricació utilitzats no són aptes per l'obtenció d'una pròtesi biocompatible, es considera una bona presa de contacte per començar a determinar la viabilitat del disseny de pròtesi presentat.

Al *Document Número 6 Seguiment d'execució* es descriu el procés a seguir per la fabricació dels prototips de la pròtesi, així com del motlle utilitzat per generar-la. A la *Figura 45* es mostra el prototip de pròtesi a escala 2:1 que s'ha aconseguit fabricar.



Figura 45 Prototip de pròtesi fabricat

6 RESUM DEL PRESSUPOST

El pressupost d'execució material d'aquest projecte és de **4.704,46 € (QUATRE MIL SET-CENTS CINQUANTA-QUATRE euros AMB QUARANTA-SIS cèntims)**.

Els costos derivats en concepte de disseny i desenvolupament del present projecte són de **5.484,10 € (CINC MIL QUATRE-CENTS VUITANT-QUATRE euros AMB DEU cèntims)**.

El pressupost total del treball fi de carrera, que es troba complert al Document Número 5 Pressupost, ascendeix a un total de **10.188,56 € (DEU MIL CENT VUITANTA-VUIT euros AMB CINQUANTA-SIS cèntims)**.

7 RELACIÓ DE DOCUMENTS

Els documents que conformen aquest projecte són els següents:

Document Número 1: Memòria i annexos

Document Número 2: Plànols

Document Número 3: Plec de condicions

Document Número 4: Estat d'amidaments

Document Número 5: Pressupost

Document Número 6: Seguiment d'execució

8 CONCLUSIONS

El treball de fi de carrera "Disseny i fabricació d'un dispositiu per resoldre la inestabilitat del lligament escafolunar" ha permès avançar en l'evolució d'una pròtesi que permeti substituir de forma adequada el lligament escafolunar. Les sinèrgies existents entre l'equip mèdic representat pel Traumatòleg Antoni Salvador Albarracín de l'Hospital Sant Celoni i els membres del GREP que han intervingut en alguna de les diverses fases del projecte, demostren que es pot avançar molt en el camp de la biomedicina.

Pel que fa al disseny final de la pròtesi s'ha aconseguit arribar a un model que s'adequa a les recomanacions exposades pel doctor. Així mateix, s'han assolit la major part de requeriments exposats, evidenciant la millora desenvolupada respecte l'estat de l'art actual existent per aquesta patologia. No obstant, encara queden alguns aspectes per millorar i que cal analitzar amb deteniment per arribar a la creació final d'una pròtesi implantable.

Pel que el procés experimental d'aquest projecte s'ha hagut de restringir la fabricació a l'aplicació de processos i materials no biocompatibles, per motius de cost, tot i que aquesta circumstància no ha impedit començar a extreure les primeres conclusions derivades de la construcció de la pròtesi. En primer lloc, s'ha fet evident que és possible fabricar les peces metàl·liques de la pròtesi a escala 2:1 amb la maquinària disponible al taller mecànic de l'Escola Politècnica Superior de la Universitat de Girona. Tot i això, el torn Okuma, utilitzat per la fabricació a escala 2:1, ha demostrat tenir certes mancances alhora de generar models a escala real, tot i que és possible resoldre aquesta situació mitjançant la utilització d'eines adequades.

En el cas de la part de silicona de la pròtesi no s'han obtingut uns resultats suficientment bons. Aquesta circumstància és deguda principalment a la manca de proves i d'exactitud del rang de temperatures del procés de curació de la silicona, i en especial a un disseny inapropiat del motlle. Així doncs, es fa evident la necessitat de replantejar el motlle, el qual hauria de permetre un desemmotllament més fàcil i còmode de la pròtesi. L'opció més adequada seria la partició longitudinal del motlle per tal de facilitar l'obertura del mateix i l'extracció de la pròtesi, sense haver d'aplicar forces excessives que en malmeten la part de silicona i el perfil de la rosca.

Finalment, es plantegen un seguit de mesures que caldrà prendre en un futur, destinades a fabricar la peça de forma correcta i a escala real, així com simular i testejar la seva funcionalitat. Aquest conjunt de conclusions es resumeixen en forma de treballs futurs al següent apartat.

9 TREBALLS FUTURS

Per continuar el desenvolupament de la pròtesi es plantegen un seguit de treballs futurs que caldria desenvolupar.

En primer lloc cal aconseguir fabricar un prototip a escala real, preferiblement amb la maquinària disponible a la universitat. Per aconseguir-ho serà necessària l'adquisició de noves eines més adequades que permetin assolir la geometria requerida, especialment per les rosques i les ranures. A més, s'hauran d'obtenir bons acabats, imprescindibles per la funció que ha de desenvolupar la pròtesi, minimitzant per tant els efectes vibratoris durant el mecanitzat. Així doncs, es recomana utilitzar eines de la marca Mitsubishi, ja que disposen de característiques tècniques força adequades. Aquest procés hauria de permetre demostrar si el torn Okuma del taller és capaç d'assolir els requeriments establerts per la construcció del prototip. En cas que no fos possible s'hauria d'externalitzar la fabricació final de la pròtesi a tallers especialitzats per peces petites i d'aquestes característiques.

Paral·lelament a l'evolució de la fabricació caldrà simular la pròtesi mitjançant la utilització de programes d'elements finits, per contrastar si el disseny és viable i si la pròtesi serà capaç de dur a terme la seva funció. A dia d'avui ja s'han començat a fer simulacions amb ANSYS, basant-nos en les dades trobades a la literatura referents als desplaçaments dels ossos del carp quan s'efectua un moviment de la mà. Per tant, d'una banda caldrà seguir evolucionant els models ja preparats, i de l'altra seria pertinent començar a simular la resposta de la pròtesi en casos d'esforços sotmesos per forces externes. Cal remarcar que aquestes simulacions permeten obtenir el comportament de la pròtesi un cop instal·lada, però no és possible verificar la seva viabilitat durant el procés d'implantació.

Tot seguit s'haurien de realitzar un seguit de tests de la pròtesi amb ossos d'animals, per acabar-la provant amb cadàvers. Aquestes proves haurien de permetre verificar el funcionament adequat de la pròtesi i comprovar si el procediment d'implantació és viable. Caldrà prendre especial atenció amb les dificultats que puguin sorgir per introduir la pròtesi als ossos, o si la torsió excessiva de la silicona durant la implantació exigeix un replantejament del disseny. Per tant, durant el procés de proves de la pròtesi és recomanable determinar la metodologia d'instal·lació més adequada pel seu ús futur. Així doncs, a més dels mètodes d'implantació també seria interessant assajar amb l'aplicació de tècniques de cimentació o de fixació alternatives per tal d'observar els resultats que es poden obtenir, esperant millorar l'adhesió entre la pròtesi i els ossos.

Finalment, si els resultats obtinguts són satisfactoris es podria procedir a la fabricació d'una pròtesi implantable utilitzant materials i processos de fabricació biocompatibles; concretament s'ha determinat que caldria utilitzar titani Ti-6Al-4V i la silicona biocompatible, a més de les instal·lacions preparades i compatibles amb la fabricació de pròtesis mèdiques implantables. En cas contrari s'hauria de replantejar el disseny presentat. Aquest darrer pas sempre estaria subjecte a l'aprovació final del disseny per un equip mèdic i tècnic especialitzat.

Olot, 8 de juny de 2012

Francesc Soy i Viñas

10 BIBLIOGRAFIA

Bissell, Benjamin (2011). *M. Sports MD*. Consultat el 6 de juny de 2011, a sportsmd:
http://www.sportsmd.com/Articles/id/14/n/scapholunate_ligament_tear_.aspx

Camarero de la Torre, J., i Martínez Peña, A. (2003). *Matrices, moldes y utillajes: [matricería, moldes, utillajes, forja, inyección de plásticos]*. Madrid: Cie Dossat 2000.

Company, P. P., Vergara, M., Mondragón, S., & Universitat Jaume I. Servei de Comunicació i Publicacions. (2007). *Dibujo industrial*. Castelló de la Plana: Publicacions de la Universitat Jaume I, Servei de Comunicació i Publicacions.

Del Cerro M., D. I. (2007). Utilidad de la artroscopia en el tratamiento de las fracturas de extremidad distal del radio. *Patología del Aparato Locomotor Vol 5 Supl II*, 64-71.

D.E.T Shepherd, A.J. (2002). *Design considerations for a wrist implant*. Medical Engineering and Physics, 24, 641-650.

E-Hand. Com The Electronic Textbook of hand surgery. Consultat el 4 de gener de 2012, a http://www.eatonhand.com/ebook/id79_m.htm

Ehrenstein, G. W. (2001). *Polymeric materials: Structure, properties, applications*. Munich; Cincinnati, Ohio: Hanser Publishers; Hanser Gardner Publications.

Geissler, William (ed.) (2005). *Wrist Arthroscopy*. Springer, consultat el 28 d'abril de 2012, a <http://www.springerlink.com/content/978-0-387-27087-6#section=529446&page=1>

Fischli, S. (2007). *Simulation of wrist kinematics on the basis of a rigid body spring model*. Queen's University, Kingston, Ontario, Canada.

Foumani, M., Strackee, S.D., Jonges, R., Blankevoort, L., Zwinderman, A.H. Carelsen, B. Streekstra, G.J. (2009). *In-vivo three-dimensional carpal bone kinematics during flexion-extension and radio-ulnar deviation of the wrist: Dynamic motion versus step-wise static wrist positions*. Journal of Biomechanics, 42, 2664–2671.

Hand, A. S. (2006). *The art of Hand Surgery*. The American Society for Surgery of the Hand, 881

IHealth Spot Advancing Online Medicine (2011). Consultat el 4 de gener de 2012, a <http://meddb.eznetpublish.ihealthspot.com/tabid/9153/mid/14786/ContentPubID/80/ContentClassificationGroupID/-1/Default.aspx>

Información.es (2010). Consultat el 20 d'abril de 2012, a <http://www.informacion-es.com/musculos-de-la-mano/>

Internation Thread Standars. 16 de novembre de 2011, a <http://www.gewinde-normen.de/en/index.html>

Jenkins, M. (2007). *Biomedical polymers*. Boca Raton.

John J. Walsh, Richard A. Berger, i William P. Cooney, (2002). *Current Status of Scapholunate Interosseous Ligament Injuries*. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 9 (10), 32-42.

Lutz, M., Haid, C., Steinlechner, M., Kathrein, A., Arora, R., Fritz, D., Gabl, M., Pechlaner, S. (2004). *Scapholunate ligament reconstruction using a periosteal flap of the iliac crest: a biomechanical study*. Arch Orthop Trauma Surg, 124, 262-266.

Kalpakjian, S., Schmid, S. R., Sánchez García, G., Figueroa López, U., & Sandoval Palafox, F. J. (2002). *Manufactura, ingeniería y tecnología* (4a ed.). México etc.: Pearson Educación.

Mark E. Baratz, Melvin P. Rosenwasser, Brian D. Adams, Scott Hozin (2006). *Wrist Surgery. Tricks of the trade*. New York: Thieme.

Medline Plus. Consultat el 28 d'abril de 2011, a
<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ctscans.html>

Obedt, José (2011). *Científic report of IREBID PROJECT – Annex VIII*. Girona, Universitat de Girona, policopiat, 113 pàgines.

Putz, Reinhard i Sobotta, Johannes (1993 [1904-1907]). *Sobotta atlas de anatomía humana* (Tomo 1, 20ena edició). Madrid, Editorial Médica Panamericana.

Schunid, F., Cooney, W.P., Linscheid, R.L. i Chao, E. Y. S. (1995). *Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two dimensional study in the posteroanterior plane*. J. Biomechanics, 28, (5) 587-601.

Tomé-Bermejo, F. L.-E.-I.-M.-S. (2008). *Total wrist arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. Evaluation of preliminary results*. Revista. Española de cirugía ortopédica traumatología, 52, 199-205.

Wikipedia. (2011). Consultat el 19 de juliol de 2011, a
http://ca.wikipedia.org/wiki/Teixit_epitelial

Wikipedia. (2011) 16 de novembre de 2011, a
http://ca.wikipedia.org/wiki/Caragol_%28enginyeria%29

Wikipedia (2012). Consultat el 25 d'abril de 2012, a
http://en.wikipedia.org/wiki/Scapholunate_ligament

Wikipedia (2012). Consultat el 25 d'abril de 2011, a
<http://ca.wikipedia.org/wiki/Canell>

Wikipedia (2012). Consultat el 28 d'abril de 2012, a
http://es.wikipedia.org/wiki/Tomograf%C3%ADa_axial_computarizada

Wikipedia (2012) Consultat el de 30 d'abril de 2012, a
http://en.wikipedia.org/wiki/Brunelli_procedure

ANNEX A. Introducció a la inestabilitat del lligament escafolunar

Anatomia del canell

El canell humà és l'articulació establerta entre l'avantbraç i la mà. Està compost per un conjunt d'ossos, lligaments, músculs, nervis, vasos sanguinis i tendons que li permeten dur a terme els moviments de la mà d'una forma estable i precisa.

Estructura òssia

L'estructura òssia del canell consta de les extremitats distals del radi i el cúbit, els vuit ossos del carp i les bases dels metacarpis (veure *Figura 46*). El carp es pot subdividir en dues files anatòmiques: proximal (**escafoide**, **semilunar**, piramidal i pisciforme) i distal (trapezi, trapezoide, gran del carp i ganxut).

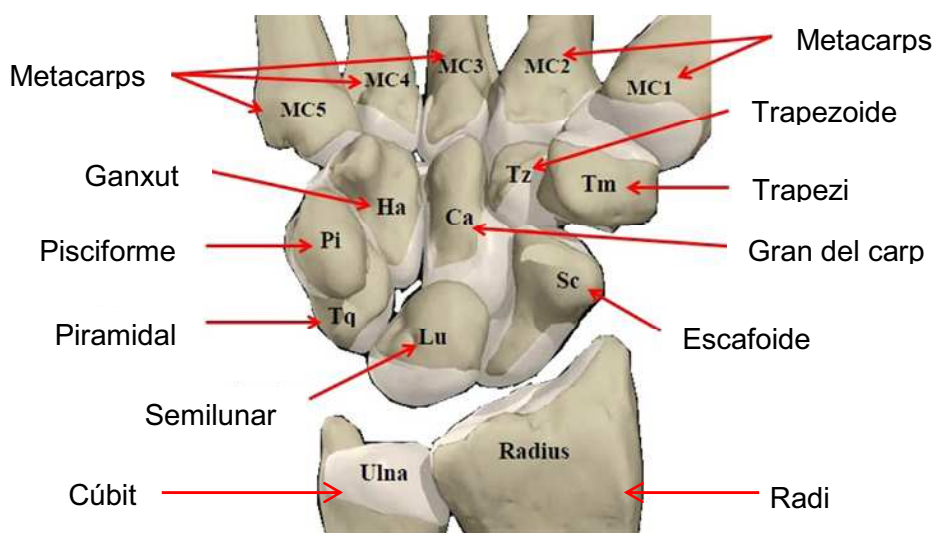


Figura 46 Visió palmar del canell dret (Fischli, 2007)

L'articulació del canell permet efectuar els moviments de flexió⁹, extensió¹⁰, abducció¹¹, adducció¹² i circumducció¹³. Això s'aconsegueix mitjançant les interaccions dels ossos del

⁹ **Flexió:** moviment pel qual els ossos o altres parts del cos s'aproximen entre si en direcció anteroposterior, paral·lela al pla sagital. És conseqüència de la contracció d'un o més músculs flexors.

¹⁰ **Extensió:** moviment de separació entre ossos o parts del cos en direcció anteroposterior. És oposat a la flexió.

¹¹ **Abducció:** moviment transversal de separació d'una part del cos respecte al pla de simetria sagital.

¹² **Adducció:** moviment pel qual una part del cos s'aproxima al pla de simetria (sagital) d'aquest. L'adducció és el moviment contrari a l'abducció.

¹³ **Circumducció:** moviment circular d'una part del cos. És una combinació dels anteriors.

carp, així com distalment amb les bases dels metacarpians, i proximalment amb la superfície articular distal del radi i el complex fibrocartílag triangular. Així doncs, el canell es divideix en tres regions principals: l'articulació ràdio-cubital distal, l'articulació radiocarpiana i l'articulació mediocarpiana (veure *Figura 47*). Les articulacions radiocarpiana i mediocarpiana permeten que el canell pugui fer moviments amunt, avall i de costat a costat (flexió / extensió / desviació). Pel que fa a la radi-cubital distal permet que l'avantbraç i la mà puguin girar (pronació / supinació).

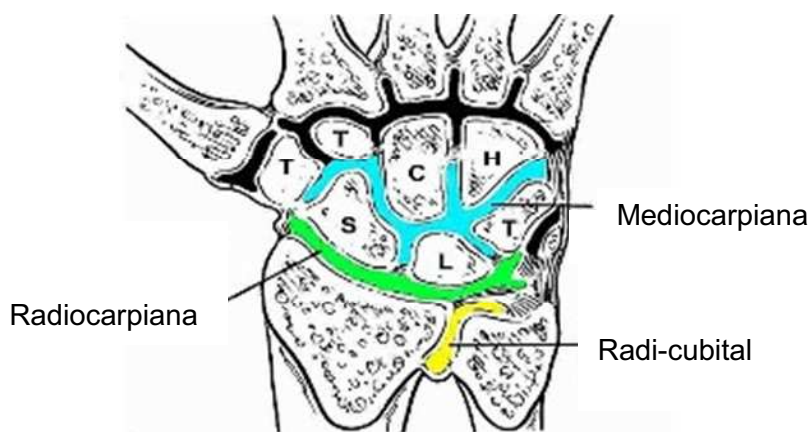


Figura 47 Articulacions del canell

Estructura lligamentosa

A més de la geometria de plans múltiples de les articulacions del carp, la tensió muscular i els tendons, l'estabilitat estàtica i funcional del canell està determinada essencialment per la integritat de l'estructura lligamentosa (veure *Figura 48* i *Figura 49*).

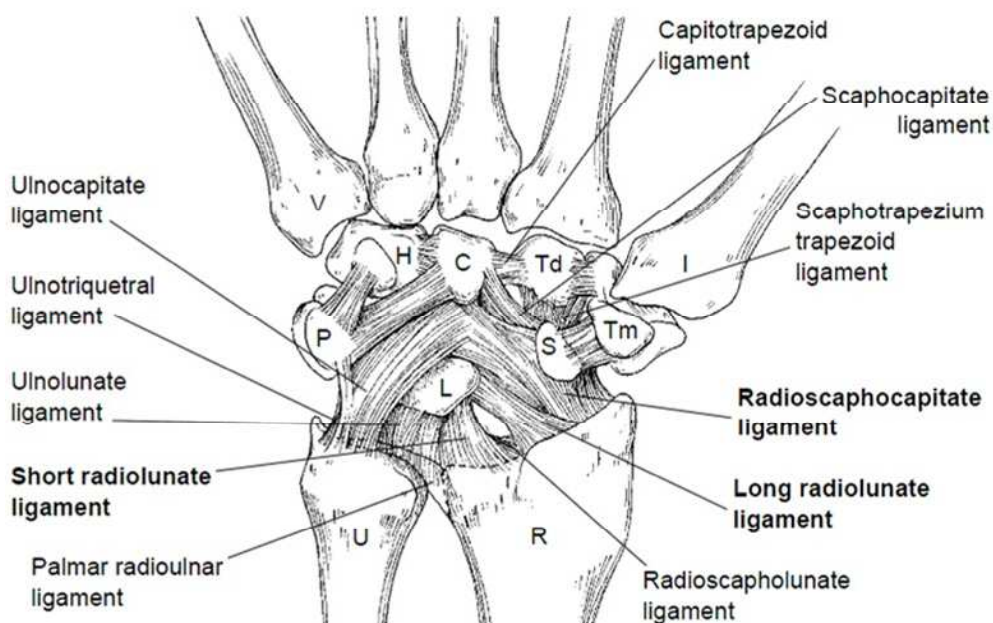


Figura 48 Visió palmar dels lligaments del canell (Walsh, 2002)

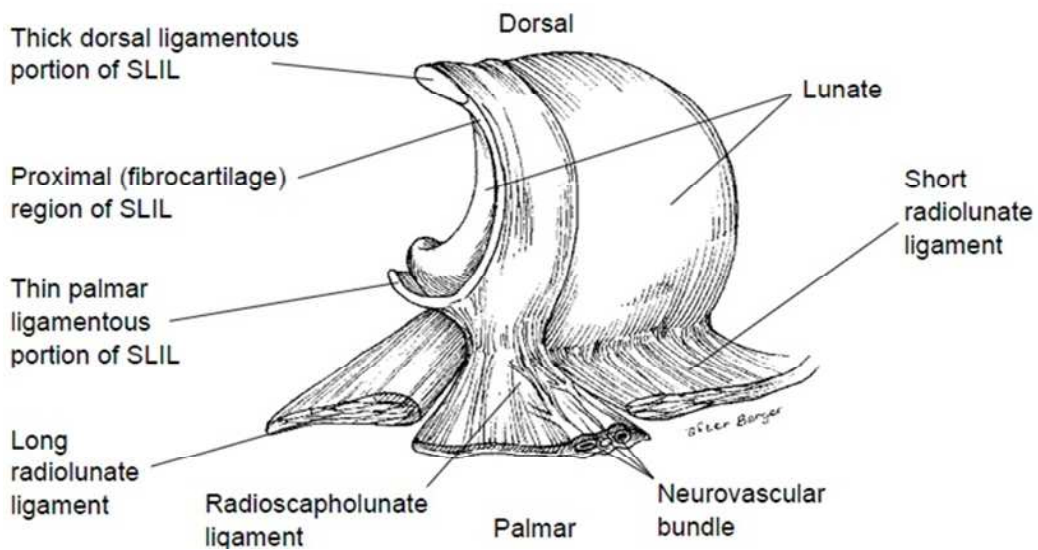


Figura 49 Distribució esquemàtica del lligament escafolunar interossi (Walsh, 2002)

Els lligaments també estableixen vincles entre els ossos que constitueixen l'articulació. Es poden distingir dos tipus de lligaments: extrínsecs (estableixen unions extracapsulars) i intrínsecs (uneixen els ossos entre si dins de l'articulació) (veure Figura 50).

El lligament intrínsec més important del canell és l'escafolunar, el qual és comparable al lligament creuat del genoll. La seva funció és unir l'os escafoide amb el semilunar, mentre que a la vegada l'os escafoide recolza l'articulació mediocarpiana.

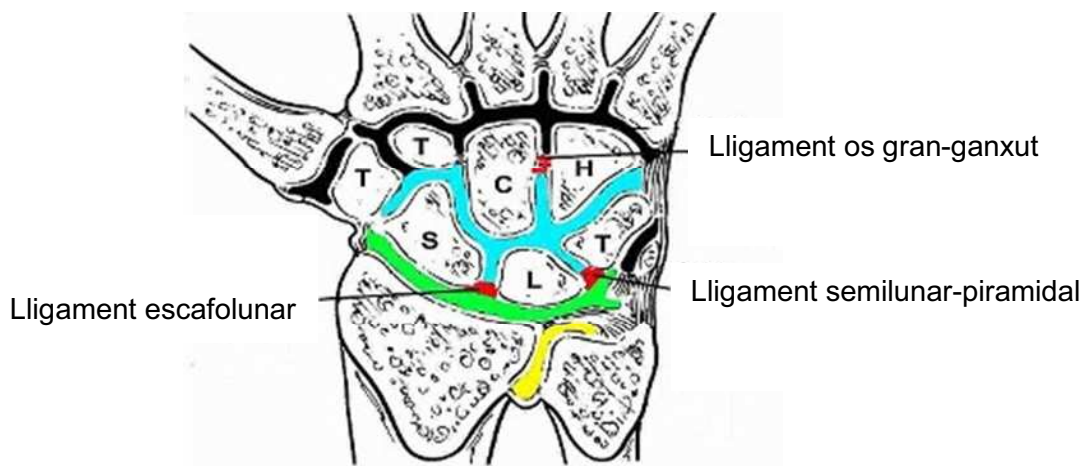


Figura 50 Lligaments intrínsecs principals del canell

D'altra banda, en la literatura s'ha observat que els primers informes sobre els lligaments i tendons revelen un comportament no lineal en la corba tensió-deformació, similar a la relaxació viscoelàstica durant la càrrega constant o cíclica (Fischli, 2007).

En aquests estudis, es van obtenir les corbes típiques de tensió-deformació per un allargament constant per als diversos lligaments del carp. Els resultats consistien en una "regió puntera", seguit per una regió quasi-lineal i una regió fracàs, segons el comportament principal representat a la *Figura 51*.

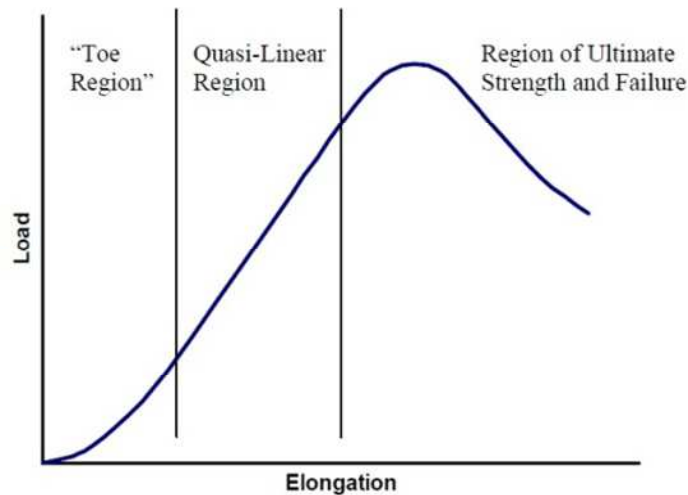


Figura 51 Corba típica de tensió-deformació dels lligaments del carp (Fischli, 2007)

Estructura tendinosa

El tendó és un feix de fibres, blanc i brillant, constituït per teixit conjuntiu, que uneix els músculs amb els ossos. El tendó és una estructura poc vascularitzada compost en un 30% de col·lagen, un 2% d'elastina i un 58% d'aigua. El col·lagen és sintetitzat pels fibroblasts i constitueix el 70% del pes sec del tendó, essent el seu punt de ruptura proper al de l'acer i proporciona la resistència tensil.

A la mà trobarem dos tipus de tendons: els flexors (regió ventral o palmar) i els extensors (regió dorsal). Veure *Figura 52*.

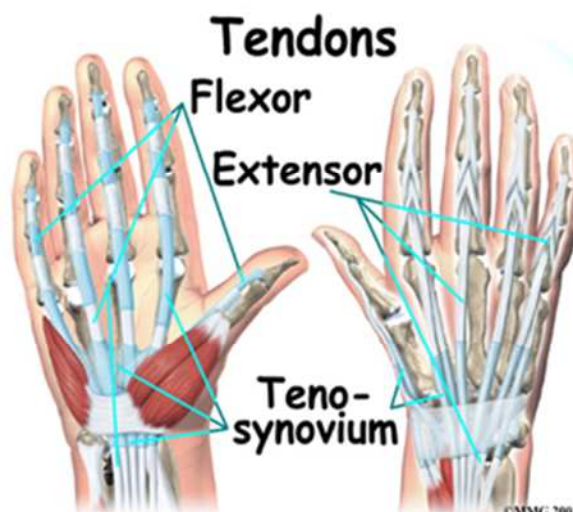


Figura 52 Distribució bàsica dels tendons de la mà

Musculatura de la mà

Els músculs s'encarreguen de controlar l'acció dels dits i el canell. Els músculs de la mà es situen a la cara palmar, la qual es divideix anatòmicament en tres regions: palmar externa (eminència tenar), palmar mitja i palmar interna (eminència hipotenar). Veure *Figura 53*.

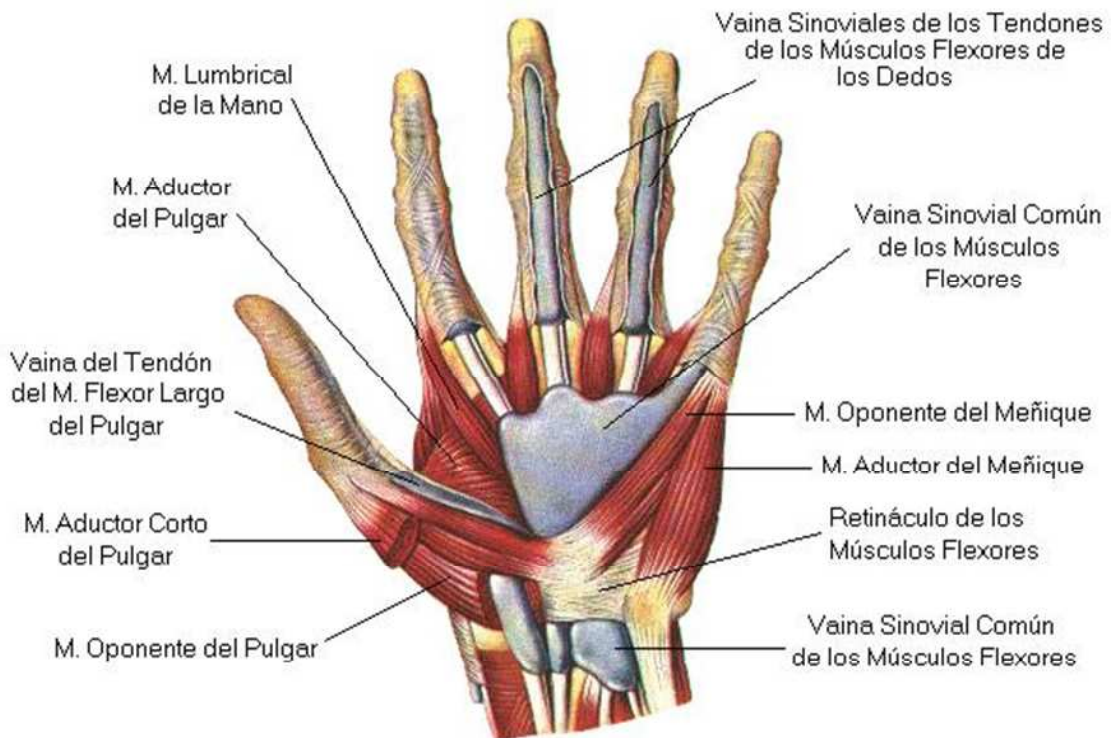


Figura 53 Musculatura palmar de la mà

Estructura nerviosa

Els nervis transporten els senyals des del cervell fins als músculs i viceversa (*Figura 54*).

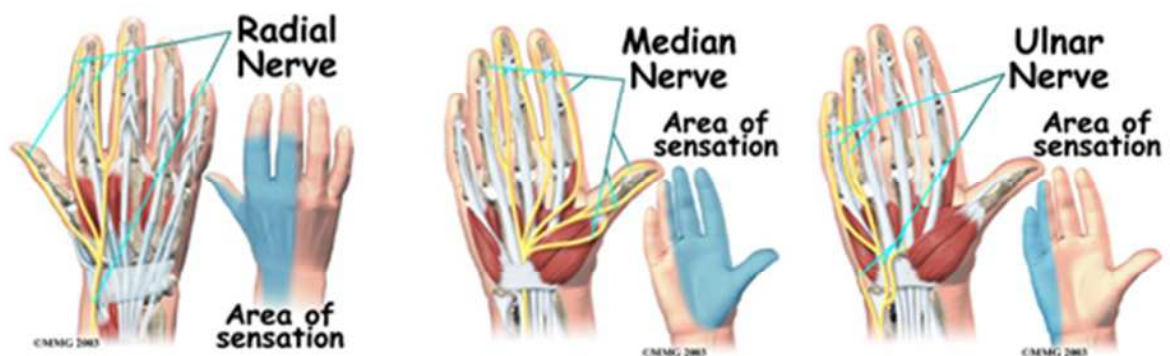


Figura 54 Estructura nerviosa de la mà

Irrigació sanguínia

Els vasos sanguinis permeten la circulació de la sang a la mà. La irrigació de la mà es realitza mitjançant les artèries radial i cubital, i per les seves branques (veure *Figura 55*). Cal destacar les branques que parteixen de l'artèria radial:

- Metacarpianes
- Arc palmar superficial
- Arc palmar profund

El sistema venós de la mà consta de venes superficials i profundes. Pel que fa a les profundes transcorren paral·leles a les artèries i es comuniquen amb les venes dorsals. En el cas de les superficials són principalment dorsals: venes dorsals digitals metacarpianes, que drenen cap a la vena basilíca i les cefàliques del costat radial.

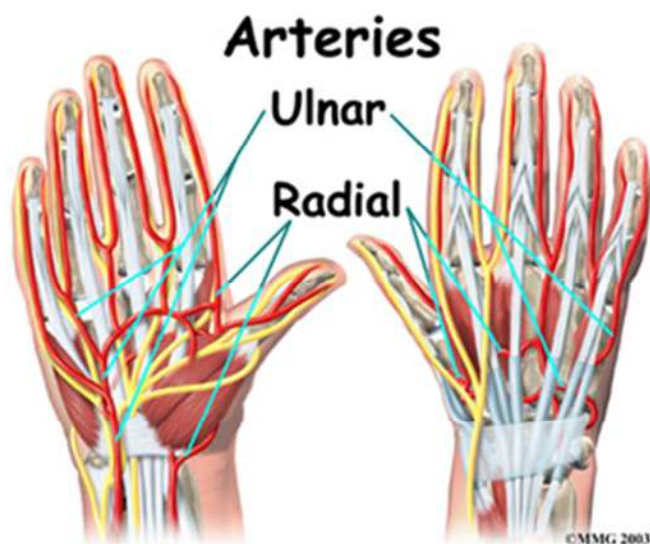


Figura 55 Artèries radial i cubital de la mà

El lligament escafolunar

El lligament escafolunar és un lligament intrarticular encarregat d'unir el pol proximal de l'escafoide amb el semilunar, tot mantenint la distància escafolunar, i estabilitzant la força de rotació palmar de l'escafoide en contra de la rotació dorsal del semilunar, garantint així un angle escafolunar adequat. A més, es tracta de l'estabilitzador principal de l'escafoide i en conseqüència del conjunt escafoide-semilunar. Es divideix en tres àrees: dorsal (part més resistent), proximal i palmar (*Figura 56*).

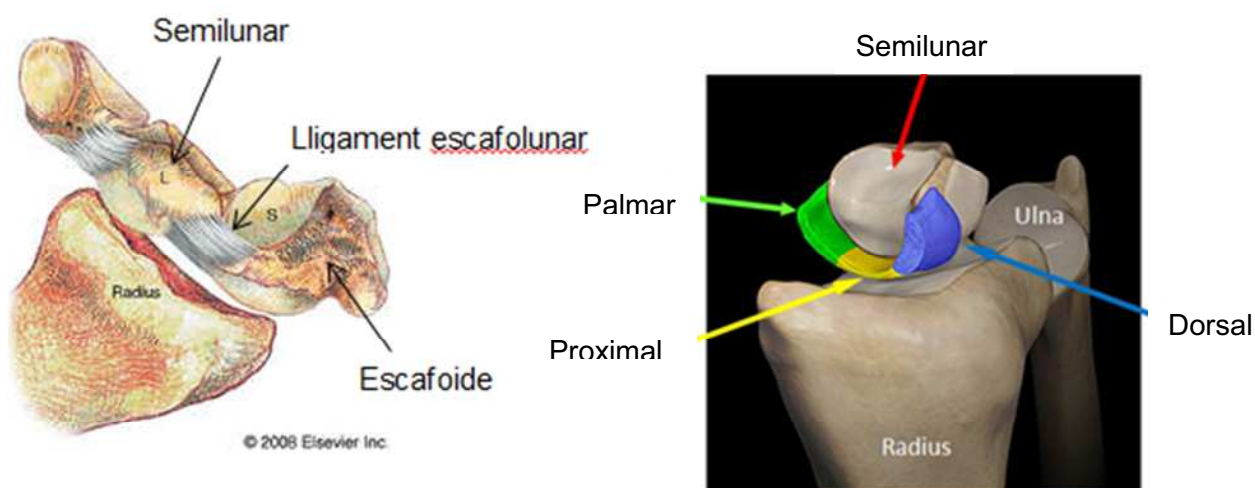


Figura 56 Emplaçament i estructura del lligament escafolunar

Patologia del lligament escafolunar

Aquesta estructura es lesiona quan el mecanisme d'hiperextensió del canell malmet el lligament escafolunar adjacent. El trencament del lligament escafolunar es produeix bàsicament per:

1. Traumatisme sever degut a un impacte o moviment bruscat amb una gran força.
2. Trencament degeneratiu; sovint degut a un traumatisme menor repetitiu.
3. Combinació dels dos anteriors.

També pot anar acompanyat d'altres lesions com una fractura de l'escafoide o una luxació del semilunar. Això pot comportar un esquinçament parcial amb dolor però sense inestabilitat. No obstant, les lesions més completes sí que poden ocasionar la inestabilitat escafolunar dinàmica, la qual comportarà un augment progressiu de la distància entre el semilunar i l'escafoide, especialment amb el canell en desviació cubital i amb el puny tancat. Existeixen diferents casos d'inestabilitat segons quina part anatòmica de l'articulació en sigui la causa:

- Inestabilitat dissociativa del carp: inestabilitat entre elements d'una mateixa fila del carp. És el cas que es dona a causa del **trencament del lligament escafolunar**.
- Inestabilitat no dissociativa del carp: inestabilitat d'una de les files del carp.
- Inestabilitat complexa del carp: inestabilitat entre elements de les dues files del carp.
- Inestabilitat adaptativa del carp: inestabilitat del carp a causa d'un factor extern a aquest (com ara el radi o el cúbit).

La interrupció completa del lligament escafolunar és un patró d'inestabilitat visible en les radiografies simples, amb l'ampliació de la bretxa escafolunar en flexió palmar de l'escafoide i la dorsiflexió del semilunar, coneguda com a Inestabilitat Dorsal del Segment Intercalar. Així doncs, un trencament del lligament escafolunar permet a l'escafoide girar de forma anormal durant el moviment del canell.

L'articulació entre l'escafoide i el radi és com tenir dues culleres disposades una sobre de l'altra. Aquestes encaixen d'una manera congruent que permet fins i tot la transferència de forces a través de l'articulació. Si l'escafoide gira independentment i de forma anormal aquesta relació congruent es perd, de tal manera que la posició entre les dues culleres passa a ser en angle recte, amb una d'elles situada sobre la part superior de l'altra; per tant, hi hauria un ajust molt pobre. Amb la nova situació, l'àrea de contacte entre els dos ossos és més petita, augmentant així les forces a suportar pels punts de contacte.

A continuació es mostra l'evolució de l'articulació deguda al trencament del lligament escafolunar (de la *Figura 58* a la *Figura 67*) (Geissler, 2005).

Disposició normal del lligament escafolunar

Per poder avaluar l'evolució angular de la inestabilitat del lligament escafolunar cal establir la metodologia aplicada en l'estudi evolutiu de la patologia. En aquest cas s'aplica la metodologia actual, tal com es mostra a la *Figura 57*.

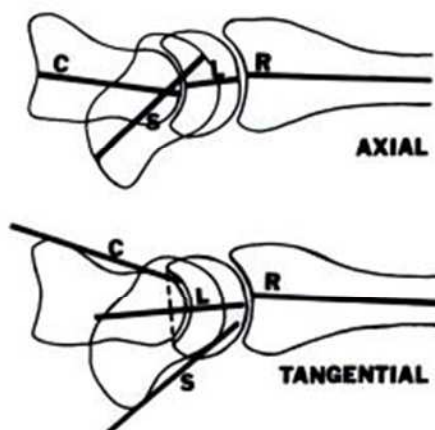


Figura 57 Mètodes axial i tangencial per mesurar els angles entre ossos del carp (Springer, 2005)

(C → Os Gran del carp, S → Escafoide, L → Semilunar)

Així doncs, es mostra el progrés de la inestabilitat tot partint d'una situació normal per un canell sa (*Figura 58* i *Figura 59*).

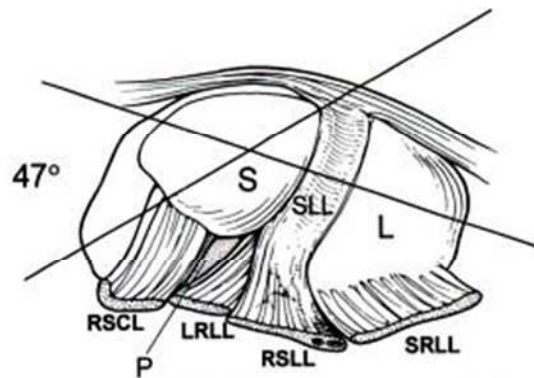


Figura 58 Disposició angular normal de l'escafoide i el semilunar

(S → Escafoide, L → Semilunar, SLL → Lligament escafolunar, RSCL → Lligament radi-escafoide-os gran, P → solc Inter lligamentós (espai de Portier), LRLl → Lligament radiolunar llarg, RSLl → Lligament radioescafolunar, SRLl → Lligament radiolunar curt)

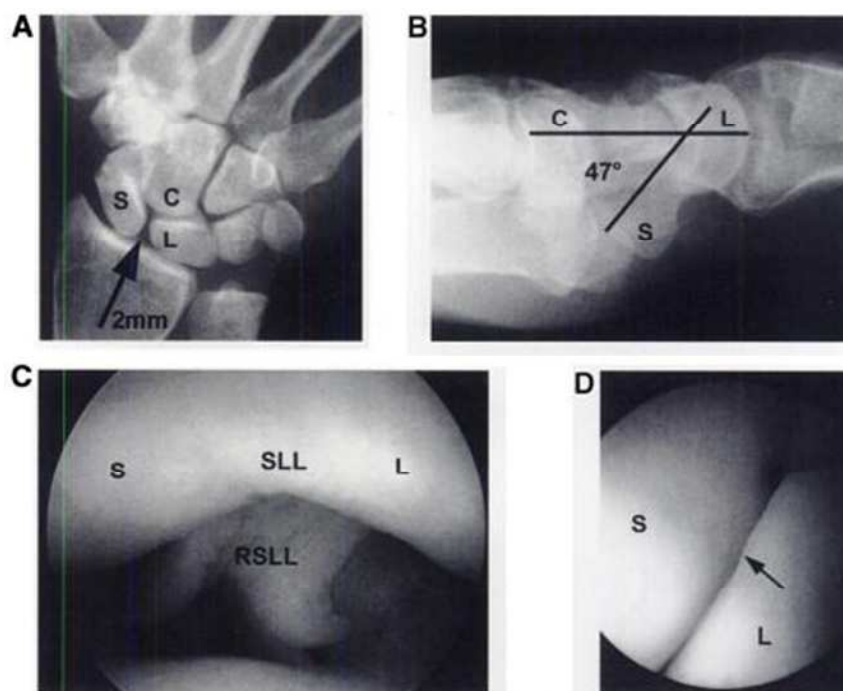


Figura 59 Disposició normal del lligament escafolunar

A. Raig-X palmar; B. Raig-X lateral; C. Imatge artroscòpica radiocarpal; D. Imatge artroscòpica intercarpal

Com es pot apreciar a la Figura 59, la distància entre l'escafoide i el semilunar és de 2mm i l'angle escafolunar és de 47°. D'altra banda, a la imatge D es pot veure com el contacte entre els dos ossos és homogeni.

Inestabilitat de grau 1

Seguint la tipologia d'imatges utilitzades per visualitzar la disposició normal del lligament escafolunar, s'analitza la situació d'inestabilitat de grau 1 i successius.

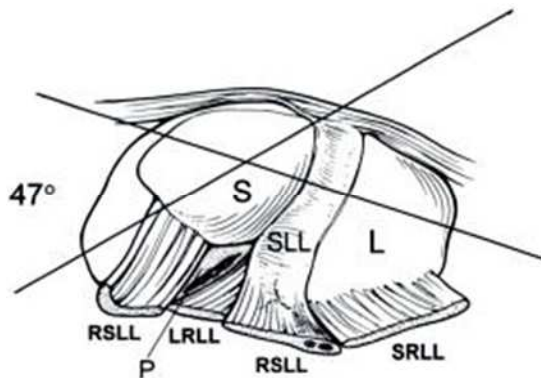


Figura 60 Disposició angular de l'escafoide i el semilunar per la inestabilitat de grau 1

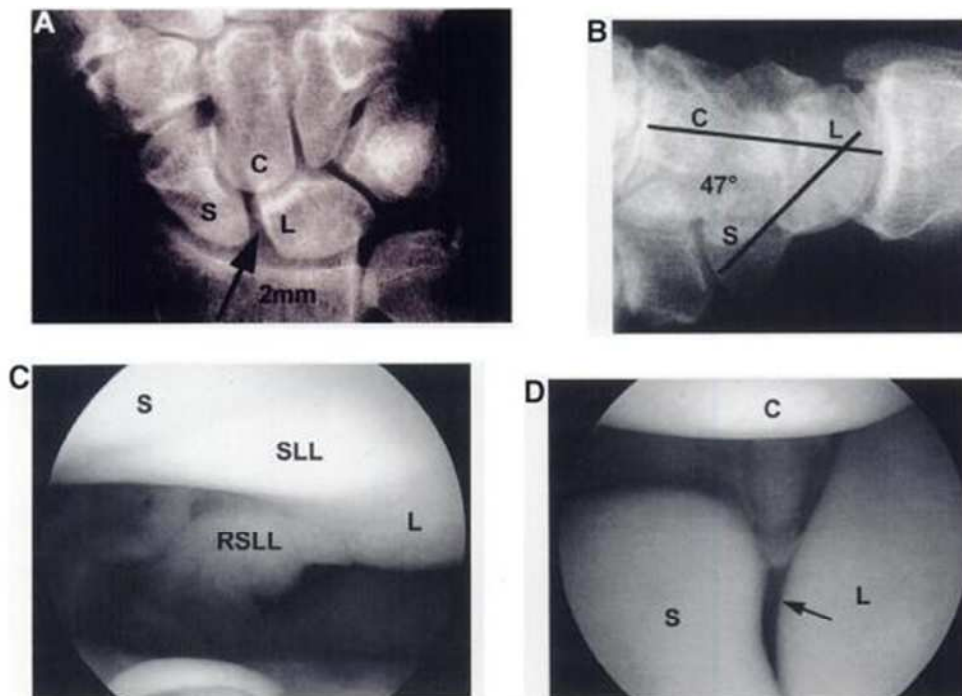


Figura 61 Imatges de raig-x i per artroscòpia de la inestabilitat de grau 1

A la primera fase de la inestabilitat es pot apreciar com el contacte entre l'escafoide i el semilunar comença a ser irregular, amb les conseqüències que això comporta (Figura 60 i Figura 61).

Inestabilitat de grau 2

Comparant amb la situació de grau 1, la nova situació és la següent (*Figura 62 i Figura 63*):

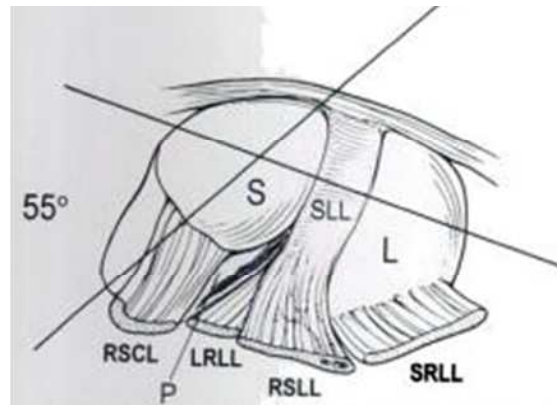


Figura 62 Disposició angular de l'escafoide i el semilunar per la inestabilitat de grau 2

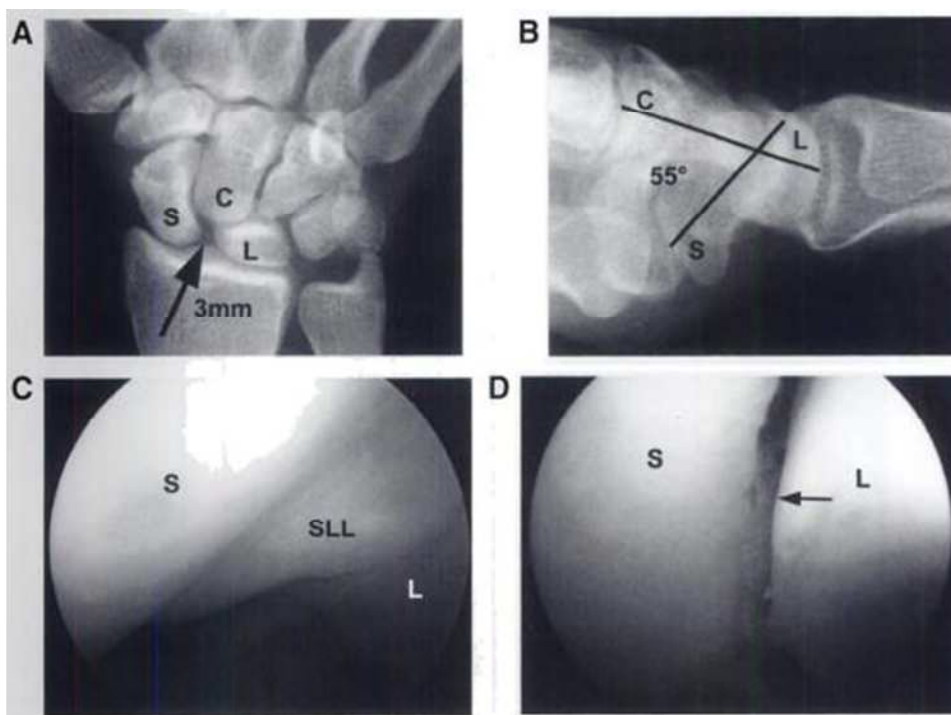


Figura 63 Imatges de raig-x i per artroscòpia de la inestabilitat de grau 2

A la segona fase la bretxa passa a ser de 2 mm a 3 mm (*Figura 63, A i D*), un augment del 50 %, mentre que l'angle també augmenta tot evolucionant dels 47° als 55° (*Figura 63, B*). Aquestes circumstàncies comporten la dislocació dels dos ossos que ja deixen de treballar en les condicions adequades, reduint-se així les possibilitats de moviment del pacient.

Inestabilitat de grau 3

En el cas de grau 3 l'afectació del lligament és més severa com es demostra a la successió de figures (Figura 64 i Figura 65).

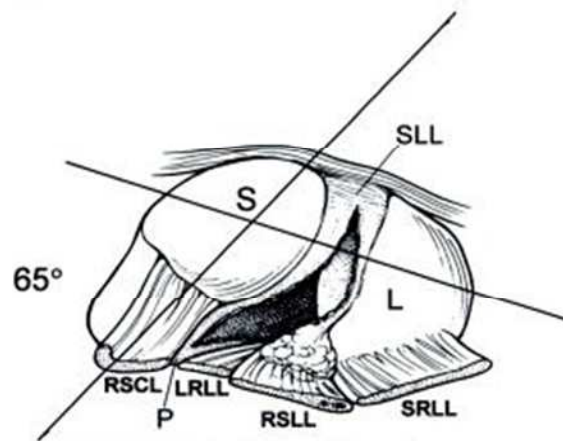


Figura 64 Disposició angular de l'escafoide i el semilunar per la inestabilitat de grau 3

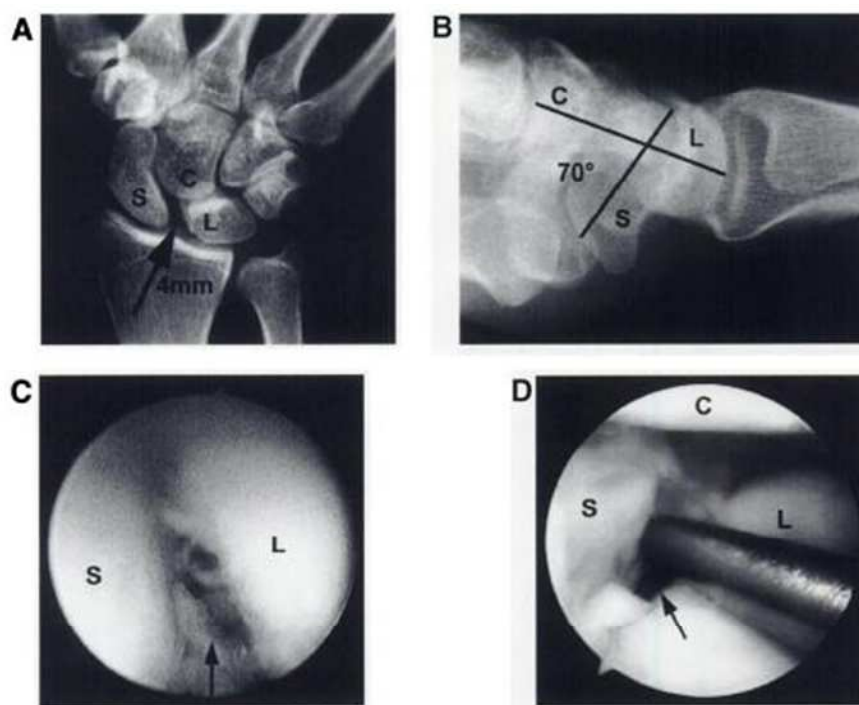


Figura 65 Imatges de raig-x i per artroskòpia de la inestabilitat de grau 3

En el tercer estadi segueix augmentant la distància de la bretxa escafolunar que ja arriba als 4 mm (Figura 65, A) i l'angle entre els dos ossos del carp passa a ser de 70° (Figura 65, B), fet que comporta l'inici de ruptura del teixit lligamentós (Figura 65, C), tot deixant al descobert el cartílag de l'articulació (Figura 65, D).

Trencament del lligament escafolunar

L'últim pas de la inestabilitat és el trencament complet del lligament escafolunar, circumstància que queda palesa a la *Figura 66* i *Figura 67* finals de la successió.

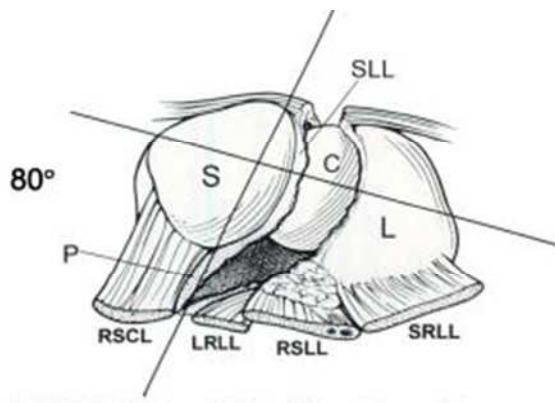


Figura 66 Disposició angular de l'escafoide i el semilunar amb el lligament completament trencat

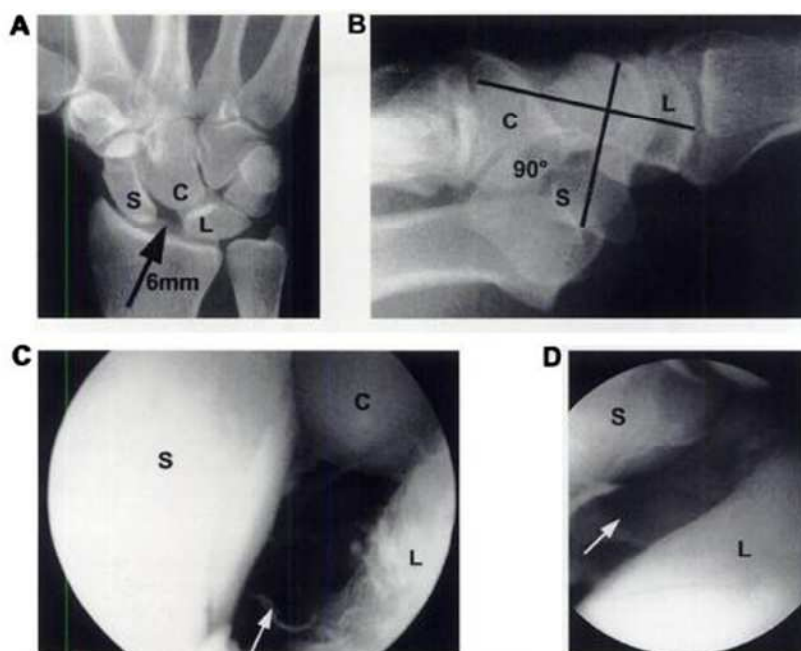


Figura 67 Situació en cas de trencament del lligament escafolunar

Així doncs, el resultat final és el trencament del lligament, fet que comporta una distància interòssia superior als 5 mil·límetres establerts com a límit acceptable (*Figura 67, A*), i amb un angle que dobla el de la situació inicial (*Figura 67, B*). A més, la distància interòssia ja és suficientment gran per poder visualitzar l'os gran del carpe (*Figura 67, C*) ja que el lligament no recobreix l'estructura.

En aquestes condicions l'articulació deixarà de funcionar correctament, ja que cada element treballarà de forma independent i aleatòria, amb l'alt risc de patir artrosi en un futur si no es soluciona la problemàtica.

D'altra banda, les lesions també es poden classificar segons el temps transcorregut des de la lesió: aguda (menys de 4 setmanes), subaguda (4 setmanes a 6 mesos) i crònica (més de 6 mesos); (Bissell, 2011).

Conseqüències de la ruptura del lligament escafolunar

Els principals aspectes que poden modificar l'evolució de la lesió són: l'edat, grau d'estirament dels lligaments, temps d'evolució de la lesió, possibilitats de tractament quirúrgic i complicacions, entre altres.

Els canvis inicials en la radiografia poden ser molt subtils, fet que comporta sovint un retràs en el diagnòstic i tractament. El diagnòstic es fa a partir de l'anamnesi i les proves complementàries (segons la qualitat de la lesió: radiografies, gammagrafia, artroscòpies exploratòries...).

L'efecte sobre el canell depèn de la laxitud o lesió associada als lligaments extrínsecs. Si aquests són laxes, una ruptura del lligament escafolunar comporta una mala alineació significativa del canell i per tant augmenta el risc d'artritis a llarg termini. D'altra banda, si estan suficientment atapeïts, pot no haver-hi cap canvi apreciable en l'alineació del canell, sobretot als inicis de la lesió.

En el cas de la inestabilitat, quan la distància entre escafoïdes i semilunar supera els 5 mil·límetres cal tractar-la mitjançant mètodes quirúrgics. Les lesions més completes poden donar lloc a la inestabilitat escafolunar dinàmica, la qual comporta un augment progressiu del dolor i de la distància entre l'escafoïde i el semilunar. Així doncs, en el cas del trencament del lligament escafolunar és aconsellable distingir en quatre categories de lleus a greus:

- Pre-dinàmica, o oculta: es tracta d'un esquinç parcial del lligament. Les radiografies són normals, però el trencament parcial pot ser visualitzat per una ressonància magnètica o buscant en l'articulació amb una artroscòpia en el moment de la cirurgia.
- Dinàmica: el lligament està completament esquinçat o estirat fins al punt que no pot dur a terme la seva funció. També hi pot haver alguna lesió lleu a altres teixits circumdants. Les radiografies són normals, però al fer les maniobres d'estrès mostren un augment de distàncies entre l'escafoïde i el semilunar.
- Estàtica: en una lesió estàtica on el lligament està completament esquinçat i alguns dels teixits lligamentosos dels voltants també es veuen afectats. Els raigs X mostren una bretxa entre l'escafoïde i el semilunar.
- Col·lapse avançat (SLAC): el lligament està completament esquinçat, i la lesió acostuma a haver estat present durant un període llarg de temps (anys), provocant així artritis o dany al cartílag. Es pot veure mitjançant radiografies convencionals, a més de l'espaiament entre l'escafoïde i el semilunar. Aquest és un patró previsible de l'artritis que es desenvolupa amb lesions de llarga durada, per lligaments no tractats.

Opcions de tractament

Les opcions pels tractaments de malalties de canell actualment són força limitades. Aquestes inclouen carpectomia, la fusió limitada i la fusió completa. També s'ha pogut comprovar que el reemplaçament del canell poques vegades es realitza a causa de les altes taxes de fracàs de les pròtesis disponibles en l'actualitat. Les anàlisis biomecàniques cinemàtiques i altres són necessaris per al disseny de noves estratègies de tractament i de les artroplàsties (Fischli, 2007).

Per solucionar aquesta patologia existeixen diversos tipus de cirurgia, aplicant-se un o altre mètode en funció de la gravetat del cas (temps d'evolució de la lesió, condicions físiques del pacient o l'estat de l'estructura general del canell entre d'altres). La cirurgia és una opció per a la reparació i reconstrucció dels lligaments mitjançant els tendons transferits, la fusió de les articulacions o la reformació dels ossos per tal d'oferir suport i alleujar el dolor. En qualsevol cas, els mètodes de cirurgia oberta són bastant agressius i comporten una pèrdua de mobilitat del canell i un període de recuperació relativament llarg.

Artroscòpia de canell

La tendència actual és la cirurgia artroscòpica, la qual es basa en realitzar unes petites incisions situades estratègicament el voltant de la zona a tractar, per les quals s'introdueixen uns instruments quirúrgics molt petits i un sistema de lents i il·luminació que permet al cirurgià veure l'interior de l'articulació. A més, s'habilita una càmera en miniatura connectada a una artroscòpia que permet veure i gravar les imatges ampliades en una pantalla per tal de facilitar tot el procés. Una artroscòpia pot ser utilitzada per reconstruir, retallar i reparar els lligaments estripats.

En el cas d'estudi es realitzen algunes incisions a la regió dorsal del canell a través dels portals de Terry Whipple (*Figura 68*). Cal introduir líquid a la zona de treball i mitjançant tècniques de tracció es pot augmentar l'espai de l'articulació i visualitzar-ne les estructures articulars; sol durar aproximadament una hora. És útil per diverses situacions:

- Per desbridat teixit esquinçat del complex fibrocartilaginós.
- Per a l'eliminació de cossos lliures o teixit cicatricial.
- Avaluació de les superfícies articulars abans d'utilitzar altres tècniques de tractament.

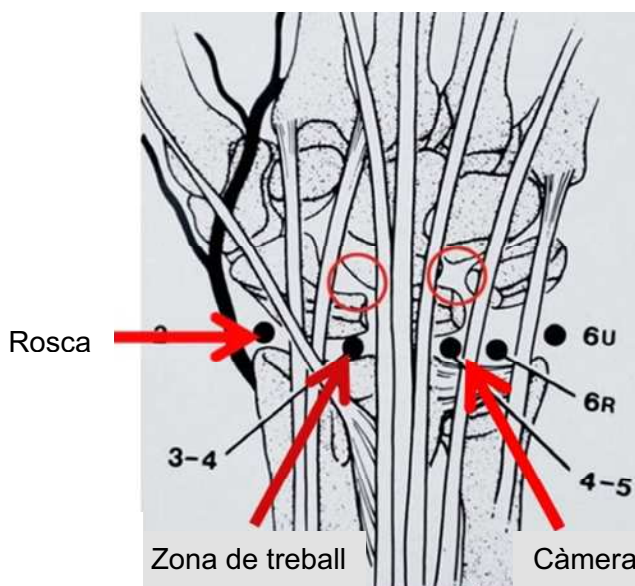


Figura 68 Portals de Terry Whipple (Del Cerro, 2007)

La majoria dels pacients poden tornar a casa el mateix dia de l'artroscòpia. S'insereix anestèsia local en l'articulació al final del procediment tot reduint el dolor. En general, s'aplica una fèrula de guix al canell un dia o dos, es retira quan el dolor ho permet. Si s'ha realitzat una reparació artroscòpica de la lesió fibrocartilaginosa o del lligament cal immobilitzar el canell durant unes 6 setmanes o més. En general, no s'utilitzen sutures per tancar les incisions cutànies.

Les complicacions postquirúrgiques són poc freqüents, entre les quals hi ha la infecció en l'articulació del canell o el perill de provocar danys als tendons, els nervis o a les superfícies articulars.

Reparació del lligament

Si s'observen principis de la deformitat o la mala alineació dels ossos del carp es poden corregir. Si el lligament no és esmicolat es pot tornar a unir a l'os (generalment l'escafoide) utilitzant petits ancoratges ossis. Els ossos del carp es mantenen en la seva posició, mentre que el lligament es repara amb els cables que s'introdueixen des del costat del polze del canell mitjançant una petita incisió. Aquests "filferros" es retiren després de 8 - 10 setmanes en una segona operació (Figura 69).

Després de la reparació del lligament, s'immobilitza el canell amb un guix durant 8 setmanes i després una canellera durant 4 setmanes més. Els exercicis suaus s'inicien a les 8 setmanes, però l'enfortiment no s'inicia abans de 12 setmanes. Es recomana evitar esport de contacte com a mínim durant 6 mesos.

La reparació primària del lligament interossi escafolunar es recomana per una lesió aguda, subaguda per lesió del lligament amb el que estableix dissociació, i combinat amb capsulodesis o tenòdesis per la inestabilitat crònica. En la tècnica de reparació directa, l'interval de l'escafolunar s'avalua a partir d'un abordatge dorsal.

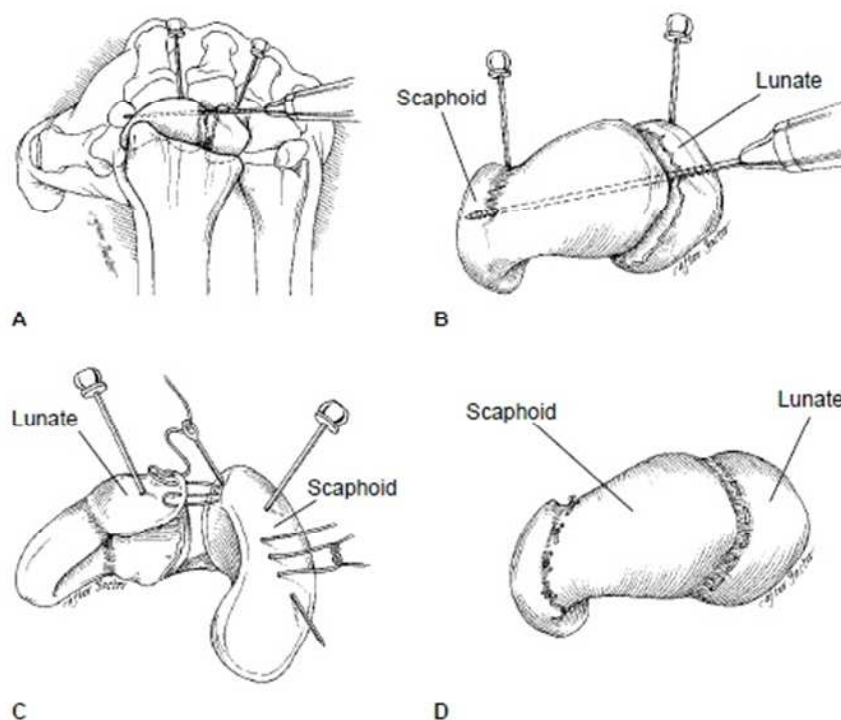


Figura 69 Esquema de la reparació directa del lligament escafolunar interossi (Walsh, 2002)

Capsulodesis dorsal

La reparació de les lesions agudes del lligament escafolunar associades a inestabilitat és possible gràcies a l'ús de la capsulodesis de canell. Els resultats de la reparació són impredecibles i sovint decebedors si el tractament s'endarrereix uns mesos respecte la lesió inicial. Amb el temps, la posició anormal de l'escafoide i el semilunar comporta canvis degeneratius en les articulacions. Els procediments de recuperació inclouen, entre d'altres, carpectomia de la fila proximal, escissió de l'escafoide amb fusió mediocarpiana, i la fusió completa del canell.

La capsulodesis és molt recomanable per la inestabilitat tardana (crònica) per augmentar l'èxit de la reparació del lligament. La capsulodesis també es recomana per la inestabilitat escafolunar subaguda (dinàmica). D'altra banda, la capsulodesis dorsal de Blatt utilitza un penjoll de base distal dorsal de la càpsula que queda unit a l'estiloides radial. La *Figura 70* mostra l'esquema de la capsulodesis dorsal de Blatt. La secció A mostra una osca a l'escafoide distal per a la fixació del penjoll. Aquest penjoll capsular s'ajunta distalment a l'escafoide, ja sigui a través d'un trepant (de dorsal a palmar amb un botó d'ancoratge) o amb un ancoratge de sutura quan el penjoll de base distal capsular està unit a l'escafoide per crear un parell torsor (fletxes). La secció B mostra que el penjoll capsular (ligament) s'insereix quan l'escafoide no està rotat i es manté amb una agulla de Kirschner. A l'estrènyer la capsulodesis s'aplica pressió a la de l'escafoide distal (fletxes) (Walsh, 2002).

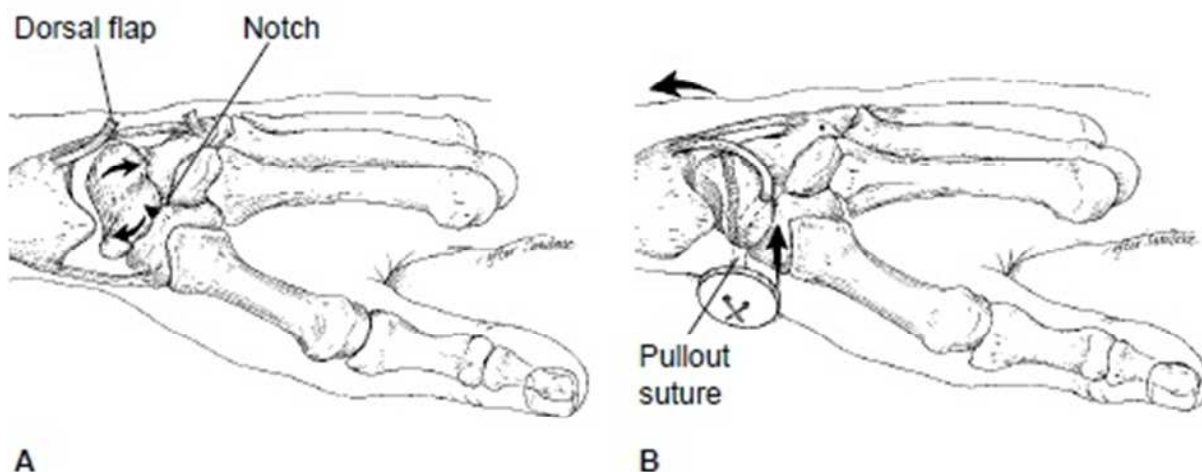


Figura 70 Esquema de la capsulodesis dorsal (Walsh, 2002)

Tenòdesis de canell

La tenòdesis (fixació de l'extrem d'un tendó d'un múscul a l'os) del canell és un enfocament quirúrgic alternatiu per al problema de l'escafoide inestable. S'allibera un tendó al llarg de la seva longitud, després es transfereix a través de l'escafoide distal i s'uneix al radi dorsal (o semilunar).

a) Linscheid

La *Figura 71* mostra l'esquema d'augment del lligament de Linscheid. La secció A mostra la tècnica de Linscheid on s'allibera proximalment la meitat del tendó extensor radial del carp i distalment es deixa unit a la base del segon metacarpia. Finalment es passa de dorsal a palmar a través d'un orifici en la tuberositat de l'escafoide. A la secció B es pot veure que el tendó que surt del forat palmar a través del forat de perforació es connecta a una petita incisió sobre la tuberositat escafoide. La secció C mostra que l'extrem del tendó es passa llavors al voltant de la cintura de l'escafoide (tornar de palmar a dorsal), llavors cubitalment al lligament lunotriquetral i càpsula articular dorsal. Finalment, a la secció D es pot veure que la part del tendó es pot utilitzar per reforçar l'aspecte dorsal de la reparació del lligament interossi escafolunar abans de la seva instal·lació definitiva a la part distal de l'os gran a una sutura o per mitjà de pous de perforació (Walsh, 2002).

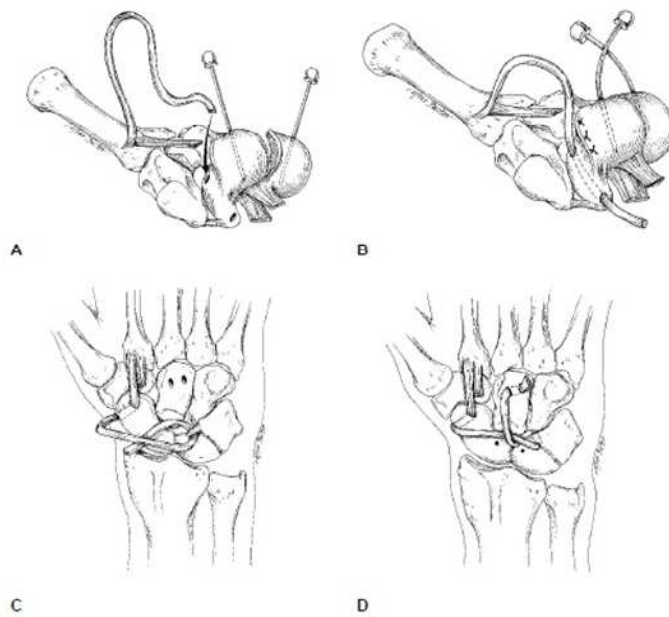


Figura 71 Procediment de Linscheid (Walsh, 2002)

b) Brunelli

En el procediment de Brunelli, la meitat del tendó del flexor radial del carp es recull a partir d'un abordatge palmar. L'extrem distal es deixa unit al trapezi i a la base del segon metacarpia. L'extrem proximal alliberat es passa pel dors del palmar a través d'un orifici l'escafoide distal. L'escafoide es reorganitza i el tendó es tensa. L'extrem del tendó s'insereix llavors dorsalment al radi distal. Aquesta tenòdesi serveix per la correcció de l'alineació del carp (*Figura 72*).

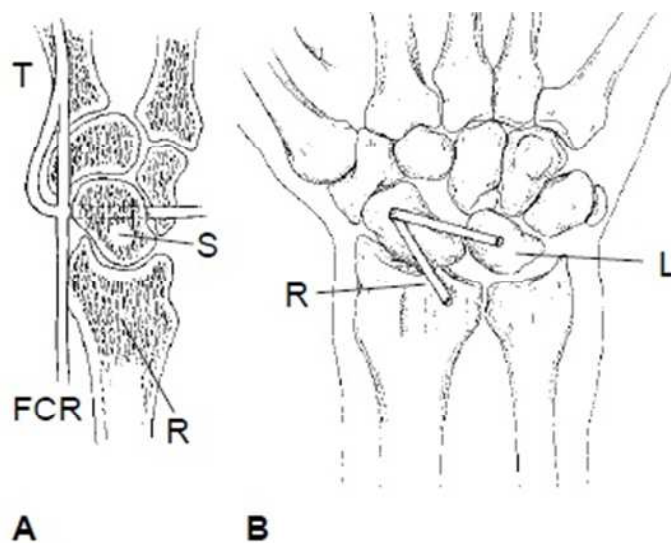


Figura 72 Procediment de tenòdesis de Brunelli (Walsh, 2002)

Tècniques os-lligament-os

Aquests procediments actualment estan en fase d'investigació, i no hi ha avaluacions a llarg termini dels resultats dels procediments d'os-lligament-os de la reconstrucció de la dissociació escafolunar. El lligament ganxut-os gran és un excel·lent font d'empelt per reemplaçar el lligament interossi escafolunar. Amb un abordatge dorsal, el lligament ganxut-os gran dorsal s'utilitza com empelt d'os-lligament-os i es transfereix a l'interval escafolunar. La *Figura 73 secció A* mostra la preparació del llit per la col·locació d'un empelt d'os-lligament-os en l'interval escafolunar dorsal i la *secció B* mostra el K-filferro de fixació. Les línies de punts indiquen l'àrea de la resecció de la zona donadora d'empelt d'os-retinacle.

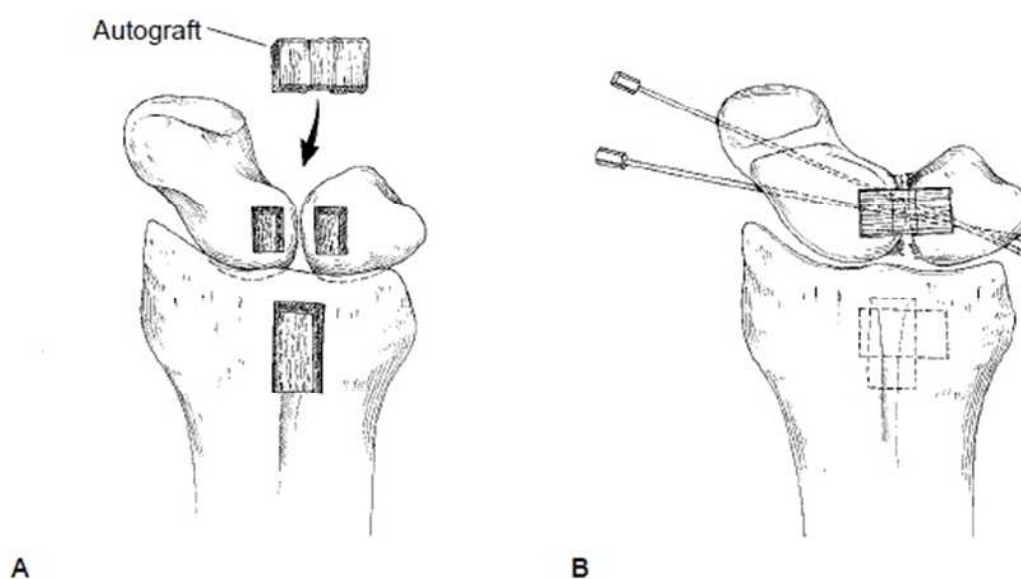


Figura 73 Esquema de la tècnica os-lligament-os (Walsh, 2002)

Fusió intercarpiana

Davant les deficiències en les tècniques de teixits tous s'han desenvolupat altres tècniques per l'estabilització de l'escafoide per fusió escafotrapezi-trapezoidal o fusió escafo-os gran. Tot i que proporciona una estabilització de l'escafoide i restaura l'alineació de l'escafoide de l'extremitat distal del radi, la fusió intercarpiana pot canviar la cinemàtica del carp substancialment i complicar-se amb una artritis degenerativa.

Els defensors recomanen la fusió intercarpiana quan hi ha necessitat immediata d'un canell estable, de moviment raonable i treball manual pesat. En general, una carpectomia de la fila proximal (contraïndicat en cas d'artritis lunar-os gran) o l'extirpació de l'escafoide i la fusió mediocarpiana proporcionen opcions de tractament raonables. Aquests procediments poden conservar un arc de moviment que és aproximadament el 50% del normal, a més de millorar el dolor secundari a canvis degeneratius. (Walsh, 2002)

Artroplàstia total de canell

L'artroplàstia total de canell (*Figura 74*) es pot programar com un procediment únic o en combinació, en una o més etapes, amb procediments com ara l'artroplàstia metacarpofalàngica o l'artròdesi interfalàngiques. És una tècnica que s'usa en els casos que hi ha diverses articulacions afectades sovint per artritis reumatoide.



Figura 74 Artroplàstia total de canell (Tomé-Bermejo, 2008)

ANNEX B. CINEMÀTICA DEL CANELL

L'anatomia del cos humà s'estudia segons tres plans principals: sagital, coronal i transversal (*Figura 75*). Aquests plans serviran de referència a l'hora de tractar els moviments que pot efectuar el canell en condicions normals.

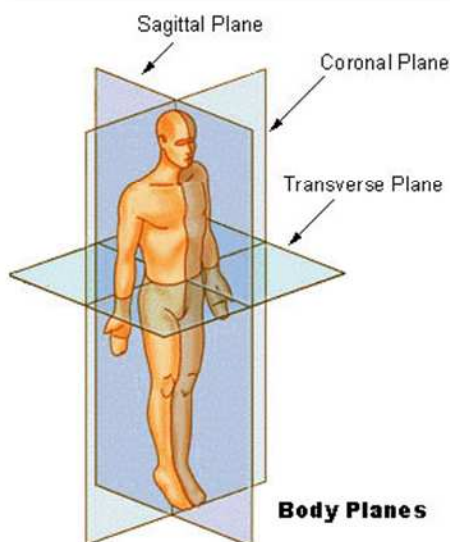


Figura 75 Plans geomètrics del cos humà

En l'articulació tractada, el canell, els ossos de la fila proximal del carp tenen un únic patró de moviment, que és responsable en gran part de l'enorme gamma de moviments i estabilitat del canell. En general, els ossos del carp de la fila proximal es mouen de forma sinèrgica.

Així doncs, durant la flexió del canell en el moviment en el pla sagital entre l'escafoide i el semilunar, es desplaça en primer instant l'escafoide i tot seguit el semilunar, mentre que durant l'extensió s'estenen sincrònicament. Els patrons de moviment en el pla coronal del canell són més complicats perquè el moviment també es produeix en gran mesura "fora del pla". Pel que fa als moviments de rotació normals al pla transversal (pronació i supinació) tenen una forta influència dels ossos i articulacions anteriors al canell, essent els moviments que menys afectats resulten en cas d'inestabilitat del canell.

S'ha suggerit que els canvis d'adaptació de la fila proximal del carp són dictats per la geometria de les superfícies articulars dins del carp i els lligaments, i això permet mantenir el rang normal de moviment en el pla coronal (veure *Figura 76*).

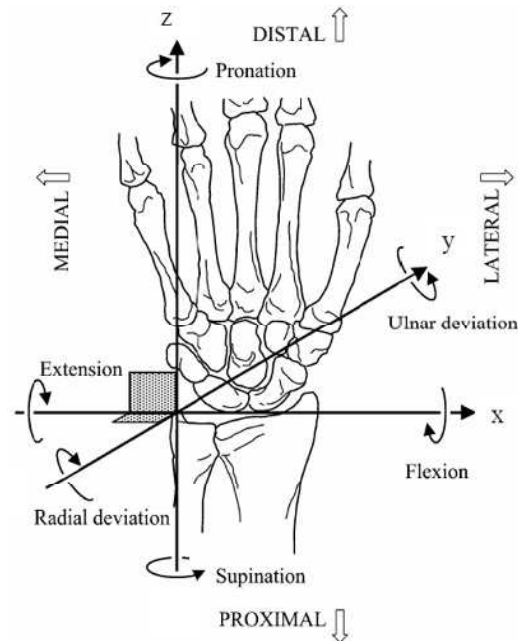


Figura 76 Regions anatòmiques del canell (fischli, 2007)

Els ossos de la fila distal del carp actuen com una unitat funcional, mostrant només l'escàs moviment intercarpià. Amb el moviment del canell en el pla sagital, la rotació de l'os carpià es produeix principalment entorn de l'eix de flexió-extensió, tant per les files distals com proximals. Les files carpianes distals es considera que es comporten essencialment com els ossos metacarpians segon (dit índex) i tercer (dit cor), que defineixen el pla de moviment de la mà. Això és a causa de l'enclavament de les superfícies articulars i les connexions lligamentoses entre els ossos de la fila distal i les bases dels metacarpians. (Fischli, 2007).

La contribució de les articulacions radiocarpiana i mediocarpiana a l'arc total de moviment del canell s'ha investigat en diversos estudis. L'extensió del canell és pràcticament la meitat de les articulacions radiocarpiana i mediocarpiana, i en el cas de la flexió s'ha demostrat una major contribució de l'articulació mediocarpiana. Per la desviació radial-cubital, la desviació cubital es divideix per igual en les articulacions radio-semilunar i semilunar-os gran, i la desviació radial es produeix principalment en l'articulació semilunar-os gran (Figura 77).

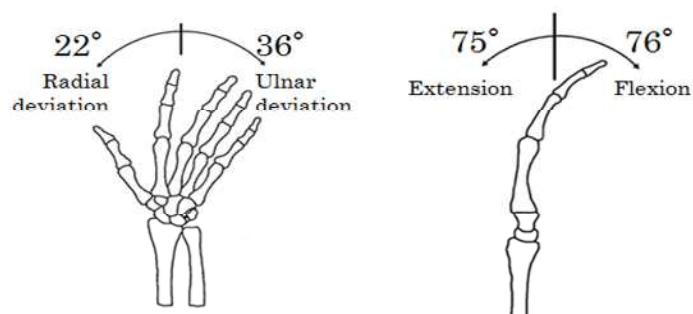


Figura 77 Representació dels moviments principals del canell

Pel que fa a la mobilitat dels ossos del carp proximal, el semilunar mostra la menor amplitud de moviment i l'escafoide la més gran. Segons un estudi *in-vivo* es va trobar que el semilunar contribuïa en un 31% de la flexió del canell, i el 66% d'extensió del canell. Pels mateixos moviments, l'escafoide es va descobrir que contribuïa a la flexió en un 62% i un 87% per l'extensió. Els moviments del semilunar s'ha trobat que contribueixen un 57% a la desviació cubital i el 24% de desviació en el pla radial, mentre que l'escafoide contribueix en un 50% a la desviació cubital i un 26% a la desviació radial.

La *Figura 78* mostra esquemàticament la desviació radial i cubital dels moviments combinats dels ossos del carp en els plànols sagital i coronal. La *Taula 6* mostra els valors mitjans del moviment de flexió (F), extensió (E), la desviació radial (R) i la desviació cubital (U) del canell normal.

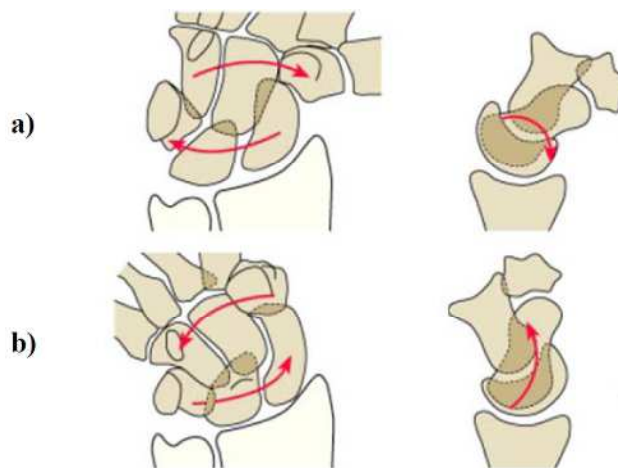


Figura 78 Desviació radial (a) i cubital (b) (Fischli, 2007)

	F(°)	E(°)	R(°)	U(°)
Canell – Rang normal	76	75	22	36
Canell – Rang funcional	40	40	12	28
	10	35	---	---
	5	30	10	15
	5	6	7	6
Implant Swanson	39	6	-2	21
Procediment de Volz	32	17	2	23
Procediment de Meuli	30	40	10	10
Procediment de Trispherical	50	Total (F+E)	10	10
Procediment de Guepar	39	Total (F+E)	---	---
Pròtesi total de canell	41	36	7	13
Biaxial	29	36	10	20

Taula 6 Angles de gir principals de canells sans i tractats (Shepherd, 2002)

A continuació es mostren el conjunt de gràfics i taules utilitzats per l'estudi del projecte.

Rotacions del semilunar i l'escafoide en funció del moviment del canell

A continuació s'estudien els moviments relatius de flexió, extensió, desviació radial, desviació cubital, pronació i supinació del semilunar i l'escafoide durant els moviments de flexió-extensió (Figura 79) i desviació radial-cubital (Figura 80) del canell.

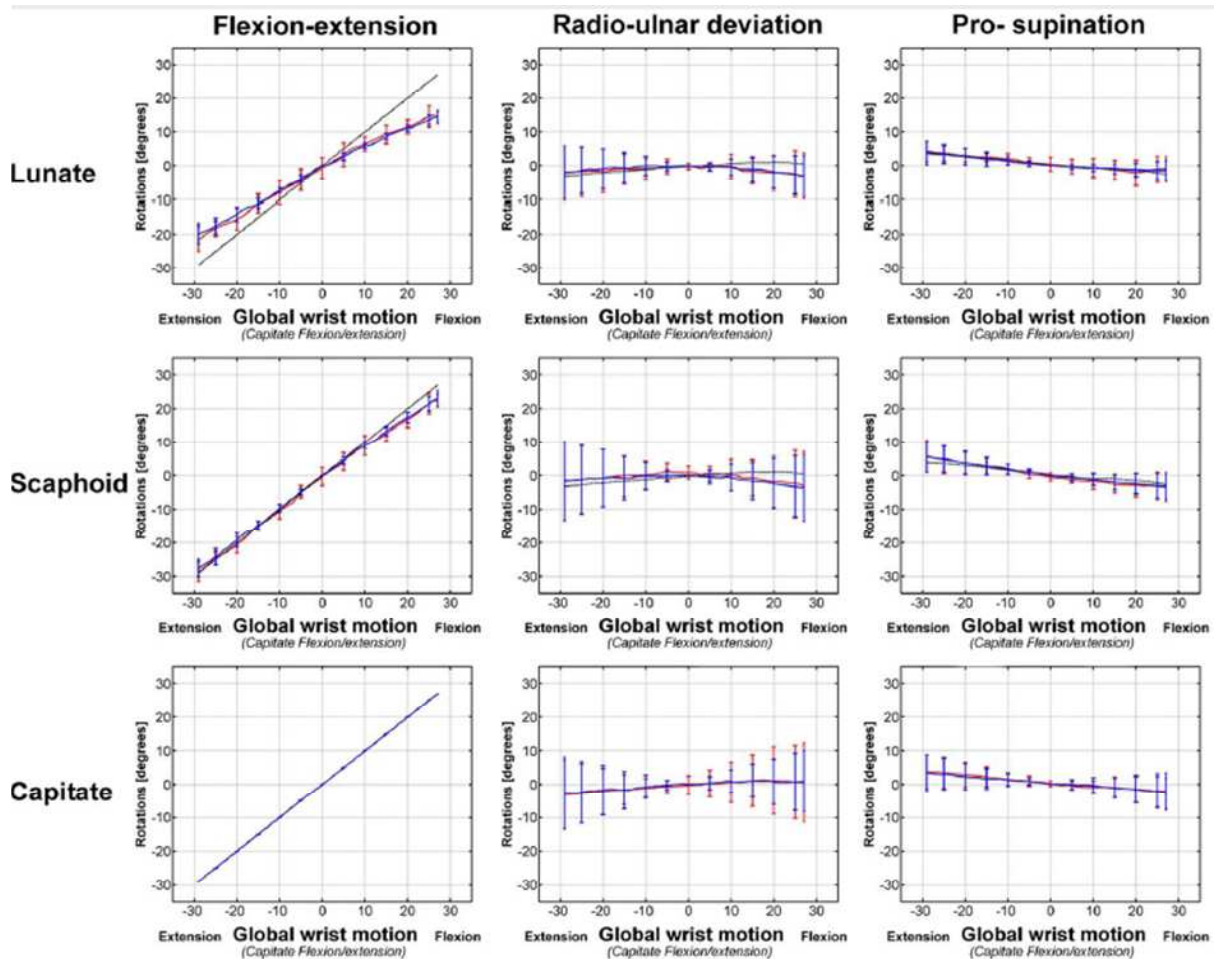


Figura 79 Rotació mitjana del semilunar, l'escafoide i l'os gran durant la flexió i extensió del canell

Els desplaçaments dinàmics estan representats per línies vermelles, mentre que les línies blaves representen les mesures per posicions estàtiques. L'os gran s'utilitza com a referència. (Foumani et al., 2009).

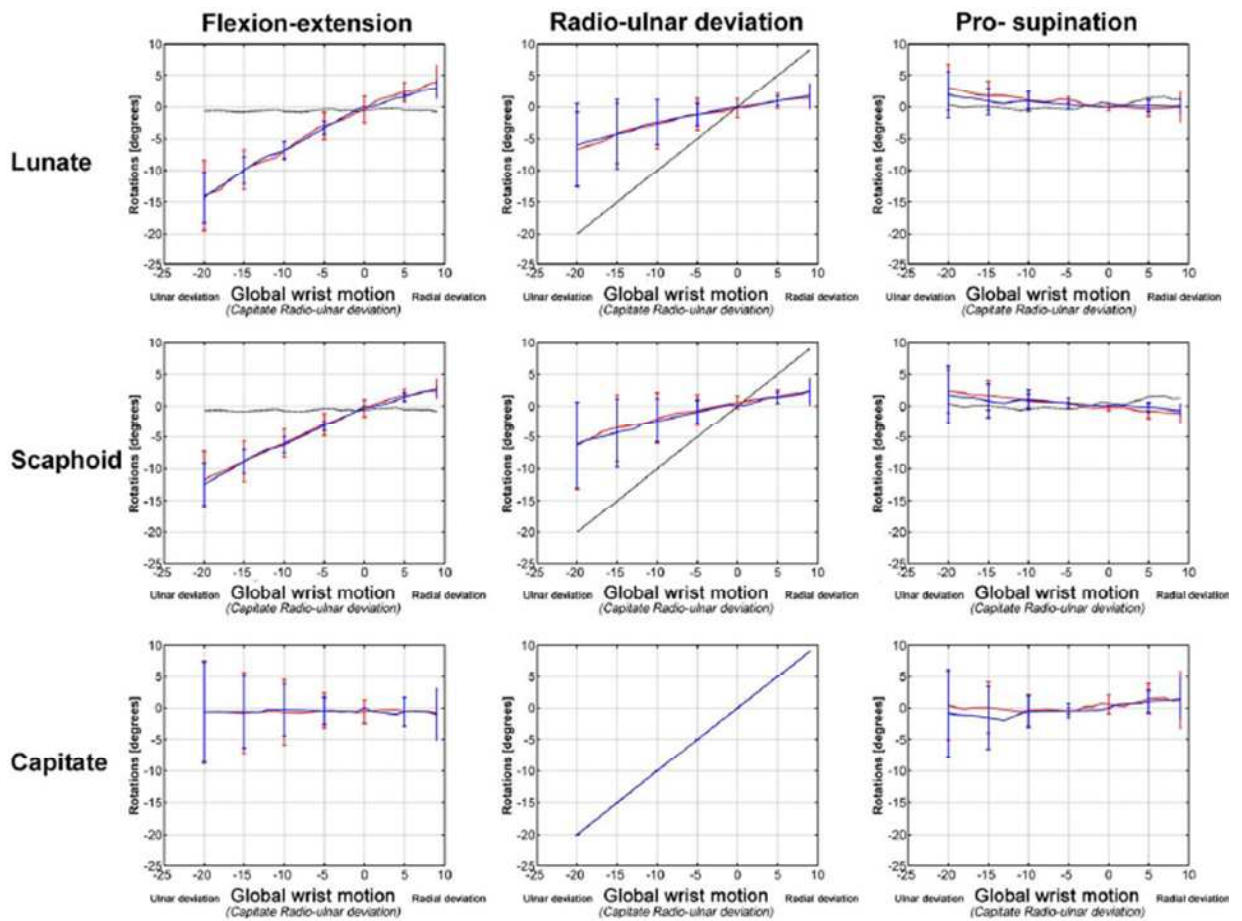


Figura 80 Rotació mitjana del semilunar, escafoide i os gran durant la desviació radial i cubital del canell

Els desplaçaments dinàmics estan representats per línies vermelles, mentre que les línies blaves representen les mesures per posicions estàtiques. L'os gran s'utilitza com a referència. (Foumani et al., 2009).

Articulacions i masses dels ossos del carp

A la *Taula 7* es resumeixen les distàncies mínimes entre els ossos del carp, el radi i el cúbit.

Articulation		Min. distance between bones	Defined offset for cartilage layer
Bone 1	Bone 2	[mm]	[mm]
Radius	Scaphoid	0.86	0.43
Radius	Lunate	1.05	0.53
Ulna	Lunate	3.09	-
Scaphoid	Capitate	0.57	0.29
Scaphoid	Lunate	1.13	0.57
Scaphoid	Trapezium	0.74	0.37
Scaphoid	Trapezoid	0.87	0.44
Lunate	Capitate	0.33	0.17
Lunate	Triquetrum	0.69	0.35
Capitate	Trapezoid	0.50	0.25
Capitate	Hamate	0.41	0.21
Triquetrum	Hamate	0.67	0.34
Triquetrum	Pisiform	0.54	-
Trapezium	Trapezoid	0.45	0.23

Taula 7 Relació de distàncies mínimes intercarpals en posició neutra (Fischli, 2007)

A la *Taula 8* es mostren les masses dels ossos de la mà.

Bone	Mass [g]
Scaphoid	3.35
Lunate	2.57
Capitate	4.74
Hamate	3.61
Triquetrum	2.30
Trapezoid	1.66
Trapezium	4.20
Pisiform	1.17
Radius	9.43
Ulna	2.13
Meta1	12.22
Meta2	10.74
Meta3	9.16
Meta4	4.34
Meta5	4.23

Taula 8 Masses dels ossos de la mà (densitat 1.900 kg/m³) (Fischli, 2007)

També cal tenir en compte les forces, pressions i tensions a què es veu sotmesa l'articulació quan s'aplica una força externa. A continuació es mostra repartiment de la càrrega sobre els metacarps (Figura 81, A) i desplaçaments dels diferents ossos que conformen l'articulació (Figura 81, B) quan s'aplica una força axial de 10 N. A la Taula 9 es resumeixen els valors de forces i pressions obtinguts, així com la contribució de cada element, per una població estudiada de 120 persones sanes.

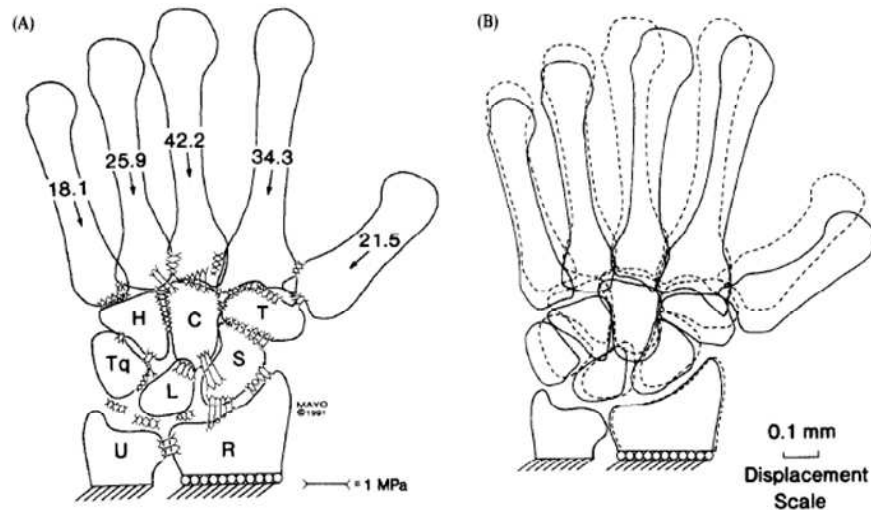


Figura 81 Distribució de forces sobre els metacarps per una càrrega axial de 10N (Schuind et al., 1995)

Joint row	Total force transmitted (N)	Peak pressure (N mm ⁻²)	Percentage contribution (each row)
Radio-ulno-carpal joints			
Radio-scaphoid	88.2 ± 13.3	0.90 ± 0.27	55.1%
Radio-lunate	56.5 ± 10.1	0.56 ± 0.23	35.3%
Ulna-lunate	12.9 ± 5.2	0.14 ± 0.06	8.0%
Ulna-triquetral	2.6 ± 1.2	0.04 ± 0.02	1.6%
Inter-carpal joints, first row			
Scapho-lunate	28.0 ± 8.6	0.49 ± 0.16	51.5%
Triquetro-lunate	26.4 ± 6.1	0.52 ± 0.21	48.5%
Mid-carpal joints			
STT	56.9 ± 7.2	0.61 ± 0.23	30.7%
Scapho-capitate	59.1 ± 9.1	0.68 ± 0.21	32.0%
Capito-lunate	49.5 ± 9.9	0.59 ± 0.17	26.8%
Hamate-triquetral	19.4 ± 7.5	0.41 ± 0.19	10.5%
Inter-carpal joints, distal row			
Capitate-trapezoid	1.5 ± 2.6	0.08 ± 0.12	4.4%
Hamate-capitate	32.6 ± 8.9	0.66 ± 0.32	95.6%
Mean ± S.D.			

Taula 9 Distribució de les forces i pressions puntuals a un canell sa (càrrega=10N) (Schuind et al., 1995)

A la *Taula 10* es resumeixen les tensions que han de suportar els lligaments que conformen el canell quan s'aplica una càrrega axial de 10N.

Ligament	Force transmitted (N)	Percentage contribution
Palmar radio-scaphoid	0.5 ± 1.6	—
Palmar radio-capitate	4.5 ± 3.6	3.4%
Palmar radio-lunate	85.6 ± 10.7	64.1%
Dorsal radio-triquetral	12.3 ± 5.9	9.2%
Palmar ulno-lunate	0.1 ± 0.7	—
Palmer ulno-triquetral	0.0 ± 0.0	—
Palmar ulno-capitate	0.1 ± 0.6	—
Palmar and dorsal scapho-lunate	0.0 ± 0.3	—
Palmar and dorsal luno-triquetral	0.6 ± 2.0	—
Palmar scapho-capitate	0.5 ± 1.4	—
Palmar scapho-trapezial-trapezoidal	0.1 ± 0.6	—
Dorsal scapho-triquetral	0.2 ± 0.1	—
Palmar capitate-triquetral	8.1 ± 3.8	6.1%
Palmar hamate-triquetral	0.9 ± 1.7	1.0%
Palmar and dorsal hamate-capitate	9.1 ± 11.3	6.8%
Palmar and dorsal capitate-trapezoid	8.1 ± 6.0	6.1%
Flexor retinaculum	2.9 ± 3.4	2.3%

Mean ± S.D.

Taula 10 Tensions dels lligaments a un canell sa per una càrrega aplicada de 10 N (Schuind et al., 1995)

ANNEX C. DISSENY PRELIMINARS

En aquest annex es desenvolupen i s'analitzen amb més detall els dos conceptes previs que han situat les bases del projecte. Mitjançant les explicacions i conclusions extretes d'aquest estudi es pretén adquirir una idea més precisa de les característiques a tenir en compte pel posterior disseny final, tot determinant els aspectes a potenciar i d'altra banda per ajudar a descartar el punts inviables o menys escaients, ja sigui per criteris econòmics, tècnics o mèdics.

Concepte 1: PRÒTESI ELÀSTICA

Es tracta de l'opció desenvolupada per Antonio Fontana. Aquest concepte consta d'una progressió de tres dissenys basats en la combinació de titani i elastòmer.

Possible solució 1

Inicialment es va desenvolupar una primera solució que ja es fomentava en la combinació de parts metàl·liques de titani i parts elastòmeres per habilitar el conjunt d'una mínima llibertat de moviments. Així doncs, com es pot apreciar a la *Figura 82*, es disposa d'un total de quatre peces de titani, dues de les quals es situen als extrems de la pròtesi i s'encarreguen de fixar-se als ossos (mitjançant les pestanyes sobreixents) tot impeding-ne una separació excessiva. Aquestes dues peces també són les encarregades d'establir la base de sustentació del mecanisme. Pel que fa a les dues peces centrals aniran roscades entre si per tal d'unir les parts del semilunar i de l'escafoide respectivament.

Finalment, les parts elastòmeres proporcionen la flexibilitat necessària per poder efectuar un moviment adequat de l'articulació, alhora que són els llaços d'unió entre les corresponents peces metàl·liques de cada part.

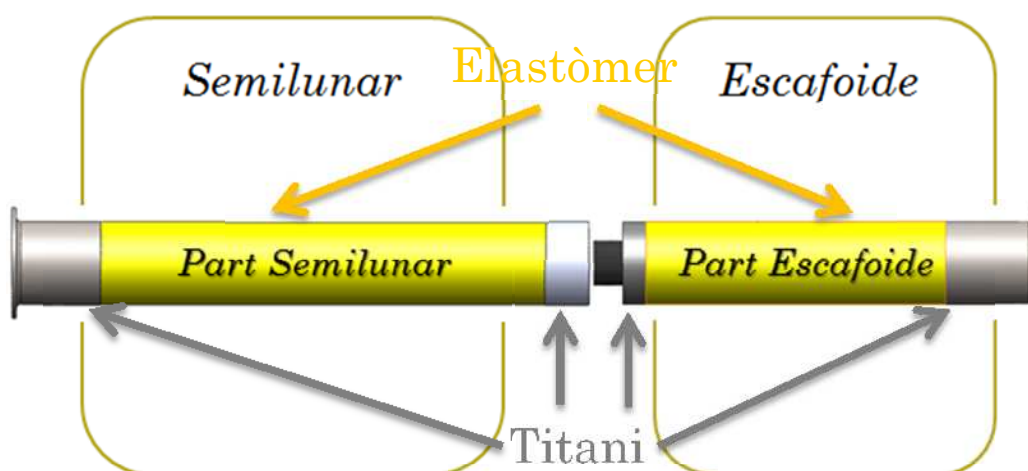


Figura 82 Disseny possible solució 1 (imatge cedida pel GREP)

El procés d'instal·lació del dispositiu requeriria foradar els dos ossos i entrar les dues parts per dos orificis oposats, els quals s'haurien de trobar en un mateix punt. La pròtesi ha d'estar foradada per l'interior per poder rosca les dues parts quan aquestes ja es trobin situades al seu espai (*Figura 83*).

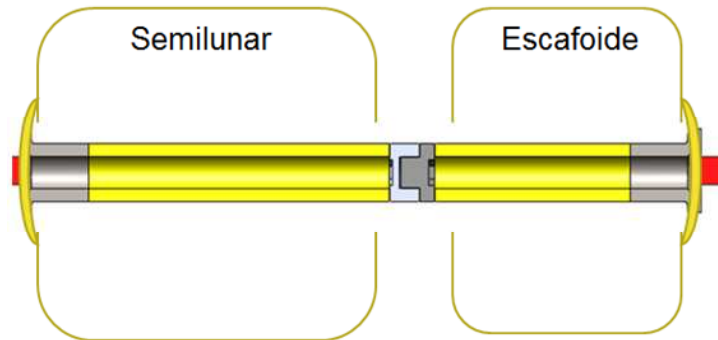


Figura 83 Vista interior longitudinal del conjunt (imatge cedida pel GREP)

La *Figura 84* mostra com quedaria la pròtesi un cop inserida a l'os. Aquest procés permet fer una anàlisi d'aspectes positius i negatius del disseny proposat, juntament amb una sessió de treball que es va dur a terme amb el Doctor Antoni Salvador.

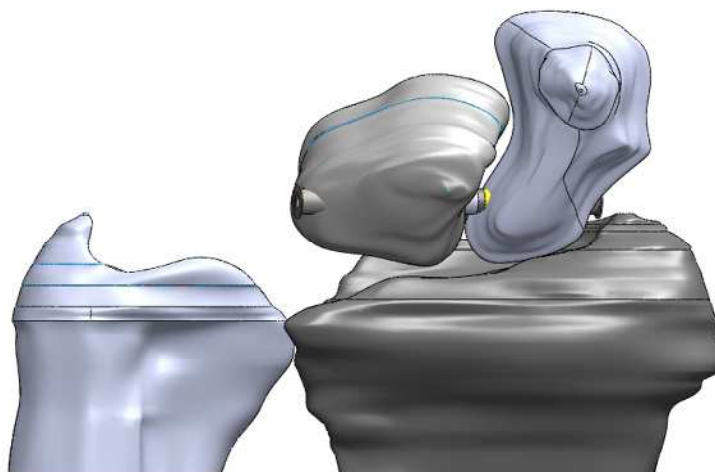


Figura 84 Conjunt escafoide semilunar amb l'implant instal·lat (imatge cedida pel GREP)

Possible solució 2

En aquest segon disseny es trasllada la rosca a un dels extrems del mecanisme. Aquest canvi permet eliminar una de les peces metàl·liques interiors, amb la corresponent reducció d'unions entre parts de titani i d'elastòmer. D'altra banda, s'arrodoneixen els extrems de les peces per tal de reduir l'abradió dels ossos (*Figura 85*).

Pel que fa al procés de col·locació de la peça es seguirà requerint dos orificis, amb els inconvenients que això comporta tant en el moment de l'operació com per la recuperació post operatòria.

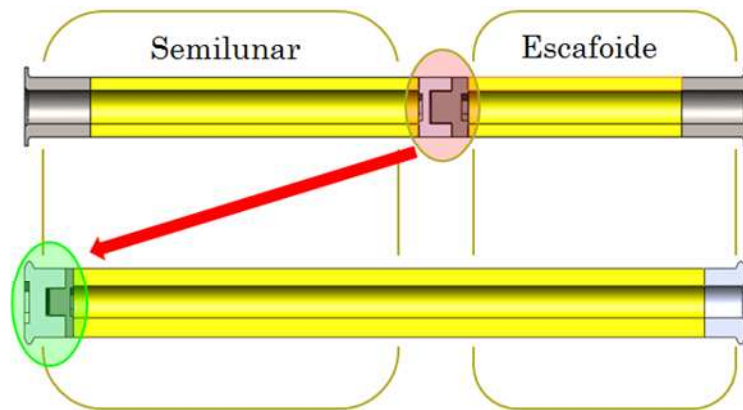


Figura 85 Evolució del disseny 2 respecte la possible solució 1 (imatge cedida pel GREP)

Possible solució 3

L'última evolució de la pròtesi elàstica consisteix en substituir la peça amb rosca mascle per un petit cargol que es situaria a la part interior de l'elastòmer (*Figura 86*). Aquest canvi soluciona la dificultat de fabricació de la peça roscada, però incrementa la facilitat de separació accidental degut a la fragilitat de la unió de les dues parts, la qual depèn de l'esforç que pugui suportar el graó de l'elastòmer que fixa el cargol.

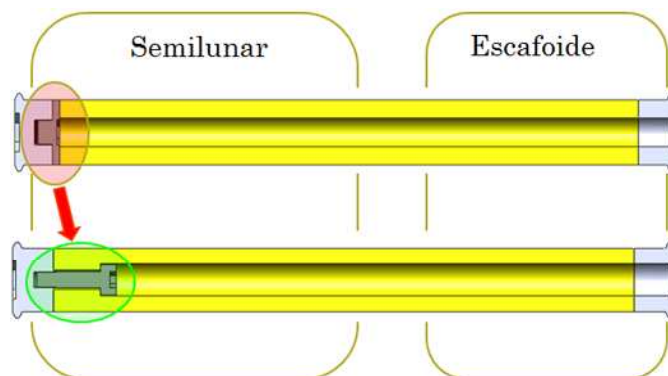





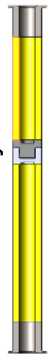


Figura 86 Evolució del disseny 3 respecte la possible solució 2 (imatge cedida pel GREP)

A la *Taula 11* es determinen els aspectes positius i negatius de les tres possibles solucions.

	Disseny 1	Disseny 2	Disseny 3	Punts en comú dels dissenys 1, 2 i 3	
Peces Titani/PEEK	 <p>Disseny 1</p> <ul style="list-style-type: none"> - Pestanyes dels extrems agressives que poden malmetre els ossos. - Les peces interiors poden causar dolor al pacient en cas de contactar amb els ossos. 	 <p>Disseny 2</p> <ul style="list-style-type: none"> - Geometria dels extrems arrodonida, poc agressiva. - La rosca es troba a l'interior de l'os, reduint-se així la possibilitat de desenroskar-se. 	 <p>Disseny 3</p> <ul style="list-style-type: none"> - Geometria dels extrems arrodonida, poc agressiva. - El cargol interior permet una fixació roscada més segura, sense afectar l'elastòmer. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aporten rigidesa. - Garanteixen les fixacions entre peces del mateix material. - Garanteixen les fixacions amb els ossos. - Les dimensions i les rosques en dificulten la fabricació. - No disposen de rosques autotarotans per fixar-se als ossos. 	
	<p>Punts forts</p>	<p>Punts febles</p>	<ul style="list-style-type: none"> - S'evita el desgast de la part interior dels ossos degut a les peces metàl·liques interiors. 	<ul style="list-style-type: none"> - S'evita el desgast de la part interior dels ossos degut a les peces metàl·liques interiors. - Durant el roscatge no es transmeten esforços de torsió a l'elastòmer. 	<ul style="list-style-type: none"> - Evita un desgast excessiu del teixit ossi tou.
Elastòmer	<p>Punts forts</p>	<p>Punts febles</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Problemes de torsió durant el procés de roscat. - L'increment de la seva longitud aguditza la possibilitat de trencament. 	<ul style="list-style-type: none"> - Fragilitat del tub pel canvi de secció interior. - Dificultats per introduir l'elastòmer a l'orifici ja que no disposa de cap peça adherida a l'extrem interior, el qual guiaria millor el tub per travessar l'os. 	<ul style="list-style-type: none"> - El petit gruix i la geometria en compliquen la fabricació. - Perill de trencament degut als esforços axials i a torsió.

Disseny i fabricació d'un dispositiu per resoldre la inestabilitat del lligament escafolunar

Annexos

	Disseny 1	Disseny 2	Disseny 3	Punts en comú dels dissenys 1, 2 i 3
Punts forts				- Permeten combinar els dos materials.
Punts febles	- Es necessiten quatre unions entre titani i elastòmer.	- Es disminueix el nombre d'unions.	- Es necessita un única unió entre peça i elastòmer. - La unió per compressió del cargol és poc fiable.	- Perill de separació de les parts en cas de fallar la unió per cola. - Necessitat d'adaptar les parts metàl·liques per aportar estabilitat a la unió.
Punts forts		- Es necessita una única peça treballant dins els ossos.	- Es necessita una única peça treballant dins els ossos.	- No requereixen cirurgia oberta. - Facilitat d'introduir les dues parts pel fet de disposar d'un orifici per cadascuna. - Substitueixen el lligament i permeten realitzar els moviments adequadament.
Punts febles	- Roscatge entre parts difícils. - Necessitat d'inserir dues eines als ossos. - És recomanable recobrir les peces exteriors amb un material biocompatible.	- Roscatge entre parts difícils, especialment per la longitud de l'elastòmer.	- Dificultats per introduir la part més llarga.	- Necessitat de dos orificis al canell del pacient, amb el corresponent temps de recuperació. - Dificultat d'obtenir els dos orificis totalment alineats. - No compatibles amb les agulles de Kirschner. - Requereixen utensilis especials.
Implantació				

Taula 11 Anàlisi dels dissenys del concepte 1 previs a la pròtesi elàstica final

Pròtesi elàstica final

El disseny final del concepte de pròtesi elàstica manté les característiques principals dels seus predecessors. Consisteix en dues peces de titani o PEEK que es situarien a l'interior del semilunar i l'escafoide respectivament (*Figura 87*), les quals disposen d'un seguit de crestes en forma de serreta que tenen com a objectiu aportar una major adherència i estabilitat entre l'ós i el mecanisme. Les dues peces es mantindrien unides entre elles mitjançant un tub elastòmer que permetria el moviment relatiu entre els dos ossos, necessari pel correcte funcionament de l'articulació. La unió entre peces i elastòmer es realitza mitjançant l'aplicació de coles biocompatibles. Per últim, el forat interior de la pròtesi ha de ser cilíndric i ha de ser complet a tota la peça ubicada a l'escafoide i a l'elastòmer, però no pot perforar del tot la peça situada al semilunar.

L'avantatge principal que aporta el nou model és que es pot implantar realitzant un únic orifici a l'articulació. Per introduir la peça es necessitaria un element rígid i cilíndric que un cop col·locat a l'interior de la pròtesi permetés impulsar-la fins a la seva ubicació final.

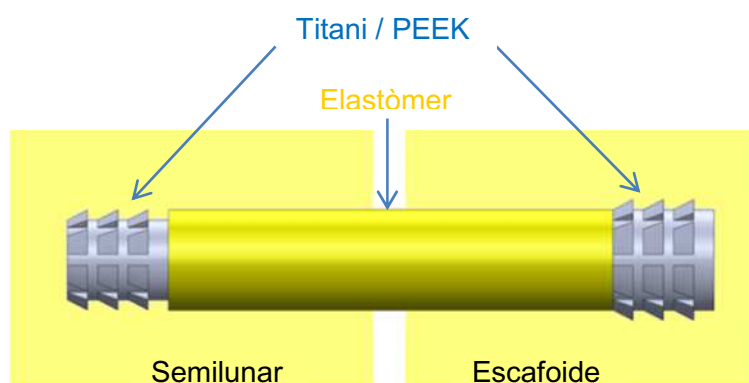


Figura 87 Disseny final de la pròtesi elàstica (imatge cedida pel GREP)

Concepte 2: PRÒTESI DE RÒTULA

La segona opció tractada amb anterioritat va ser proposada i desenvolupada per José Obedt.

Aquest concepte es fonamenta en la composició d'una articulació mecànica mitjançant cinc elements de titani o PEEK¹⁴, tot emulant una ròtula (*Figura 88*). La pròtesi s'allotjaria parcialment als dos ossos de tal manera que la ròtula s'ubiqués entre ells per tal de possibilitar-ne el moviment. Pel que fa a la fixació amb els ossos seria mitjançant una rosca en el cas de la peça corresponent al semilunar i per un conjunt de peces que formarien una espècie de con en el cas de la peça establerta a l'escafoide.

¹⁴ Polièter èter cetona (PEEK): és un polímer termoplàstic semi cristal·lí incolor i orgànic utilitzat en aplicacions d'enginyeria. Té unes excel·lents propietats de resistència mecànica i química fins a altes temperatures.

L'avantatge principal d'aquest sistema és que permetria establir una unió més estable entre els dos ossos del carp, garantint en tot moment que no es sobrepassi la distància crítica de 5 mil·límetres entre ells, però limitant la llibertat de moviments del canell degut a la seva forma geomètrica. Així doncs, els ossos no es podrien separar en excés, però tampoc existiria la possibilitat d'apropar-se entre ells, circumstància que comportaria un treball inadequat d'alguns dels elements de l'articulació, a més del semilunar i l'escafoide, en determinats moviments del canell.

D'altra banda, es tracta d'un sistema molt complex de fabricar i d'implantar tenint en compte les petites dimensions dels elements que en formen part, circumstància que comporta un impediment significatiu a l'hora d'escollir-lo com a opció a desenvolupar. Aquesta limitació, unida a l'expertesa del Doctor Antoni Salvador Albarracín que aconsella la pròtesi elàstica pels beneficis que aporta, condueixen a la desestimació de la pròtesi de ròtula.

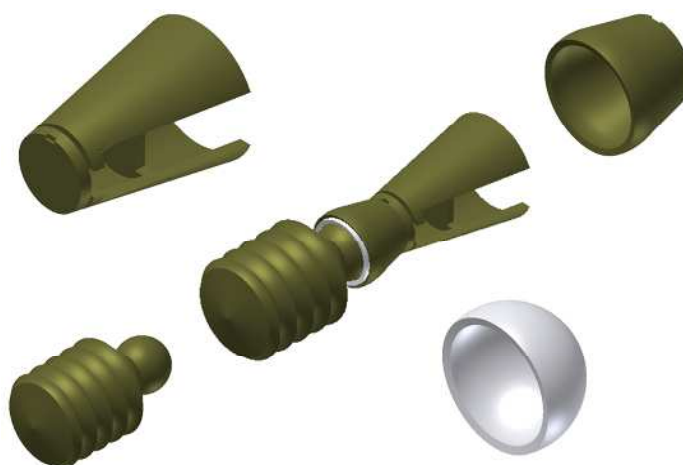


Figura 88 Disseny de la pròtesi de ròtula (imatge cedida pel GREP)

Per tal de fer més comprensible l'aplicació d'aquest concepte a la *Figura 89* es mostra el procés d'inserció i fixació final del mecanisme.

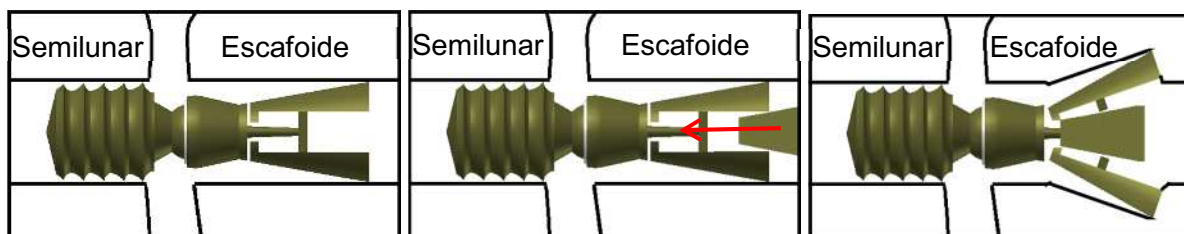

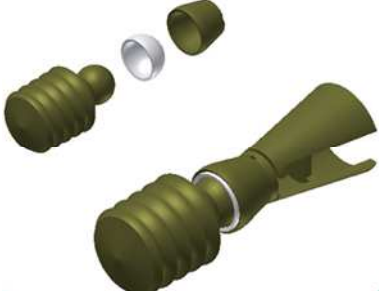


Figura 89 Procés d'implantació de la pròtesi de ròtula (imatges cedides pel GREP)

Com es pot apreciar, per tal d'introduir la pròtesi al canell es requereix d'un sol orifici que haurà de perforar l'escafoide per complet i parcialment el semilunar per la part lateral. Així doncs, el conjunt avançarà per l'orifici i quedarà fixat per la rosca de la peça ubicada al semilunar. A continuació, caldria fixar el tram de l'escafoide mitjançant la cinquena peça que constitueix la pròtesi, la qual s'encarrega d'incrementar l'angle d'obertura de la peça cònica, introduint-la així al teixit ossi tou i impedit que l'escafoide es separi del semilunar. No obstant, caldria valorar quin seria el mètode apropiat per aconseguir rosca la peça al semilunar.

Comparativa entre els dos conceptes

A la *Taula 12* es comparen els dos conceptes, detallant-ne els avantatges i inconvenients d'una i altra variant.

	Avantatges	Inconvenients
<p>Pròtesi elàstica</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Menor cost de fabricació. - Fàcil de fabricar. - Més funcionalitat un cop implantat al pacient. - Menys restricció de moviments. - Fàcil d'implantar. - Escollit pel doctor. 	<ul style="list-style-type: none"> - Perill de trencament en cas d'impacte sobtat. - Debilitat de les unions entre les parts de la pròtesi.
<p>Pròtesi de ròtula</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Més estabilitat. - Més resistent. - Fixació roscada entre la pròtesi i l'os. 	<ul style="list-style-type: none"> - Major cost de fabricació. - Dificultat de fabricació de les peces. - Díficil d'implantar. - Pot limitar determinats moviments. - Més agressiva pels ossos.

Taula 12 Avantatges i inconvenients dels dos conceptes preliminars