

Az artrózis kialakulása és sebészeti kezelése a kézben

A nyereg- és proximalis interphalangealis
ízület endoprotetikájának aspektusai

Doktori értekezés

Dr. Kaszap Balázs

Semmelweis Egyetem
Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola



Témavezető: Dr. Skaliczki Gábor, Ph.D., egyetemi docens
Konzulens: Dr. Honapy Gergely, Ph.D., egyetemi adjunktus

Hivatalos bírálók: Dr. Kiss Sándor, Ph.D., egyetemi adjunktus
Dr. Hetthéssy Judit, Ph.D., egyetemi adjunktus

Komplex vizsga szakmai bizottság:
Elnök: Dr. Szóke György, az MTA doktora, egyetemi tanár
Tagok: Dr. Terebessy Tamás, Ph.D., egyetemi adjunktus
Dr. Fekete András, Ph.D., főorvos

**Budapest
2021**

TARTALOMJEGYZÉK

I.	BEVEZETÉS.....	8
I.1.	A disszertáció felépítéséről.....	8
I.2.	A kéz artrózisainak gyakorisága.....	9
I.3.	Artrózis kialakulása a kézben: primer és szekunder forma	9
I.3.1.	Artrózis kialakulása ízületet érintő trauma következményeként.....	10
I.3.2.	Lágyrészsérülést követő ízületi instabilitás, mint artróziást kiváltó ok	11
I.3.3.	Artrózis kialakulása álízület-képződés következményeként	14
I.3.4.	Artrózis kialakulása ízületi infekciók következményeként	15
I.3.5.	Artrózis kialakulása avascularis csontnekrózis következményeként	15
I.3.6.	Artrózis kialakulása veleszületett mozgásszervi fejlődési rendellenesség következményeként	16
I.3.7.	Artrózis kialakulása szerzett alapbetegség vagy kötőszöveti rendellenesség következményeként	18
I.3.8.	Artrózis kialakulása ismételt mikrotraumák, illetve foglalkozási ártalom következményeként	19
I.4.	Műtéti lehetőségek a kéz területén kialakult artrózisnál	20
I.4.1.	A distalis radioulnaris ízület, proximalis és distalis kéztőízület, valamint az ulnocarpalis ízület artrózisának műtéti terápiája	21
I.4.2.	A hüvelykujj nyeregízületi artrózisának műtéti terápiája.....	23
I.4.3.	A metacarpophalangealis ízületek artrózisának műtéti terápiája	25
I.4.4.	A hüvelykujj metacarpophalangealis artrózisának műtéti terápiája.....	26
I.4.5.	A proximalis interphalangealis ízületek artrózisának műtéti terápiája.....	26
I.4.6.	Műtéti terápia a hüvelykujj interphalangealis és az egyéb ujjak distalis interphalangealis ízületeinek artrózisánál	27
I.5.	A kéz területén alkalmazott endoprotetika áttekintése	28
I.6.	A proximalis interphalangealis ízület és a hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának anatómiai és biomechanikai alapjai	29
I.6.1.	Módszertani áttekintés a kéz biomechanikájának kutatásában.....	29
I.6.2.	A proximalis interphalangealis ízület anatómiája	35

I.6.3.	A proximalis interphalangealis ízület biomechanikája.....	39
I.6.4.	A hüvelykujj nyeregízületének anatómiája	43
I.6.5.	A hüvelykujj nyeregízületének biomechanikája	47
I.7.	A proximalis interphalangealis ízület és a hüvelykujj nyeregízület endoprotézis-típusainak áttekintése	51
I.7.1.	A proximalis interphalangealis ízület endoprotetikájának fejlődése.....	51
I.7.2.	A munkacsoportunk által felhasznált 4. generációs proximalis interphalangealis endoprotézisek	53
I.7.3.	A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának fejlődése	55
I.7.4.	Különböző nyeregízületi endoprotézisek klinikai eredményei a nyeregízület reszekciós artroplasztikájával összevetve	60
I.8.	Problémák a kéz ízületeinek endoprotetikájában	62
I.8.1.	A csontátépülés és a stress shielding szerepe	62
I.8.2.	Az endoprotézisek anyagkopása és annak következményei	67
I.8.3.	Infekció a beültetett protézis környezetében	71
I.8.4.	Implantátummal szembeni allergia.....	71
I.8.5.	Az osteointegráció és annak hiánya	72
II.	CÉLKITŰZÉSEK	75
II.1.	Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában.....	75
II.2.	A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapezektómia eredményeinek összevetése	75
II.3.	A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről	77
III.	MÓDSZEREK.....	78
III.1.	Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában.....	78
III.1.1.	A tanulmány megtervezése és előkészítése	78
III.1.2.	Betegbevonás és randomizálás	78
III.1.3.	A vizsgálati csoportok: a felhasznált protézistípusok.....	79
III.1.4.	A műtét lépései	79

III.1.5.	Műtéti utókezelés	80
III.1.6.	Utánkövetés	80
III.1.7.	Fájdalom és a funkcionalitás.....	81
III.1.8.	Mozgástartomány.....	81
III.1.9.	Erőkifejtés és stabilitás	82
III.1.10.	Röntgenanalízis.....	83
III.1.11.	Statisztikai analízis	84
III.2.	A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapezektómia eredményeinek összevetése	85
III.2.1.	Beteganyag, vizsgálati csoportok	85
III.2.2.	A primer trapezektómia műtéti technikája.....	86
III.2.3.	A szekunder trapezektómia műtéti technikája	86
III.2.4.	Utánkövetés	87
III.2.5.	A fájdalom és funkcionalitás mérése	88
III.2.6.	A mozgástartomány mérése.....	88
III.2.7.	Erőkifejtés és stabilitás	88
III.2.8.	Röntgenanalízis.....	88
III.2.9.	Statisztikai analízis	88
III.3.	A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről	89
III.3.1.	Betegbevonás és betegcsoportok	89
III.3.2.	Műtéti technika, utókezelés és utánkövetés	89
III.3.3.	Az eredmények kiértékelésének módja	90
III.3.4.	Statisztikai analízis	91
IV.	EREDMÉNYEK.....	92
IV.1.	Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában.....	92
IV.1.1.	Demográfiai adatok.....	92
IV.1.2.	Az utánkövetés sikeressége	92
IV.1.3.	A vizsgálati csoportok összetétele	92
IV.1.4.	Szubjektív és objektív eredmények	93

IV.1.5.	Komplikációk.....	96
IV.2.	A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapézcsont-eltávolítás eredményeinek összevetése	97
IV.2.1.	A betegek kora, neme és a megbetegedés oldalisága	97
IV.2.2.	A revíziós műtétek indikációi	99
IV.2.3.	Erő és mozgástartomány	100
IV.2.4.	Fájdalom és a funkcionalitás.....	101
IV.2.5.	Komplikációk.....	102
IV.3.	A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről	103
IV.3.1.	Esetszám és demográfiai összetétel	103
IV.3.2.	Objektív és szubjektív mérési eredmények	104
IV.3.3.	Röntgenanalízis.....	104
V.	MEGBESZÉLÉS.....	106
V.1.	Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában.....	106
V.1.1.	Tanulmányunk felépítése és esetszáma	106
V.1.2.	Fájdalomcsökkenés és mindennapi aktivitás	106
V.1.3.	Ízületi mozgástartomány	107
V.1.4.	A kéz által kifejtett erő.....	109
V.1.5.	Az ujj által kifejtett erő	110
V.1.6.	Komplikációk.....	110
V.1.7.	Különböző implantációs technikák.....	113
V.2.	A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapézcsont-eltávolítás eredményeinek összevetése	113
V.2.1.	A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának komplikációi és revíziós rátája a szakirodalomban	113
V.2.2.	A szekunder trapezektómia eredményei a szakirodalomban	114
V.2.3.	A tanulmányunk felépítése és esetszáma.....	115
V.2.4.	Az eredményeink interpretációja	116

V.3.	A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről	117
V.3.1.	Irodalmi adatok a MOJE Acamo protézis eredményeiről	118
V.3.2.	Az eredményeink értékelése	118
V.3.3.	A kedvezőtlen eredmények lehetséges okai	119
VI.	KÖVETKEZTETÉSEK.....	122
VII.	ÖSSZEFOGLALÁS	123
VIII.	SUMMARY	124
IX.	MELLÉKLET	125
X.	IRODALOMJEGYZÉK.....	130
XI.	SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE.....	149
XII.	KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	150

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

APL: abductor pollicis longus	PT: primer trapezektómia (vizsg. csop.)
CAD: computer aided design	PY: pyrocarbon protézis (vizsg. csop)
CMC: carpometacarpalis	REV: revízió áttesztelt (vizsg. csop.)
CoCr: kobalt-króm	RI: revízió áttesztelt implantáció (vizsg. cs.)
DASH: disabilities of arm, shoulder and hand (felső végtagi funkció score)	RL: radiolunaris
DISI: dorsal intercalated segment instability	ROM: range of motion (mozgástartomány)
DIP: distalis interphalangealis	RS: radioscapoidalis
DRU: distalis radioulnaris	RSA: reszekciós-szuszenziós artroplasztika
ECRB: extensor carpi radialis brevis	RSL: radioscapolunaris
ECRL: extensor carpi radialis longus	SC: scaphocapitatum
ECU: extensor carpi ulnaris	SD: standard deviáció
EPB: extensor pollicis brevis	SI: szilikonimplantátum (vizsg. csop.)
FCR: flexor carpi radialis	SL: scapholunaris
FDP: flexor digitorum profundus	SLAC: scapholunate advanced collapse
FDS: flexor digitorum superficialis	SNAC: scaphoid nonunion advanced collapse
FPL: flexor pollicis longus	STT: scapho-trapezio-trapezoidalis
GM-CSF: granulocyte-macrophage colony-stimulating factor	TFCC: triangular fibrocartilage complex
IL: interleukin	TI: titán szárú protézis (vizsg. csop.)
IMP: implantátumhordozó (vizsg. csop.)	TNF: tumor nekrozis faktor
LT: lunotriquetralis	UHMWPE: ultra-high molecular weight polyethylene, ultra magas molekulatömegű polietilén
LRTI: ligament reconstruction with tendon interposition	VAS: vizuális analóg skála (fájdalom-score)
MCP: metacarpophalangealis	VISI / PISI: volar/palmar intercalated segment instability
PIP: proximalis interphalangealis	
PSI: pounds per square inch	
PSU: processus styloideus ulnae	

I. BEVEZETÉS

Az iparilag fejlett országokban a mozgásszervi betegségek a születéskor várható életkor növekedése miatt egyre komolyabb egészségügyi problémát jelentenek a társadalom számára. Az artrózis a leggyakoribb musculoskeletális megbetegedés, primer formája elsősorban az idősebb korosztályt érinti. A betegség által egyik leggyakrabban érintett testrész a kéz. [1] A kézsebész munkájának nagy részét a kéz artrózisának felismerése, súlyosságának és jelentőségének megállapítása, a helyes terápia indikációja, elvégzése és kontrollálása, vagy az artrózis kialakulásának megelőzése tölti ki.

Egyetlen ízület artrózisa nem csak helyi panaszokat, hanem az egész kéz funkciósökkenését is okozhatja. A funkciósökkenés elsősorban a mozgástartomány beszűkülését és a maximálisan kifejthető erő csökkenését jelenti, ami a beteg alapvető aktivitási fokától függően az életminőséget is redukálja, fiatalabb betegek esetében pedig a munkaképesség beszűkülése is problémát jelent. A helyes terápia megválasztása és a sikeres kivitelezés a betegség legtöbb stádiumában ismét képes emelni mind az életminőséget, mind pedig a munkaképességet. Utóbbi miatt szót kell ejteni a betegség gazdasági és szociális aspektusáról, mely első sorban a fizikai munkások, mesteremberek és sportolók körében bír döntő jelentőséggel. Nem túlzás azt mondani, hogy ezen betegek teljes életére hatással lehet a kéz egyetlen apró ízületének a kopása.

I.1. A disszertáció felépítéséről

A dolgozat a főcímnek megfelelően nagy területet ölel fel a kézsebészeten belül. A Bevezetés elején a betegséget kiváltó okok, vagy arra hajlamosító faktorok általános, szisztematikus áttekintésével foglalkozunk, majd a már kialakult artrózis sebészi terápiájának áttekintése következik. Ezután a dolgozat alcímének megfelelően az ismertetett műtéti opciók egy szűkebb csoportjára, az endoprotetikára, azon belül pedig elsősorban a nyeregízület és a proximalis interphalangealis ízület endoprotetikájára koncentrálnak. Ekkor kerül részletesebb bemutatásra a saját kutatási témák tudományos háttere, annak anatómiai, biomechanikai, kopástani és egyéb aspektusaival. A Célkitűzések fejezettől már csak a saját kutatási témákkal foglalkozunk. Három tanulmány kerül bemutatásra, ezek közül egy az ujjak proximalis interphalangealis ízületének ízfelszínpótló endoprotetikájával foglalkozik, kettő pedig a hüvelykujj

nyeregízületi endoprotetikájának komplikációival. Mindhárom témában központi jelentőségű a posztoperatív komplikációk szerepe, azon belül első sorban a protézisszárak csontos rögzülésének kérdése. Ezzel már a Bevezetésben részletesen foglalkozunk, a Megbeszélés fejezetben pedig a bemutatott klinikai tanulmányok eredményei szakirodalmi adatokkal kerülnek összevetésre. A könnyebb eligazodás érdekében a dolgozatban több helyen belső hivatkozások kerültek elhelyezésre, amelyek a hivatkozott rész oldalszámát jelölik.

I.2. A kéz artrózisainak gyakorisága

Az emberi test egészére vonatkozóan elmondható, hogy az artrózishoz tartozó panaszok és a radiológiai megjelenés viszonylag laza kapcsolatban áll egymással: nem minden súlyos radiológiai lelethez társulnak súlyos panaszok, máskor komoly fájdalom jelentkezik viszonylag csekély radiológiai elváltozás esetében is. A kéz legalább egy ízületében előforduló artrózis radiológiai prevalenciája meglepően magas, a különböző tanulmányokban 29 és 76 % közötti értékek szerepelnek. [1, 2] Az előfordulási gyakoriság általában a korrrel emelkedik. Egy 60 év feletti kaukázusi típusú betegeket bevonó Framingham tanulmány tanulsága szerint a radiológiai prevalencia a férfiaknál 75%, nőknél 85% volt. A szimptomatikus esetek aránya ezzel szemben férfiaknál csak 13%, a nőknél pedig 26% volt. [3] Egy hasonló módszerrel, de kínai populáció bevonásával végzett tanulmány szerint a radiológiai prevalencia a férfiaknál 45%, a nőknél 47% volt, míg a szimptomatikus esetek aránya a férfiaknál csupán 3%, nőknél pedig 6% volt. [4] Egy 65 év feletti egyénekből álló vidéki türkmén populáción végzett tanulmány minden egyes vizsgált kézben kimutatta legalább az egyik ízület artrózisát. [5]

Statisztikai számítások alapján a kezet érintő primer artrózis kialakulásának a legfontosabb rizikófaktora az idős kor, a női nem és a genetikai predispozíció, azaz az öröklött hajlam. Más faktorok is felmerültek, például testfelépítés, általános izomerő, születési testtömeg, etnikai hovatartozás, illetve geográfiai és klimatikus viszonyok, ám ezek tényleges jelentősége erősen vitatott, nem kellő mértékben bizonyított. [2]

I.3. Artrózis kialakulása a kézben: primer és szekunder forma

Primer artrózisnak nevezzük az ízfelszínek „spontán” vagy közelebbről nem tisztázott eredetű degeneratív elváltozását, **szekunder artrózisnál** pedig valamilyen

konkrét kiváltó ok nevezhető meg, pl. trauma, krónikus instabilitás, valamilyen csontnekrózis, reumatoid arthritis, vagy más szisztémás megbetegedés. A kiváltó ok megfelelő terápiájával az artrózis kialakulása elméletileg megelőzhető, késleltethető, vagy súlyossága csökkenthető lehet. Az alábbiakban szisztematikusan áttekintjük a lehetséges kiváltó okokat.

I.3.1. Artrózis kialakulása ízületet érintő trauma következményeként

Az intraartikuláris traumát követő porcpusztulás fő faktorai a törés következtében fellépő ízfelszíni egyenetlenség, a lépcső- vagy hasadékképződés (inkongruencia) és az ízület lágyrész eredetű instabilitása, subluxatiója. Az ízületet érintő traumánál már a porc kellően erős contusiója is a porcsejtek károsodásával, egy részük azonnali elhalásával járhat. Az ízületet érintő csonttörésnél a csontok elmozdulása általában a csontot borító porc szakadásával jár. Nincs teljes konszenzus azt illetően, hogy mekkora ízfelszíni lépcső vagy hasadék tolerálható a kéz egyes ízületeiben. A klinikai gyakorlatban általában a 2 mm feletti eltérést mindenképpen igyekszünk elkerülni. Az ízfelszint érintő distalis radiustörésekkel foglalkozó szakirodalomban általában előlött számolnak be a poszttraumatikus artrózis valószínűségének megugrásáról. [6] Az ízfelszín egy részének a diszlokációjakor az ízfelszín inkongruenciája mellett a kialakuló ízületi instabilitás is fontos oki faktor az artrózis kialakulásának szempontjából. Az ízület lágyrész eredetű instabilitása (pl. a stabilizáló tok-szalagrendszer lazasága) helyenként az ízfelszín mechanikai túlterheléséhez vezethet. [7] A lágyrész-sérüléseket hegeképződés, illetve kontraktúrák kialakulása követheti, ami az ízület fiziológiás terhelési zónáinak az eltolódásához vezethet, például egy fixált subluxatio az ízületi porc fokális degenerációját okozhatja. Jó példa a sajkacsont krónikus dorsalis subluxatiója a csuklóízületben SL szalagszakadás után, ami klinikailag sokszor nem jár szembeötlő instabilitással, végül mégis radiocarpalis artrózishoz vezet („SLAC wrist”, lásd 12. oldal).

Az ízületet érő jelentős sérülés helyi **biológiai reakciót** vált ki a porcszövetben. Ennek részeként fokozott intraartikuláris reaktív szabadgyökképződést figyeltek meg, melynek fő forrása feltehetően a sérült porcsejtek mitochondriuma. Emellett hamar olyan gyulladásserkentő citokinek és mediátor anyagok intraartikuláris szintjének a növekedését figyelték meg, mint a TNF- α , IL-1, nitrogénmonoxid, mátrix metalloproteinázok és fibronektin fragmentumok. Ezek az ízületi folyadékban

széttérjedve az ízület távolabbi, eredetileg nem közvetlenül érintett pontjain is porcsejtkárosodást okozhatnak. Akut ízületi traumát követően a porcra jellemző biológiai reakció időben három szakaszra osztható: **1.)** korai fázis: gyulladáisos reakció, porcanyagcsere zavar, nekrozis, apoptózis, mátrix degeneráció, összességében a katabolikus folyamatok túlsúlya; **2.)** közbenső fázis: a katabolikus és anabolikus folyamatok egyensúlya; **3.)** késői fázis: mátrix regeneráció az anabolikus citokinek túlsúlyával, bár a porcszövet regenerációs potenciálja alacsony. [7]

I.3.2. Lágyrészsérülést követő ízületi instabilitás, mint artróziót kiváltó ok

Az ízületi instabilitás és az artrózis korai kialakulása közötti összefüggés az emberi test gyakorlatilag minden ízületére jellemző. [8] Az instabilitás miatt kialakuló patológiás terhelés degeneratív elváltozásokhoz vezethet, ugyanakkor maga az artrózis talaján is kialakulhat instabilitás [9]: gyakran lehetetlen eldönteni, hogy melyik volt előbb.

A distalis radioulnaris (DRU) ízület traumás eredetű instabilitása előfordulhat a TFCC ligamentum subcruentumának szakadásakor, a processus styloideus ulnae (PSU) avulziós törésénél, vagy distalis radiustörés kísérőjeként. Galeazzi törés esetén a distalis radius megrövidülése során a distalis ulnavég „kitör” az ízületből, közben a stabilizáló lágyrészek valamilyen szakadását okozza. Essex-Lopresti sérülés esetén a radiusfej törését a radius 5-10 mm-es axiális irányú elmozdulása kíséri, ami szintén az ulna „relatív meghosszabodásához” vezet és az előzőhöz hasonló módon hat a DRU ízületben. Az Essex-Lopresti sérülés enyhébb formájaként értelmezhető az akut longitudinális radioulnaris disszociáció (ALRUD), amelynek csak a radius axiális elmozdulását megakadályozó szalagok és a membrana interossea sérülnek. [10] A DRU ízület instabilitása rövid távon fájdalomhoz és funkciócsökkenéshez vezet, hosszú távon pedig – akár kezdetben mérsékelt szimptomák esetén is – az ízület szekunder artrózist okozhatja.

A kéztőcsontok stabilizálását a csontok és ízfelszínek geometriája, illetve az őket körülvevő tok-szalagrendszer biztosítja. Az instabilitás jellegére vonatkozóan megkülönböztethetünk statikus (egyszerű röntgenfelvételen is látható), dinamikus (csak a megfelelő tartott röntgenfelvételen felismerhető) és predinamikus deformitásokat (ezek röntgenvizsgálattal nem ismerhetők fel). [11] A csukló és kéztő instabilitásait különbözteti meg a **Mayo klasszifikáció**, melynek eredeti változatát mára több

munkacsoport is módosította, illetve kiegészítette [12-16]:

- az intrinsic szalagok laesiójánál a szalag által összekötött csontok disszociációval járó **CID** (= carpal instability, dissociative) forma
- az extrinsic szalagok sérülésével, de az egymással szomszédos kéztőcsontok disszociációjával nem járó **CIND** (= carpal instability, non-dissociative) forma
- a **CIC** (= carpal instability, complex) formánál az extrinsic és intrinsic szalagok egyidejű, traumás eredetű laesiója van jelen, pl. perilunaris luxatio után
- **CIA** (= carpal instability, adaptive) névvel illetik a csontok szerzetten patológiás formájából (általában csonttörések rossz állású gyógyulásából) adódó instabilitást

A kéztő legfontosabb szalagjának szokták tartani a **scapholunaris szalagot**. Sérülése viszonylag gyakori, teljes szakadásánál a sajkacsont flexiós pozíciót vesz fel (közben a proximalis pólusa a radiocarpalis ízületből kiemelkedve dorsalis subluxatióba kerül), a holdascson pedig dorsalis irányba billen: létrejön a kéztőcsontok DISI állása, ami preartrotikus állapotnak számít, műtéti ellátás indokolt. Amennyiben már kialakul az ún. **SLAC wrist**, azaz az SL disszociációból adódó carpalis kollapszushoz már valamilyen fokú porckopás is társul, nem érdemes rekonstrukciós műtétet végezni.

Az ulnaris oldali carpalis instabilitások jóval ritkábban fordulnak elő, a radiális oldaliakkal összehasonlítva kb. 1/6 gyakorisággal. [11] A **lunotriquetralis szalag** szakadása általában komplex sérülés részeként fordul elő, ilyenkor kialakul a VISI vagy más néven PISI deformitás, melynek legfontosabb radiológiai ismertetőjele a holdascson palmaris irányú elbillenése az oldalirányú röntgenfelvételen. Az LT szalag laesiója felléphet az LT ízület artrózisának vagy ulnocarpalis impactio következményeként is.

Mediocarpalis instabilitás esetén a distalis és a proximalis kéztőcsontsor közti instabilitásról beszélünk. Az instabilitás általában krónikus, CIND típusú, gyakrabban dinamikus, de lehet statikus is (a kéztőcsontok állása ilyenkor általában VISI mintázatot mutat, és lehet reponálható vagy sem). A diagnosztika gyakran csak az ízületi „ugrás” beteg általi akaratlagos előidézése közben készített kinematográfiával lehetséges, míg a röntgenfelvétel (esetleg CT vagy MRI) nem mutat kóros eltérést. A kinematográfiás felvételeken a proximalis és a distalis kéztőcsontsor lényegében mindig egy-egy külön blokként mozog, melyek belső integritását a kéztőcsontsor szomszédos elemei közti rövid intrinsic szalagok biztosítják. Mediocarpalis instabilitás esetén e két blokk bizonyos csuklómozdulatoknál egymáshoz képest hirtelen új pozícióba ugrik. Esetenként más-más

szalag, illetve szalagok kombinált insufficienciája merül fel, ami bizonyos ízületi állás elérésekor a mediocarpalis ízület subluxatióját, vagy éppen az abból történő visszatérést okozza. [17, 18]

A **perilunaris sérülések**nél megkülönböztetünk szalagos és csontos sérülési mintázatokat attól függően, hogy a kézre eső erőbehatás a holdascsontot körülvevő szalagokon keresztül talál magának utat, vagy pedig a szomszédos csontokon keresztül. A szalagos sérülés krónikus instabilitáshoz és általa artrózishoz vezethet. A csontos sérülés akkor okozhat problémát, ha rossz állású törésgyógyulás vagy álízületképződés útján hosszú távon patológiás terhelés alakul ki a környező ízületekben.

A **hüvelykujj nyeregízületének** izolált szalagsérülése viszonylag ritkán fordul elő. Talaján krónikus instabilitás alakulhat ki, az pedig – akkor is, ha más oki tényező áll mögötte – preartrotikus állapotnak számít. Egyes szerzők szerint az I. kézközépcsont bázisának dorsoradiális transzlációja a nyeregízületi artrózis kialakulásának legfontosabb kiváltó oka. A hüvelykujj nyeregízületének krónikus instabilitása – ha még nem alakult ki artrózis – műtéti úton kezelhető: végezhető az APL-, FCR-, ECRL- vagy ECRB-inat részben felhasználó ínplasztikával, esetleg szabad íntranszplantátum felhasználásával. Ilyenkor az I. kézközépcsont bázisát lágyrészes felfüggesztéssel rögzítik a II. kézközépcsont bázisához, vagy a trapézcsonthoz, vagy mindkettőhöz. [19] Az instabilitás kezelésére szóba jöhet az arthrodesis is (lásd 24. oldal). [20] A további carpometacarpalis ízületek (II-V. sugár) instabilitása (esetleg luxatiója) általában súlyos trauma következménye, többször egyszerre több sugarat is érint. Leggyakrabban az V. sugár érintett. [21]

Az **MCP ízületi oldalszalag-sérülések** 61%-a érinti a hüvelykujjat, [22] az alapízület szalagsérülése ugyanakkor az hüvelykujjat érő összes sérülés 86%-át teszi ki. [23] A hüvelykujj alapízületét érintő esetek 60-90%-ában az **ulnaris collateralis szalag** sérül, melynek gyakori formája az ún. Stener-laesio, ahol az adductor aponeurosis elfedi a csonton a leszakadt szalag tapadási helyét, így a szalagvég spontán repozíciója és gyógyulása lehetetlenné válik. Ilyenkor mindenféleképpen, de sok szerző szerint egyéb esetben is műtét indokolt. Itt az artrózis esetleges későbbi kialakulásánál fontosabb probléma az ízület instabilitása okozta azonnali funkcióvesztés. Az ízület **palmaris lemeze** is fontos szerepet játszik a stabilitás biztosításában, jelentősége egyes szerzők szerint felér az oldalszalagokéval. [24] Krónikus instabilitása előfordulhat általános

szalaggyengeség miatt, valamilyen szisztémás eredetű kötőszöveti gyengeség okán, fejlődési rendellenesség (az ízület dysplasiája) miatt, a flexor izomzat paralitikus állapotaiban, vagy az alapízület artrózisának következményeként is. Hosszú távon szekunder artrózis alakulhat ki, de gyakran az artrózis már a szóban forgó lágyrészaesióra jellemző extenziós deformitás megjelenése előtt jelen van, és annak inkább okozója, semmint következménye. [25, 26]

Ízfelszíni geometriájuk és tok-szalagrendszerük szempontjából a PIP, DIP és MCP ízületek nagy hasonlatosságot mutatnak. A dolgozatban közülük a PIP ízülettel foglalkozunk részletesebben (lásd a 35. oldaltól). Az interphalangealis ízületek palmaris lemezét és/vagy a collateralis szalagjait érő stabil, részleges sérülés vagy dinamikus instabilitás esetén a konzervatív terápia általában elegendő. Súlyosabb esetben a PIP ízületnél szükség lehet a palmaris lemez transzosszealis refixálására, de lehetséges az oldalszalagok varrása, illetve refixálása is, míg a DIP ízület instabilitásánál (akár csak az artrózisánál) az egyetlen műtéti terápia lehetőség az arthrodesis. [27]

I.3.3. Artrózis kialakulása álízület-képződés következményeként

Az álízület-képződés gyakran az érintett csont instabilitását okozza, ami a szomszédos ízületekben a terhelés patológiás megváltozásához, és ezáltal artrózis kialakulásához vezethet. Az aszeptikus álízület-képződést a törés rossz vérellátásával vagy instabilitásával magyarázzák, a kialakulás valószínűsége azonban számos egyéb faktortól (pl. alapbetegségek, dohányzás, a beteg együttműködése) is függ. Alapvetően két formáját különböztetjük meg: a hypertrophiás és hypotrophiás formát. [28] A hypertrophiás forma általában a törés elégtelen stabilitásával függ össze, ami gyakran a terápia helytelen megválasztásának vagy kivitelezésének az eredménye. A törés körüli terület vérellátása ebben az esetben jó, a rögzítés optimalizálása – akár műtéti úton, akár a gipszelés időtartamának meghosszabbításával – általában megoldja a problémát, a folyamatot pedig gyorsíthatja az ultrahangos lökéshullámterápia és a pulzáló elektromágneses terápia. [28] A hypotrophiás forma hátterében elsősorban a törés környezetének rossz vérellátása áll, ami lokális csontreszorpcióhoz vezet. A rossz vérellátás mellett azonban ilyenkor is jelen lehet a törés instabilitása. A kézben a talán legkomolyabb következményekkel járó álízület-képződés a sajkacsontot érinti: a vele járó carpalis kollapszus hosszú távon csuklóartrózishoz vezet („SNAC-Wrist”).

I.3.4. Artrózis kialakulása ízületi infekciók következményeként

Az **ízületi infekciók** az egész testet nézve a leggyakrabban hematogén úton, a kéz esetében viszont főként nyílt sérülés miatt alakulnak ki. Bizonyos ízületeknél jellemző kialakulási mód említhető meg, a DIP ízület például egy mukoid ciszta bőrön keresztüli megfertőződése által válhat érintetté, a PIP ízületekre könnyen ráhúzódhat a hajlító inak bakteriális tendovaginitise, az MCP ízületekre pedig a kéz dorsalis bőrsérülései (pl. ököl vs. fogsor) veszélyesek. [29] Az ízületeket érő infekció iatrogén eredetű is lehet, gyakorlatilag bármilyen műtét komplikációjaként felléphet. Az utóbbi megelőzését célozza az antibiotikus profilaxis, ami ma gyakorlatilag bármilyen eszköz implantációjának standard velejárója; általában cefalosporin egyszeri perioperatív i.v. adása történik. [28, 30]

Ha a baktériumok elszaporodnak az ízületben, akkor a jelenlétükkel immunreakciót indítanak el: a területre makrofágok és polymorphonukleáris sejtek özönlenek. Beindul a **gyulladásos citokinek**, mint pl. IL-1, IL-6, TNF- α és GM-CSF termelődése, emellett aktiválódik a komplement rendszer is. Néhány napon belül kialakul a T-sejtes válasz, ami olyan további citokinek termelődését serkenti, mint gamma interferon, illetve az immunsejtes differenciálódást moduláló IL-4 és IL-10. Emellett mátrix metalloproteinázok, lizoszomális enzimek és bakteriális toxinok szabadulnak fel. Ezek jelenléte rövid időn belül a porcsejtek pusztulásához vezet, ráadásul az ízületi folyadékáramlás megváltozása (folyadékgyülem, synovitis) a porcsejtek tápanyagellátását önmagában is rontja. [31]

I.3.5. Artrózis kialakulása avascularis csontnekrózis következményeként

A kéztő avascularis csontnekrózisainak kialakulásáért feltehetően több faktor együttes hatása felelős. Legfontosabb közülük a mai tudásunk szerint a terület vérellátási zavara, amely önmagában is multifaktoriális eredetű. A pontos etiológia tisztázatlan. A különböző kéztőcsontok érintettségének gyakorisága nagy szórást mutat, ennek magyarázata elsősorban az anatómiai adottságokban keresendő. [32] A kéz területén a **holdascson**t avascularis nekrozisa (morbus Kienböck) a leggyakoribb, a radiológiai prevalencia 270 / 100.000 fő. [33] Gyakoriság szempontjából a **sajkacsont** követi (morbus Preiser), 1980 és 2011 között összesen 136 ilyen esetet dokumentáltak. [34] A **fejescsont** avascularis nekrozisára (m. Jönsson) vonatkozóan egy 2014-es irodalmi

áttekintés összesen 48 esetet talált, [35] míg a **horgascson**t esetében (m. Vogel) összesen 12 eset ismert a szakirodalomban. [36] A többi kéztőcsont esetében csupán esetleírások léteznek, itt epidemiológiai adatok nem állnak rendelkezésre.

Ha az elhalt csontszövet nem tud ellenállni a terhelésnek, akkor mikrofraktúrák vagy ritkábban egyetlen törésvonal alakul ki. A csont megroppanása fontos vízvásztó, a betegség eddig mondható potenciálisan reverzibilisnek. [37] A kéztő magasságcsökkenése (angolul „carpal collapse”) miatt megváltozik az itt található ízületek terhelése, végső soron pedig kiterjedt artrózissal lehet számolni. Lunatumnekrózisnál kezelés nélkül az esetek többségében az első diagnózist követő 4-5 évben csuklóartrózis alakul ki. [38] Mivel az ízületi porcot nagy részben az ízületi folyadék táplálja, a porcszövet nincs teljesen ráutalva az alatta található csontszövet ép vérellátására. [39] Porckárosodás ennek megfelelően akkor lép fel, ha a csontnekrózis miatt megváltozik az alatta lévő csontfelszín kontúrja.

I.3.6. Artrózis kialakulása veleszületett mozgásszervi fejlődési rendellenesség következményeként

A kéz és csukló elvileg bármelyik csontjánál előfordulhat hypo-, a- és dysplasia, ami adott esetben az egyes ízfelszínek inkongruenciáját, illetve patológiás terhelését okozza, esetleg ízületi instabilitáshoz vezethet, így elméletileg artrózis kialakulását okozhatja. A veleszületett fejlődési rendellenességek endogén faktorokra (pl. génelterések, kromoszómaeltérések) és exogén faktorokra (pl. a várandós anyát érő noxák, mint dohányzás, alkohol, drogok, sugárzás és mutagén vegyületek) vezethetők vissza, a gyakorlatban azonban a kiváltó ok az esetek 60%-ában tisztázatlan marad. [29] A csontok születés után kialakuló növekedési zavarának oka lehet vascularis ellátási zavar, trauma, infekció, daganat, iatrogén ártalom (pl. műtét vagy gyógyszer mellékhatás miatt), és természetesen előfordulhatnak idiopátiás esetek is. [40]

A **Madelung deformitás** egy gyermekkorban jelentkező, lányoknál gyakrabban előforduló, gyakran kétoldali csontnövekedési rendellenesség, amelynél a distalis radius növekedése érintett. A normálisan növekvő ulna fokozatosan „kitör” a DRU ízületből, jellemző módon dorsalis irányba, közben nyomást gyakorolhat a proximalis kéztőcsontsorra (ulnocarpalis impactio). [41] A kialakuló instabilitás a nem traumás eredetű CIA-típusú instabilitás (lásd 12. oldal) jó példája. [42] A betegség okozta

patológiás ízületi terhelés, illetve ízületi instabilitás idősebb korban artrózis kialakulásához vezethet. A deformitás gyakran alakul ki Léri-Weill szindróma keretében, és hasonló deformitás alakul ki multiplex osteochondromatosis, Ollier szindróma, „tornász csukló” (a distalis radius növekedési porcát érintő stressz szindróma) vagy lokális növekedési zavar kapcsán is [41].

A kéz ízületeit érintő dysplasiák izoláltan, valamilyen örökletes szindróma keretében vagy komplex végtagfejlődési zavar részeként alakulhatnak ki. A klinikai szempontból leglényegesebb dysplasiák a hüvelykujjat érintik. [43] A hüvelykujj alapízületének dysplasiájánál az I. kézközépcsont fejének alulfejlettségét a tok-szalagrendszer gyengesége és végeredményben az alapízület kóros hyperextenziója kíséri („hitchhiker’s thumb”, azaz autóstoppos-hüvelykujj). [43] A **trapézcsont dysplasiája** esetén a csont nyeregízületi ízfelszínének túlzott meredeksége miatt az I. kézközépcsont „lecsúszik” a nyeregről, azaz subluxatio alakul ki, ami a nyeregízület artrózisára hajlamosít. [44] A hüvelykujj hypoplasiájának legtöbb típusa instabilitással jár, akár a nyeregízület is hiányozhat, ilyenkor a mutatóujj pollicizációja indikált. [45]

Gyakorlatilag bármely két (vagy több) csont között előfordulhat synostosis vagy congenitális eredetű koalíció, melynek radiológiai megjelenése általában jól elkülönül a poszttraumás vagy primer degeneratív elváltozásoktól. Nem tekinthetők preartrotikus állapotoknak. Teljesen elkülönítendőek tőlük a syndactyliák: az utóbbiaknál az ujjak nőnek össze (egy vagy több, teljesen vagy részlegesen, lágyrészesen vagy csontosan), és legfeljebb a szétválasztásuk során fellépő iatrogén ártalom vezethet artrózishoz. [43]

A kéz és csukló területén legalább 27 saját névvel rendelkező akcesszorikus csont (pl. os trapezium secundarium, os vesalianum) fordulhat elő, de előfordulhatnak egyéb ossiculumok is, ráadásul bármely ujj alap- és végízületénél akcesszorikus szezámcsont(ok) is jelen lehetnek. Ezek mechanikai irritációt okozhatnak, sőt ízfelszínük degeneratív elváltozásokat is mutathat, általában mégis panaszmentesek maradnak. Gyakran **carpal bossing**nál is jelen van egy-egy akcesszorikus csont az érintett ízületben (leggyakrabban a II. és III. carpometacarpalis ízület dorsalis részénél), máskor csupán osteophytaképződés látható az ízületi rés mentén. [46]

I.3.7. Artrózis kialakulása szerzett alapbetegség vagy kötőszöveti rendellenesség következményeként

A reumatológiai betegségek lényegében autoimmun hátterű, gyakran mozgásszervi manifesztációjú kórképek, a számos forma közül a **reumatoid arthritis** (más néven krónikus polyarthritis) a leggyakoribb. A kéz vagy a csukló a betegséggel diagnosztizált betegek 80%-ánál érintett. A patomechanizmus mind a mai napig nem teljesen tisztázott. A kóros immunreakció a synoviamembránt ellátó erek tágulatát, fibrinexsudatum kilépését, angiogenezist, a membrán hyperplasiáját és ezáltal pannuskiterjedést okoz az ízületekben. [40, 47] A porcot érő közvetlen károsító hatás mellett a kialakuló ízületi instabilitás indirekt módon is segíti a porcpusztulást. Az ízfelszínnek károsodása esetén reszekciós artroplasztika, protézisbeültetés, illetve részleges vagy teljes arthrodesis válhat szükségessé. A protézisbeültetés a szövetek gyengesége és az ízület instabilitása miatt gyakran komplikációhoz vezet (kilazulás, migráció, luxatio), több szerző óvatosságra int. [48]

A gyulladós megbetegedések közül a porcdegeneráció szempontjából fontos az **arthritis psoriatica**, amelynél leggyakrabban a DIP ízület érintett, de előfordulhat egyetlen ujj mindhárom ízületének érintettsége (kolbászujj), aszimmetrikus oligoarthritis (összesen 1-4 ízület érintettsége) és ritkán szimmetrikus polyarthritis is (a klinikai megjelenés a reumatoid arthritishez hasonló). A gyulladós megbetegedések közül fontos megemlíteni továbbá a **reaktív arthritiseket** (gastrointestinalis vagy urogenitalis fertőzést követően kialakuló steril arthritis, Reiter-szindróma, reumás láz) és az **intestinalis eredetű arthritiseket** (colitis ulcerosát és m. Crohn-t vagy m. Whipple-t kísérő arthritis). A vírusfertőzéseket kísérő ízületi reakció nem jár porckárosodással. Ízületi degeneráció léphet fel **szisztémás lupus erythematosusban**, **sarcoidosisban**, a **juvenilis idiopátiás arthritis** különböző formáinál, **progresszív szisztémás sclerosisban**, illetve **lyme borreliosis** előrehaladott stádiumában. Ízületi degenerációt okozhatnak a különféle **kristályarthropathiák**, pl. köszvény, kalcium-pirofoszfát-dihidrát arthropathia (avagy chondrocalcinosis, álköszvény), illetve hidroxipatit-arthropathia is. [40, 49]

Repetitív sérülésekre és a kóros ízületi mozgások miatt ízületi kopásra hajlamosíthat az **ízületek általános hypermobilitása**. Az ízületek hajlékonyságát főleg a szalagok, az ízületi tok és az izom-ín-köpeny állapota határozza meg, a mértéke genetikai tényezőktől,

az életkortól, edzettségtől, alapbetegségektől és korábbi sérülésektől függ. [50] Különösen fontos szerepe van a nemnek és a hormonstátusznak, a szalagok szakítószilárdsága nőknél a menstruációs ciklustól is függ. [51] Felléphet önmagában (egyszerű „szalaggyengeség”), skeletalis displasiákkal együtt (pl. osteogenesis imperfecta, osteoonychodysplasia és achondroplasia esetén), a neuromuscularis kontrollra ható betegséggel együtt, vagy valamilyen örökletes szindróma (pl. Ehlers-Danlos-, Marfan-, Down-szindróma, stb.) keretében. [50] Az életkor előrehaladtával felléphet a szalagok fiziológiás degenerációja is. [40]

A **neurogén arthropathiáknál** valamilyen szenzoros zavar miatt túlterhelés hatására ízületi instabilitás, mikrotraumák és ízületi degeneráció alakulhatnak ki. Az állapot hátterében gyakran diabeteses vagy alkoholos polyneuropathia (bár ilyen állapotokban inkább az alsó végtag érintett [52, 53]), esetleg syringomyelia áll. [40] Az idegrendszeri patológiákból adódó **spasticus állapotok** esetében az ízületek subluxatiója, luxatiója vezethet artrózishoz. [42]

A **haemophiliás arthropathiáknál** az ízület ismételt bevérzései egyrészt rontják a porc tápanyagellátását, másrészt a synovialis hártát izgatva pannusképződést váltanak ki, ami a porcfelületre kúszva pusztítja azt. [40]

Artrózis kialakulhat **iatrogén ártalomként** is, az ízfelszín megsértésekor (pl. artroszkópiánál), chondrotoxikus lokálanesztikumok intraartikuláris felhasználásánál [54], kinolon típusú antibiotikumok szisztémás alkalmazásánál [55], egyéb gyógyszer-mellékhatásként vagy ionizáló sugárzás hatására [56].

I.3.8. Artrózis kialakulása ismételt mikrotraumák, illetve foglalkozási ártalom következményeként

Foglalkozásszerűen, rendszeresen végzett fizikai munka során a munkavégzésre használt eszköz megragadása, megtartása és vezetése olyan mértékű ismételt mechanikai terhelésnek (lökések, vibráció, mikrotraumák) teheti ki a kezet, ami az ízületekben fellépő nyomó- és húzó- és nyíróerők által a porcszövet apró szakadásaihoz és törmelékképződéshez vezethet. Felléphet egyes csontok (főként kéztőcsontok, azon belül elsősorban a holdascson) aszeptikus nekrozisa (lásd 15. oldal), fáradásos törése, azt követően pedig esetleg álízület-képződés is. A kéz kimondottan munkavégzésből adódó artrózisáról kevés irodalmi adat létezik és az expozíció károsodást kiváltó küszöbértéke

általában nem ismert. Orientáció gyanánt: bányászoknál mindennapi tartós terhelésnél 2 év alatt általában nem várható artrózis kialakulása a kézben. [57]

I.4. Műtéti lehetőségek a kéz területén kialakult artrózisnál

A már kialakult artrózis sebészi terápiája lehet tisztán szimptomatikus vagy definitív. Szimptomatikus terápiaként önmagában is, gyakran azonban egyéb beavatkozással együtt végzik el a csukló **Wilhelm szerinti denervációját**, amely során a fájdalomérző beidegést szelektíven kiiktatják. Főleg azokban az esetekben indikált, ahol a szimptomatikus artrózis vagy egyéb eredetű fájdalom mellett a mozgástartomány még jól megtartott. A módszer szakszerű alkalmazásával a hüvelykujj nyereg- és alapízületét leszámítva a kéz gyakorlatilag bármely ízületében valamilyen fokú fájdalomcsökkenés érhető el, ennek mértéke azonban betegenként eltérő lehet. [29, 42]

A definitív műtéti terápia talán legegyszerűbb módja az **ízület átöblítése**, ami gyakorlatilag minden diagnosztikus **artroszkópia** része. Az öblítés nem csak infekció esetén használható, hanem aseptikus esetekben is: távoznak gyulladáshoz vezető mediátorok, sejtek és szövettörmelék (lásd 10. és 15. oldal), ami lassíthatja az artrózis progresszióját. Az artroszkópia kiegészíthető a töredezett porc-területek elsimításával és synovectomiával, esetleges kristálydepozitumok és ízületi szabadtestek eltávolításával. Artroszkópiát a kézsebészetben leggyakrabban a csuklóízületnél (radio- és mediocarpalisan), illetve a DRU ízületnél végzünk. Megfelelően vékony instrumentariummal a kéz szinte minden ízülete tükrözhető, a kisebb ízületek közül a leggyakrabban a hüvelykujj nyeregízületét tükrözzük. [42]

A csontot is érintő beavatkozások közül a legegyszerűbb a mechanikailag problémás **osteophyták eltávolítása**, ami azonban csak akkor elegendő, ha izoláltan ez a panasz oka. Az ízfelszín patológiás terhelése miatt kialakuló porcokopás kezdeti stádiumában **korrekciós osteotomia** végezhető.

A **reszekciós artroplastikák** során a károsodott ízfelszín vagy akár teljes csont(ok) eltávolítása megszünteti a kopott felületek kontaktusát és gyakran javítja a mozgástartományt. A keletkező alátámasztási hiány kompenzálására különféle szuszpenziós megoldásokkal és interpozíciós technikákkal kombinálható a műtét.

Az **endoprotézisek** egyik fő csoportját a helykitöltő implantátumok alkotják, a másikat pedig az ízületi funkcióval bíró eszközök. A kéz endoprotetikájának az

áttekintése a II.5. fejezetben történik a 28. oldaltól.

A már elpusztult porcterület pótlása céljából lehetséges a szervezet saját regenerációjának serkentése az érintett terület **Pridie-féle fúrásával**, vagy **mikrofraktúra** alkalmazásával. [42] A porchiány pótlására különböző autológ sejt- és szövetátültetési technikák léteznek, lehetséges részleges ízületátültetés (osteocondralis blokk átültetése, pl. hemihamatum transzfer), ritkán mozaikplasztika, szabad csonthártya- és perichondrium-transzplantáció. Biológiailag lebomló szövetvázra vitt chondrocytákból vagy őssejtekből álló kompozitgraft beültetését (**tissue engineering**) eddig nem használták porcpótlásra a kézsebészetben. [58]

A kéz ízületeinek artrózisánál gyakran alkalmazott terápia az **arthrodesis**. Megfelelő csontos átépülés esetén megszűnik a fájdalom, ami az ízületi mozgástartomány kiesése ellenére általában javítja az összfunkciót.

A **mentő („salvage”) műtét** megnevezést olyan beavatkozásokra szokták alkalmazni, ahol teljes arthrodesis (vagy amputáció) nem indikált ugyan, de az elvégzett műtét (valamilyen részarthrodesis vagy reszekció) az anatómiai viszonyok gyökeres magváltoztatása által a fiziológiás mozgástartomány jelentős beszűkülése által csökkenti a fájdalmat és javítja az összfunkciót. A kézsebészetben a csuklónál és DRU ízületben végzett egyes műtétek tartoznak ide.

Az artrózis miatt indikált elektív **amputáció** (általában valamelyik ujjról van szó) rendkívül ritka, gyakorlatilag minden esetben a beteg speciális kívánságára történik.

I.4.1. A distalis radioulnaris ízület, proximalis és distalis kéztőízület, valamint az ulnocarpalis ízület artrózisának műtéti terápiaja

A DRU ízület enyhe fokú, az ízület geometriájára visszavezethető artrózisa esetén az incisura ulnaris radii **notch-plasztikája** végezhető, más esetben extraartikuláris **ulnarövidítő osteotomiával** lehet kiemelni a degenerált porcterületet a terhelési zónából. [42, 59] Előrehaladott állapotban az ízület reszekciós-interpozíciós artroplasztikája végezhető: legelterjedtebb a **Bowers féle hemireszekció** (az ulnafejjel radiussal kontaktusba kerülő részeinek félkörszerű eltávolításával) és **Darrach féle reszekció** (az ulnafejjel teljes eltávolításával). [42, 59] A **Sauvé-Kapandji féle szegmentreszekció** az irodalmi adatok szerint 134-171° posztoperatív mozgástartományt tesz lehetővé pro-/supinatio során a DRU ízület egyidejűleg végzett arthrodesise ellenére: a műtét során az

ulna metaphysiséből egy 1-1,5 cm vastag csontkorong kerül eltávolításra, amelynek helyére lágyrésziinterpozitum kerül. [42, 59, 60]

A radiocarpalis ízületben meglehetősen ritkán végzett **reszekciós artroplastikák** során a carpalis kollapszus elkerülése érdekében az eltávolított kéztőcsont helyén keletkező űr valamilyen módon kitöltendő: autológ íngombolyag tehető bele (a tapasztalatok szerint viszonylag alacsony hatékonysággal) vagy pedig mesterséges helykitöltő implantátum (ezeknél gyakoriak az elmozdulások, luxatiók, a szilikonelasztomer anyagú implantátumok pedig gyakran töredeznek). [42] A teljes radiocarpalis ízület reszekciós-interpozíciós artroplastikáját dorsalis tok-szalag lebeny alkalmazásával (Tillmann és Thabe szerinti műtét) reumás betegeknél végzik. [61]

A csukló- és DRU ízület hemi- és totál**endoprotézise**inek evolúciója eddig számtalan koncepciót, illetve protézisgenerációt eredményezett. Ezek áttekintése a 28. oldaltól történik.

Komplikációk és stabilitás szempontjából a protézisbeültetésnél biztosabb megoldást jelent **a csukló teljes elmerevítése**, amelynél az osteosynthesis általában lemezzel (ritkábban tűződróttal vagy csavarral) történik. Korábbi műtétek komplikációja esetén általában ez a végső revíziós opció. Komplikációmentes csontos átépülést követően jól terhelhető, fájdalommentes, flexióra, extenzióra, radialductióra és ulnarductióra képtelen, de teljes pronatiót és supinatiót lehetővé tevő csukló/alkar az eredmény.

Kisebb kiterjedésű radiocarpalis, illetve a kéztőcsontokat érintő artrózis és szimptomatikus kéztőinstabilitások esetén a teljes arthrodesis helyett sokszor **részarthrodesis** végzése is elegendő. Az elmerevítendő ízületek száma esetenként változó, a lehetséges kombinációk száma nagy. A műtétek közös jellemzője, hogy meghagynak bizonyos szabad mozgási tartományt a csuklóban, céljuk pedig a fájdalommentesség és a jobb terhelhetőség. Az osteosynthesis legegyszerűbb módja a tűződrótos rögzítés, ami a legtöbb esetben elegendő, egyes pozíciókban azonban lemezes rögzítés vagy csavaros osteosynthesis is alkalmazható (pl. RSL és RL fúzió esetén, esetleg ún. „spider” lemez használható mediocarpalis vagy STT arthrodesisnél). A viszonylag gyakran végzett **mediocarpalis részarthrodesis**nél („four corner fusion”) az os lunatum, capitatum, triquetrum és hamatum elmerevítése történik. Leggyakrabban az RS ízület érintettsége vagy SNAC wrist (lásd 14. oldal) az indikáció, amire a sajkacsont excisiójával (szükség esetén a processus styloideus radii egyidejű reszekciójával is)

válaszolunk, maga az arthrodesis pedig az excisio által instabillá váló kéztő stabilizálását szolgálja. A műtétet követően a csuklóízület teljes erőátvitele és a fiziológiához képest természetesen beszűkült mozgástartománya a RL ízületre hárul. Hasonló elven működik az **STT** vagy az **SC ízület elmerevítése** a holdascsontról excisioja esetén (pl. előrehaladott m. Kienböck vagy az RL ízület poszttraumatikus artrózisa miatt). A csuklóízület teljes mozgástartománya és erőátvitele mindkét műtétet követően a RS ízületre hárul. Az **RSL fúzió** a radiocarpalis ízület artrózisánál (pl. intraartikuláris distalis radiustörést követően) indikált. **RL fúziót** az ízület izolált artrózisánál (ez általában szekunder, pl. poszttraumás artrózis; a primer forma itt ritka) vagy reumás betegek esetében a csukló ulnaris transzlációjának korrekciójához végezhetünk. [42, 62]

A sajkacsont proximalis pólusának (általában álízület-képződés miatti) defektusánál a mediális femurcondylusból származó **vascularisált osteochondralis graft** transzplantálható. [42] Az irodalmi adatok szerint a csuklóban **osteochondralis autograft-transzplantációt** (más néven mozaikplasztikát) a distalis radius, a holdascsontról, a sajkacsont és a fejescsontról proximalis ízfelszínén végeztek. Az osteochondralis graftot általában a térdízület terhelésmentes zónájából nyerik, de costochondralis transzplantátum is felhasználható. [63]

Az ulnocarpalis ízületben viszonylag gyakran problémát okoz a radiushoz képest túl hosszú ulna által kiváltott **ulnocarpalis impactio szindróma**, ami degeneratív elváltozásokat okoz az os lunatum és triquetrum túlzott terhelésnek kitett felszínén, valamint a discus triangularis általában centrális területén. A kiváltó ok lehet veleszületett, de szerzett is, pl. a radius megrövidülése rosszul gyógyult törésnél. A műtéti terápia lényege az ulna megrövidítése: ez a diaphysis distalis szakaszán végzett **ulnarövidítő osteotomiával**, az **ulnafej Pechlaner szerinti rövidítő osteotomiájával** (intraartikuláris osteotomia 45°-os osteotomiasíkkal) vagy az ún. **wafer reszekcióval** is lehetséges (az angol „wafer” szó jelentése magyarul ostya), melynek során a discus után az ulnafejjel közvetlenül alatta fekvő csontfelszínét is reszekálják (ez utóbbi műtét nyíltan és artroszkóposan is lehetséges). [42]

I.4.2. A hüvelykujj nyeregízületi artrózisának műtéti terápiaja

A trapézcsont dysplasiájából adódó enyhe fokú porckopásnál **korrekciós osteotomiára** van lehetőség (nyitó osteotomia radius-csontgraft beültetésével). [44]

A **reszekciós szuszpenziós artroplastikák (RSA)** számtalan változatának közös eleme a trapézcsont excíziója (trapezektómia), amit általában valamilyen inas felfüggesztés vagy interpozíció követ. Az egyszerű, önmagában végzett trapezektómiát először Gervis írta le egy 1949-es publikációban, Froimson pedig egy 1970-es közleménye szerint az FCR ín egy gombolyaggá felgöngyölt kötegét a reszekciós résbe helyezve interpozíciós artroplastikává módosította az eredeti eljárást. Később széles körben elterjedtek a trapezektómiát egyszerre valamilyen inas interpozícióval és valamilyen szalagos felfüggesztéssel is kiegészítő módszerek (angolul „ligament reconstruction combined with tendon interposition”, **LRTI**), melyek közül az elsőt Burton és Pellegrini írta le 1986-ban. [64] A szalagos felfüggesztéshez lehetőség van az FCR ín egy proximalisan átvágott rostkötegét felhasználni (ilyen a Burton-Pellegrini, az Epping-Noack, és a Weilby féle felfüggesztés), de az APL ín egy proximalisan átvágott rostkötege is alkalmazható (pl. a Sigfusson-Lundborg, a Thompson, Wulle és Sirotakova féle szuszpenzió esetében). Az ECRL ín egy proximalisan átvágott rostkötegét általában revíziós műtéteknél használják fel. Lehetőség van horgonnyal (pl. mini-TightRope CMC) és erős fonállal (pl. FiberWire) is elvégezni a felfüggesztést, de sokan semmilyen felfüggesztést nem végeznek. Ők arra hivatkoznak, hogy a legtöbb tanulmány, ami összevetette a különféle szuszpenziós technikákat az egyszerű trapezektómiával, nem talált szignifikáns különbséget a végeredmény szempontjából. [65-69]) Bármely felfüggesztéses technikára jellemző, hogy a szuszpenzióhoz használt ín szabad végét általában interpozícióhoz használják: varratrögzítéssel, vagy anélkül a reszekciós résbe tömik. Az utolsó és igen fontos stabilitást támogató műtéti lépés a feltáráskor longitudinális irányban felhasított ízületi tok feszes zárása. Viszonylag ritkán egyes szerzők az I. és II. kézközépcsontot két tűződrót segítségével átmenetileg transzfixiálják, hogy ezáltal még a hegképződés kezdeti szakaszán a későbbi stabilitást és a hüvelykujj proximalizációjának elkerülését szolgálják. [70] A hüvelykujj műtét utáni rögzítése az interphalangealis ízületig érő gipszkötéssel történik általában 6 hét időtartamra.

Az ízület artrózisának terápiájaként lehetőség van **endoprotézis** beültetésére is. Célja a hüvelykujj hosszának és a lágyrészek egyensúlyának megőrzése a jobb stabilitás és funkció, illetve a műtétet követő minél előbbi felépülés érdekében. [71, 72]

Artrózis esetén ritkán, fiatal fizikai munkásoknál szóba jöhet a **nyeregízület elmerevítése** is – már amennyiben a szomszédos ízületek épek. A műtét célja a maximális

erőkifejtési képesség megtartása, melynek ára a mozgástartomány csökkenése (pl. a műtét után nem lehet a kezét laposan az asztalra fektetni) és a szomszédos ízületek túlterhelése (emiat hamarabb léphet fel a kopásuk). A nyeregízület elmerevítését alkalmazhatjuk sikertelen endoprotézis-beültetés revíziójakor is. Az osteosynthesis lemezzel, esetleg tűződrót-feszítőhurok kombinációval vagy csavaros osteosynthesisel történik. Az optimális ujjhossz beállításához autológ csontgrafta lehet szükség, pl. a csípőlapátból. [20, 42]

I.4.3. A metacarpophalangealis ízületek artrózisának műtéti terápiája

A II-V. sugár metacarpophalangealis ízületénél végzett **reszekciós-interpozíciós artroplastikák** szerepe az endoprotetika fejlődése miatt mára háttérbe szorult. Korábban leírták egyebek közt a fascia lata, extensorín-darabok és a palmaris lemez különféle interpozícióját. Ezeket a műtéteket elsősorban reumás betegeknél végezték, de primer és poszttraumatikus artrózis esetében is leírták az alkalmazásukat. Az utóbbinál palmaris feltárásból a proximalisan leválasztott palmaris lemezt az oldalszalagok megsértése nélkül az ízületbe hajtják, majd a visszafogottan reszekált fejre terítve a dorsalis tokhoz és az oldalszalagok dorsalis szakaszához varrják. [73]

Az **endoprotézisek** közül standardnak megjelenése óta a szilikonprotézis számít, de idő közben ízfelszínpótló megoldások igyekeznek minél nagyobb ízületi mozgástartományt megcélózni. Mindezzel a 28. oldaltól foglalkozunk részletesen.

Nagyobb defektussal járó esetekben (leggyakrabban traumát vagy infekciót követően) lehetőség van **vascularisált autológ ízülettranszplantációra**, általában a 2-3. lábujjból. A műtét bonyolultságából, a lehetséges komplikációkból, a donor-terület problémáiból és az olykor szerény posztoperatív funkcionális eredményből adódóan a műtét indikációs köre érhető módon korlátozott, felnőtteknél csak az egyéb opciók kontraindikációja esetén jön szóba, azaz extrém ritkán. Gyermeknél azonban ez az egyetlen műtéti módszer, amelyenél az operált ízület adaptálódni tud a növekedéshez. [42] Kisebb defektusok ellátására **mozaikplasztika** (nem vascularisált osteochondralis transzplantáció) alkalmazható. [74]

A MCP ízület arthrodesise a nyilvánvaló funkcionális hátrányok miatt kerülendő, ha lehetséges, más műtéti terápia választandó. [42]

I.4.4. A hüvelykujj metacarpophalangealis artrózisának műtéti terápiája

A hüvelykujj alapízületi artrózisánál az arthrodesissel szembeni korábban említett fenntartások nem helytállóak, aminek az eltérő anatómia és funkció az oka. A II-V. ujjakkal szemben a hüvelykujj funkciója nem az alapízület, hanem főként a carpometacarpalis ízület mozgástartományára alapul. A hüvelykujj alapízületének esetében jobban szolgálja az összfunkciót a stabilitás, mint a nagy mozgástartomány, így az arthrodesis létjogosultsága megkérdőjelezhetetlen, a műtét standard megoldásnak számít. Az osteosynthesis általában tűződróttal és feszítőhurokkal történik, esetleg dorsalis lemezzel. [42] A protézisimplantáció ebben az ízületben irodalmi ritkaságnak számít. [75]

I.4.5. A proximalis interphalangealis ízületek artrózisának műtéti terápiája

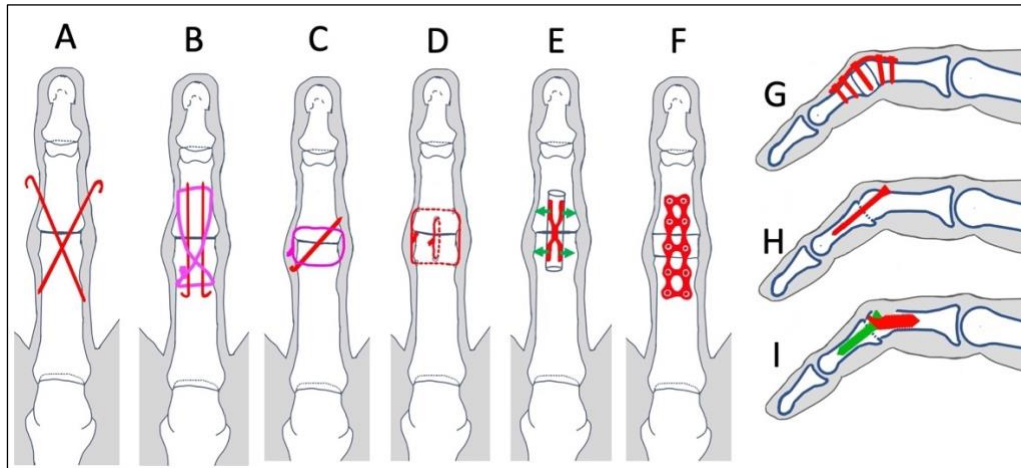
Az ízület **reszekciós-interpozíciós-artroplasztikája** a palmaris lemez nyeles interpozíciójával vagy szabad autológ íngraft felhasználásával lehetséges, [76] az endoprotetika előretörése miatt azonban az utóbbi évtizedek során veszített a jelentőségéből az „ízületi funkciót megtartó műtétek” kategóriában.

Az **endoprotézisek** lehetőséget adnak az ízület mozgástartományának részleges megtartására, alkalmazásukkal megbízhatóan érhető el fájdalomcsökkenés, cserébe viszonylag gyakran fellépő, sokszor protézistípusra jellemző komplikációk árnyalják az összképet. Mindezzel később részletesen foglalkozunk.

Nagyobb defektussal járó eseteknél az MCP ízületekhez hasonlóan itt is lehetőség van **vascularisált autológ ízülettranszplantációra**, ám a műtét bonyolultsága és a komplikációk gyakorisága miatt extrém ritkán alkalmazott módszer ez. Kisebb defektusok ellátására elméletileg **mozaikplasztika** is alkalmazható. [74]

A **PIP ízület arthrodesise** általában teljes fájdalommentességet és stabilitást eredményez az ujj funkcionalitásának jelentős csökkenése árán. Alapvetően olyan esetekben jön szóba, amikor más műtéti megoldás (pl. protézisimplantáció) kontraindikált, pl. trauma okozta súlyos csont- vagy lágyrész-destrukciónál, egyéb eredetű ízületi instabilitásnál, szepikus arthritissnél, a perifériás vagy centrális paresisnél, a beteg csökkent aktivitása esetén, illetve palliatív szituációban. [77] Az egész kéz funkcionalitásának szempontjából döntő jelentőségű az operált ujjnak az opponált hüvelykujjhoz való viszonya, ezt az adott ujjnak megfelelő arthrodesis-szög (például

mutatóujjnál 30°, középsőnél 35°, gyűrűsujjnál 40°, kisujjnál 45°) beállításával igyekszünk biztosítani. Cél a minél jobb fogás elérése e két ujjal, emellett természetesen a kéz szorító erejének a maximalizálására is törekszünk. A PIP ízület arthrodesiséhez alkalmazott néhány módszer látható az **1. ábra** rajzain.



1. ábra: Néhány módszer a PIP ízület arthrodesisére. (A) keresztezett tűződrótok, (B) 8-as alakú cerclage két párhuzamos tengelyirányú tűződróttal, (C) kör alakú cerclage és egyetlen tűződrót kombinációja, (D) két egymásra merőleges síkban behelyezett cerclage, (E) intra-medullaris kapocs (a zöld nyilak a fűrt csatorna falára ható feszítő erőt jelölik), (F-G) lemezes osteosynthesis (a képen autológ csontblokk beültetésével), (H) csavaros osteosynthesis kompressziós csavarral, (I) csavaros osteosynthesis speciális, egymásba fonódó intramedullaris csavarpárral (a piros színnel jelölt csavar fejének ürege a kialakítása, ide ékelődik be a zöld színnel jelölt csavar feje). *Saját grafika.*

I.4.6. Műtéti terápia a hüvelykujj interphalangealis és az egyéb ujjak distalis interphalangealis ízületeinek artrózisánál

Ezeknél az ujjaknál az artrózis terápiaja szinte kivétel nélkül az **arthrodesis**, amit tűződrót-cerclage-os, csak tűződrótos vagy csavaros osteosynthesis-sel stabilizálnak. Az ízület elmerevítése nem jár az ujj összfunkciójának lényeges csökkenésével, ugyanakkor stabil, komplikációmentes esetben végérvényes megoldást jelent. A hüvelykujjnál különösen fontos szerepe van a stabilitásnak és a kifejthető erőnek, mert azok hiánya esetén nem tudnak úgy „besegíteni” a szomszédos ujjak, mint ahogyan az a II-V. ujj érintettsége esetén lehetséges. Reszekciós, interpozíciós artroplasztikáról ennek

megfelelően nem találni szakirodalmi beszámolót, de ritkaságnak számítanak az „off-label” **protézisimplantációról** szóló publikációk is [78, 79] – ilyenkor viszonylag kis előny reményében kell felvállalni a protézisimplantáció potenciális komplikációit. Osteochondralis transzplantációról vagy más regeneratív műtéti eljárásról ezen ízületek esetében nem találni irodalmi adatokat.

I.5. A kéz területén alkalmazott endoprotetika áttekintése

A kéz endoprotetikájának hajnala a második világháború idejére esik. Az első alkalmazott anyag a vitallium (a kobalt, a króm és a molibdén ötvözet) volt. Első felhasználását 1940-ben Burman és mtsai írták le a Bulletin of Hospital Joint Disease lapban a metacarpophalangealis és interphalangealis ízületek arthroplasztikájára. [80] Az implantátumok fejlődésének irányát szemlélve az anatómiai formák és funkciók leképzésére való törekvés egyre erősebbnek tűnik.

A kéz ízületeinek pótlására használt endoprotézisek egyik fő csoportját a különféle mesterséges helykitöltő implantátumok alkotják, a másikat pedig az ízületi funkcióval bíró eszközök. Minden ízület esetében a legkülönbébb tervezési elvek és design-ok léteznek.

A **csuklóizület** totálendoprotéziseinek evolúciója eddig számtalan modellt és koncepciót eredményezett. Az első csuklóendoprotézist Themitocles Gluck készítette elefántcsontból 1890-ben. A szériában gyártott típusokat négy generációba szokás sorolni. A manapság használt protézistípusoknál a cél a csontos reszekció minimalizálása, a fiziológiással megegyező pozíciójú ízületi forgáscentrum és a lágyrészek egyensúlyának fiziológiás helyreállítása. A mesterséges ízület kialakítása általában ellipszoid, a csontos rögzítés pedig a leggyakrabban cementmentes (porózus szárakkal és a primer stabilitás érdekében újabban distalis csavarok felhasználásával is történik). [42, 81] A **DRU ízület** artroplasztikája során felhasználhatunk teljes endoprotézist (pl. Shecker protézist az Aptis-tól) vagy hemiprotézist (pl. Herbert-UHP protézist a KLS-Martin vagy uHead-et a SBI/Stryker-től; az utóbbi teljes protézissé alakítható). [42, 82]

A II-V ujj **metacarpophalangealis ízületeinek** endoprotetikájában megjelenése óta standardnak a szilikonprotézis számít. Az ízfelszínpótló megoldások nagyobb ízületi mozgástartományt igyekeznek megcélózni. Az anatómiai hasonlóságból adódóan ezek a modellek nagyban hasonlítanak a PIP ízületbe ültetett társaikra, amelyekkel később

részletesen foglalkozunk. Reumatoid arthritissel és minden krónikus instabilitással járó artrózissal külön figyelmet érdemel a lágyrészek lehetőség szerinti rekonstrukciója, mert ez nemcsak a műtét utáni funkciót, hanem a protézis hosszútávú „túlélését” is befolyásolja. [42] A protézisimplantáció a **hüvelykujj metacarpophalangealis** ízületében a többi ujjal ellentétben irodalmi ritkaságnak számít. [75] Ugyanez igaz a **hüvelykujj interphalangealis** és az **egyéb ujjak distalis interphalangealis** ízületeire is. [78, 79]

A **proximalis interphalangealis** ízület és a **hüvelykujj nyeregízületének** endoprotetikájával később részletesen foglalkozunk, a dolgozatban bemutatott saját kutatási eredmények is ebben a témakörben születtek.

I.6. A proximalis interphalangealis ízület és a hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának anatómiai és biomechanikai alapjai

E két ízület biomechanikájával az ide vonatkozó tanulmányok által gyakrabban használt módszerek előzetes áttekintése nélkül nem célszerű foglalkozni. Az alábbi néhány oldalon ez az áttekintés következik. A vizsgálati lehetőségek megismerésekor lehetőségünk nyílik látni azok korlátait is, egyben megfoghatóbbá válik az említett ízületek endoprotetikáját jellemző problémák végtelen összetettsége, valamint a rájuk jellemző komplikációk szerteágazó háttere.

I.6.1. Módszertani áttekintés a kéz biomechanikájának kutatásában

A kéz ízületeiben ható erők leírására *in vitro* biomechanikai kísérletek egész sora áll rendelkezésre. Ezek tekintélyes része leegyszerűsített kétdimenziós modell, amely a maximális erőkifejtés hatásait modellezi. A kísérletek során gyakran cadaverpreparátumokat vagy – az egyszerűség és a jobb reprodukálhatóság végett – műcsont-modelleket alkalmaznak. Az izmok által kifejtett erő nagysága minden esetben becsült érték, amit általában az izom keresztmetszete alapján becsülnek meg. [83] A kísérletek a „valóságot” leegyszerűsítve modellezik. A kísérletek során mérhető a (mű)csontok elmozdulása/elfordulása, a mérőszenzoron általuk kifejtett erő és forgatónyomaték, a corticalis csontfelszínnek mechanikai feszültsége (a felszínre

felragasztott feszültség-szenzorok segítségével), az ízfelszíneken kialakuló nyomás (nyomásérzékeny filmekkel, illetve újabban nagyfelbontású elektronikus real-time nyomásszenzorokkal), stb.

Az *in vitro* és az *in vivo* kísérletek lehetőségeit nagyban korlátozzák a mérőeszközöknek az ízületekhez képesti viszonylag nagy mérete és az ízületek lágyrészköpenyének a beültetés során előforduló, a mérések eredményeit befolyásolni képes sérülései. A mérőeszközök egy része elvileg *in vivo* kísérletekben is alkalmazható, az ilyen kísérletek alkalmazása azonban érthető módon etikai megfontolásokból jelentősen korlátozott. [84] Ízfelszíni nyomásszenzor *in vivo* alkalmazását emberi csuklóban leírták már, [85] a kéz kisebb ízületeiben viszont még nem. A nagyobb ízületeknél (csípő, térd, váll) ismert, szenzorokkal és rádiójeladóval felszerelt endoprotézisek beültetése (lásd a berlini Charité Institut munkacsoportjának az összefoglalóját: www.orthoload.com) a kéz ízületeinek és a pótlásukra szánt protézisek kis mérete miatt egyelőre nem lehetséges.

Az anatómiai struktúrák számítógépes 3D modellezése *in silico* kísérleteket tesz lehetővé. A modellkészítés során egy CT-vizsgálat adathalmazát dolgozzák fel. Az azonos röntgendenzitás-értékű voxeleket egymással összekötve először megalkotják csontok térbeli formáját. Ilyen módon az egyes csontok külső kontúrja és belső szerkezete számítógépes modellel ábrázolható, a csontok egymáshoz képesti pozíciója pedig később tetszőlegesen változtatható, illetve egyes csontok a jobb áttekinthetőség kedvéért a modelltől kivehetők. A módszert manapság rutinszerűen használják a klinikumban műtétek tervezésekor is, illetve navigált beavatkozásoknál. [86]

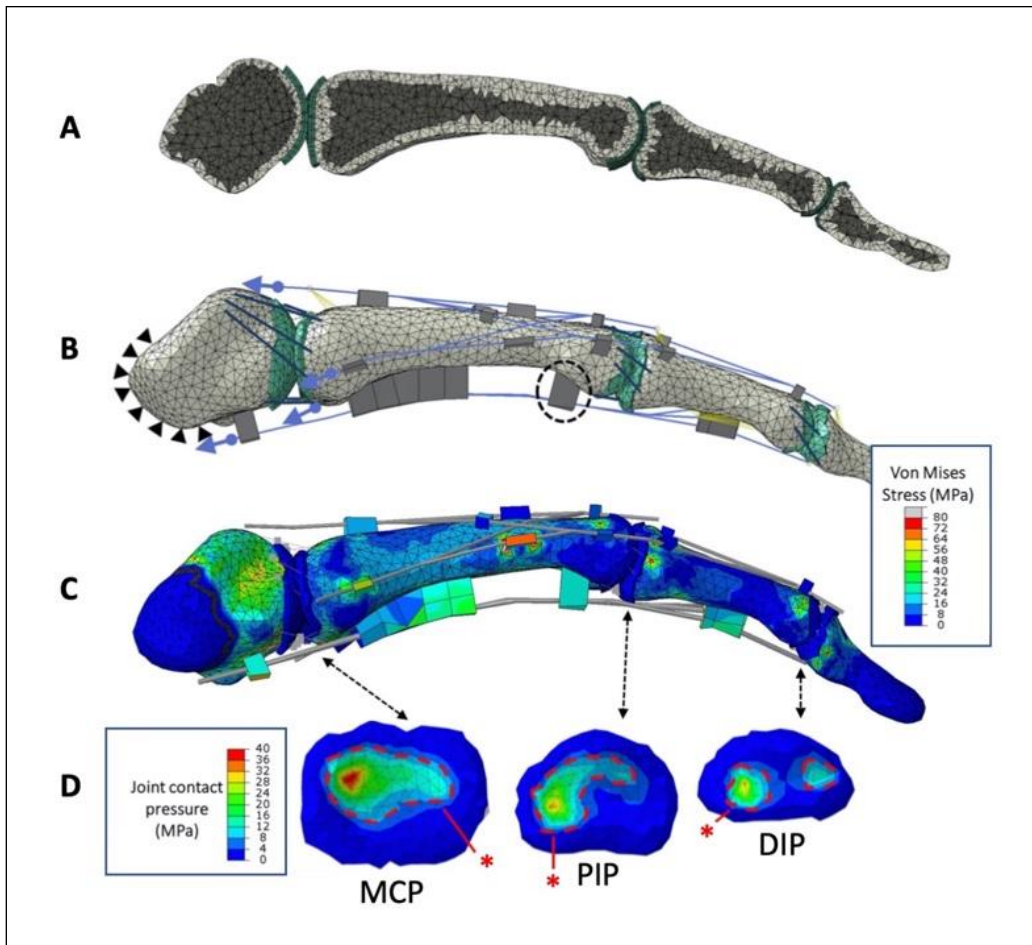
A **végeselem analízis** (finite element analysis) során az említett 3D geometriai testek további számítógépes feldolgozása történik. A mechanikai feszültségek ilyen módon történő *in silico* modellezése mára gyakorlatilag leváltotta a főként a fotoelaszticitás-elemzésére alapuló *in vitro* kísérleteket. [84] A végeselem szimuláció lefutásának időtartama, illetve a kapott eredmény helyessége az eredeti számítógépes adathalmaz feldolgozásának módjától függ. Ennek során minden esetben geometriai leegyszerűsítések történnek, de semmiképp nem alkalmazhatók olyanok, amelyek jelentősen megváltoztatnák a modell viselkedését az analízis során. A geometriai modellt a „hálózás” (diszkretizálás) során véges számú (akár több tízezer), a kísérlet céljának megfelelő elemtípusra (pl. háromszög vagy tetraéder elemekre) bontják fel; az egyes

elemeket közös csomópontok illesztik egymáshoz.

A módszer következő lépése a „megoldás”, azaz a csomópontok elmozdulásait és a rájuk ható terheléseket leíró összetett egyenletrendszer megoldása: ilyenkor csomópontonként több (összességében akár több százezer) egyenlet megoldását kell megkövetelni a számítógéptől. Ennek fontos kezdeti mozzanata a peremfeltételek definiálása, azaz a rögzített elemek és a külső terhelések helyének, irányának és nagyságának pontos meghatározása. Az egyenletek megalkotásakor kapnak szerepet a modellezett anyag ismert anyagtulajdonságai, pl. az elaszticitás. A helyzetet bonyolítja, ha heterogén anyagú és/vagy összetett geometriájú testeket modellezünk.

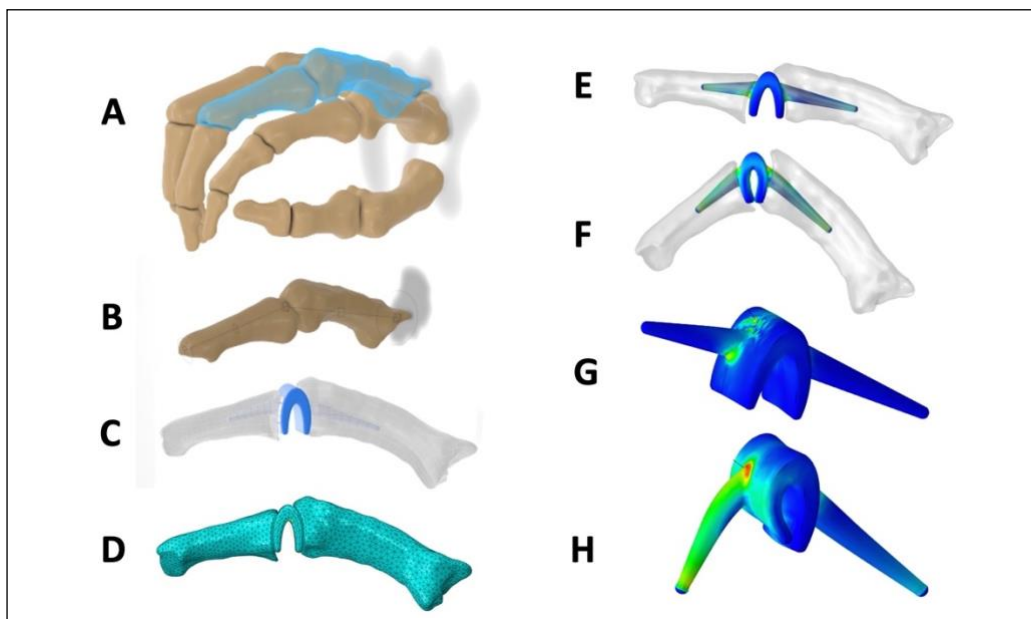
Az analízis utolsó lépése a kiértékelés. A vizsgálatok eredményét szövegesen, adatok és diagrammok formájában, vagy közvetlenül a 3D ábrán szemléltetve közli a szoftver. Az utóbbinál színskála segítségével látványosan megjeleníthetők a külső terhelés hatására kialakuló mechanikai feszültségek, pl. a leggyakrabban demonstrált von Mises féle mechanikai feszültség. Az érdeklődés középpontjában álló területeken kiszámolt értékek a megadott anyagtulajdonságoktól és a modellre ható erők jellegétől (helyétől, irányától, nagyságától) függően változnak. Az eredményt befolyásoló faktorok változtatásának hatása végül statisztikai módszerekkel hasonlítható össze. [87] Az *in vitro* biomechanikai kísérletekhez hasonlóan a számítógépes modellek többsége is elsősorban a nagy ízületekkel (csípő, térd, váll, könyök) foglalkozik. Ennek oka elsősorban abban keresendő, hogy a kéz és a láb anatómiája jóval összetettebb. [88]

A **2. ábra** egy mutatóujj CT felvételei alapján megalkotott végeelem modellt ábrázol, melynek segítségével következtetni lehet az ízfelszíneken ható mechanikai terhelés nagyságára. [88] Az endoprotézisekkel foglalkozó *in silico* kísérletek során magát az implantátumot általában háromdimenziós CAD (computer aided design) modellként importálják, ezt „ültetik” egy általában fiziológiás ízületi modellbe, ahogy azt a **3. ábra** szemlélteti. [89, 90] A végeelem analíziseket rendszerint cadaverpreparátumokon vagy műcsont-modelleken végzett *in vitro* biomechanikai kísérletek mérési eredményeivel összehasonlítva validálják. [88-90] A végeelem analízisek eredményei alapján végül az anyagfáradásra, deformálódásra, törésre, illetve felületi kopásra vonatkozóan is becslések végezhetők. [89]



2. ábra: Példa a mutatóujj ízületeiben kialakuló felszíni terhelés végelem analízisére. Az (A) kép a CT-ből nyert információk előrehaladott feldolgozottságát ábrázolja, ahol a 3D modell hálózása már megtörtént. A corticalis csontot (világos szürke), a spongiosa- és velőúrállományt (sötét szürke) és az ízületi porcot (zöld) leképző elemekhez hozzárendelik azok anyagtulajdonosságait. A (B) képen már egyéb lágyrészek is láthatók (sötétkék színnel az oldalszalagok, világoskékkel az inak és sötétszürkével a gyűrűsszalagok, illetve az ínhüvelyek mechanikai szempontból lényegesnek tartott szakaszai), míg a kép bal oldalán látható fekete háromszögek a modell alátámasztási pontjait ábrázolják (peremfeltételek definiálása). A (C) képen már a csontfelszíneken és az inakat vezető lágyrészekben ébredő mechanikai feszültségek (von Mises stressz) láthatók az ínműködés, illetve az ujjbegy harapófogó-szerű terhelésének hatására. A (D) képen az említett terhelés hatására fellépő nyomásterhelés látható az ízfelszíni porcon. Csillag jelöli és szaggatott vonal határolja a teljes ízfelszínen megállapított minden nyomásérték számtani átlaga fölötti terhelésű területet, azaz az ízület fő terhelési zónáját. [88]

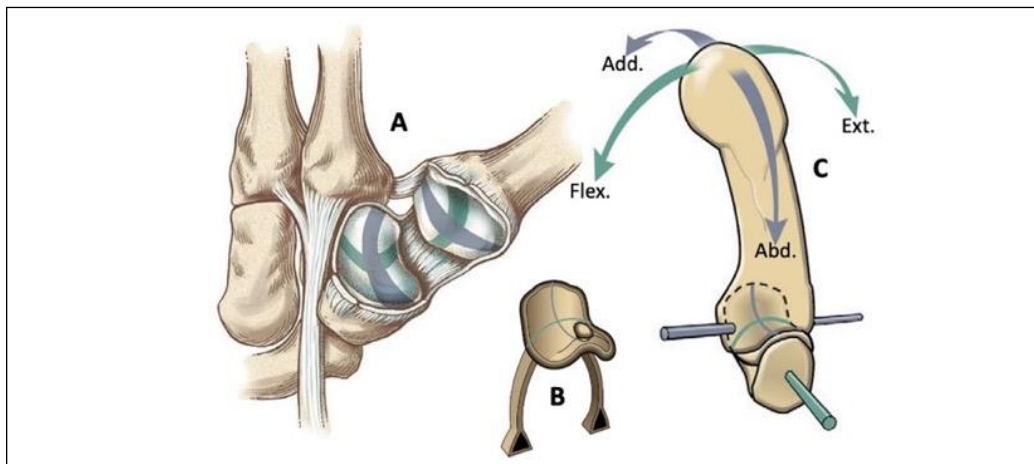
Az illusztráció B Faudot, J-L Milan, B Goislard de Monsabert, T Le Corroller és L Vigouroux „Estimation of joint contact pressure in the index finger using a hybrid finite element musculoskeletal approach” című publikációjából származik (Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2020, 23: 1225-1235) a Taylor & Francis Group kiadó (www.tandfonline.com) engedélyével.



3. ábra: Egy a középső ujj alapízületébe ültetett szilikonprotézis végelem analízise. A képek egy a Swanson szilikonprotézishez hasonló, de ahhoz képest jócskán leegyszerűsített geometriájú implantátum (hiányzik például a zsanér rész oldalsó zárólemeze) mechanikai feszültségeit ábrázolja az ízület különböző flexiós állásainál. Az ábra az végelem analízis lépéseit szemlélteti. Az (A) kép egy a klinikai rutinból ismert 3D-s CT-rekonstrukciót ábrázol; a vizsgált ízületet alkotó két csont késsel jelölt. A (B) kép e két csontot ábrázolja külön. A (C) képen megtörtént a csontvégek virtuális reszekciója, illetve a CAD modellként létrehozott protézis beültetése. A (D) kép a csontok és a protézis hálózásának lépését mutatja. Az (E) és (F) képek az implantátum belsejében ébredő mechanikai feszültségeket ábrázolja az ízület 20°, illetve 70°-os flexiójánál. A reszekciósíkok magasságában jól megfigyelhető az implantátum elmozdulása a velőűrben (dugattyúeffektus, lásd 52. oldal). A (G) és (H) képek már csak az implantátumot mutatják az ízület 20°, illetve 70°-os flexiójánál. Az (E)-(H) képek színskálája a von Mises féle mechanikai feszültséget ábrázolja a szivárvány színeinek megfelelő sorrendben: a kék a legalacsonyabb értékeket fejez ki, a piros a legmagasabbakat. Az *illusztráció az Optimal Device LLC vállalat (426 Sundance Trail, 14580 Webster, NY, USA; www.optimaldevice.com) anyaga Robert Stupplebeen cégvezető engedélyével.*

A számítástechnika fejlődésének köszönhetően egyre nagyobb potenciállal bír a **mozgásanalízis**, melynek során cadaverpreparátumok csontjaihoz, vagy élő önkéntes kísérleti alanyok bőrére, körmére, illetve valamilyen kesztyűszerű eszközre rögzített passzív markerek mozgását több kamerával figyelik. A markerek térbeli elhelyezkedéséből kiindulva az alany kezének (CT felvételtől készített) háromdimenziós modellje segítségével a csontok pozícióját számítógépen rekonstruálják. Az így nyert adatok jól kombinálhatók a végelem kísérletekkel is. [88]

A **nyeregízület** biomechanikájának kutatásában használatos eszköztár alapvetően nem tér el az eddig leírtaktól, nagy különbség azonban a PIP ízülethez képest, hogy jóval komplexebb anatómiáról, illetve és biomechanikáról van szó, ami nagyban megnehezíti a kísérletek megtervezését. Először is az ízfelszínek geometriája bonyolultabb, illetve nehezebben egyszerűsíthető. Két egymással ízesülő „nyereg” alkotja, melyek konkáv görbülete eltér egymástól (a bázis ízfelszínének görbülete erősebb a trapézcsontnál), emellett az inkongruencia nőknél kifejezettebb [91]. Az ízületnek két forgástengelye van (**4. ábra**), ezek nagyjából (de nem teljesen) merőlegesek egymásra. [91] Az ízületet alkotó csontok egymáshoz képesti pozíciója e két forgástengely mentén számtalan lehetséges kombinációt ad a térben, ami a PIP ízületnél leírható „zsanérízületek láncolatától” eltérően nem modellezhető 2 dimenzióban.



4. ábra: A hüvelykujj nyeregízületének geometriája és tengelyei. Mindkét ízfelszín konvex az egyik dimenzióban és konkáv a másikban. [9] Az (A) kép palmaris irányból mutatja a kéztő radiális felét, miközben a nyeregízület a palmaris tok-szalagrendszerét haránt irányba átvágva, illetve az I. kézközépcsontot dorsalis irányba billentve felnyitottuk. Az ízfelszínre festett **lila** jelölés a nyereg egyik görbületét mutatja: e görbület az ízület abductio/adductio tengelyét határozza meg. Ezt a tengelyt konzekvensen lilával jelöli a (C) kép. A lilával jelölt ízfelszíni görbület a trapézcsont esetében konkáv, az I. kézközépcsont bázisa esetében pedig konvex. Az ízfelszínre festett **zöld** jelölés a nyereg másik görbületét mutatja: e görbület az ízület flexió/extenzió tengelyét határozza meg. Ezt a tengelyt konzekvensen zölddel jelöli a (C) kép. A zölddel jelölt ízfelszíni görbület a trapézcsont esetében konvex, az I. kézközépcsont bázisa esetében pedig konkáv. A (B) kép a szemléletesség kedvéért egy western nyereget ábrázol, melynek szarva – azaz az „előre” irány – az ízületben értelmezve radialis irányba mutat. A lovas orientációjának a megértése a 10. ábra (B) és (E) képének értelmezéséhez is szükséges. Az illusztráció alapjául szolgáló képek DA Neumann „*Kinesiology of the Musculoskeletal System*” c. könyvéből származnak (megj. éve: 2017, 3. kiadás, 33. és 259. o.) az Elsevier kiadó engedélyével.

Az ízület mozgására a proximalis interphalangealis ízülethez képest jóval több ín, illetve izom hat. Az ízületet mozgató izmok az ízületet alkotó csontok aktuális pozíciójától függően más irányból, más erőkarral, esetleg más erővel (a megváltozott izom-, illetve szarkomerhossz miatt) változó forgatónyomatékokot hoznak létre. [92] Míg a proximalis interphalangealis ízületnél az ízület mozgására ható inak és izmok lefutása némi egyszerűsítéssel „egydimenziós” (proximalis-distalis irány) és egymással párhuzamos, addig a hüvelykujj nyeregízületénél a lefutásuk „háromdimenziós” (lásd **11. ábra** az 46. oldalon). Mindezek miatt a nyeregízületnél a mind az *in vitro*, mind pedig az *in silico* kísérleteknél alkalmazott leegyszerűsítések (pl. a PIP ízületnél a kétdimenziós végeelem analízisek) nehezebben kivitelezhetők. A biomechanikai kísérletek általában a legfontosabbnak tartott funkciókra koncentrálnak (pl. a hüvelykujj csípő erő kifejtésére), míg más funkciók kevésbé tisztáztak.

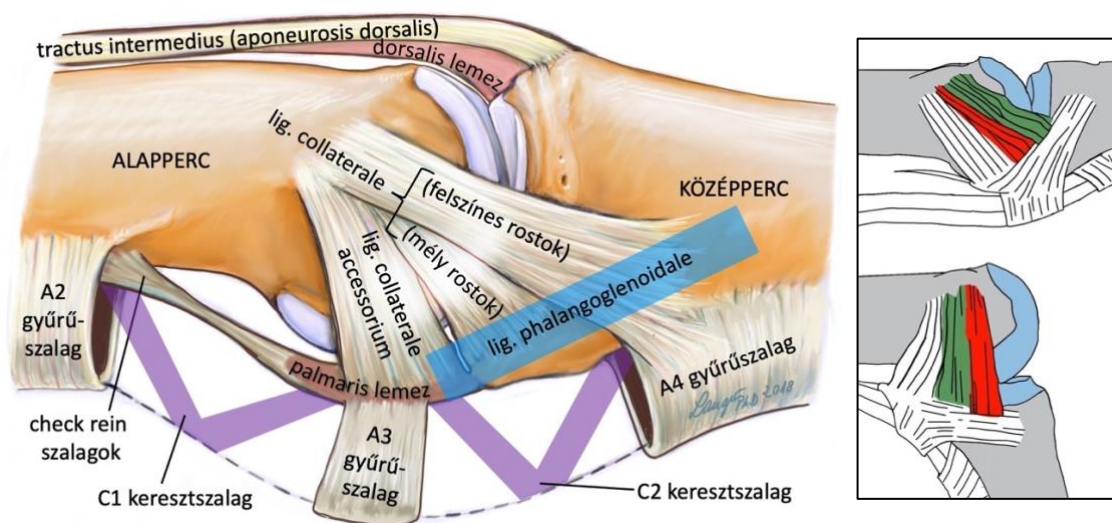
I.6.2. A proximalis interphalangealis ízület anatómiája

Az ízület stabilitása és mozgástartománya az ízfelszín geometriáján túl az őket körülvevő lágyrészekről függ. Kiemelt jelentőségű a tok-szalagrendszer szerepe. Ennek legfontosabb elemei a palmaris lemez és az oldalszalagok.

A **palmaris lemez** a PIP ízület tokjának kb. 1 cm széles, 1,5 cm hosszú lemezszerűen megerősödött palmaris része, mely a középperc proximalis ízfelszínének palmaris peremén ered, proximalis irányba halad, és végül az alapperc fej-nyak átmenetének magasságában fecskefarok-szerűen elvékonyodik (e szakasz két fecskefarok-szerű köteget check rein szalagoknak nevezik), majd laza, flexionál redőződő tokrészként a csontba sugárzik. [91, 93] A palmaris lemez akadálytalan elmozdulása nélkülözhetetlen az ízület szabad mozgásához. A palmaris lemez az ízület legfontosabb palmaris stabilizátora, gátolja a hyperextenziót, a konkáv ízfelszín mintegy glenoidként megnöveli, ezen kívül a palmaris irányból hozzáfekvő hajlító inakat sínezi. Középső rétege sok diagonális rostot tartalmaz, ami ellenállóvá teszi a torziós terhelésekkel szemben is, fő terhelhetősége azonban longitudinális irányú. [94] A palmaris lemez rostos porc felépítéséből adódóan fibrocartilago palmaris néven is ismert. A képlet hasonló felépítéssel a kéz valamennyi ujjának PIP, DIP és MCP ízületében megtalálható.

A PIP ízület **oldalszalag-szerkezete** a következő fő elemekből áll: ligg. collateralia, ligg. collateralia accessoria és a ligg. phalangoglenoidalia (utóbbi az esetek 2/3-ában van

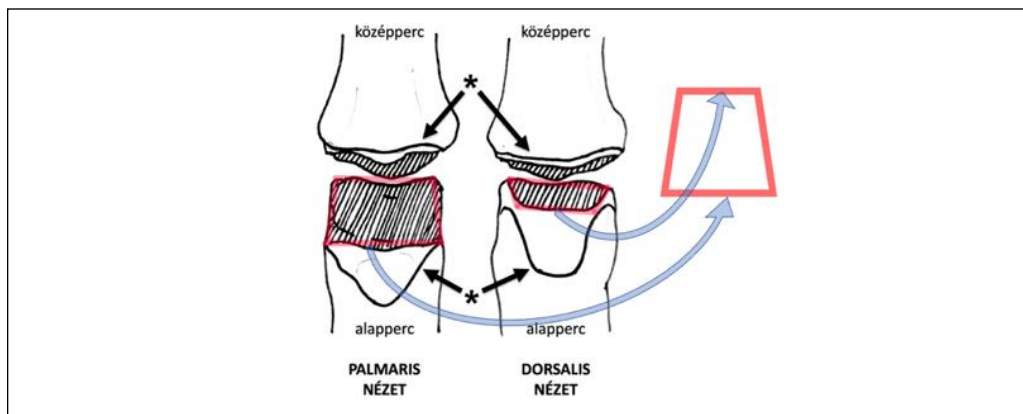
csak jelen; rostjai a középperc bázisának oldalától palmaris-proximalis irányba futva a palmaris lemezbe sugároznak). Az ízület radiális és ulnaris oldalszalag-szerkezete tükörszimmetrikus egymással. A lig. collaterale az alapperc fejének tuberculumán ered, felszínes kötege a középperc bázisának oldalához, illetve részben az A4 gyűrűszalaghoz fut. A lig. collaterale mélyebben fekvő kötege és a lig. collaterale accessorium pedig ferdén distalis-palmaris irányba halad, majd legyező szerűen széttárulva éri el a középperc bázisának palmaris-oldalsó felületét, valamint az innen kiinduló palmaris lemezt. Extenziónál a mély köteg feszül meg, a felszínes elernyed; flexiónál pedig a felületesebb köteg feszül meg, és a mélyebb ernyed el (lásd **5. ábra** keretes képe). [91]



5. ábra: A PIP ízület anatómiája és az oldalszalagok funkciója. Az ábrán eredetileg nem került feltüntetésre: az esetek 2/3-ában jelen lévő lig. phalangoglenoidale (helyét áttetsző kék szalag jelöli), a hajlító inak (FDS és FDP; palmaris kontúrjukat szaggatott vonal jelöli), a C1 és a C2 keresztszalag (nagy variabilitással, nagyon gyakran nem kereszteződő rostokkal bírnak; helyüket az ábrán lila szalagok jelölik). A DIP ízület geometriája és tok-szalagrendszere hasonló, a lig. phalangoglenoidale azonban csak az esetek 12-17%-ában van jelen és a gyűrűszalagok számozásánál A2 helyett A4, A3 helyett A5, C1 helyett pedig C3 áll, míg a C2-nek megfelelő keresztszalag hiányzik. Az MCP ízület geometriája és tok-szalagrendszere is hasonló: a lig. phalangoglenoidale itt mindig jelen van és a gyűrűszalagok számozásánál A4 helyett A2, A3 helyett pedig A1 áll (ennél már nincs is proximalisabban elhelyezkedő gyűrűszalag), valamint a C1 és C2 keresztszalagok megfelelői hiányoznak. Keretes kép: a lig. collaterale rostjainak dorsalis, felszínes rétege nyújtáskor elernyed (zöld), hajlításakor megfeszül (piros). Rostjainak palmarisan elhelyezkedő mély rétege nyújtáskor megfeszül (piros), hajlításakor elernyed (zöld). [91] A keretezetlen kézi rajz MF Langer munkája, melyet az alkotó bocsátott rendelkezésre (a rajz feliratozása és színes szalagokkal történő jelölése saját munka). A keretezett ábra saját grafika.

A szalagok viszkoelasztikus tulajdonságúak, azaz bizonyos terhelést még rugalmasan kiegyenlítenek (a terhelés megszűntével visszanyerik az eredeti hosszukat), ennél nagyobb terhelésnél megnyúlnak (a terhelés megszűntével már nem nyerik vissza az eredeti hosszukat), a terhelés további növekedésével pedig végül elszakadnak. Az interphalangealis ízületekben különböző eloszlású propriocepciós beidegzés van, ami segítségével az izomzat dinamikusan védi a lágyrészeket a túlfeszüléstől. [95] Az ízület hajlított állásban a legstabilabb. [28]

Az alapperc distalis **ízfelszíne** síkba kiterítve trapéz formát ad (a trapéz palmaris alapja hosszabb, mint a dorsalis), ami flexió során az ízületet stabilizálja: lásd **6. ábra**. A fej ízfelszínének felülete a vele ízesülő vápáénak több mint kétszerese. A porc vastagsága 0,2 és 1 mm közötti. A mutatóujj és a középső ujjnál az ulnaris condylus prominensebb, a gyűrűs- és kisujj esetében pedig a radiális. Az ízület enyhén inkongruens (lásd 38. oldal), ez minimális mértékben lehetővé teszi a sagittális síkon kívüli mozgásokat is, mint például a pro- és supinációt, az ulnar- és radialductiót valamint az anterioposterior, illetve oldalirányú translációt. [91, 96, 97] Mindez megkülönböztetendő az ujjak viszonylag nagy amplitudójú és funkcionális szempontból lényeges unlar- és radialductiók, illetve pro- és supinációs képességétől, amit az ujjak alapízülete tesz lehetővé. [92]



6. ábra: A PIP ízület ízfelszínei. Az alapperc distalis ízfelszíne a síkba kiterítve trapéz alakú (az ábrán pirossal jelölve), melynek a palmaris alapja hosszabb, mint a dorsalis. Az ízületi tok csontos tapadásának vonalát * jelöli. Az alapperc fejének condylusai közt dorsopalmaris irányú árok található, ami a vele párt alkotó ízfelszín ugyanilyen lefutású taraját vezeti. [28, 91] Saját grafika.

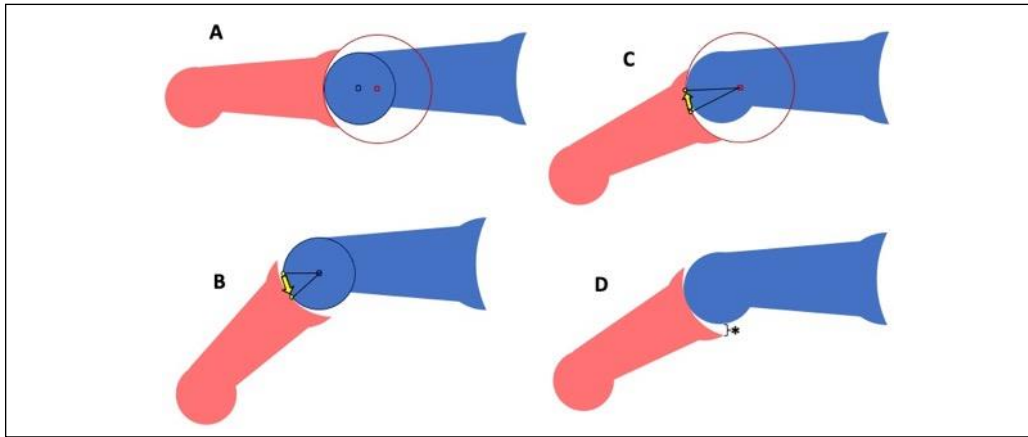
A modern ízfelszínpótló endoprotetika az egyes ujjak ízfelszínei közötti apró geometriai eltéréseket ignorálja, minden protézistípusra jellemző, hogy egységes a típus geometriája, csak a méret változik. A nagy ízületek endoprotetikájában ritkán alkalmazott individuális protézisek itt nem léteznek. Nem kizárható azonban, hogy a technológia

fejlődése és az előállítási költségek csökkenése hamarosan elérhetővé teszi az individuális (pl. 3D-nyomtatott) implantátumok alkalmazását a kis ízületekben is.

A proximalis interphalangealis ízület a klasszikus felfogás szerint egytengelyű. A tengely az ujj sagittalis síkjára merőleges és a flexió/extenzió teljes mozgástartományában az ízületet alkotó mindkét csonthoz képest azonos pozícióban marad. [92] A klinikai gyakorlatban, sőt a biomechanikai tanulmányok jelentős részénél is érhetően ez a felfogás terjedt el, hiszen a használata egyszerű és praktikus.

Az ízfelszínek geometriáját pontosan szemlélve azonban a proximalis interphalangealis ízület több egy egyszerű zsanérizületnél. Az ízület két ízfelszíne először is **nem teljesen kongruens**. Az ízfelszínek coronalis síkú vetületét szemlélve 48%-kal nagyobb sugara van bázis konkáv ízfelszíni görbületeinek, mint a velük szemben elhelyezkedő condylusoknak. A kontaktfelületek a condylusok belső lejtőin vannak. A flexió/extenzió szempontjából fontosabb az ízfelszín sagittalis síkú vetülete: a bázis ízfelszínének görbületi sugara a sagittalis síkban 30%-kal nagyobb, mint a fejé; a két különböző görbület pedig két különböző forgástengelyt jelöl ki. A fej ízfelszíni ívének a középponti szöge (azaz az ízfelszín nagysága szögben kifejezve) a sagittalis síkban átlagosan 167° , a vele szemben elhelyezkedő ízfelszín több mint 2,5-szerese. A bázis ízfelszínének görbülete által kijelölt tengely valamivel proximálisabban helyezkedik el a fej által kijelölténél. A rotáció elméletileg mindkét tengely körül egyszerre történik, azonban eltérő mértékben (a fej tengelye körüli rotáció jobban érvényesül). A rotáció valósnak tekintett, ún. **pillanatnyi tengelye** (angolul „instantaneous axis”) a két „elméleti” tengelytől különbözik, közöttük helyezkedik el (a fej görbülete által meghatározott tengelyhez közelebb esik). [97] E tengely flexió/extenzió során minden új állásnál kissé elmozdul, a sagittalis síkú projekciója csigavonalat rajzol. [98]

Míg flexió során az ízfelszínek közti kontaktfelület a fej ízfelszínén palmaris irányba vándorol, addig a bázis ízfelszínén dorsalis irányba mozdul el. Eközben görbületek különbözőségéből adódó ízfelszínek közötti rés palmarisan nő. A kontaktfelületek elmozdulása egyénenként (az egyénre jellemző neuromuscularis mintázattól, azaz az ízületre ható különböző inak által kifejtett erő arányától függően) és feladatonként (a külső beható erők irányától és nagyságától függően) is változhat. Befolyásolhatja az ujjperceknek a perc anatómiai hossz tengelyére merőleges irányú translációja is. [97, 98] Az ízületi kontaktfelületek flexió során történő elmozdulását a **7. ábra** szemlélteti.



7. ábra: A PIP ízület ízfelszínei közötti kontaktfelület vándorlása a sagittalis síkban az ízület flexiója során. Az (A) kép az ízület kiindulási pozícióját ábrázolja, itt mindkét ízfelszín görbülete és az általuk meghatározott egy-egy forgástengely is jelölve van. A (B) képen a példa kedvéért a flexió kizárólag a fej görbülete által kijelölt tengely körül történik. A kontaktfelület közepét és a kiindulási pozíciót egy-egy sárga pont jelöli. A pont a hajlítás során a fej ízfelszínén palmaris irányba vándorol, míg a bázis ízfelszínén nem történik elmozdulás. A (C) képen a példa kedvéért a flexió kizárólag a bázis görbülete által kijelölt tengely körül történik. A kontaktfelület közepét és a kiindulási pozíciót egy-egy sárga pont jelöli. A pont a hajlítás során a bázis ízfelszínén dorsalis irányba vándorol, míg a fej ízfelszínén nem történik elmozdulás. A (D) kép a valós életben megvalósuló „kevert” elmozdulást ábrázolja: mindkét tengely körül történik rotáció, közben a kontaktfelület a fej ízfelszínén palmaris, a bázis ízfelszínén dorsalis irányba vándorol. Csillag jelöli a flexió során kitáguló palmaris ízületi rést, ami főként a bázis ízfelszíne által kijelölt tengely körüli rotációnak köszönhető, de szerepet játszhat a növekedésében a középperc palmaris transzlációja is. A kontaktfelületek vándorlásának az ízületi folyadék hatékony eloszlásában, és ezáltal a porc táplálásában sejtik szerepét. [97] *Saját grafika.*

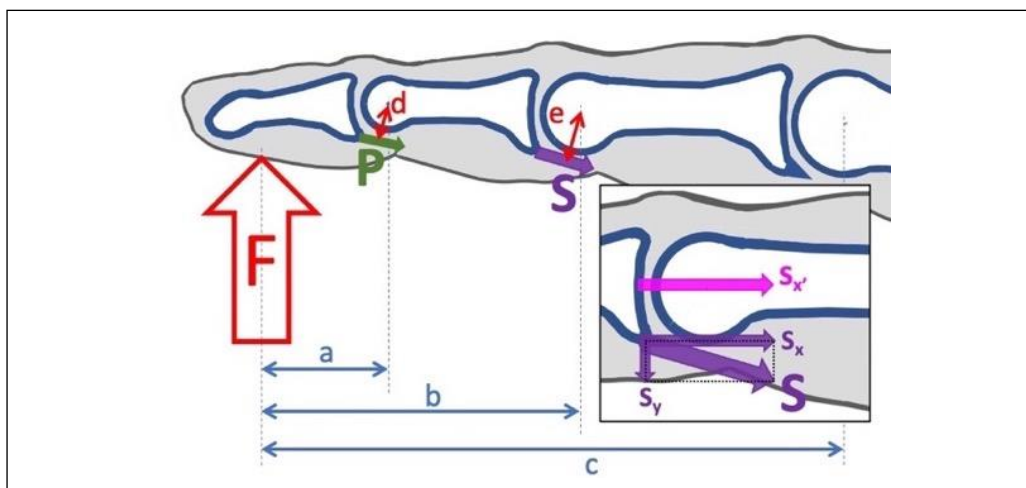
Az ízület stabilitását a passzív faktorok (ízfelszíni geometria és tok-szalagrendszer) mellett aktív tényezőként az ízületre ható antagonista izmok/ínak húzóereje is stabilizálja. A hajlító- és feszítőoldali húzóerő iránya az ínak lefutásából adódóan közel azonos. A nagyságuk külső terhelés hiányában mozdulatlan ízületnél azonos, az egyén fizikális adottságaitól (izomzatának fejlettségétől) és az érintett izmokat irányító neuromuscularis mintázatától függ. [97]

I.6.3. A proximalis interphalangealis ízület biomechanikája

Hume és mtsai 35 egészséges jelentkező 280 PIP ízületét vizsgálva átlagosan 105° aktív **maximális mozgástartományt** mértek. Ezzel szemben 11 féle különböző mindennapi cselekvés során a **funkcionális mozgástartomány** átlagosan csupán 60° volt. Megállapították továbbá, hogy a PIP ízület járul hozzá legnagyobb mértékben (átlagosan 39%-ban) az ujj ízületeinek összegzett mozgástartományához; a DIP és MCP

ízület hozzájárulása 28%, illetve 33% volt. [99]

A PIP ízületben a méretéhez képest viszonylag nagy erők lépnek fel, amit szem előtt kell tartanunk, ha az ízület endoprotetikájának komplikációit vizsgáljuk. Az ízületben ható erőviszonyokat szemlélteti a **8. ábra** egyszerűsített példája. [100] Az ehhez hasonló, „papíron ábrázolható” **elméleti modellek** képezik minden biomechanikai kísérlet alapját, azok pedig a protézisfejlesztés egyik legfontosabb pillérét adják az anyagismereti, kopástani, sejtbioológiai ismeretek és a klinikai tapasztalatok mellett.



8. ábra: Az ujjbegyre ható erő következményeinek szemléltetése az ujj ízületeiben mozdulatlan, egyensúlyi állapotban. Az ujjbegyre ható $F=1$ N az ujjbegytől való növekvő távolság miatt (például a DIP ízület távolsága $a=2,0$ cm, a PIP-é $b=5,5$ cm és az MCP-é $c=10,5$ cm) az ízületek forgástengelyén keletkező forgatónyomaték proximalis irányba haladva egyre nő (a példát folytatva a DIP ízületben $2,0$ Ncm, a PIP ízületben $5,5$ Ncm). E forgatónyomatéknak a DIP ízületben az FDP ín, a PIP ízületben az FDS ín tart ellen. Az ujjpercek fejei proximalis irányba haladva ugyan egyre nagyobbak, így az itt ható flexor inak erőkarja is egyre nagyobb (pl. a DIP ízületben $d=0,5$ cm; a PIP ízületben $e=0,75$ cm). A példában említett forgatónyomatékokat a DIP ízületben $P=4,0$ N FDP-húzóerő ellensúlyoz, a PIP ízületben pedig $S=7,33$ N FDS-húzóerő. Ezek a húzóerők az ízületben kompressziós erőként hatnak az ízfelszínre (az ábrán az S erő axiális komponense S_x , ez az ízfelszínek közti kontaktpontba eltolva S_x'). Az erők axiális komponensei összeadódnak, azaz a PIP ízületben nemcsak az FDS által keltett erő axiális komponense hat, hanem az FDP általi erőé is. Az ábra erősen egyszerűsített, nem szemlélteti pl. az ízületben ható nyíró erőket és a gyűrűsszalagok biomechanikáját. [92, 100] Saját grafika.

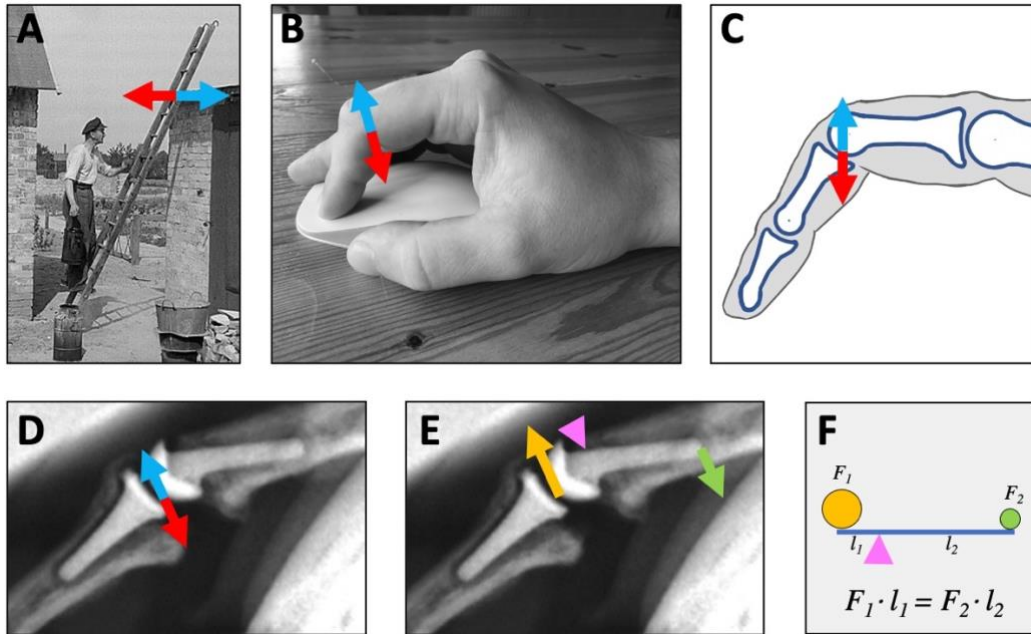
Az idiopátiás artrózis kialakulásában a porcfelszín elhasználódását, illetve túlterhelését döntő jelentőségű faktornak feltételezzük, [101] ezért a patogenezis szempontjából elengedhetetlen az *in vitro* és *in silico* kísérletek azon tudásanyaga, amely különböző modellezett élethelyzetekben a porcfelszín terhelésével foglalkozik. A

kísérletek többsége egyszerű, ugyanakkor a mindennapokban gyakran végzett mozgástípusokat vizsgál, például a gépírást vagy zongorázást. [83, 102] Az ízületben ható erők nagysága nagyban függ a kézzel elvégzett feladat kivitelezésének a módjától, azaz a vizsgált alanyra jellemző neuromuscularis mintázattól. [88] Ez a mintázat gyakorlással megváltoztatható: profi zongoristáknál például kisebb erőkifejtést írtak le játék közben, mint kezdőknél. [102] Egy végeelem analízises kísérlet tanulsága szerint az ízületekben ható erőkre nagy hatással volt a csont elaszticitása (a spongiosaállomány Young modulusának csökkentése jelentősen növelte az ízület terhelését, míg a corticalis csont Young modulusának csökkenése enyhén csökkentette azt). A porc vastagságának vagy Young modulusának változtatása ezeknél kisebb jelentőséggel bírt. [83]

A PIP ízületre vonatkozó legtöbb kísérlet él az ízület viszonylag egyszerű geometriája adta lehetőséggel és kétdimenziós modellt alkalmaz a sagittalis síkban. [83] Az egyszerűbb kísérletek többsége az ízületben ható erő nagyságát vizsgálja. A porcfelszíni terhelés szempontjából legalább ennyire fontos, hogy pontosan hol és mekkora felületen jelentkezik a terhelés; ezekből a terhelt felszínre eső nyomás is kiszámolható. [88]

Flexió és extenzió során az ízfelszínek közt gördülő-csúszó mozgás zajlik. [96, 103] Ha az ízfelszínek közötti szinte súrlódásmentes fiziológiás mozgás intraartikuláris törés, degeneratív eredetű osteophytaképződés, ízületi szabadtest vagy akár lágyrész-instabilitás eredetű subluxatio miatt megszűnik, akkor az ízület mozgatása során a csúszás helyett billenés történik, és az ízületi tengely az eredeti centrális pozícióból azonnal a billenési pontba tevődik át, ami még inkább megterheli a tok-szalagrendszert. [92] A **7. ábra** tanulsága szerint PIP ízület ízfelszínei közti érintkezési felület hajlítás során a fej felszínén palmaris irányba vándorol, így ha az ujjat az ízület hajlított állapotában terheljük, akkor a középperc bázisának terhelése az alapperc fejének palmaris görbületét éri. Az itt kialakuló erőket a **9. ábra** szemlélteti.

Completo és mtsai egy végeelem analízis segítségével a PIP ízületbe ültetett pyrocarbon protézisek által kiváltott, a környező csontállományban fellépő mechanikai feszültséget modellezték. Eredményeik szerint a protézisbeültetés után a protéziskomponenseket befogadó csontok spongiosaállományában fellépő feszültség flexiókor dorsalisán akár 2-3-szorosára, palmarisan felére csökkent. Emellett a dorsalis corticalisállomány mechanikai feszültsége is szignifikáns mértékben nőtt a protézis nélküli állapothoz képest, míg a palmaris oldalon szignifikánsan csökkent. [89]



9. ábra: A középerc bázisa és az alappercefej görbületének palmaris felszíne közt kialakuló erő-ellenerő pár a PIP ízület hajlított állapotban történő terhelésekor. Az (A) kép a statika egyik egyszerű alaphelyzetét szemlélteti, a falnak támasztott létrát: a létra által kifejtett erő a falfelületre merőlegesen hat, az egyensúlyi állapotot egy ezzel azonos nagyságú, de ellentétes irányú ellenerő állítja be. [104] A (B) kép a mutatóujj PIP ízületének terhelését szemlélteti egérhasználat közben. Ha némi leegyszerűsítéssel a DIP ízületet merevnek tekintjük (terheléskor fellépő passzív hyperextenzióját egyébként az FDP izom megfeszülése akadályozza meg), akkor a közép- és végperc alkotta funkcionális egység a létrához hasonlítható. A (C) képen e funkcionális egység hasonló módon terheli az alappercefejet, mint a létra a falat, azaz az erő-ellenerő iránya az alapperc hossz tengelyére merőleges. A (D) kép egy PIP ízületbe ültetett pyrocarbon protézist ábrázol hasonló terhelés közben. A proximális komponens ízfelszíni részére ható ilyen terhelés hosszú távon érhető módon annak dorsalis irányú migrációját okozza, ami közben a protézisszár a corticalis csont dorsalis peremén támaszkodik meg. Ha ezt a pontot egy egyszerű emelő forgáspontjának tekintjük, ahogy azt az (E) képen a rózsaszín háromszög csúcsa jelöli, akkor az magyarázatot adhat a protézisszár csúcsa által a palmaris corticalisra belülről gyakorolt kompresszió (zöld nyíl) okára. Hasonlat gyanánt szerepel az (F) képen egy egyszerű emelő, ahol az említett kompressziót kis tömegű zöld teher, a protéziskomponenst fejére ható palmaris terhelést (narancssárga nyíl az E képen) pedig nagy tömegű narancssárga teher jelképezi. Az erőkarok különbözősége miatt a palmaris corticalist belülről érő kompressziós erő kisebb ugyan a protéziskomponens fejét érnél, hosszú távon azonban mégis csonteróziót okozhat, ahogy azt a (D) és (E) képen szereplő röntgenfelvétel bizonyítja. Az (A) kép a Deutsche Fotothek szabad felhasználású fotója (A. Pisarek: Siedlerarbeiten. Fotothek_df_pk_0000127_014, CC BY-SA 3.0 DE), a (B) kép saját fotó, a (C) és (F) kép saját grafika, a (D) és (E) képek alapját képező röntgenfelvételek pedig a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának archívumából származnak és korábbi saját publikáció részét képezik: [105].

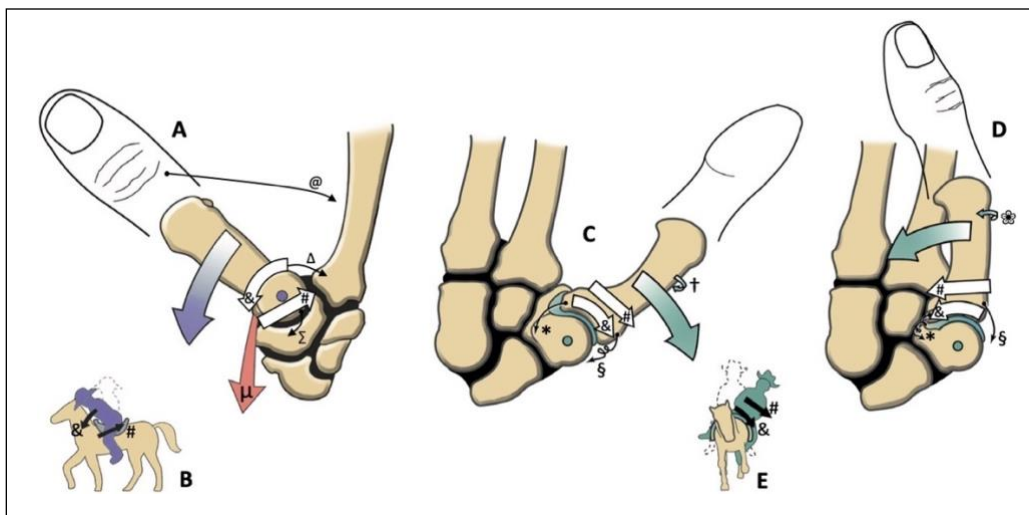
A csontállományra ható mechanikai terhelés megváltozása idővel elméletileg a csontállomány átrendeződését okozhatja az érintett helyeken (lásd 62. oldal). Completo és mtsainak utóbb említett tanulmánya rövid távon nem jósol mechanikai eredetű komplikációt, de hosszútávú ciklikus terhelésnél a terhelés mértékétől és a ciklusok számától függően elsősorban a spongiosaállomány lokális fáradásos anyaghibáját (mikrotöréseit) tartják elképzelhetőnek. Ennek jelentőségét a szerzők nagyobbak becsülik a stress shielding szerepénél. Eredményeiket olyan szempontból igazolja a klinikai tapasztalat, hogy a protéziskilazulás általában közép-hosszútávon jelentkezik. A tanulmány a pyrocarbon protézisben keletkező von Mises feszültségek analízise alapján a protézistörést nem tartja valószínűnek. [89] Az említett tanulmány pyrocarbon protézissel foglalkozik, de mivel geometriai szempontból ezzel lényegében azonos az általunk alkalmazott titán szárú endoprotézis is, az itt megállapítottak (a protézis anyagából adódó különbségeket leszámítva) joggal feltételezhetően arra is igazak. [106]

A 9. ábra D és E képén látható, ahogy mindkét protéziskomponens hossz tengelye az őket befogadó ujjpercek hossz tengelyéhez képest eltér, ahhoz (és az eredeti pozíciójukhoz) képest a mesterséges ízfelszínnel ellátott részük dorsalis irányba billen. Ez az ízületi forgástengely dorsalis eltolódását okozza, ami a PIP protézisek második generációjánál leírtakhoz hasonlóan (lásd 52. oldal) a feszítőin erőkarjának megrövidülése által közvetett módon az ízületre ható hajlító erők dominanciájának, hosszabb távon pedig az ízület flexiós kontraktúrájának kedvezhet. A két mesterséges ízfelszín közötti kontaktfelület ilyen esetben a fiziológias ízület flexiójának analógiájára mozdul el (lásd 7. ábra): a proximalis ízfelszínen palmaris, a distalison dorsalis irányba.

I.6.4. A hüvelykujj nyeregízületének anatómiája

A **hüvelykujj nyeregízülete** az ízfelszín geometriájának és az ízület nagy mozgástartományának tekintetében nagyban eltér a többi ujj carpometacarpalis ízületétől. Az ízfelszín különleges geometriája egyedülálló az emberi testben. Szinte korlátlan mozgástartományt tesz lehetővé a hüvelykujj számára: az ujjbegy csúcsa egy közel szabályos gömbsüveg felületének minden pontját képes elérni. A nyeregízült mozgása a gömbízületekéhez képest annyiban korlátozott, hogy az I. kézközépcsont hossz tengelye körüli rotáció az ízfelszíni geometria által (is) limitált. Az ízfelszín geometriáját, az általuk meghatározott tengelyeket, és a tengelyek által lehatárolt mozgásirányokat

a **4. ábra** tekintette át. Az ízületben létrejövő **alapvető mozgásokat** a **10. ábra** szemlélteti; ezek a flexió, az extenzió (a klinikai gyakorlatban gyakran a „radialabductio” kifejezés használatos), az abductio (a klinikai gyakorlatban gyakran „palmarabductio”-ként szerepel) és az adductio. [91, 103]



10. ábra: A hüvelykujj nyeregízületének alapvető mozgásai. Az **(A)** képen abductio történik (vastag lila nyíl), ennek során az I. kézközépcsont a mozgás tengelye (lila pont) körül elfordul (&), amit a bázis ízfelszínének a trapézcsont ízfelszínén történő elcsúszása (#) biztosít. A mozgást a m. abductor pollicis longus (μ) kontrakciója okozza, közben megnyúlik a m. adductor pollicis (@) és megfeszül a lig. intermetacarpale (Δ), illetve a nyeregízület radiális tok-szalag köpenye (Σ). A **(B)** kép szintén az abductiót szemlélteti egy lovas példájával, amikor a lovas előre dőlve (&) a fenekét hátra csúsztatja a nyeregben (#). A **(C)** képen extenzió történik (vastag zöld nyíl), ennek során az elmozdulás tengelye (zöld pont) lejjebb, a trapézcsontban van. Az I. kézközépcsont e tengely körül fordul el (&), amit a bázis ízfelszínének a trapézcsont ízfelszínén történő elcsúszása (#) biztosít. A flexiót az I. kézközépcsont hossz tengely körüli rotációja, supinatioja (\dagger) kíséri. Extenzió/supinatio közben a lig. obliquum palmare kötegei (*) megfeszülnek, míg a dorsolateralis szalag (§) elernyed. A **(D)** képen flexió történik (vastag zöld nyíl), ennek során az I. kézközépcsont itt is a trapézcsonton áthaladó tengely (zöld pont) körül fordul el (&), amit a bázis ízfelszínének a trapézcsont ízfelszínén történő elcsúszása (#) biztosít. A flexiót az I. kézközépcsont hossz tengely körüli rotációja, pronatioja (\otimes) kíséri. Flexió/pronatio közben a lig. obliquum palmare kötegei (*) elernyednek, míg a dorsolateralis szalag (§) megfeszül. Az **(E)** kép a flexiót/extenziót szemlélteti, amely során a lovas oldalra lecsúszik a nyeregből (#), miközben a teste is oldalra billen (&). [9, 103] Az ábrán a nyeregízület alapvető mozgásai közül nem szerepel az extenzió, mivel ez a flexió ellentétéként a (D) kép alapján is jól elképzelhető. Az illusztráció alapjául szolgáló képek DA Neumann „Kinesiology of the Musculoskeletal System” c. könyvéből származnak (megj. éve: 2017, 3. kiadás, 259-260. o.) az Elsevier kiadó engedélyével.

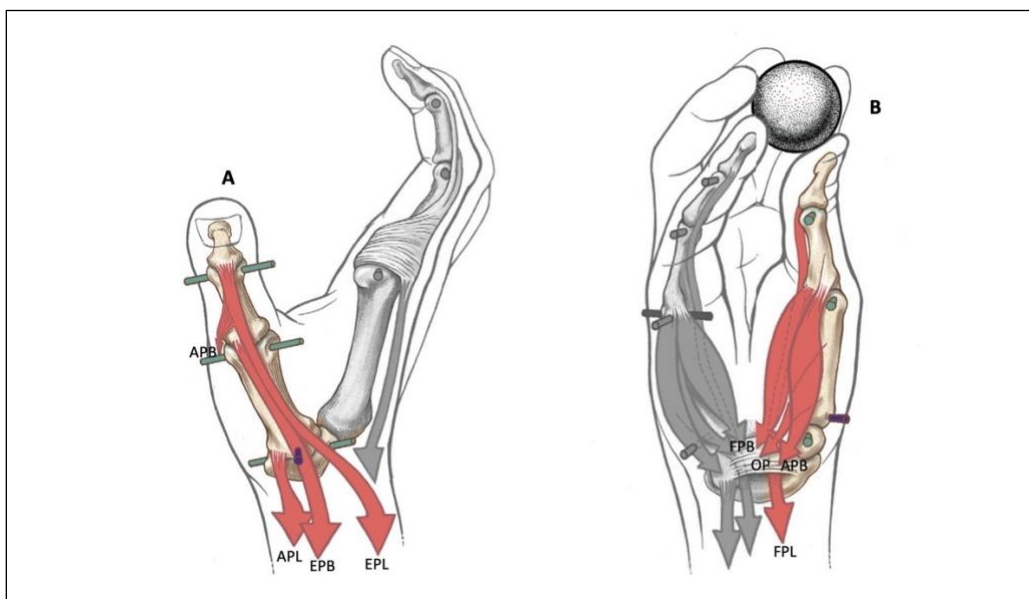
A nyeregízületnek funkcionális szempontból két lényeges, nem az imént említett fő anatómiai tengelyek mentén, hanem a tárgyalt alapvető mozgások keverékeként létrejövő, egymással ellentétes **összetett mozgása** van: az oppozíció (ami a flexió, abductio és a kézközépcsont pronatiójának eredménye) és a repozíció (ami az extenzió, adductio és a kézközépcsont supinációjának eredménye). [103] A nyeregízület maximális flexiója, illetve oppozíciója során fellépő pronatio az ízület végrotációjának tekinthető (angolul „screw-home” rotáció); a létrejöttét az ízület dorsolaterális szalagjának megfeszülése okozza, amely egyben az ízületet ebben a pozícióban meg inkább stabilizálja. [107] Túlságosan leegyszerűsítő lenne egyetlen féle oppozícióról vagy repozícióról beszélni, speciális mozgásokhoz az alapvető mozgások feladatonként változó mértékű keveréke szükséges. Az összetett mozgásokra (pl. közepes méretű tárgyak megragadása, befőttesüveg kinyitása, harapófogó-szerű csípő fogás az ujjakkal) jellemző, hogy a flexiót általában abductio, az extenziót pedig adductio kíséri. [86]

A hüvelykujj nyeregízületének ízfelszínét a hüvelykujj sajátos funkciójából adódóan rendszeresen viszonylag nagy kompressziós és nyíró erők érik. A nők esetében a nyeregízület egyes szerzők szerint „sekélyebb” kontúrral és vékonyabb porcborítással bír, [9] mások nem látnak nemi különbségeket ilyen szempontból. [108] Az ízület instabilitását a röntgenfelvételen az ízfelszínek egymáshoz képest történő, általában progrediáló diszlokációja, subluxatiója jellemzi, ami miatt elméletileg az ízületre ható izmok által kifejtett húzóerő iránya is kissé megváltozhat – tovább erősítve az ízület lokális túlterheléseiből adódó degeneratív elváltozásokat. [9] A végeredmény általában fájdalom és a hüvelykujjal kifejtendő erő csökkenése. Az instabilitás kialakulását segítheti bármilyen eredetű artrózis, a reumatoid arthritis, a közvetlen lágyrészsérülések és bármilyen okú általános szalaggyengeség is.

A nagy mozgástartományú nyeregízület stabilitását elsősorban nem az ízfelszínek geometriája, hanem az ízületi tokba ágyazott **szalagok** adják, [9] ezek a lig. intermetacarpale, a lig. collaterale ulnare, a lig. obliquum palmare profunda (angolul „deep anterior oblique ligament”), a lig. obliquum palmare superficiale („superficial anterior oblique ligament”), a lig. dorsolaterale és a lig. obliquum dorsale („posterior oblique ligament”). [109]

A szalagok mellett stabilizáló szereppel bírnak a hüvelykujjat mozgató izmok, illetve azok inai is: az abductor pollicis longus, az abductor pollicis brevis, az adductor pollicis

(caput longum és caput obliquum), az opponens pollicis, a flexor pollicis longus, a flexor pollicis brevis, az extensor pollicis longus és az extensor pollicis brevis. [9] Az izmok lefutását és a hüvelykujj ízületi tengelyeihez képesti elhelyezkedését a **11. ábra** szemlélteti. Itt a mozgató funkción túl egy bonyolult aktív stabilizáló rendszerről is szó van, amelynél a szalagokból érkező proprioceptív információkat feldolgozva jön létre az izmok megfelelő szinergiája, a koordinált kontrakciójuk bizonyos fokig védi az ízületet a passzív erőbehatásoktól. [86, 110]



11. ábra: A hüvelykujj nyeregízületére közvetlenül és közvetve ható izmok. Az (A) kép a hüvelykujjat dorsalis irányból mutatja, a (B) kép pedig radialis irányból. Mindkét képen látható, hogy az I. kézközépcsont bázisának görbülete által meghatározott nyeregízületi forgástengely (zöld tengely) hozzávetőlegesen párhuzamos a hüvelykujj egyéb ízületeinek tengelyeivel. Ugyanakkor a trapézcsont görbülete által meghatározott nyeregízületi forgástengely (lila tengely) hozzávetőlegesen merőleges az előbb említett tengelyekre. Rövidítések: APL - abductor pollicis longus, APB - abductor pollicis brevis, OP - opponens pollicis, FPL - flexor pollicis longus, FPB - flexor pollicis brevis, EPL - extensor pollicis longus, EPB - extensor pollicis brevis. A képeken az egyéb izmok jobb áttekinthetősége érdekében a M. adductor pollicis nem került feltüntetésre. A hüvelykujj sugara szempontjából lényeges képletek színes, az egyéb képletek fekete-fehér ábrázolásúak. Az *illusztráció alapjául szolgáló képek DA Neumann „Kinesiology of the Musculoskeletal System” c. könyvéből származnak (megj. éve: 2017, 3. kiadás, 277. és 279. o.) az Elsevier kiadó engedélyével.*

Kifejezetten az oppozícióért felelős a m. opponens pollicis, ami az I. kézközépcsont flexióját és pronatióját váltja ki. Teljes oppozíció esetén az I. kézközépcsont pronatiója

45-60°, amit a trapézcsont enyhe elmozdulása (elcsúszása a sajkacsont distalis ízfelszínén, illetve az os trapezoideum mellett) is segít. [9]

I.6.5. A hüvelykujj nyeregízületének biomechanikája

A kéz legtöbb funkciója a hüvelykujj komplex mozgástartományára alapul, az pedig döntően a nyeregízületen múlik. [9] A nyeregízület anatómiája a törzsfajlódás-kutatás szempontjából is rendkívüli jelentőséggel bír: az ember és az emberszabásúak esetében a többi fajnál jóval komplexebb. Ennek megfelelően a szenzomotoros beidegzés, illetve központi idegrendszeri vezérlés is jóval összetettebb, aminek a „hardware-igénye” összefügg az agytérfogot evolúciós növekedésével. [111]

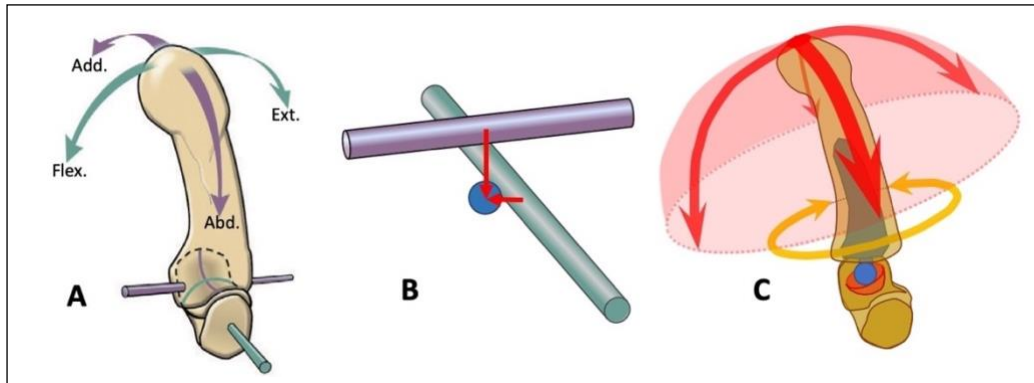
A nyeregízületre ható izmok forgatónyomatéka az ízület pontosan definiált pozícióiban cadaverkísérletek segítségével meghatározható. Smutz és mtsai az egyes inakat különböző erőkkel terhelték, majd az ízület elmozdulását regisztrálták. A nyeregízületben lényeges flexorként a flexor pollicis longus és brevis, az adductor pollicis mindkét feje és az opponens pollicis viselkedtek. Az abductor pollicis brevis flexor hatása nem volt jelentős. Az ízület fő extenzoraiként az extensor pollicis longus és brevis, illetve az abductor pollicis longus hatottak. Adductorként egyedül az adductor pollicis két feje és az extensor pollicis longus hatottak, abductorként pedig az abductor pollicis longus és brevis, valamint a flexor pollicis brevis, kisebb mértékben pedig az extensor pollicis brevis és az opponens pollicis. A flexor pollicis longus bizonyos ízületi pozíciókban gyenge abductorként, más pozíciókban gyenge adductorként működött. [112]

A primer artrózis kialakulásában feltételezhetően fontos szerepet játszik a porcfelszín erő mechanikai igénybevétel, ezért fontos megállapítani az ízfelszínek közti kontaktfelületet, illetve a maximális terhelés helyét. Schneider és mtsai egy egészséges önkéntesek (18 férfi és 22 nő) CT felvételeire alapuló végeselem analízis kísérlet eredményei alapján ezt, illetve a nemek szerepét vizsgálták a nyeregízület geometriájára és a benne ható erőkre vonatkozóan. A kísérletben több különböző, pontosan meghatározott, hétköznapi feladat során terheltették a nyeregízületet, közben minden esetben CT-készítettek. A CT adatokból a korábban bemutatott módon végeselem modelleket készítettek. Nem találtak lényeges geometriai eltéréseket a két nem nyeregízületi ízfelszínei közt, csak méretbelieket. Az ízfelszínek közötti kontaktfelület elhelyezkedése sem mutatott jelentős eltérést a két nem közt. Harapófogó-szerű

terheléskor a férfiak esetében az ízfelszínnek csúcsterhelése főleg az ízfelszín centrális-radiális régiójában jelentkezett, esetleg a dorsalis-radiális régióban; a nőknél ugyanakkor a centrális területen jelentkezett leggyakrabban a csúcsterhelés. A megfigyelt különbség okaként a nők kisebb kézméretét feltételezik a szerzők, ami miatt egységes befőttesüveg-méret mellett nagyobbra kell tárniuk az ujjaikat. A különbségek egyéb okaként a szerzők szerint a gyengébb izomerő, az eltérő neurális koordináció, esetleg fel nem ismert prepatológias állapotok is felmerülhetnek. [108]

Imeda és mtsai egy cadaverkísérlet során az LRTI-műtét és a protézisbeültetés nyeregízületi kinetikára gyakorolt hatásait hasonlították össze egymással és a fiziológias állapottal. [113] A kísérlet során a nyeregízületen kívül minden környező ízületet elmerévítették, majd az I. kézközépcsont fejéhez jeladót erősítettek, aminek az elmozdulását egy elektromágneses szenzorral három dimenzióban regisztrálták. A regisztrált koordinátákat a trapézcsontozathoz illesztett origójú koordinátarendszerbe transzformálták. A nyeregízületre ható intrinsic (EPL, EPB, APL és FPL) és extrinsic (adductor pollicis és abductor pollicis brevis) izmok inait ezután a lefutásuknak megfelelő irányú, de önkényesen megállapított nagyságú erővel terhelték. A kísérlet eredményeit elemezve megállapították az egyes műtét típusoknak az ízületi tengelyek pozíciójára gyakorolt hatását: míg az LRTI műtét után a flexió/extenzió tengelye az anatómiai pozícióhoz képest palmaris irányba mozdult el, az abductio/adductio tengelye pedig ulnaris irányba, addig protézisbeültetést követően a flexió/extenzió tengelye distalis-palmaris irányba mozdult el, az abductio/adductio tengelye pedig proximalis-palmarisba.

Mivel a protézisbeültetés során a nyeregízület helyett gömbízületet kapunk, a flexió/extenzió tengelye és az abductio/adductio tengelye az eredeti anatómiás helyzettől eltérően már közös metszésponttal rendelkezik, ami nem más, mint a protézis forgáscentruma (angolul „pivot point”), melynek pozícióját a beültetést végző sebész határozza meg. A **12. ábra** a nyeregízület anatómiás tengelyeinek megváltozását ábrázolja golyó-foglalat típusú protézis esetén. Míg a klasszikus elrendezésű golyó-foglalat típusú protézisbeültetés esetén a forgáscentrum proximalis pozícióba kerül, addig a fordított elrendezésű golyó-foglalat típus esetén (ún. reverz protézisek, lásd 57. oldal) distalis pozícióba, az I. kézközépcsont bázisának magasságába. Megjegyzendő, hogy az ízületi forgástengely elmozdulásakor a tengelyre ható izmok erőkarja megváltozik, de ennek a klinikai gyakorlati jelentősége egyelőre nem tisztázott.



12. ábra: A nyeregízület fiziológias tengelyeinek és mozgásainak magváltozása a leggyakrabban alkalmazott klasszikus golyó-foglalat (angolul „ball-socket”) típusú protézis beültetése esetén. Az (A) kép a nyeregízület alapvető fiziológias mozgásait mutatja: az abductio/adductio tengelyét lila, a flexió/extenzió tengelyét zöld szín jelöli (részletesebb leírást a 4. ábra nyújt). A (B) kép már csak a két tengelyt ábrázolja kinagyítva, illetve azok elmozdulását egy közös metszéspont felé, amikor protézisbeültetésre kerül sor. Innentől fogva tengelyek helyett forgáspontról (angolul „pivot point”) beszélhetünk. Ez a trapézcsont belsejében található; a pozíciója állandó, amit beültetéskor a sebész határoz meg. Az adductio/abductio tengelyének elmozdulása nagy (az I. kézközépcsont bázisából proximalis irányba, a trapézcsontba történik), a flexió/extenzió tengelyének elmozdulása – jobb esetben – csekély (a vápát minden gyártó a trapézcsont ízfelszínének centrumába javasolja). A kép a példa kedvéért egy a centrumtól kissé palmarisan beültetett vápa által meghatározott forgáspontot ábrázol. A (C) kép a forgáspont által lehetővé tett mozgásirányokat ábrázolja protézisbeültetés után. A kialakuló gömbízület egyrésztől egy szabályos gömbsüveg felszínének bármely pontjába engedni elmozdulni a kézközépcsont fejének csúcsát (ezt piros nyilak, ill. rózsaszín felület jelölik), másrésztől az ízfelszíni geometria itt már nem akadályozza a hossz tengely körüli szabad rotációt (narancsszínű nyíl jelöli). Az ízület mozgásait ilyenkor kizárólag az ízületet körülvevő lágyrészek (elsősorban a tok-szalagrendszer megfeszülése), illetve az ujjak egymáshoz történő ütközése korlátozza. Az I. kézközépcsont hossz tengelye körüli szabad rotáció elméletileg csökkenti a protézisszár és az azt befogadó spongiosaállomány közti határfelületen ébredő nyíró erőket ahhoz képest, mint ha egy valóban nyereg geometriájú mesterséges nyeregízületet ültettek volna be, hiszen az ízfelszíni geometria nem tart ellen az ízületet körülvevő lágyrészek rotációs hatásának; cserébe viszont a hüvelykujj egészének a rotációs stabilitása csökken. Az illusztráció (A) képe DA Neumann „Kinesiology of the Musculoskeletal System” c. könyvének ábrája az Elsevier kiadó engedélyével (megj. éve: 2017, 3. kiadás, 33. o.).

Uchiyama és mtsai az előbb bemutatott Imeda-tanulmányával lényegében azonos módszert alkalmazva vizsgálták a nyeregízületbe beültetett ízfelszínpótló protézisek biomechanikai hatásait. Semmilyen szempontból találtak szignifikáns eltérést az ilyen típusú protézis beültetése utáni és az anatómiai állapot biomechanikája közt, ezért e protézistípustól a nyeregízület statikus és dinamikus deformitásoktól mentes ép állapotát,

illetve fiziológiás kinetikáját várják. A szerzők mindezek előfeltételeként az ízület tok-szalag rendszerének épen maradását deklarálják. [114]

Luria és munkatársai egy cadaverkísérlet során a sajkacsontba és az I. kézközépcsontba fűrt tűződrótok elmozdulásának pontos követésével írták le a két csont egymáshoz viszonyított elmozdulását kétféle inas felfüggesztéses trapezeztómia, a felfüggesztés nélküli trapezeztómia, a trapézcsont-eltávolítás során keletkező reszekciós résbe történő ínbeültetés, illetve protézisbeültetés („Tie-in” típusú szilikonelasztomer anyagú hemiprotézis) után, miközben egy szimulátor segítségével azonos körülmények közt harapófogó-szerű erő kifejtést igyekeztek létrehozni a hüvelyk- és a mutatóujj közt. Ehhez a nyeregízületi biomechanika szempontjából minden releváns izom húzóerejét egy-egy pneumatikus aktuátorral szimulálták, a végső soron kifejtett harapófogó-szerű erőt pedig a hüvelyk- és a mutatóujj ujjbegye közé tett erőmérő segítségével mérték. (Az aktuátorok által kifejtett erőket egy korábbi biomechanikai tanulmány izomerőket megbecsülő eredményeire támaszkodva állították be. [115]) A protézisbeültetés esetében bármely más felsorolt műtéti típusnál kisebb mértékű volt a hüvelykujj műtetet követő proximalizációja. Egyúttal megállapították, hogy az inas felfüggesztés semmilyen tekintetben nem mutat előnyt az egyszerű trapezeztómiához képest. Azt is megfigyelték, hogy protézisbeültetés után a többi módszerhez képest jelentősebb pronatio lépett fel a kézközépcsont hossz tengelye körül terhelésekor (a kiindulási állapothoz képest átlagosan 8°-nyi), ami elméletileg a hüvelykujj szorítóerejének csökkenéséhez vezethet. [71]

Shah és mtsai egy in vitro kísérlet során cadaverpreparátumok csuklóra ható inait terhelték, miközben a csukló elmozdulását fényvisszaverő markerek segítségével regisztrálták. Hajlított csuklóízületnél az ECU és az APL izom szignifikáns terhelésnövekedését, míg radialductio során az FCR izom terhelésnövekedését és az ECU terheléscsökkenését figyelték meg az LRTI műtetet követően a fiziológiás állapothoz képest. A jelenséget az érintett inak erőkarjának megváltozásával magyarázták. [116]

Completo és mtsai egy műcsontos kísérlettel validált végeselem analízis során azt állapították meg, hogy a hüvelykujj nyeregízületébe ültetett Elektra protézis (lásd 58. oldal) külső menetes rögzítésű vágója a trapézcsont spongiosaállományának mechanikai feszültségét a protézis nélküli érték 20-szorosára növeli, de az I. kézközépcsont spongiosájának mechanikai feszültsége is jelentős mértékben megnő. Nagyobb volt a trapézcsontban keletkező mechanikai feszültség durva fogás során abban az esetben, ha

a beültetés előtt nem vágta külön menetet a csontba a külső menetes vápa számára. Ez a megfigyelés a műtéti kivitelezés módjának jelentőségére hívja fel a figyelmet. A mechanikai feszültség alakulása szempontjából nagy jelentőséggel bír a külső terhelés nagysága, ezért a szerzők a műtét utáni terhelés csökkentését javasolják (pl. 6 hét terhelésmentesség, utána lassú fokozatos terhelés). Számításaik szerint, ha a spongiosa-protézisfelszín érintkezési felületen kialakul az osteointegráció, az a felére-negyedére csökkenti a spongiosaállomány kezdeti posztoperatív mechanikai feszültségét, de még így is többszöröse lesz a fiziológiás állapotnak.

I.7. A proximalis interphalangealis ízület és a hüvelykujj nyeregízület endoprotézis-típusainak áttekintése

I.7.1. A proximalis interphalangealis ízület endoprotetikájának fejlődése

A PIP ízület endoprotetikájában eddig több mint 30 különböző implantátumtípust mutattak be. Ezek jelentős részénél gyakori komplikációkat írtak le, néhányuknál pedig a biztató korai eredmények mellől hiányoznak az őket megerősítő hosszú távú eredmények. A kéz endoprotetikájának történetével foglalkozó összefoglaló művek tanulsága alapján a protézistípusoknak csupán töredékéről mondható el, hogy a klinikai gyakorlatban olyannyira beváltak volna, hogy változatlan, vagy minimálisan korrigált formában ma is alkalmazzák. [80, 100, 117, 118] Az ideális protézistípus a következő tulajdonságokkal bír [119]: megfelelő stabilitás, az ízületet érő terhelés egyenlő eloszlása, széles mozgástartomány, megfelelő biokompatibilitás (lásd 74. oldal), a száraz csontos integrációja, a csonterózió hiánya, jó kopásállóság és egyszerű műtéti technika az implantáció során.

A protézistípusokat kronológiailag, anyaguk, felépítésük és működési elvük szerint a következő generációkra lehet felosztani [119]:

Az **első generáció** a fémből készült egyszerű zsanérprotéziseket foglalja magába, csak a flexió-extenzió mozgásirányt engedi meg. [80, 118]

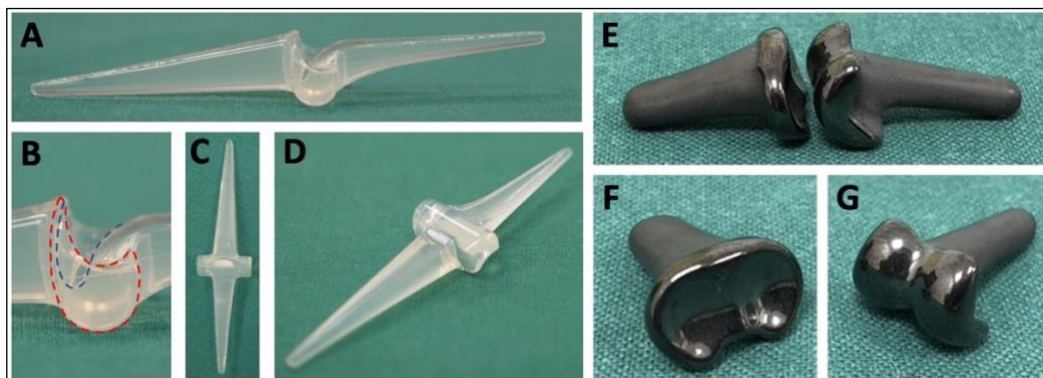
A **második generáció** az egy darabból álló **szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokat** jelenti. Ez a típus tekinthető ma is a PIP ízületi endoprotetika standardjának. [120, 121] A Swanson által 1972-ben eredetileg alkalmazott viszonylag merev szilikonkaucsukot később nagy terhelhetőségű szilikonelasztomerre cserélték, ami

az implantátumtörések gyakoriságát csökkentette. Az implantátumok designja lényegében nem változott az évek során. [119] A szilikonprotézis által lehetővé tett flexió/extenzió nem csak a protézistest közepének zsanérfunkcióján alapul, hanem az úgynevezett **dugattyúeffektuson** (angolul „pistonning effect”, lásd **3. ábra** E és F képe a 33. oldalon) is, ami a cementezés nélkül beültetett protézisszár szabad longitudinális mozgását jelenti az alap- és középperc velőűrében. [122] A protézisszár osteointegrációja tehát nem cél ennél a protézistípusnál. A protézis rotációs tengelye az anatómiás tengelyhez képest dorsalisabb pozícióba kerül, ami az erőkar csökkenése miatt nagyobb erőt követel meg a feszítőíntól ugyanolyan forgatónyomaték eléréséhez. Ha az ínnak ezt nem sikerül kompenzálnia, az előbb az extenzió gyengülését, később az ízület flexiós kontraktúráját eredményezheti. [96] Ennek kiküszöbölésére palmarisabban elhelyezkedő rotációs tengellyel rendelkezik az újabb, de anyagában azonos Neuflex protézistípus. A protézist a műtét után kialakuló hegyszövet öleli mindenütt körül és tartja helyben. Ez általában olyan stabil, hogy gyakran protézistörés esetén is jó marad a funkció. A típus legnagyobb problémája a protézistörés és a gyenge laterális stabilitás. Az anyag bármilyen okú töredezése szilikon-synovitishez vezet (lásd 71. oldal). [119] A **13. ábra** egy Swanson típusú második generációs protézist vet össze egy negyedik generációval.

A protézisek **harmadik generációjához** a kétrészes, nem, vagy csak részben vezetett mozgású (angolul „non-constrained” és „semi-constrained”) protézisek tartoznak. A flexión és extenzió mellett enyhe fokú oldalmozgás és rotáció is lehetséges. Beültetése „press-fit” technikával vagy cementezéssel történik. Az anyaga fémötvözet, különböző kerámiák, polietilén és pyrocarbon is lehet. [117, 118] Ennél a generációnál még mindig nem cél az ízület anatómiai és fiziológiás biomechanikai viszonyainak pontos leképzése.

A **negyedik generáció** az ízfelszínpótló protéziseket foglalja magába. Az ízfelszín anatómiáját és biomechanikáját igyekeznek rekonstruálni, miközben a csontreszekció mértéke a minimálisra csökken. A lágyrészeket (különösen az oldalszalagokat és a palmaris lemezt) a beültetés során megóvjuk. A protézis rotációs tengelye az anatómiás tengelyhez képest alig változik. [96] A protézisszár rögzítése általában press-fit technikával történik. A lágyrészek állapotától függően teljesen megmaradhat az ízület fiziológiás biomechanikája. Jelenlévő vagy fenyegető lágyrészi destrukció (pl. reumatoid arthritis) esetén rosszabb műtéti eredmények várhatók. [119] A jelenleg piacon lévő protézistípusok nagy részéhez hasonlóan a tanulmányunkban szereplő mindkét, nem

szilikonelasztomer anyagú protézis is a negyedik generációba tartozik. Bár a negyedik generációs felszínpótló protézisek beültetése általában hatékony panaszcsökkenést és gyakran jó ízületi mozgástartományt eredményez, itt is felmerülhetnek olyan típusra jellemző komplikációk, mint a kilazulás és a süllyedés. [123]



13. ábra: Egy második és egy negyedik generációs PIP-ízületi endoprotézis összehasonlítása.

Az (A-D) képek egy Swanson típusú, szilikonelasztomer protézist ábrázolnak. Az (A) kép oldalról ábrázolja a protézist (ezen a képen a palmaris felszín néz felfelé). A (B) kép az előző képet kinagyítva mutatja a zsanér rész oldalsó zárólemezének kontúrját (piros szaggatott vonal) és a zsanérfunkcióért felelős palmaris árkot (kék szaggatott vonal). A (C) kép felülről, a (D) pedig felülről-oldalról nézve mutatja az implantátumot (mindkét képen a dorsalis felszín néz felfelé). Az (E-G) képek egy Ascension pyrocarbonprotézist ábrázolnak. Az (E) oldalnézeti képen jól látható a polírozott fej/vápa és a polírozatlan szár felszíne közti különbség; a fej és vápa kiképzése a minél kisebb mértékű csontreszekciót szolgálja. Az (F) és (G) képek az anatómiás formát utánozó, a sagittális síkra tükröszimmetrikus bicondylaris ízfelszíneket ábrázolja. *Saját fotók.*

I.7.2. A munkacsoportunk által felhasznált 4. generációs proximalis interphalangealis endoprotézisek

A 90-es évek vége óta áll rendelkezésre a manapság egyik leggyakrabban beültetett ízfelszínpótló protézistípus, amely **Avanta** vagy **SR-PIP** néven is ismert. A protézisszáruk anyaga titánötvözet, a szárfelszín pedig porózus, aminek az osteointegrációban betöltött jelentőségével a 73. oldaltól foglalkozunk. A proximalis protéziskomponens polírozott feje CoCr anyagú, a vele szemben elhelyezkedő vápa anyaga polietilén (UHMWPE). (Az általunk nem alkalmazott MathOrtho protézis pusztán a szár anyagában különbözik az előbb említettől: itt a szár magja CoCr-ból készül, ezt hidroxipatittal vonják be.) Az egymással érintkező mesterséges ízfelszínek közötti alacsony súrlódás a synovialis folyadék által biztosított kenésnek köszönhető.

Ilyen párosítás esetén a CoCr ízfelszín jobb kopásállósága miatt jellemzően polietilén kopadékképződés várható (lásd 68. oldal). Ezt egy MatOrtho protézisekkel végzett *in vitro* kopástani kísérlet is igazolta. Ötmillió ciklust követően a fej átlagos egyenetlensége (angolul „arithmetic mean height”, Sa) és a felszín mikroszkópos textúrája gyakorlatilag nem változott, ám a polietilén felszín textúrája polírozásszerű kopás nyomait mutatta. A polietilén felszín átlagos egyenetlensége a fejénél vadonatúj protézis esetében is két nagyságrenddel nagyobb volt, és az ötmillió ciklus során nem változott szignifikánsan, azaz egyenletes kopás történt. [124] A proximalis és distalis protéziskomponens bicondylaris ízfelszínen, kötetlenül csatlakozik egymáshoz. A két ízületi komponens egymáshoz ízesülő részének a hátoldalát úgy alakították ki, hogy minél stabilabban felfeküdjön a reszekált csontra, egyben minél kisebb legyen a szükséges reszekció. Mindkét komponens szárának ívelt formáját és vastagságát a velőűr anatómiájához igazították a tervezéskor. A tálcán öt méret található. Ezeket az implantátumokat általában press-fit technikával ültetik be, ami lehetővé teszi a protézisszár osteointegrációját (lásd 72. oldal). [125-127] Sok szerző azonban ezt a protézistípust is cementtel rögzíti, ami kizárja a szár osteointegrációját, de szerintük jobb primer stabilitást biztosít (lásd 112. oldal), ugyanakkor a cementes rögzítés kedvezőtlen hatással van titánszár kopadékképződésére (lásd 70. oldal). [127-131]

A 2000-es évek eleje óta **Ascension** néven állnak rendelkezésre pyrocarbon felszínű, press-fit technikával beültetett endoprotézisek a kéz ízületeiben, az ugyanilyen anyagból készült szívbillentyűk pedig már évtizedekkel azelőtt bebizonyították a kiváló biokompatibilitásukat és a kopásállóságukat. [132] A **13. ábra** E, F és G képe egy ilyen PIP-ízületi endoprotézist ábrázol. A pyrocarbon (más néven „low-temperature isotropic”, LTI carbon) a szén egy természetben nem előforduló kristályszerkezete, amely alapvetően a grafitracshoz hasonló, azonban a grafitra jellemző hexagonális hálózatos rétegek egymással nem párhuzamosak (a térbeli elrendezésük ehelyett „véletlenszerű”) és a kiterjedésük is jóval kisebb, ami összességében nagy mechanikai stabilitást kölcsönöz az anyagnak. A protéziskomponensek egy klasszikus mechanikus forgácsolási technikákkal „kifaragott” grafitmagból és az azt körülvevő kb. 500 µm vastagságú pyrocarbon bevonatból állnak. A gyártási folyamat legbonyolultabb szakasza a bevonatképzés, melynek során egy pontosan beállított hőmérsékletű, alacsony nyomású, oxigénmentes környezetbe valamilyen gáz halmazállapotú szénhidrogént (pl. propánt)

juttatnak, amelynek molekulái szétesnek, polimerizálódnak és lerakódnak a protézisfelszínre. A folyamat egy az egyenletes gázáramlást és keveredést lehetővé tevő bonyolult reakciókamrában zajlik, melynek elődjét eredetileg uránszemcsék bevonásához (és ezáltal a nukleáris stabilitásuk biztosításához) fejlesztették ki az atomenergia-iparban az 1960-as évek végén. [133] A protéziskomponensek grafitmagja egy kevés wolframot is tartalmaz, ami által nő a röntgendetizitása, míg a pyrocarbon teljesen áttereszti a röntgensugarakat. Így a felvételeken egy egységesen 0,5 mm széles „**fiziológiás osteolyticus szegély**” látható a protézis körül. A pyrocarbon protézisek külső rétegének elaszticitása (elaszticitási modulus: 29,4 GPa) a corticalis csontéhoz hasonló (kb. 23 GPa). [134] Az anyag kopástűrése kiváló (lásd 70. oldal). Míg a gyártás során az egymással ízesülő fej- és vápafelszín gyémánt, illetve kerámia csiszolófejekkel tükörsimára polírozzák, addig a protézisszár polírozatlan marad. Itt a gyártási folyamat során kialakuló finomszemcsés felszín pásztázó elektronmikroszkópos képe μ -es nagyságrendű szemcse-, illetve pórusnagyságot mutat, [133] ami töredéke az **osteointegrációhoz** szükséges méretnek (lásd 73. oldal). A gyártók eredetileg jó osteointegrációs képességgel hirdették a terméket, ám ezt az azóta megjelenő állatkísérleti (lásd 73. oldal) és klinikai eredmények alapján egyre nagyobb kétség övezte, egy ideig vita tárgya volt, végül aztán az erre vonatkozó szövegrészek eltűntek a prospektusokból. Ezt az anyagot mára a legtöbben osteointegrációra alkalmatlannak tartják. A pyrocarbon protézisek geometriája a korábban bemutatott titánszárú típushoz nagyban hasonlít: bicondylaris kialakítású, belső összeköttetés nélküli, ún. **non-constrained** eszközök ezek is. A vápafelszín sagittalis síkú vetületének görbületi sugara a vele szemben elhelyezkedő condylusénál jóval nagyobb, [135] azaz az ízfelszínek egymással inkongruensek. Ez egyrészt az anatómiai formát utánozva (lásd 38. oldal) fiziológiás ízületi mozgást tesz lehetővé, másrészt a gyártó leírása szerint lehetővé teszi, hogy a mindkét protéziskomponens esetében rendelkezésre álló 4 méret közül szabadon úgy lehessen válogatni, hogy a két komponens közötti méreteltérés maximum ± 1 legyen.

Mindkét típus népszerű lett az utóbbi évtizedekben, ám egyiknél sem ritkák a komplikációk – a klinikai eredményeket a Megbeszélés részben taglaljuk a 106. oldalától.

I.7.3. A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának fejlődése

A hüvelykujj nyeregízületében az 1960-as évek óta alkalmaznak endoprotéziseket.

Sok különböző hemi- vagy totálendoprotézis típus mutatkozott már be a piacon, ezek jó részére azonban magas komplikációs ráta volt jellemző. Előfordult aszeptikus kilazulás, a protézisszár axiális irányú „süllyedése” a befogadó csontban, a mesterséges ízület subluxatiója, luxatiója, protézis környéki törések és infekciós szövődmények. [136-141]

A protézistípusokat osztályozhatjuk anyaguk, csontos rögzítésük módja és geometriai design-juk alapján. Eddig gyakrabban a következő anyagokat alkalmazták: szilikonelasztomer, különböző fémek (acél, CoCr, a csonttal érintkező felületeken jellemzően valamilyen titánötvözet), polietilén, hidroxipatit, pyrocarbon és kerámia. Egyes protézistípusok egyetlen anyag felhasználásával készülnek, mások különböző anyagú alkatrészekből állnak össze. Egyes típusok cementezéssel, mások „press-fit” technikával vagy a csontba csavarva kerülnek rögzítésre – utóbbi esetben a protéziskomponens külső felszínének kialakítása menetes. Bizonyos protézistípusoknál lehetséges csupán az egyik komponens cementezése is. A cementmentes technikák sikeressége a szekunder stabilitástól, azaz a protézisszár csontszöveti integrációjától függ (lásd 72. oldal). A csont és implantátum közti érintkezési felületen kialakuló kötés erőssége az implantátum felszíni anyagának porozitásától, elaszticitásától, kémiai összetételétől, de a csontanyag minőségétől és a műtéti technikától is függ. [142, 143]

A geometriai design alapján megkülönböztethetünk helykitöltő implantátumokat (ezek általában lencse, esetleg fánk, ritkábban golyó alakúak), az anatómiai formához messzemenően hű trapézcsont-pótlást (pl. a TrapEZX protézis), hemiprotéziseket (ezek általában az I. kézközépcsont bázisát helyettesítik) és teljes endoprotéziseket, amelyeknél a protézist egy egymással ízesülő proximalis és egy distalis ízületi komponens alkotja. Beültethetők ún. ízfelszín-pótló implantátumok is, melyek készülhetnek merev anyagból (pl. egyes pyrocarbon implantátumok), de a csontfelszínre terített textilszövetből is (pl. a poliuretán-urea anyagú Artelon implantátum). A csontos reszekció mértékét illetően is megkülönböztethetünk típusokat: a helykitöltő implantátumok egy része a trapézcsont részleges (distalis) eltávolítása után kerül beültetésre, egy másik részük a teljes trapézcsont eltávolítását követően. A nyeregízületi implantátumok legtöbb különféle design-t felvonultató és a mai napig leggyakrabban alkalmazott családja a két komponensű, golyó-foglalat típusú protéziseket foglalja magába. Ezek döntő többségénél az I. kézközépcsont rásapasorral előkészített velőűrbe illesztett protézisszár proximalis végére kerül a fej, a vápa pedig a trapézcsont belsejébe – így a protézis forgáscentruma a

trapézcsont belsejében található. A csak ritkán alkalmazott ún. **reverz protéziseknél** fordított az elrendezés: a fejet a proximalis komponens hordozza, a vágát pedig a distalis komponens – a forgáscentrum a „klasszikus” elrendezésénél jóval distalisabban található. Ilyen típusú protézis a kerámiából készült MOJE Acamo CMC-1 és a porózus titánnal bevont szárú, amúgy mindenütt kobalt-króm-molibdénből készült Rubis II. [144, 145]

A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájában eddig bemutatkozó protézistípusok száma rendkívül nagy. Lerebours és mtsai összegyűjtötték és kategorizálták a valaha megjelent szakirodalmi közleményekben szereplő valamennyi protézistípust, és a listát kiegészítették néhány (még) nem alkalmazott, de szabadalmazott típusal. Összesen 105 típust különböztetnek meg. [146] Az alábbi felsorolásban ennek csupán egy töredéke, a hüvelykujj endoprotetikájának evolúciója szempontjából fontosabbnak tartott típusok kerülnek megemlítésre.

A nyeregízület endoprotetikájának kezdete, azaz az 1970-es évek óta alkalmazták a **szilikonelasztomerból készült protézistípust**, amely Swanson és munkatársai nyomán vált ismertté. Időközben a tartósság növelése és a komplikációk gyakoriságának csökkentése érdekében többször optimalizálták a felhasznált anyag összetételét és a gyártástechnológiát. A legegyszerűbb design-t a lencse formájú helykitöltő implantátumok képviselték, ezeket az eltávolított trapézcsont helyére ültették, de ma már nem használatosak. Ma főleg hemiprotézis formájában alkalmazzák a szilikonelasztomert; egyes típusoknál a fej luxatiójának megelőzése érdekében egy ínköteggel rögzítik azt a megfelelő pozícióban (ilyen a TieIn implantátum). A szilikonelasztomer lassú oxidálódása idővel az anyag töredezéséhez vezethet, az ebből fakadó szilikon synovitis (lásd 71. oldal), illetve a protézissel ellátott ízület szekunder instabilitása pedig a típus legjellemzőbb komplikációi. A komplikációk miatt ma már általában nem tartják a hüvelykujj endoprotetikája számára alkalmas anyagnak ezt – leszámítva a reumatoid artritiszes betegek ízületeiben történő alkalmazást egyes szerzők szerint, itt ugyanis a lágyrészek destrukciójából adódó alacsony mechanikai terhelés miatt ritkábban jelentkeznek az említett problémák. [145]

Teissier és mtsai a két komponensű protézisek három generációját tartják számon. Ezek közül az **első generációba** a szilikonimplantátumokkal közel azonos időben a Jean-Yves **de la Caffinière** által kifejlesztett és a nevét viselő golyó-foglaló implantátum, illetve az ahhoz hasonló eszközök tartoznak. Ezeket a csípőprotézisekről mintázták és

mind a pallosszerű fém szárat, mind pedig a félgömb alakú polietilén vápát cementezéssel rögzítették. Ebbe a generációba tartozik a szintén cementezéssel rögzített **Guepar** protézis is, amelynél a szár keskenyebb volt, a keresztmetszete háromágú csillagot formált. A lapszerű, illetve a csillag alakú szárkeresztmetszet a szár-cement határfelület rotációs stabilitását szolgálta. [144]

A protézisek **második generációjába** a press-fit protézisek tartoznak. A 90-es évektől jelent meg a főként titánból készült **Roseland** protézis, amelynél a T-formájú keresztmetszettel bíró szár proximalis harmada, illetve a csonkakúp formájú vápa külseje hidroxiapatit borítást kapott, a vápabetét pedig polietilénből készült. Szintén a 90-es években jelent meg a zömök titánszárral rendelkező **Ledoux** protézis, amelynél a cylinderformájú vápa rotációs stabilitását (és nem melleleg a külső felszínét) a belőle kiálló szárnyak növelték, a vápabetét pedig szintén polietilénből készült. A 90-es években megjelenő **Arpe** protézis mindkét komponense titánra felvitt hidroxiapatitból állt, míg a komponensek közti csatlakozás az acél fej és a polietilén anyagú vápabetét közt jött létre. A protézisszár az I. kézközépcsont anatómiáját nagy mértékben követve, distalisan elkeskenyedő ívelt formával kívánta csökkenteni a környező csontszövetben kiváltott mechanikai feszültséget. A félgömb alakú vápakomponens külső felszínéből kiálló három nyúlvány a rotációs és billenési stabilitást szolgálta. 1995-ben került piacra a moduláris felépítésű **Ivory** protézis, melynek a szára az előbb említett típuséhoz hasonló volt, a vápája pedig csonkakúp formájú. A komponensek közti csatlakozás itt is fém fej és polietilén vápabetét közt jött létre. A 90-es évek végén került piacra az ugyancsak hidroxiapatit borítású **Elektra** protézis, amely szintén elkeskenyedő, de egyenes (nem hajlított) szárral bírt és többféle csonkakúp alakú (menetes vagy bordázott külsejű, fém vagy polietilén anyagú) vápa közül lehetett választani. Mind a fej, mind pedig vápa CoCr-ből készült, ami hosszú távon súlyos metallosist okozott a betegeknél. Ugyanez a probléma jelentkezett szintén CoCr-CoCr párosítást alkalmazó **Motec** protézisnél is. A „klasszikus” fém-polietilén csatlakozással került piacra a 2000-es években a Maïa és Isis protézis. A **Maïa** az Arpe protézis továbbfejlesztésével jött létre. Megnövelték a vápakomponenst és tettek rá még egy nyúlványt a jobb lehorgonyzás érdekében. A típusnál többféle fej-nyak komponens és újabban bipoláris fej-váparendszer is választható (ilyen esetben már harmadik generációs protézisről beszélhetünk): ennél a vápabetét szélével való ütközést kiküszöbölve extrém nagy mozgástartomány érhető el (kb. 110°).

A szár és a vápakomponens hidroxipatit bevonatot kapott. Az **Isis** a Guepar protézis alapvetően cementmentes, továbbfejlesztett változata. Az anatómiailag formált (ívelt) szár proximális kétharmadát és a vápakomponens csavarmentes külsejét porózus titán borítja, de cementezett, tisztán polietilénből készült vápa is választható. A szár proximális vége körgallérral támaszkodik a befogató kézközépcsont corticalis peremére. [144]

Teissier és mtsai a második generációhoz sorolják a press-fit beültetésű, de nem golyó-foglatat típusú protézistípusokat is, pl. az **Avanta** és a **Camargue** típusút. E két típusnál a fém és polietilén komponens csatlakozása az anatómiát utánozva **nyeregízület** formál. A nyeregízület eredeti biomechanikáját maximálisan tiszteletben tartó koncepció a gyakorlatban meglepő módon viszonylag gyakran vezetett protéziskilazuláshoz, ezért ma már nem alkalmazzák. A komplikációkat egyrészt azzal magyarázták, hogy az implantációt követően feltételezhetően nem állt helyre maradéktalanul a lágyrészköpeny stabilizáló funkciója, másrészt a hossz tengely menti korlátozott rotáció a spongiosaállomány nagyobb terheléséhez vezetett a csont-protézis határfelületen (lásd **12. ábra** a 49. oldalon). Szintén ehhez a generációhoz sorolható a korábban említett két reverz protézistípus, a **MOJE Acamo CMC-1** és a **Rubis II**. [144]

A protézisek **harmadik generációját** a bipoláris fejjel ellátott típusok alkotják. Ezek a típusok 2010 után kezdtek elterjedni. A család úttörője 2008-ban az **Ebony** volt, amely az Ivory protézis bipoláris fej-vápa rendszerrel ellátott változata. A **Moovis** típusnál eredetileg az Elektra szára kapott bipoláris fej-vápa rendszert, később a szárat egy új, háromszög keresztmetszetű, rövid, anatómiás geometriájú, hidroxipatit bevonatú titán szárra cserélték. 2015-ben jelent meg a piacon a **Touch** protézis, amely a protézisfelszín barázdamentázásától eltekintve nagy hasonlóságot mutat a Maïa implantátum bipoláris fejű változatával, de időben megelőzte azt. [144]

A kétkomponensű protézisek „evolúciójánál” a következő trendek állapíthatók meg:

- A cementmentes (press-fit, illetve a vápakomponensnél esetleg a csavaros) rögzítés felváltja a cementes rögzítést.
- A protéziskomponensek külső borítása ma már legtöbbször hidroxipatit, ritkábban porózus titánötvözet. Cél a jó biokompatibilitás és a minél biztosabb osteointegráció.
- A protézisszár formája igyekszik igazodni az I. kézközépcsont anatómiájához annak érdekében, hogy a csont-protézis határfelületen minél egyenletesebb erőátvitel jöhessen létre, ami végső soron a biztos szekunder stabilitás célozza.

- A vápakomponens formáját illetően két alapvető típus terjedt el: a csonkakúp forma (általában csavaros menettel kiegészítve) és a félgömb forma (általában tüskékkel kiegészítve). A legújabb protézistípusok inkább a félgömb formát alkalmazzák.
- A protéziskomponensek közti legelterjedtebb csatlakozás továbbra is golyó-foglalat típusú marad – a forgáscentrum a trapézcsontban helyezkedik el. A csatlakozás általában fém (általában rozsdamentes acél) fej és polietilén (UHMWPE) közt jön létre. Bipoláris fej esetében az acél-polietilén-acél szerkezet a jellemző, azaz a vápakomponens belső felszíne is polírozott fém, ebbe kerül a fémfejet magába foglaló, minden irányba elfordulni képes polietilén betét.

A műtét utáni eredmények és komplikációk tekintetében az utóbbi két évtized bizakodásra ad okot a golyó-foglalat típusú 2. generációs protéziseknél, a megjelenő hosszú távú tanulmányok körében a 10 éves túlélés 90% fölötti. A 3. generáció esetében még hiányoznak a nagy esetszámú, hosszú távú tanulmányok. A jelenleg is forgalomban lévő, egyik fenti generációba sem tartozó protézistípusoknál általában szintén nem állnak rendelkezésre hosszútávú posztoperatív eredmények. [144-146]

Általában a legtöbb protézistípusra igaz, hogy a beültetésen átesett betegek jó funkcióról és nagy elégedettségről számolnak be, ha csak komplikáció nem lép fel. A típusok közötti legfontosabb különbség épp a komplikációk gyakoriságából és jellegéből adódik, ezért a fejlesztések első számú célja évtizedek óta a komplikációk csökkentése.

I.7.4. Különböző nyeregízületi endoprotézisek klinikai eredményei a nyeregízület reszekciós artroplastikájával összevetve

A hüvelykujj előrehaladott nyeregízületi artrózisánál a klinikai gyakorlatban általában a **protézisbeültetés a trapezektómia** valamilyen változatával (önmagában végzett trapezektómia, RSA- vagy LRTI-műtét) kerül szembe műtéti opcióként. Több összehasonlító tanulmány is létezik e két fő műtéti típust illetően. Az RSA és az LRTI műtétek közti műtéttechnikai különbség nem jelentős (lásd 24. oldal), ezért e két műtétet, mint „inas felfüggesztéses” trapezektómiát, lényegében egyként kezelhetjük.

Ulrich-Vinther és mtsai 36 Elektra protézissel ellátott beteg posztoperatív eredményeit hasonlították össze 62 LRTI-műtéten átesettével (utóbbiaknál a szalagos felfüggesztést a Sigfusson-Lundborg módszerrel végezték). 1 évvel a műtétet követően mind nyugalmi és terhelés fájdalom, mind az operált ujj és a kéz által kifejtett erő, mind

pedig a hüvelyujj mozgástartománya tekintetében szignifikánsan jobb eredményt állapították meg a protézissel ellátott betegek csoportjában. A műtét utáni munkába állásig eltelt idő tekintetében is szignifikáns fölényt mutatott ez a módszer, ráadásul nem történt több komplikáció a protézisbeültetés után, mint LRTI után. [147]

Robles-Molina és mtsai 31 Arpe protézissel ellátott beteg posztoperatív eredményeit hasonlították össze 34 RSA-műtéten átesettével (utóbbiaknál a szalagos felfüggesztést a Burton-Pellegrini módszerrel végezték). 56, illetve 59 hónappal a műtétet követően a hüvelykujj nyeregízületének mozgástartománya és az általa kifejtett erő tekintetében szignifikánsan, a posztoperatív fájdalom és DASH score tekintetében nem szignifikánsan jobb eredményét állapították meg a protézissel ellátott betegek csoportjában. A műtéti revíziós ráta 9,67% volt a protézis-csoportnál (itt 3 esetben luxatio miatt kellett protéziseltávolítást végezni), LRTI műtétet követően 5,88% (ezeknél a hüvelykalapízület hyperextenziója miatt kellett műtétet végezni). [148]

Erne és mtsai 39 Ivory protézissel ellátott beteg posztoperatív eredményeit hasonlították össze 32 RSA-műtéten átesettével (utóbbiaknál a szalagos felfüggesztést a Sigfusson-Lundborg módszer szerint végezték). 42, illetve 36 hónappal a műtétet követően a funkcionalitás (DASH score) szignifikánsan jobb eredményét állapították meg a protézissel ellátott betegek csoportjában. A posztoperatív fájdalom megszűnéséig, illetve a műtét utáni munkába állásig eltelt idő tekintetében is szignifikáns fölényt mutatott ez a módszer. A fájdalomszint, az erő kifejtés és a betegek elégedettsége szempontjából azonban nem volt szignifikáns különbség a két csoport közt. A protézises betegek közül háromnál volt szükség a protézis eltávolítására (2 esetben a proximalis komponens közvetlenül műtét utáni periprotetikus törése miatt, egynél pedig protézis kilazulása miatt), míg a másik csoportban nem történt revízió. [149]

Cebrian-Gomez és mtsai 84 Ivory protézissel ellátott beteg posztoperatív eredményeit hasonlították össze 62 LRTI-műtéten átesettével (utóbbiaknál a szalagos felfüggesztést a Burton-Pellegrini módszer szerint végezték). 4,1, illetve 3,6 évvel a műtétet követően a fájdalom, a DASH score, a hüvelykujj mozgástartománya és ereje tekintetében is szignifikánsan jobb eredményét állapították meg a protézissel ellátott betegek csoportjában. A posztoperatív komplikációk aránya hasonló volt a két csoportban (8,3% illetve 9,7%), revíziós műtétre azonban csak a protézissel ellátott betegeknél volt szükség (2 esetben luxatio miatt történt protéziseltávolítás). [150]

Froschauer és mtsai 34 Ivory protézissel ellátott beteg posztoperatív eredményeit hasonlították össze 48 RSA-műtéten átesettével (utóbbiaknál a szalagos felfüggesztést ECRL-ínnal végezték). 4,5, illetve 4,1 évvel a műtétet követően a hüvelykujj radiális abductiója és az erőkifejtés tekintetében szignifikánsan, palmaris abductio, fájdalom és DASH score tekintetében nem szignifikánsan jobb eredményt állapították meg a protézissel ellátott betegek csoportjában. Ugyanakkor a komplikációk aránya is szignifikánsan magasabb volt ebben a csoportban (41,4% szemben az RSA-csoport 10,8%-ával), és 4 esetben protéziseltávolításra volt szükség (mindnél luxatio miatt). [151]

E tanulmányokat áttekintve összefoglalóan elmondható, hogy a protézisbeültetésnél egyrészt általában gyorsabb a műtét utáni felépülés, másrészt nagyobb stabilitás (és ezáltal nagyobb erőkifejtési képesség) érhető el, mint a reszekciós arthroplasztika különböző típusaival. A fájdalomcsökkenés és a funkcionalitás is jobb lehet protézisbeültetés után (főleg rövid távon), a különbség azonban ritkán szignifikáns. Mindezekért cserébe azonban a komplikációk gyakorisága is nagyobb a protézisbeültetést követően, és olykor protéziseltávolítás válhat szükségessé.

I.8. Problémák a kéz ízületeinek endoprotetikájában

Az endoprotetikában a közép-hosszútávú műtéti eredmény szempontjából döntő fontosságú a protézist körülvevő szövetek, elsősorban a befogadó csont spongiosaállományának a biológiai reakciója a beültetett protézis jelenlétében. A csontállomány nem megfelelő terheléséből adódóan lokális állományvesztés vagy a csont fáradásos törése, adekvát trauma esetén periprotetikus törés, a protézisből felszabaduló törmelékek hatására pedig helyi csontreszorpció, idegentest-reakció vagy metallosis léphet fel. Három szorosan összefüggő, egymást több ponton befolyásolni képes, kulcsfontosságú téma endoprotetikában az osteointegráció, az anyagkopás és a csontátépülés is (beleértve a stress shielding jelenségét is). Az alábbi fejezet ezekkel foglalkozik részletesebben.

I.8.1. A csontátépülés és a stress shielding szerepe

Az élő csont állandóan megújul, a spongiosaállomány negyede évente kicserélődik. A **csontátépülés** (angolul „remodelling”) során a csontszövetet építő osteoblastok és a csontreszorpcióért felelős osteoclastok tevékenysége egyensúlyban van egymással. [152]

A **Wolff-féle szabály** szerint a megnövekedett terhelésnek kitett csontszövet megerősödik, míg csökkent terhelés esetén helyi osteopenia lép fel. [153] Harold Frost „**mechanostat**” elmélete szerint a csontépülés, a reszorpció és a törés a csontra ható mechanikai feszültség függvényében általában a következőképpen történik: alulterhelés esetén a remodelling során a reszorpció van túlsúlyban (a csontállomány csökken), normál terhelésnél az anabolikus és katabolikus folyamat egyensúlyban van (a csontállomány mennyisége változatlan marad), megnövekedett terhelés esetén a csontképzés kerül túlsúlyba (a csontszövetben ható erővonalaknak megfelelően a trabekuláris szerkezet megvastagszik), ennek sokszorosa esetén pedig csonttörés következik be. [152] Az azonnali csonttörést kiváltó erőnél valamivel kisebb, de ismétlődő terhelés hatására fáradásos törés léphet fel, ami a protézisbeültetés során helyenként fokálisan nagymértékben megnövekedő mechanikai feszültség esetén is jelentkezhethet. [89, 90]

A mechanikai stimulusok érzékelésében az **osteocyták** játszanak fő szerepet a csontban, egyéb funkcióik mellett ezen sejtek regulálják az osteoblastok és osteoclastok működését. Az osteocyták alkotják a csont sejtállományának 90-95%-át. A mátrixállományba zárt osteoblastokból alakulnak ki és a canaliculusok csatornahálózatán keresztül, dendritjeik segítségével érintkeznek egymással, valamint a trabekuláris felszín bélelő **burkolósejtekkel** (angolul „bone lining cells”), amelyek szintén osteoblast eredetűek. Az osteocyták és a burkolósejtek közösen **syncytiumot** alkotnak, amelyben a sejtek közötti kommunikáció a dendritvégeken elsősorban réskapcsolatokon keresztül történik. A szomszédos sejtek citoplazmáját összekötő réskapcsolatokat az egymással érintkező sejtmembránokba ágyazott connexin fehérjék (főként a connexin 43) tartják fenn. Külső erőbehatásra a sejtközi állományt jelentős részben alkotó csontlamellákban nő a mechanikai feszültség, ezt a közelben lévő osteocyták különböző **mechanoreceptorokkal** érzékelik. Az osteocyták sejttestét, ill. dendritjeit a **pericelluláris mátrix** rögzítőfehérjei (pl. a perlecan) rögzítik az őket körülvevő **lacuna-caliculus-rendszer** falához. A rögzítőfehérjék a sejtmembránba ágyazott **fokális adhéziós komplexek**hez kívülről csatlakoznak (ezek legfontosabb összetevője a sejttest területén jellemzően a $\beta 1$ -, a dendritek területén pedig a $\beta 3$ -integrin), majd a közvetítésükkel intracelluláris jelátviteli utakat aktiválnak a csontot érő deformáció hatására. A sejtek mechanoszensor-funkcióhoz elengedhetetlenek a sejtmorfológia

fenntartásáért felelős sejtvázelemek (aktin filamentumok, mikrotubulusok, intermedier filamentumok) melyek a membránproteinekhez belülről csatlakozva „tartják egyben” a sejtet, emellett ioncsatornákat és különféle jelátviteli utakat is regulálnak. Szenzor funkcióval bírnak a sejtmembrán **elsődleges csillói** is, melyek átlagosan 1,62 μm hosszú, önálló mozgásra nem képes, mikrotubulusvázzal rendelkező sejtnyúlványok. Az osteocyták mechanikai érzékelésének „**fluid shear stress**” **elmélete** szerint a csontszövetet érő erőbehatások hatására a canaliculusokban elmozduló folyadék az osteocyták sejtmembránja felett áramolva a sejtmembránhoz kívülről csatlakozó glycocalyx-állományt elmozdítva izgatja a membránfehérjéket, és jelátviteli utat indít be a membrán másik oldalán. Az érzékelés részben a sejtmembrán **mechanoszenzitív ioncsatornáinak** (a legfontosabb köztük a Piezo1) nyitásával, illetve a szomszédos feszültségfüggő ioncsatornák pozitív visszacsatolása általi erősítéssel történik: az ingert követő 1 percn belül emelkedik a sejt Ca^{2+} -koncentrációja. A külső erőbehatásra a fent említett módokon kiváltott jel egyrésztől bonyolult jelátviteli kaszkádokat (ilyen pl. Wnt/ β -catenin, a vele ellentétes Sclerostin és YAP/TAZ út) aktivál az osteocytán belül a sejt génexpresszióját és fehérjetermelését befolyásolva, másrésztől a korábban említett syncytium közvetítésével a burkolósejtek felé terjed, amelyek ezután biokémiai hírvivő molekulák útján osteoblastokat toboroznak a velük közvetlenül szomszédos vörös csontvelő pluripotens sejtállományából (más elmélet szerint ők maguk dedifferenciálódnak osteoblastokká). A külvilág felől érkező mechanikai terhelés az integrin membránfehérjék és az ERK (extracelluláris signal-regulált kináz) kaszkád közvetítésével a programozott sejtihalált is gátolja. A csontszövetben ébredő mechanikai feszültség nem csak a külső terhelés hatására, hanem maga a környező csontszövet statikájának a mikroszkopikus mérettartományban történő megváltozása miatt is megnőhet. Ilyen hatást érhet el az osteoclastok csontszövetbontása egy adott helyen, melynek során az elbontott részre korábban eső terhelést a szomszédos területeknek kell átvenniük. [153-155]

Az **osteoclastok** összeolvadó monocytákból vagy éretlen makrofágokból alakulnak ki, és a mononuclearis fagocita rendszerhez tartoznak. Mindenekelőtt a gyulladáscsökkentő citokinek szöveti koncentrációjának emelkedése aktiválja őket, ezekről a törmelékkepződés hatásainak tárgyalásakor írunk (68. oldal). További két, egymástól lényegesen különböző eredetű hatás is aktiválni tudja őket: egyrészt a syncytium

sejtjeiből normális terhelés mellett folyamatosan felszabaduló osteoclast-szuppresszorok termelődésének a csökkenése (pl. a csont csökkent mechanikai terhelésénél), másrészt a syncytium összeköttetéseit magába foglaló canaliculusok károsodása (pl. a mindennapok külső mechanikai hatásai okán természetes módon kialakuló mikrotörések) miatt. [153, 154]

Az osteoclastok által létrehozott mélyedéseket (Howship-féle lacunákat) később **osteoblastok** foglalják el, amelyek aztán újra építeni kezdik az elpusztított csontállományt. Az osteoblastok végül vagy apoptosison esnek át, a trabekulák felszínének burkolósejtjeivé alakulnak, vagy pedig a mátrixállomány lacunáiba bezáródva osteocytákká válnak. [153, 154]

Az imént tárgyalt mechanizmusok ismeretében értelmezhető az endoprotetika szempontjából lényeges „**stress shielding**” (vagy periprotetikus osteopenia) jelensége. Protézisbelületesítés során az ízület irányából érkező terhelés spongiosaállományára való átvitele az ízületi réstől távolabbra kerül, és ott idővel a spongiosaállomány megerősödését okozza. Az ízületi részhez közelebbi területeken eközben alacsonyabb terhelésű zónák alakulhatnak ki a protézisszár mentén, itt idővel csontállománycsökkenés lép fel, ami végül protéziskilazuláshoz vagy hirtelen nagy terhelés esetén periprotetikus töréshez vezethet. A stress shielding-re vonatkozó szakirodalmi tudásanyag döntő többsége a nagy ízületek endoprotetikájából származik, a legtöbb információ csípőízületre vonatkozóan áll rendelkezésre. [156, 157] A jelenség kifejezettségét a protézis anyaga (elaszticitása), a szár geometriai formája és a szárfelszín kiképzése határozza meg. A protézisek tervezése ma ezen faktorok figyelembevételével történik. Kiemelt jelentőségű faktor a protézis elaszticitási modulusa: a befogadó csontállományhoz képest túl merev ötvözet kedvez a stress shielding kialakulásának. Ilyen szempontból a titán például jóval kedvezőbb az acélnál vagy a kobalt-króm ötvözeteknél. (Itt érdemes megjegyezni, hogy bizonyos értelemben a csontminőségtől is függ a stress shielding kialakulása. A női nem és az idős kor negatív hatással van a csontállomány állapotára, a corticalis-állomány elvékonyodik, a csontszövet elaszticitási modulusa pedig csökken. Mindez a stress shielding kialakulásának kedvez, hiszen a protézis abszolút értelemben konstans elaszticitási modulusa relatív értelemben nő, azaz ugyanaz a protézistípus kedvezőtlenebb eredményhez vezethet. [156]) A tervezők a protézisszár hosszának csökkentésével is igyekeznek csökkenteni a stress shielding hatást

– ilyenkor „kedvező mellékhatásként” értékelhető a kisebb mértékű csontreszekció szükségessége. A protézisszár felszínének durva kiképzése megnöveli a csont és a protézisfelszín közti érintkezési felületet, növeli a súrlódást (és végeredményképp a primer stabilitást), azaz összességében kedvez szár és a csontállomány közti erőátvitelnek. Bizonyos mértékben a protézisszár felszíni kiképzésének megválasztásával is befolyásolható stress shielding alakulása: az eredetileg túl nagy erőátvitelnek kitett területeken polírozott protézisszárt alkalmazva osteointegráció helyett kötőszöveti membrán alakul ki a protézis körül, ami által a protézis és csont közti erőátvitel innen eltolódik az eredetileg kevésbé terhelt részek felé, ahol a protézisfelszínt durvára képzik. [156]

A disszertáció központi témáját képviselő proximalis interphalangealis és nyeregízületi endoprotetika irodalmában érdekes módon ritkán fordul elő a stress shielding fogalma, akkor is általában pusztán említés szinten. Maes és mtsai a reverz felépítésű, press-fit technikával beültetett Rubis II típusú titánprotézis esetében tapasztaltak ilyet a distalis komponens ízületközeli részén. [158] Jennings és mtsai cementezéssel beültetett titánszárú PIP ízületi endoprotézisek proximalis komponensénél állapították meg több esetben a jelenlétét, ezt megkülönböztették a protézis körüli radiolucenciától és kilazulástól. [159] A szerzők döntő többsége azonban nem tartja számon külön ezeket az eseteket, náluk feltehetően minden ilyen komplikáció a „kilazulás” kategóriába kerül. A hagyományos röntgenfelvételen 30%-osnál kisebb csontállományvesztés egyébként sem állapítható meg. [156] Biomechanikai tanulmányuk során Completo és mtsai a mechanikai feszültség csökkenését állapították meg pyrocarbon PIP-protézis implantációját követően mindkét komponens palmaris oldalán, az ebből fakadó stress shielding, illetve csontreszorpció rizikóját azonban alacsonynak ítélték. [89]

A protézistervezési trendeket nézve szórványosan ismerhetők csak fel olyan törekvések, amelyek feltehetően a stress shielding hatást kívánják csökkenteni. Ilyen lehet pl. a protézisszár teljes hiánya a modern Cap-Flex típusú PIP-protézisnél, bár a gyártó leírásaiban nem szerepel a „stress shielding” vagy annak szinonimája, hanem elsősorban a csontreszekció mértékének a csökkentése a vállalt cél. A protézisszár felszínének részben polírozott kialakítása az utóbbi évtizedek protézisei közt egyedül az Isis típusú nyeregízületi implantátumnál fordult elő.

I.8.2. Az endoprotézisek anyagkopása és annak következményei

Az endoprotetika állandóan szem előtt tartandó problémája a protézis kopási törmeléke által kiváltott biológiai reakció: osteolysis a protézis körül, helyi gyulladásos reakció, allergiás reakció vagy szisztémás metallosis. A kopadékképződés a felhasznált anyag biokompatibilitásának (lásd 74. oldal) talán legfontosabb faktora. A protézis körül jelentkező osteolysist eredetileg „cementbetegségnek” tartották, de később kiderült, hogy többféle más anyag kopadéka által is kiváltható. Az egyes anyagok biológiai reakciót kiváltó potenciálja eltérőnek mutatkozik. A törmeléktermelés fő forrása a két protéziskomponens közti ízesülés (angolul „bearing”) súrlódási felülete, vagy pedig a protézis egyes alkatrészei közti merev (nem ízületi funkciójú) csatlakozási pontok. A partikulumfelszabadulás mértéke az előbbi esetben az ízesülő felületek nagyságával, azaz például golyó-foglat elrendezésnél a fej átmérőjével arányosan nő. [160] A kopás jellegét illetően a következő kategóriákat különböztethetjük meg: **adhéziós** (a súrlódó párok között egyes érintkezési pontokon kémiai kötés jön létre, a további elmozdulás során a szétválás nem az érintkezési felületen, hanem kissé távolabb, a nála lágyabb anyagban következik be, ami miatt partikulum szakad ki abból), **abrazív** (a keményebb felszín a lágyabbat karcolja), **fáradásos** (ismétlődő gördüléssel terhelésnél a nyírófeszültségek hatására a felületi réteg először megrepedezik, majd lepattogzik), **korróziós** (súrlódást oxidáció kíséri) és **háromtestes** kopás (egy törmelék-darab két érintkezőfelület közé ékelődve ott további törmelékképződést okoz). [161, 162]

A kopás során keletkező **kopadékszemcsék méret szerinti megoszlása** elméletileg minden protézistípus, illetve anyag esetén hisztogramon ábrázolható, ennek segítségével megállapítható, hogy mely méretű szemcse mekkora gyakorisággal fordul elő a vizsgált szövetrészben. Az eredmény helyes interpretációjához ismernünk kell az alkalmazott mérési módszer mérettartománybeli határait, az ezen túl eső méretű kopadékszemcsék nem mutathatók ki. [163] A legjelentősebb biológiai reakció kiváltása a 0,1-10 µm-es partikulumnagyságra jellemző. Az osteolysis mértéke a felszabaduló partikulumszámmal arányos. [160, 164] A jelen alfejezet végén az egyes protézisanyagok jellemző kopadékképződését tárgyaljuk a biológiai szempontból leginkább releváns partikulum-mérettartomány említésével.

A **kopadékszemcsék térbeli megoszlása** alapvetően a kiváltott biológiai reakció jellegétől függ. A szemcsék nagy része természetesen a keletkezés helyén mutatható ki a

környező szövetekben. A kilazult protézist körülvevő rést kitöltő folyadék el tudja sodorni a keletkezés helyétől a szabad kopadékszempcséket, így ezek távolabb is biológiai reakciót képesek kiváltani. A kb. 10 µm-nél nagyobb méretű partikulumokat óriássejtek veszik körül, a csupán néhány µm nagyságúakat pedig makrofágok fagocitálják, ennél is kisebb partikulumméret esetén pedig pinocitózis is lehetséges. A kopadékszempcséket bekebelező sejtek helyváltoztatásra képesek, így az általuk felvett szempcsék a keletkezés helyétől távolabb is kimutathatókká válnak. A protézisanyagokból felszabaduló fémionokra jellemző, hogy a véráramba jutva a test távoli szerveiben képesek lerakódni (pl. vese, máj, lép, tüdő). [160, 164]

A törmelék megjelenésének a hatására a környező szövetekben jelenlévő makrofágok, fibroblastok és egyéb sejtek **gyulladásos citokinek** (főként IL 1 és 6, TNF- α , prostaglandin E2, egyéb prostanoidok, nitrogénmonoxid, stb.) felszabadításával lokális osteolysist indítanak el. A TNF- α koncentrációjának megnövekedése az osteoblastok GM-CSF termelését stimulálja. A környező szövetrészek éretlen makrofágjai a felszabaduló citokinek hatására osteoclastokká és többmagvas óriássejteké alakulnak. A reakció során a T-sejtek egy része (általános megfogalmazással élve maga az immunrendszer) is aktiválódik. Feltételezik, hogy fagocitózisban az osteogen sejtvonal tagjai is részt vesznek, ami az osteogen differenciáció faktorainak down-regulációjához vezet bennük, azaz végül a sejtérést hátráltatja. A törmelék megjelenése mind az osteogenesis gátlása, mind pedig az osteolysis serkentése által negatívan hat a csontállomány alakulására. Az osteolysis kezdetben fájdalommentes és a röntgenfelvételen változó szélességű radiolucens rés formájában mutatkozik a protézis és az azt befogadó csontállomány határán. A kilazult protéziseket végül szöveti folyadékkal átitatott kötőszöveti membrán veszi körül, ami fibrovascularis stromából, benne döntően fibroblastokból (a sejtállomány 70-90%-a), makrofágok és idegentest típusú óriássejtekből, valamint idegentest-törmelékből tevődik össze. [160, 162]

A törmelékképzés szempontjából a legtöbbet vizsgált anyag a **polietilén**, ezért a róla rendelkezésre álló ismeretanyag gyakran referenciaként is használatos más anyagok tulajdonságainak tárgyalásakor. Kopásának mértéke és jellege több endogén (azaz magára a polietilén anyagra, annak molekulatömegére, keresztkötöttségére, oxidációtűrésére, előállítására, sterilizálására és tárolására vonatkozó), illetve exogén (a protézis design-jára, az érintkező felület nagyságára, kongruenciájára és a polietilén-betét

rögzítésének a módjára vonatkozó) faktortól függ. A kisebb méretű (1-2 µm nagyságú) törmeléknek nagyobb biológiai reakciót tulajdonítanak, mint a nagyobb partikulumméretnek. [160, 162] A **cement** (polimetilmetakrilát) törmelékének partikulumnagysága általában nagyobb és szélesebb mérettartományba is esik, az általa kiváltott biológiai reakciót viszont a polietilénnel összevetve kisebbnek tartják. A cementtörmelék krónikus gyulladás szerű idegentestreakciót képes kiváltani. Megfigyelték, hogy a protézisszár-cementköpeny határon létrejövő törmelékképződést csökkenti a fémfelszín polírozott kivitelezése, viszont az érintkezési felületet érő disztrakciós és nyíró erők növelik azt. [160, 162] A **kerámia** anyagú protézisek keménysége jócskán meghaladja a legtöbb endoprotetikában használatos anyagét, az ízfelszín pedig jól polírozható, ami az előzőknél jobb kopási tulajdonságokat kölcsönöz neki. Elterjedtebb az alumíniumoxid, alternatív opció a cirkóniumoxid alkalmazása. Az utóbbi elaszticitási modulusa alacsonyabb, emiatt nehezebben törik, ugyanakkor az anyagszerkezet meleg vizes környezetben fázistranszformációra hajlamos, ami által a szívóssága csökken. A tiszta cirkóniumoxid legfontosabb hátránya, hogy kerámia-kerámia párosítás esetén a kopás mértéke az alumíniumoxid ötezerszerese. Néhány gyártó a két anyag kompozitját alkalmazza, pl. a Ceramtec BioloX-nál 4:2 az arány. [165] A kerámatörmelékek partikulumnagysága a polietilénénél jellemzően kisebb (mérettartomány: 5 nm - 25 µm), de általában számban is kevesebből van szó, így a tapasztalat szerint összességében kisebb a biológiai reakció. A törmelékdarabok mérete mellett a formájuk is fontos: a szétágazóbb kerámatörmelék-darabok nagyobb sejtoxicitásért felelősek. Biokompatibilitás és korrózióállóság szempontból a kerámia kopadék kedvezőbb tulajdonságokkal bír a fémeknél. [160, 162] A **fém** anyagú protéziskomponensekből felszabaduló partikulumok az őket fagocitáló sejtek számára sejtoxicus reakciót, a környező szövetek metallosisát, az ún. pseudotumorképződést és a vérszérum fémiontartalmának az emelkedését képesek kiváltani. Egy „fém a fémen” típusú ízfelszín-párosításnál a partikulumok mérete és mennyisége szignifikánsan kisebb lehet a fém-polietilén párosításhoz képest, így kevesebb makrofág aktiválódik a felvételükhöz, a biológiai reakció és a kár összességében mégis jelentősebb lehet. A fémpartikulumok egyik fő forrása természetesen a mesterséges ízfelszín. A moduláris rendszereknél fontos forrásként tekintünk azonban az egymással nem ízesülő komponensek illeszkedésénél kialakuló ún. súrlódási korrózióra (másnéven fretting

kopásra) is, amely során a mechanikai folyamatot elektrokémiai reakció kíséri. Szintén jelentős lehet a nyak és a vápszél közti ütközőzóna partikulumfelszabadulása. A partikulumok általában nagyon kicsik, gyakran 1 nm nagyságrendűek, sőt a korrózió során szabad fémionok (kb. 0,1 nm nagyságrend) is felszabadulnak. A monocyta/makrofág rendszer aktiválásán túl T- és B-sejtes, azaz hyperérzékenységi reakciót is beindíthatnak (lásd 71. oldal). A korrózió mértéke a befogadó szövet (és a partikulumokat felvevő fagocitómák) pH-jától is függ, a függés mértéke fémenként változó. A felsorolt szempontok alapján összességében általában a **titánt** tartják a legkevésbé ártalmasnak a fémek közül. [160, 162] A titán citotoxicitása pedig a többi fémhez képest alacsonynak számít, [165] bár a titánkopadék sejtleletani hatása nem teljesen egyértelmű. Egyesek szerint semmilyen negatív hatással nincs a sejt életére és proliferációra, mások szerint idő- és dózisfüggő mértékben a csontépüléshez szükséges biomarkerek kismértékű down-regulációját okozhatja. A titánallergia egyesek szerint ritka, mások szerint nem létező probléma. [166] A fémfelszín passzív titánoxid-réteg borítja, a korrózió mértéke viszonylag alacsony, a környezet pH-jától csaknem független. [162]. A kopadékképződés szempontjából érdekes tulajdonsága a titánszárnak, hogy ha cementtel rögzítik, nagyobb kopást is mutat, mint pl. egy CoCr ötvözet. [160] Ez az osteolysis révén protéziskilazulásnak kedvezhet, emellett a vérérum titánionkoncentrációja kimutathatóan megemelkedik. [167] A **pyrocarbon** rendkívül kedvező, általában minden vele összehasonlított protézistípusnál jobb kopási tulajdonságokkal bír. A protézistípus tribológiájával foglalkozó munkák megállapítanak ugyan egy minimális mértékű felületkopást (kb. -1 μm hatvanmillió terhelési ciklus során), a pyrocarbon-pyrocarbon párosítás esetén keletkező partikulumok mennyiségéről, nagyságáról és az általuk kiváltott biológiai reakció természetéről azonban nem áll rendelkezésre részletesebb információ a szakirodalomban. [132, 135, 164, 165, 168, 169] Ennek az oka feltételezhetően az, hogy a kopadékképződés mértéke minimális, biológiai szerepe pedig gyakorlatilag nincs. Több szerző külön megemlíti, hogy nem találtak törmelékét a szövetek közt, [164, 168] ami persze elméletileg a partikulumok kis méretéből, alacsony mennyiségéből, illetve a kimutatásukra alkalmazott módszer tökéletlenségéből is adódhat részben. A jó kopásállóságot a felszín szívósságán túl az is magyarázhatja, hogy a polírozott implantátumfelszín az ízületi folyadékban jelen lévő foszfolipideket (főként a dipalmitoylfoszfátidilkolint) magához kötve kiváló kenést

biztosít magának. [132] A **szilikon**protézisek esetében hosszabb távon jellemzően viszonylag kis méretű szilikonpartikulomok szabadulnak fel. Hirakawa és mtsai tanulmányában a partikulumméret módusza 0,586 μm volt. Mivel ez alig volt nagyobb az általuk mérhető legkisebb partikulumméretnél, emellett a partikulumméretre vonatkozó hisztogram nagymértékű baloldali ferdeséggel (szinte szakadékszerű baloldallal) bírt, a szerzők az említettél kisebb partikulumok nagy számú jelenlétét is feltételezték. Az alkalmazott mérési módszerrel (szövetemésztés, a törmelék mikrofiltrációja, majd a filterek fény- és pásztázó elektronmikroszkópos kvantitatív kiértékelése) a móduszértéknél nagyságrendekkel nagyobb méretű partikulumok sem voltak regisztrálhatók. Erre a mérettartományra vonatkozóan korábbi tanulmányok adataira támaszkodhatunk, melyek 100 μm -ig terjedő partikulum-mérettartományt állapítottak meg, bár az itt alkalmazott emésztés nélküli technikánál a fénymikroszkóp alatt több különálló apró törmelékszemcse tévesen egyetlen nagyként értelmezhető, ha azok szorosan egymás mellett helyezkednek el, pl. egy fagolizoszómában. [163] A nagyobb törmelékszemcsék körül idegentest típusú óriássejtek láthatók, de olykor lymphocita- és plasmocytainfiltráció is megfigyelhető, emellett a fentebb említett gyulladáshoz citokinek lokális koncentrációja növekszik. [145, 163] Mivel ez a gyulladáshoz állapot a protézistípusra jellemző, gyakran **szilikon synovitis** néven említik.

I.8.3. Infekció a beültetett protézis környezetében

Az osteointegráció alapfeltétele infekciómentes környezet, azonban a már kialakult szekunder stabilitást is fenyegeti az infekció, hiszen a megjelenő gyulladáshoz citokinek aktív csontreszorpciót válthatnak ki. Az ízületi infekciónál és a törmelékképződésnél főszerepet játszó citokinek (lásd 15., illetve 68. oldal) között nagy az átfedés, ezért nem meglepő, hogy a csontszövetben történő megjelenésük a csontanyagcsere szempontjából azonos eredményhez vezet.

I.8.4. Implantátummal szembeni allergia

Míg a bőrrel való érintkezés kapcsán viszonylag gyakran alakulhat ki allergiás reakció fémekkel szemben (a prevalencia nikkellel szemben 15,5%, kobaltnál 6,2%, krómnál 2,3%), addig egy beültetett implantátummal szemben viszonylag ritkán fordul elő szimptomatikus reakció. Nem csak a fémkomponensek lehetnek problémásak, a

csontcement több összetevője ellen is leírtak már allergiás reakciót. A beültetett anyaggal szembeni allergiás reakció az implantátum feletti bőr ekcémás dermatitisében, urticariában, esetleg hólyagképződésben, vasculitisben, sebgyógyulási problémákban, gyulladás-szerű reakcióban, szöveti folyadékgyülembe, fájdalomban és az implantátum kilazulásában is tetet ölthet. **Szisztémás kontakt dermatitis** esetén a szenzitizáció bőrön át történik, az allergiás reakció pedig később az allergén orális, intravénás, vagy éppen protézisimplantáció általi bejutása következtében váltódik ki. Gyakran eldönthetetlen, hogy a protézisbeültetésnél fellépő immunválasz egy már korábban kialakult allergia következménye, vagy primer reakció. A protézisek kopásakor felszabaduló fémionok hapténként fehérjékkel komplexet alkotva antigénekké válhatnak a keringő lymphocyták számára (azaz I, II, illetve III. típusú humorális immunválaszt váltanak ki), mégis a IV. típusúhoz hasonló sejtes immunválasz a jóval gyakoribb, amikor a CD4+ T_{H1} lymphocyták aktiválódása TNF- α , interferon-gamma, IL 1 és 2, stb. felszabadulását okozza. Ezt az immunreakciót a klasszikus IV. típusú reakciótól a B-sejtek nagyszámú aktiválódása és a masszív fibrinexsudatio különbözteti meg, ezért aszeptikus lymphocytás vasculitis-asszociált laesionak (ALVAL) nevezzük. Nem minden esetben lép fel olyan állapot, ami protéziseltávolítást követel meg, de ha erre mégis szükség van, akkor a panaszok általában az eltávolítást követően visszafejlődnek. [170]

I.8.5. Az osteointegráció és annak hiánya

A helykitöltő implantátumokkal ellentétben a totálendoprotézisek világában konszenzus van abban, hogy hosszú távon is törekedni kell a protézisszár minél stabilabb csontos rögzítésére. Ennek két módja lehetséges: az egyik a cementezés, a másik a szár osteointegrációja. A cementezés nélkül beültetett protéziskomponensek primer stabilitása kiemelkedő fontosságú az osteointegráció szempontjából: míg csont-protézisszár érintkezési felületen történő 28 μ m alatti elmozdulások esetén jó eséllyel alakul ki az osteointegráció (azaz a szekunder stabilitás), addig a 150 μ m fölötti elmozdulásoknál nagy valószínűséggel kötőszöveti réteg alakul ki a protézisszár és a befogadó csontszövet közt, ami radiolucens szegély röntgenképét adja. [132] A protézis kilazulása során egyre nagyobb szabad tér áll a protézisszár és az azt körülvevő, szinte szabadon mozgó synovialis folyadék rendelkezésére, ami a terhelés közben kialakuló pumpahatás következtében további utat keres magának a protézisszár és a csontállomány közt. A

folyadék a bárhol termelődő osteolyticus hatású mediátorokat hatékonyan el tudja juttatni távolabbi területekre, emellett feltételezik, hogy a canaliculus-lacuna-rendszer folyadékterével kommunikálva (lásd 63. oldal) befolyásolhatja annak belső folyadékáramlását is. A klinikai gyakorlatban előfordul, hogy egy circulus vitiosus-ként súlyosbodó folyamat helyett a kilazulás progressziója lelassul vagy megáll. [132] Azt is fontos szem előtt tartani, hogy egy protézisszár osteointegrációja nem „mindent vagy semmit” alapon, hanem sok esetben részben, a teljes csont-protézisszár érintkezési felület csupán egyes területein alakul ki. [156]

Daecke és mtsai egy nyulakon végzett **állatkísérlet** során **osteointegráció** szempontjából hasonlították össze titán és a pyrocarbon típusú PIP protézisek szárait. Mindkét típust press-fit technikával ültették be nyulak térdízületébe. A nyulakat a műtét után 6 hétig kis ketrecben tartották (kímélő fázis), majd 6 hétig nagyban (terheléses fázis). A szövettani kiértékelés 12 héttel a műtétet követően nagy különbséget mutatott a két anyag osteointegrációját illetően. Az összes titán protézis mind mechanikusan mind szövettanilag stabil osteointegrációt mutatott, míg a pyrocarbon protézisek nem mutattak stabil csontos rögzülést: a boncolás során protézislazulás mutatkozott, a szöveten pedig kötőszövetképződést igazolt a protézisszár körül. [169]

Mind a primer, mind pedig a szekunder stabilitás szempontjából kiemelt jelentőségű a protézisfelszín **pórusnagysága**. A primer stabilitás szempontjából a protézisfelszín és a befogadó csontszövet közti minél nagyobb súrlódás létrejötte kedvező (durva felszín, valamivel nagyobb pórusok), a szekunder stabilitás szempontjából viszont lényeges, hogy minél nagyobb érintkezési felület álljon rendelkezésre a protézisszár és a csontszövet közt (tagoltabb felszín, valamivel apróbb pórusok). Az egyes protézisanyagokra vonatkozó ideális pórustulajdonságok megállapításával in vitro és in vivo tanulmányok sokasága foglalkozik. Általában a 100-400 µm pórusnagyságot tartják a legkedvezőbbnek. Ennél kisebb méret esetén nem lehetséges a benövő csont közvetlen kapillárisellátása, ami helyi anyagcsere zavart okoz. [164] A pórusátmérő mellett meg szokták adni a százalékos porozitást (egy egységnyi térfogatú porózus anyagban a pórusok által elfoglalt „üres hely” százalékos arányát) és a pórusok közötti összeköttetések (angolul „pore interconnectivity”) méretét is. Mindkét tulajdonság az anyagtól és a gyártástechnológiától függ. A titán szár esetén 100-400 µm pórusnagyság és 75-150 µm-es interkonnektivitás ideális. [164] Egy kerámiaimplantátumokkal foglalkozó tanulmány tanulsága szerint a

cirkóniumoxidnál a 150 µm körüli pórusnagyság és az 50%-os porozitás esetében volt legjelentősebb a sejtek benövése. [171]

A legtöbb publikáció általában az osteointegrációval együtt tárgyalja a protézis **biokompatibilitását**, ami egy vele szorosan összefüggő, de nála jóval tágabb fogalom. A jó biokompatibilitás összefoglalóan az alkalmazott anyag káros biológiai reakcióktól való mentességét jelenti. A fogalom a legszűkebb értelemben véve csupán magát az anyagot jellemzi, főként annak kopadékképző tulajdonságaitól függ. Biokompatibilitás alapján az anyagokat **biotoleráns**, **bioinert** és **bioaktív (osteoinduktív)** kategóriákra oszthatjuk. Az első esetén vékony fibrózus réteg alakul ki az idegen anyag körül, a másodiknál csontszövet benövése révén fizikai kapcsolat létesül (ez kvázi a két anyag felületi egyenetlenségeinek egymásba ékelődése), a harmadiknál pedig közvetlen kémiai kötések alakulnak ki a csontszövet sejtközötti állománya és a protézis anyaga közt. Az bioinert és bioaktív anyagoknál aktív csontépülés vagy csontátépülés történik a protézis körül. (A csontszövet benövése mellett a csontos átépülés is erősíti a kapcsolatot például a hidroxipatit bevonatú protézisszárazaknál.) Ha azonban káros faktorok vannak jelen (pl. osteolysist serkentő mediátorok jelennek meg infekció, törmelékfelszabadulás, immunreakció, illetve sejtpusztulás következtében), vagy hiányzik a kellő mechanikai terhelés, akkor nem, vagy csökkent mértékben jön létre osteointegráció az érintett területen. [164, 165]

A fémek között kiváló biokompatibilitással bírnak a **titánötvözetek**. Nem történik ugyan átépülés a csont-protézis határon, viszont stabil adhézió tud létrejönni. Mint fém, jól megmunkálható, és pontosan beállított porozitási tulajdonságokkal felruházott felszín hozható létre rajta, ami kedvez a csontbenövésnek. Az egyéb fémekhez képest viszonylag alacsony elaszticitási modulusú titán elaszticitása jobban összevethető a corticalis csonttal, ám könnyebben is deformálódik, illetve törik.

II. CÉLKITŰZÉSEK

A dolgozat azon saját tudományos munkámat mutatja be, amelyek a kéz területén különböző okokból fellépő artrózisok műtéti terápiaihoz kötődik. Ezek közös keresztmetszete nem egyetlen ízület vagy régió, hanem az **endoprotetika** áll.

II.1. Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában

A PIP ízület endoprotetikájában „arany standardnak” ma is az elsőként alkalmazott szilikonelasztomerből készült helykitöltő implantátum, az ún. „Swanson spacer” tekinthető. A típus ismert hibái évtizedek óta újabb anyagok és design-ok kifejlesztésére ösztönöznek. Olyan típusok kerültek bevezetésre, melyek a csípő és térd modern endoprotetikájában évtizedek óta sikeres elvek mentén készültek: a csontos reszekció során a szalagok és az ízületi tok minél nagyobb fokú megkímélését célozzák, press-fit (azaz a cementmentes) lehorgonyzást alkalmaznak a csontállományban és a fiziológiás biomechanika megtartása végett anatómiai ízületi formákat alkalmaznak egyszerű zsanércsatlakozások helyett. Több klinikai tanulmány arra enged következtetni, hogy a bevezetőben már többször említett ízfelszínpótló modellek funkcionális szempontból előnyösek lehetnek a standardnak számító szilikonprotézissel szemben. [120, 172, 173] Ezt bizonyító prospektív, randomizált, összehasonlító tanulmányok azonban a tanulmányunk megjelenése előtt nem álltak rendelkezésre, ezt a hiányt kívántuk pótolni. A bemutatott tanulmányban a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokat a két leginkább elterjedt ízfelszínpótló eszközzel, egy titán/CoCr/UHMWPE anyagú endoprotézissel (a továbbiakban „titán protézis”), illetve a pyrocarbon endoprotézissel vetjük össze középtávú posztoperatív eredmények tekintetében.

E tanulmány módszertani leírása a 78. oldaltól történik, alább a disszertációban szereplő további tanulmányok célkitűzéseit taglaljuk.

II.2. A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapezektómia eredményeinek összevetése

A hüvelykujj nyeregízület primer artrózisa nagyon gyakran előforduló ízületi

megbetegedés, ami leginkább a posztmenopauzális nőket sújtja és sokszor súlyosan korlátozza az életminőséget. Armstrong és mtsai tanulmányában a radiológiai prevalencia ebben a betegcsoportban (átl. 64 éves nők) 33% volt, mégis csupán egyharmaduk (a vizsgáltak 10%-a) számolt be panaszokról, ami felhívja a figyelmet a panaszok és a radiológiai megjelenés közti összefüggés lazaságára. [174]

A hüvelykujj nyeregízületi artrózisának jelenleg leggyakrabban alkalmazott műtéti terápiája a primer trapezeztómia, az RSA, illetve az LRTI műtét (lásd 24. oldal). [175] A műtétet követő gyakori jelenség a hüvelykujj megrövidülése, melyet az ujj stabilitásának és a hüvelykujj erejének a csökkenése kísérhet. Az utóbbi évtizedek során nagy fejlődést mutatott, és legitim terápiás alternatívává nőtte ki magát az ízület endoprotetikus ellátása. A nyeregízület komplex mozgása, és nagy mechanikai igénybevétele azonban komoly kihívás elé állítja az endoprotetikát. [72] Bár a műtét utáni rehabilitáció gyors és a rövidtávú eredmények bizakodásra adhatnak okot, [147] viszonylag gyakran lépnek fel komplikációk, például az implantátum kilazulása, süllyedése, vagy luxatiója. [140, 141, 176] Egy 2005-ben publikált 150 klinika bevonásával végzett németországi felmérés szerint a megkérdezettek 90%-a nem jósolt fényes jövőt a hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikája számára. [177] A szélesebb körű elterjedést feltehetően nemcsak a lehetséges komplikációk és a költségek korlátozzák, hanem az is, hogy kevés irodalmi információ áll rendelkezésre a komplikációk kezelésének az eredményességéről.

Ha revíziós műtét szükséges, akkor a protézis eltávolítását általában a trapézcsont teljes, vagy részleges excisiója kíséri, azaz szekunder trapezeztómia történik. A tanulmányunk megjelenéséig nem volt irodalmi adatokkal alátámasztva, hogy hogyan viszonyulnak a szekunder trapezeztómia eredményei a primer trapezeztómia eredményeihez. Pedig, ha egy betegnél endoprotézis-beültetés jön szóba, fontos kérdés, hogy a primer trapezeztómián áteső betegtársaihoz képest mekkora hátránya származhat abból, ha később revíziós műtétként szekunder trapezeztómia válna nála szükségessé. Egyes kézsebészeti centrumokat az tart vissza a nyeregízületi endoprotetika bevezetésétől, hogy bizonytalan a protézisbeültetés sikertelensége esetén életbe lépő „B-terv” kimenetele. A jelen tanulmány a primer és a szekunder trapezeztómia posztoperatív eredményeit összemérve ezt az információs hézagot kívánta kitölteni.

E tanulmány módszertani leírása a 85. oldaltól történik, alább a disszertációban szereplő harmadik tanulmány célkitűzése olvasható.

II.3. A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről

Az utóbbi két évtizedben egyre szélesebb körben alkalmazzák a kerámiát az endoprotetikában. A hüvelykujj nyeregízületének pótlására került piacra elsősorban Németországban a MOJE Keramik-Implantate GmbH cég „Acamo CMC-1” elnevezésű terméke. A fordított golyó-foglatat típusú csatlakozás két homogén anyagú, egyetlen darabból álló komponens közt jön létre. Mindkét komponens press-fit technikával kerül beültetésre, a protézisszárok durvább felületkialakításával igyekeznek elősegíteni a csontos integrációt. A cirkónium-dioxid anyagú implantátum külső borítását a Bioverit I. nevű üveg-kerámia réteg képezi, ami elvileg egy hosszú életidejű, alacsony súrlódású, kopásnak jól ellenálló, jó biokompatibilitású anyag. [178] Anyagában és felépítésében szinte azonos protéziseket ültettek már be a nagylábujj tarsometatarsalis ízületébe és a kéz PIP ízületébe is. A munkacsoportunk gyakori komplikációkat észlelt ezen protézistípusnak a hüvelykujj nyeregízületébe történő implantációját követően, ezért bő egy év próbafázis után felfüggesztette a protézistípus alkalmazását. Röviddel e döntést követően más szerzők nagy arányú komplikációkról publikáltak, [137, 176] így aztán végleg be is szüntették a protézistípus alkalmazását.

A tanulmány célja, hogy felmérje az általunk beültetett MOJE Acamo CMC-1 protézisek műtét utáni eredményeit, majd ezeket összevesse a revíziós műtéten (azaz a protézis eltávolításán és az os trapezium egyidejű eltávolításán) túljutott betegekével, illetve a primer trapezektómián átesett betegek eredményével.

E tanulmány módszertani leírása a 89. oldaltól történik.

III. MÓDSZEREK

III.1. Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában

III.1.1. A tanulmány megtervezése és előkészítése

A tanulmány megtervezése statisztikus bevonásával, Dr. phil. Sven Schneider, a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának biometrikusának közreműködésével történt. A vizsgálni kívánt paraméterek és a rájuk vonatkozó, már meglévő irodalmi adatok (pl. szórás) alapján power-analízis készült, ez volt az alapja a tanulmány tervezett esetszámának.

A tanulmány tervezetét a Heidelbergi Egyetem etikai bizottsága 074/2004 számmal a kezdés előtt elfogadta.

A műtéteket öt tapasztalt kézsebész végezte. A tanulmány előtt mindannyiuk cadaver-preparátumokon közösen gyakorolta az egységesített műtéti technikát.

III.1.2. Betegbevonás és randomizálás

A bevonási és kizárási kritériumok megállapítása úgy történt, hogy homogén betegcsoportok jöjjenek létre. **Bevonási kritériumok:** előrehaladott primer PIP ízületi artrózis legalább egy ujjban, 45 év feletti életkor. **Kizárási kritériumok:** az érintett ujj lágyrészeinek rossz állapota, az oldalszalagok és a palmaris lemez instabilitása, az érintett ujj valamely inának korlátozott funkciója, az ízületet érintő korábbi infekció, az ízületet érintő korábbi műtét, ismert neurológiai betegség, reumatoid arthritis, ismert alkohol- vagy drogabúzus, hiányos compliance.

Kizárólag primer artrózisban szenvedő betegek kerültek be a tanulmányba, mert mind a poszttraumatikus, mind pedig a más rendszerbetegség talaján kialakult szekunder artrózis esetében a lágyrészek különböző mértékű károsodása feltételezhető, ezért az ilyen esetek bevonása vélhetően az eredmények torzítását okozhatta volna.

A tanulmányban résztvevő betegeket részletes felvilágosítás és az egyetértő nyilatkozatok aláírása után véletlenszerűen lettek beosztva a három vizsgálati csoportba.

A **randomizálás** a következőképpen történt: az, hogy milyen protézistípus kerüljön majd beültetésre, egy zárt borítékba tett papírra volt írva (mindhárom protézistípus azonos számban szerepelt). Az összekevert borítékok közül minden beteg kapott egyet a műtét előtt, majd a benne megnevezett protézistípus került beültetésre. Ha egyszerre több ujjnál állt fent a műtéti indikáció, úgy minden esetben ugyanaz a típusú protézis került felhasználásra.

Ha valamilyen komplikáció miatt **revíziós műtétre** volt szükség, úgy az eredeti protézis eltávolítása után minden esetben egy szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátum került beültetésre.

III.1.3. A vizsgálati csoportok: a felhasznált protézistípusok

A három protézistípus (és egyben a tanulmány három csoportja) a következő volt:

- **SI csoport:** szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátum, „Swanson Flexible Finger Joint Implant” (Wright Medical Technology Inc., USA), mely mind a PIP, mind pedig az MCP ízületbe való beültetésre engedéllyel rendelkezik.
- **TI csoport:** titán szárú ízfelszínpótló endoprotézis, „Avanta Proximal Interphalangeal Finger Prosthesis” (Avanta Orthopaedics, USA). A protézis tulajdonosváltás miatt ma „SR PIP” néven fut (előbb a Small Bone Innovations USA szállította, most pedig a Stryker USA)
- **PY csoport:** pyrocarbon bevonatú ízfelszínpótló endoprotézis, „Ascension PIP Pyrocarbon Total Joint” (Ascension Orthopaedics Inc., USA).

III.1.4. A műtét lépései

A műtét vértelenségben történt (250 Hgmm). A gyártó műtéti leírását konzekvensen betartották az operatórok. A műtét során kontroll és dokumentáció céljából képerősítő került felhasználásra. Az egyes műtéti lépések mindhárom protézistípust közösen tárgyalva, sorrendben a következők voltak: **1.)** Dorsalis ívelt bőrmetszés a PIP ízület magasságában. **2.)** Az extensor apparatus tractus intermediusának középső longitudinális kettéhasítása a középperc bázisánál található tapadásának megkímélésével. **3.)** Az alapperc distalis ízfelszínét az oldalszalagok tapadásától 1-2 mm-rel distalisán oszcilláló fűrészszel és a protézistípusnak megfelelő fűrészvezető segítségével eltávolítjuk: egy, a teljes csont-keresztmetszetet érintő transversalis és egy ferde síkú osteotomia történik.

(Kivétel: a szilikonprotézisnél nem történik ferde osteotomia, a transversalis pedig proximalisabb pozícióban történik, hogy az implantátum zsanér része is helyet kapjon; a stabilitás érdekében az oldalszalagokat itt is megóvjuk.) **4.)** Az alapperc velőürét növekvő méretű, a protézis instrumentariumához tartozó reszelőkkel a kívánt méretűre tágítjuk. **5.)** A középperc proximalis ízfelszínét egy transversalis osteotomiával az oldalszalagok tapadásától proximalisan eltávolítjuk. **6.)** A középperc velőürét a protézis instrumentariumához tartozó raspasorral a kívánt méretűre tágítjuk. **7.)** Beültetjük a helyére a megfelelő méretű próbaprotézist és ellenőrizzük az ízület stabilitását és mozgástartományát. Képerősítővel kontrolláljuk a helyes pozíciót. Ha kell, utólagos csontreszekciót végzünk az osteotomiák helyén. **8.)** A kiválasztott végleges implantátumot press-fit technikával helyezzük be, majd fluoroszkópiával dokumentáljuk az eredményt. **9.)** A longitudinálisan kettéhasított extensor apparátus egyesítése 4-0 vastagságú, szintetikus, felszívódó, monofil polydioxanon fonállal történik (PDS II, Ethichon, Johnson & Johnson GmbH). **10.)** Bőrvarrat nem felszívódó fonállal.

III.1.5. Műtéti utókezelés

A posztoperatív terápia mindhárom csoportban ugyanaz volt: nyugalomba helyezés 2 hétre intrinsic plusz pozícióban, közben napi 4x20 perc gyógytorna és önálló mozgás a sín átmeneti eltávolítása mellett. A gyógytorna során aktív flexió és asszisztált extenzió történt, a passzív flexió az első három posztoperatív hétben kerülendő volt. A harmadik posztoperatív hét során már csak éjjel kellett a sánt viselniük a betegeknek és fokozatosan egyre több passzív gyakorlatot tartalmaztak a gyógytornák. A korlátozások teljes feloldása a hatodik posztoperatív hét végére esett. Ödémaképződés esetén elasztikus pólyázás és nyirokmasszázs történt.

III.1.6. Utánkövetés

A betegeket közvetlenül műtét előtt egyszer, műtét után pedig hatszor vizsgáltuk meg. Az utánkövetési vizsgálatok 2 héttel (pontosan 14 ± 7 nap), 3 hónappal (90 ± 45 nap), 6 hónappal (180 ± 45 nap), 1 évvel (365 ± 125 nap), 2 évvel (730 ± 180 nap) és 3 évvel (1095 ± 180 nap) a műtétet követően történtek. A tág időintervallumokat az magyarázza, hogy nem tudtuk a betegeket pontosan a tervezett utánvizsgálati időpontra (2 héttel, 3 hónappal, 6 hónappal, 1 évvel, 2 évvel és 3 évvel a műtétet követően) berendelni, így

annak érdekében, hogy az utánkövetési vizsgálatok adatai minél nagyobb arányban felhasználhatók legyenek, ki kellett tolnunk az időintervallumok határait. E vizsgálatokat az operatőröktől különböző független orvosok végezték egységes módszerekkel. Azoknál a betegeknél, akiknél valamilyen komplikáció miatt el kellett távolítani a korábban beültetett protézist, a revíziót követően tovább folytattuk az utánkövetést, de attól fogva már nem szerepeltek a statisztikákban.

III.1.7. Fájdalom és a funkcionalitás

A fájdalom szubjektív felbecsülésére egy **vizuális analóg skálát (VAS)** alkalmaztunk. A 0 érték fájdalommentességet, a maximális 10-es érték pedig a legnagyobb elképzelhető fájdalmat jelöli. A fájdalomszintet nyugalomban (**VAS_{min}**) és a kéz maximális terhelése esetén, a kéz szorító erejének a mérésekor (**VAS_{max}**) is regisztráltuk. A $VAS_{min} \leq 1$ és $VAS_{max} \leq 1$ pillanatnyi érték esetén az állapotot aszimptomatikusnak értékeltük.

A mindennapi funkcionalitás értékeléséhez minden egyes vizsgálatkor a **DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand)** kérdőívet kellett kitöltenie a betegnek. Ez a kérdőív több nyelven is elérhető, a tanulmányhoz a német nyelvű kérdőívet használtunk. A magyar nyelvű fordítást a dolgozat mellékletében található **32. ábra** mutatja be (129. oldal). E kérdőívet a felső végtag mindennapi funkcióinak, és a funkció életminőségre való kihatásának a megítélésére validálták. [179] A DASH score kiszámítása az alábbi képlet segítségével történik:

$$\text{DASH score} = (([\text{a válaszként megadott pontszámok összege}]/n) - 1) \times 25$$

ahol az n a megválaszolt kérdések számát jelöli.

Ha több, mint 3 kérdést nem válaszol meg a beteg, a DASH score érvénytelennek számít. A score értéke a korlátozottság mértékével arányos: a lehető legjobb funkció értéke 0, a legrosszabbé pedig a 100.

III.1.8. Mozgástartomány

A vizsgált ízület **mozgástartományát (ROM)** ujjgoniométerrel mértük, lásd **14. ábra** A képe. A mérés során az ízület maximális flexióját és extenzióját lemértük és a kettő közti szöget adjuk meg eredményként. Például a neutrális 0 metódus szerinti „ext./flex. = 5°/0°/95°” jelölésű tartománynál a ROM-érték 100°. **ROM_{max}** jelöli az

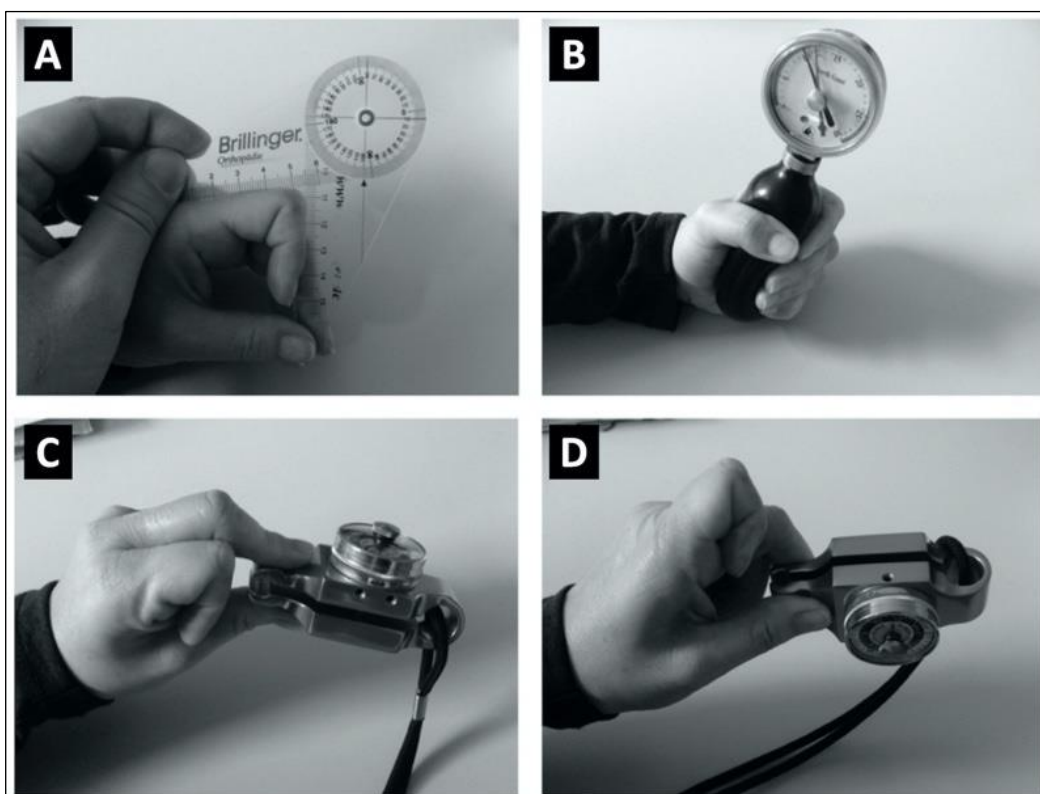
utánkövetési vizsgálatok során mért legnagyobb mozgástartományt egy eseten belül.

III.1.9. Erőkifejtés és stabilitás

A kéz szorítóerejének mérésére egy standardizált ballonos dynamométert (North Coast Medical Inc., USA) alkalmaztunk. A beteget arra kértük, hogy a lehető legerősebben szorítsa meg a markával a mérőeszközt.

Az érintett ujjal kifejtendő erőt egy mechanikus erőmérővel (0-30 LBS típus, North Coast Medical Inc.) határoztuk meg. Kétféle erőkifejtést mértünk: **1.) csípő (harapófogó-szerű) erőkifejtés:** az érintett ujj és a hüvelykujj ujjbegye nyomódik egymásnak; **2.) kulcsszorító erőkifejtés:** a hüvelykujj által kifejtett erő az érintett ujj közép- illetve végpercét radiális irányból éri (fontos, hogy a beteg a vizsgált ujjat a tőle ulnaris elhelyezkedésű ujjak segítségével a vizsgálat során ne támassza ellen).

A **14. ábra** B, C, D képei az általunk végzett erőméréseket szemléltetik.



14. ábra: Az objektív klinikai paraméterek mérése a pre- és posztoperatív vizsgálatnál. Saját fotók.

- A.) a PIP ízület mozgástartományának meghatározása ujjgoniométerrel;
- B.) a kéz szorító erejének meghatározása egy standard ballonos dynamométerrel;
- C.) az érintett ujj harapófogó-szerű szorításának mérése mechanikus mérőeszközzel;
- D.) az érintett ujj kulcsszorító erejének mérése mechanikus mérőeszközzel.

Minden esetben egymás után háromszor mértük az erőt, majd ezek átlagértékét vettük. Az egyes mérések közt 10-12 másodperc szünetet tartottunk. Minden méréstípus esetében a preoperatív értéket vettük referenciának (100%), a posztoperatív vizsgálatoknál mért erőt pedig mindig ehhez képest, %-ban fejeztük ki. Az első utánkövetési vizsgálatnál (2 héttel a műtét után) a frissen operált kéz kímélése érdekében nem végeztünk erőmérést.

Az érintett PIP ízület oldalszalagjainak stabilitását manuálisan vizsgáltuk. Külön figyelmet szenteltünk annak, hogy mind a pre- mind pedig a posztoperatív vizsgálatoknál fennáll-e valamilyen deformitás (gomblyuk vagy hattyúnyak).

III.1.10. Röntgenanalízis

Az utánkövetési vizsgálatoknál mindig standard dorsopalmaris és laterális röntgenfelvétel készült az érintett ujjról. A röntgenfelvételeket két tapasztalt kézsebész standardizált módon, egymástól függetlenül, a képen szereplő beteg adatainak tudta nélkül értékelte ki. A röntgenfelvételek egységes értékelésének kritériumai a következők voltak: **1.)** osteolyticus peremzóna (a proximális vagy distális protézisszár körül csökkent röntgendenzitású csontterületek láthatóak, melyek a helyi csontreszorpcióra vagy csontterózióra utalnak – a pyrocarbon protézis esetén csak az számít valódi osteolyticus peremzónának, ahol a protézist körülvevő hypodens terület vastagsága 0,5 mm feletti, lásd 55. oldal); **2.)** implantátumkilazulás (olyan osteolyticus peremzóna alakult ki a proximális vagy distális protézisszár körül, ami lehetővé teszi az implantátum elmozdulását); **3.)** az implantátum süllyedése (az implantátum egyik, másik, vagy mindkét komponensének a pozíciója az azt befogadó csontban legalább egyszer dokumentáltan megváltozik, akkor is, ha nincs jelen osteolyticus peremzóna vagy kilazulásra utaló jel); **4.)** az implantátum egyik vagy mindkét komponensének elbillenése; **5.)** luxatio vagy subluxatio; **6.)** periprotetikus ossificatio, osteophyta- és ankylosisképződés; **7.)** egyéb feltűnő röntgenlelet.

Gyorsan progrediáló radiológiai komplikáció esetén a további csontvesztés elkerülése érdekében általában viszonylag hamar megszületett a revíziós műtét indikációja, akár aszimptomatikus esetekben is.

III.1.11. Statisztikai analízis

A vizsgálati adatokat Microsoft Access számítógépes adatbázisban rögzítettük. Az átlagértékek standard deviációival (SD) együtt, „átlagérték \pm SD” formában kerülnek közlésre. A statisztikai analízist PASW 17 szoftverrel végeztük (SPSS Inc., Chicago, USA).

Mivel a PIP ízület mozgástartománya metrikus változó és a Shapiro-Wilk tesztelés minden esetben az értékek normál eloszlását jelezte, a paraméter időbeli változását minden egyes csoporton belül páros t-teszttel vizsgáltuk, ahol a pár két eleme a preoperatív érték és az épp zajló utánkövetési vizsgálatnál mért érték volt. Ugyanazon az utánkövetési vizsgálaton belül a három vizsgálati csoportot ANOVA és Tukey-Kramer post hoc teszttel hasonlítottuk össze egymással.

Bármely VAS-érték, DASH score, illetve a kéz és ujj erejére vonatkozó százalékos értékek időbeli változását a nem-paraméteres Willcoxon előjeles rang próba használatával értékeltük. E paraméterek esetében ugyanazon az utánkövetési vizsgálaton belül a három vizsgálati csoportot a nem-paraméteres Mann-Whitney-U-teszttel hasonlítottuk össze egymással.

A posztoperatív komplikációk és revíziós műtétek gyakoriságát a Fisher féle egzakt teszt használatával hasonlítottuk össze a csoportok közt. Ugyanezt a tesztet alkalmaztuk a különböző protézisek instabilitási gyakoriságának az összehasonlítására is.

Az implantátumok „túlélését”, azaz az implantációtól a protéziseltávolításig eltelt időt Kaplan-Meier diagrammon ábrázoltuk, és a csoportok közti különbséget log rank teszttel elemeztük.

A p értékeket $\leq 0,05$ alatt tartottuk szignifikánsnak. Amennyiben ugyanazon az utánkövetési vizsgálaton belül több összehasonlítás történt az egyes csoportok közt (ez volt a helyzet a VAS értékeknél, a DASH score-nál és a kéz és ujj erejére vonatkozó értékeknél), akkor Bonferroni-féle korrekciót alkalmaztunk, és ezáltal a p értéket csak $\leq 0,02$ alatt tekintettük szignifikánsnak.

E tanulmány eredményeinek ismertetése a 92. oldaltól történik, a fejezet fennmaradó része a disszertációban szereplő további két tanulmány módszertani részeit tartalmazza.

III.2. A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapezektómia eredményeinek összevetése

III.2.1. Beteganyag, vizsgálati csoportok

1996 márciusa és 2007 decembere közt 76 beteg 89 nyeregízületének artrózisánál történt endoprotézis-beültetés a tanulmányt elkészítő intézetben. A műtét indikációja a hüvelykujj nyeregízületének enyhe vagy előrehaladott primer artrózisa volt (az Eaton és Litter féle klasszifikáció II. és afölötti stádiumai, lásd **1. táblázat**). A protézisimplantáció indikációjakor semelyik betegnél nem volt jelen az STT ízület artrózisa. 10 betegnél az implantációval egy időben a hüvelykujj alapízületének hyperextenziós instabilitása is műtéti ellátásra került: ezen esetekben csavaros osteosynthesissel végzett arthrodesis történt a radiális szézámcsont és a kézközépcsont feje közt (lásd **30. ábra** C és D képe a 101. oldalon). A vizsgált időszakban a műtétet végző sebészek különféle protézistípusokat ültettek be, a beültetett típust egyéni belátásuk szerint választották ki.

1. táblázat: A hüvelykujj nyeregízületi artrózisának Eaton és Litter szerinti stádiumbeosztása. A stádiumbeosztás röntgenfelvételekre alapul. [180]

Stádium	Leírás
I.	Az ízületi kontúrok normálisak. Az ízületi rés esetleg kiszélesedett, amennyiben fokozott ízületi folyadékgyülem van jelen. Az ízületi porc feltételezhetően ép.
II.	A trapézcsont és az 1. metacarpalis csont közti ízületi rés enyhe beszűkülése, az ízületi kontúrok azonban megtartottak. Az osteophyták vagy ízületi szabadtestek nagysága 2 mm alatti. Enyhe-közepes fokú ízületi porckopás feltételezhető.
III.	A trapézcsont és az 1. metacarpalis csont közti ízület szignifikáns destrukciója. A subchondralis csont szklerotikus és/vagy cisztás elváltozása. Az osteophyták mérete 2 mm feletti. A sajkacsont és a trapézcsont közti ízület érintetlennek tűnik.
IV.	Mind a trapézcsont és az 1. metacarpalis csont közti ízület, mind pedig a sajkacsont és a trapézcsont közti ízület szignifikáns destrukciója megfigyelhető.

A beültetett 89 protézis közül 16 esetében (18%) volt szükség műtéti revízióra, melyek 2003 októbere és 2008 július között zajlottak. A 16 eset közül 15-öt tudunk bevonni az utánkövetésbe, ezek az esetek alkotják a tanulmányunk egyik csoportját, az RI csoportot (=„revízió átesett implantáció”). A csoport minden egyes elméhez pontosan meghatározott kritériumok alapján hozzárendeltünk egy-egy esetet a korábban elvégzett primer trapezektómiás eseteink közül: ez utóbbiak alkották a PT csoportot (=„primer trapezektómia”). A hozzárendelési kritériumok a következők voltak: nem, korkülönbség (10 évnél nem több), az utánkövetési vizsgálat és a műtéti revízió, illetve az utánkövetési vizsgálat és a primer trapezektómia közt eltelt idő (a két időtartam közti különbség nem

több egy évnél, de önmagában egyik időtartam sem kevesebb egy évnél). A két csoport demográfiai adatait a dolgozat mellékletében található **12. táblázat** tartalmazza (126. oldal).

A primer trapezektómia indikációja a protézisimplantációval egyező módon a hüvelykujj nyeregízületének Eaton és Litter szerinti II. és afölötti stádiuma volt.

III.2.2. A primer trapezektómia műtéti technikája

A műtétet vértelenségben végezzük. A feltárás a hüvelykujj nyeregízülete fölött ejtett radiális elhelyezkedésű, S-formában ívelt bőrmetszésből történik. Az I. extensor ínhüvely falának hosszanti megnyitása után az APL és az EPB inak közt haladunk tovább, majd egybefüggő longitudinális vágással megnyitjuk a nyeregízület és a scaphotrapeziális ízület tokját, illetve a közbeeső szakaszon a trapézcsont periosteumát is. A feltárás során ügyelünk a közelben futó arteria radialisra és a ramus superficialis nervi radialis ágak épségére. A trapézcsontot subperiostealis preparálással elválasztjuk a lágyrész-összeköttetéseinek többségétől, majd vésővel és kalapáccsal kettéhasítjuk. A csontdarabokat a Luer fogó segítségével eltávolítjuk, miközben a trapézcsont lágyrész-összeköttetéseinek maradékát a csonttól szikével leválasztjuk. A művelet közben végig ügyelünk a műtéti feltárás mélyén ferdén futó FCR ín épségére. Ha ezt követően az I. kézközépcsont nem mutat komolyabb proximalis instabilitást (a csont alapja és a sajkacsont közti távolság nem csökken az eredeti távolság fele alá) illetve oldalsó instabilitást (az I. kézközépcsont alapjának ulnoradiális irányú játéka nem nagyobb 3-4 mm-nél), akkor nem szükséges inas felfüggesztés, mivel korábbi tanulmányok tanulsága szerint ez nem javítja a műtét kimenetlét. [65-69] Ha azonban az említett stabilitási kritériumok nem teljesülnek, akkor az Epping és Noack féle felfüggesztési technikát alkalmazzuk [181]: az FCR ín proximalis szakaszán rostjainak egy részét kettévágjuk és az így keletkező szabad végű rostköteget az ín distalis tapadásáig elválasztjuk az érintetlen rostoktól. A köteget ezután az I. kézközépcsont alapjába haránt irányban fűrt alagúton ulnoradiális irányban átvezetjük és a csontból való kilépésnél a lágyrészekhez rögzítjük.

III.2.3. A szekunder trapezektómia műtéti technikája

A műtétet vértelenségben végezzük. A feltárás lehetőség szerint a protézisimplantáció

hegének újbóli megnyitásával történik. A preparáláskor igyekszünk minél kevesebb lágyrészt károsítani. Ha a stabilitás és az ízület nagyobb mozgástartománya közt kell priorizálnunk, akkor inkább a stabilitásra törekszünk. A feltárás során ügyelünk a közelben futó arteria radialisra és a ramus superficialis nervi radialis ágak épségére. A protézishez érve gyakran azt tapasztaltuk, hogy legalább az egyik protéziskomponens nagy mértékben ki volt lazulva, az eltávolítása problémamentes volt. Amennyiben a protéziskomponens csontszöveti beágyazottsága stabil, elegendő lehet a fogóval történő kilazítása (erős rotáló, ill. billenő mozgásokkal), máskor szükséges lehet a protézisközeli csontállomány meggyengítése is, amihez a lehető legvékonyabb tűződrótok a legalkalmasabbak, esetleg vékony vésőt is használhatunk. A nagyízületi endoprotetikából ismerős speciális extrakciós eszközök nem állnak rendelkezésre. A korikális állomány fenestrálása általában nem szükséges, de ha igen, akkor ez egyrészt a lágyrészek nagyobb mértékű mobilizálásával jár, másrészt a protéziseltávolítást követően megköveteli a csontablak bezárását (pl. varrat által), esetleg az üreg csontszövettel való kitöltését (pl. autológ spongiosa a distalis radiusból). Elfogadható lehet az egyes protéziskomponensek *in situ* meghagyása is, amennyiben az mechanikailag nem zavaró és az eltávolítás okozta szövetkárosodás nagyobb lenne a várt haszonnál. (A műtéti szituációtól függő egyéni megoldások esetleges szükségességére a műtét előtti betegtájékoztatás során feltétlenül ki kell térni és ezt dokumentálni kell.) Amikor a trapézcsont proximalis pólusa a röntgenfelvételeken érintetlennek mutatkozott, csak a protézist befogadó distalis rész került eltávolításra. Gyakrabban volt azonban szükség a trapézcsont teljes eltávolítására. A műtét inentől fogva gyakorlatilag megegyezett a fentebb leírt primer trapezektómiával – beleértve az inas felfüggesztést is.

III.2.4. Utánkövetés

A 16 szekunder trapezektómiás eset közül tizenötöt sikerült bevonni az utánkövetésbe. Minden esetben egyetlen utánkövetési vizsgálat történt, átlagosan (\pm SD) 50 ± 19 hónappal a protéziseltávolítást követően (tartomány: 25-81 hónap). A primer trapezektómiás csoportban az átlagos utánkövetési idő 46 ± 17 hónap volt (tartomány: 23-70 hónap).

Az utánkövetési vizsgálat során eszközösen mérhető („objektív”) és a beteg saját elmondása szerinti („szubjektív”) paramétereket határoztunk meg.

III.2.5. A fájdalom és funkcionalitás mérése

A **fájdalom** numerikus kifejezésére vizuális analóg skálát alkalmaztunk nyugalomban (VAS_{min}) és a kéz maximális terhelése esetén is (VAS_{max}), lásd 81. oldal. A betegek **elégedettségét** a következő skálán mértük: nagyon elégedett → elégedett → elfogadó → elégedetlen. A **teherbíróképességet** a következő skálán kellett megjelölnie a betegnek: magas → közepes → alacsony. A fájdalommentes **aktivitás** mértékét a következő skálán kellett megadniuk a betegnek: sosem lép fel fájdalom → csak erős terhelés esetén lép fel fájdalom → átlagos terhelés esetén is fellép fájdalom → nyugalmi állapot esetén is fellépő fájdalom. A **mindennapi funkcionalitás** értékeléséhez DASH kérdőívet kellett kitöltenie a betegnek, lásd 81. oldal.

III.2.6. A mozgástartomány mérése

A hüvelykujj komplex mozgástartományának mérésére a Kapandji-féle oppozíciós score-t (**16. ábra** az 91. oldalon), a nyeregízület maximális radiális abductiojának (a kéz coronalis síkjában mért) szögét, illetve maximális palmaris abductiojának (a kéz sagittalis síkjában mért) szögét határoztuk meg. Végül meghatároztuk a hüvelykujj alapízületének teljes passzív mozgástartományát („ROM”, lásd 81. oldal).

III.2.7. Erőkifejtés és stabilitás

A kéz szorítóerejét standardizált ballonos dynamométerrel (North Coast Medical Inc., Morgan Hill, USA; lásd **14. ábra** B képe a 82. oldalon) mértük, míg a hüvelykujj és mutatóujj közti „kulcsszorító” erőt mechanikus dynamométerrel („Type 0–30 lb” North Coast Medical Inc.; lásd: **14. ábra** C és D képe a 82. oldalon). Mindkét méréstípus esetében referenciául az ellenoldalon mért értékeket vettük.

III.2.8. Röntgenanalízis

A röntgenvizsgálat nem képezte az utánkövetési vizsgálat részét, hacsak a betegnek panaszai nem voltak.

III.2.9. Statisztikai analízis

A nem normális eloszlású és az ordinális adatsorokat a nem paraméteres Wilcoxon-

féle előjeles rang teszt segítségével elemeztük. A statisztikai szignifikancia szintjét minden esetben $p \leq 0,05$ értéknél jelöltük ki.

E tanulmány eredményeinek ismertetése a 97. oldaltól történik, a fejezet fennmaradó része a disszertációban szereplő harmadik tanulmány módszertani részét tartalmazza.

III.3. A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről

III.3.1. Betegbevonás és betegcsoportok

2006 márciusa és 2007 júliusa között munkacsoportunk 12 esetben ültetett be MOJE Acamo CMC-1 endoprotézist a hüvelykujj nyeregízületének primer artrózisánál. A gyártó ajánlásának megfelelően nem történt protézisbeültetés a következő betegségeknel, illetve állapotoknál: ha az os trapezium magassága < 8 mm, a nyeregízület súlyos sublaxatiója, az STT ízület artrózisa, osteoporosis, reflexdisztrófia, reumatoid megbetegedések, gyakori nehéz fizikai munka- vagy sportterhelés esetén.

A publikáció megírásáig 5 betegnek kellett műtéti revízió után átesnie. Ahhoz, hogy összevethessük ezen esetek revízió utáni eredményét a primer trapezektómián átesettek eredményével, minden egyes esethez hozzárendeltünk egyet a viszonylag nagy számú trapezektómiás esetgyűjteményünkéből. A párkotó hozzárendelés (angolul „matched pairing”) kritériumai voltak: hasonló kor (< 10 év korkülönbség), egyező nem, illetve az utolsó műtét és az utánkövetési vizsgálat közt eltelt idő hasonló hosszúsága (< 1 év, de a minimális utánkövetési időtartamnak mindig > 1 évnek kellett lennie).

Ilyen módon 3 vizsgálati csoport jött tehát létre:

- **IMP csoport:** az implantáción átesett, de revízió után nem esett betegek csoportja
- **REV csoport:** az implantáción, majd revízió után is átesett betegek csoportja
- **PT csoport:** a primer trapezektómián átesett betegek csoportja

III.3.2. Műtéti technika, utókezelés és utánkövetés

Az implantációkat egyetlen, 30 éves tapasztalattal rendelkező kézsebész végezte. Az implantáció a gyártó előírásai szerint történt. A protézisimplantációt 3 hét gipszkötés (az alkartól a hüvelykujj alapízületéig), majd gyógytorna követte. Az implantációt követő utánkövetési vizsgálatok időpontjait 2 és 6 héttel, illetve 3 és 12 hónappal az implantációt követően jelöltük ki, azután 1 ill. 2 évente következett kontrollvizsgálat.

A protézissel ellátott 12 beteg közül a publikáció megírásáig ötnek kellett műtéti revízió alá esnie, amely minden esetben a protézis eltávolításával járt. 2 esetben a teljes os trapezium, 3 esetben pedig csupán a distalis rész került eltávolításra (**15. ábra**). Az I. kézközépcsont bázisának instabilitása esetén Epping és Noack szerinti felfüggesztő ínplasztika is történt. [181] Az utókezelés az implantációéval megegyező volt.



15. ábra: MOJE Acamo hüvelykujj nyeregízületi endoprotézis műtéti revízió előtt és után. A.) A proximális komponens elbillenést és kilazulást mutat, míg a distalis komponensnél főleg nagyfokú kilazulás figyelhető meg 3,9 évvel az implantáció után egy 65 éves férfibetegnél. **B-C.)** az implantátum eltávolítása és a vele együtt végzett részleges (distalis) trapezektómia utáni állapot. *A felvételek a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának röntgenarchívumából származnak és korábbi saját publikáció részét képezik: [182].*

III.3.3. Az eredmények kiértékelésének módja

Az utánkövetési vizsgálatok során a következő objektív paramétereket vizsgáltuk:

- Kapandji-féle oppozíciós score (0-10 értéktartományban, lásd **16. ábra**) [183]
- A hüvelykujj maximális radiális abductiójának szöge (kéz coronalis síkjában)
- A hüvelykujj maximális palmaris abductiójának szöge (kéz sagittalis síkjában)
- A kéz szorító ereje ballonos dynamométerrel (North Coast Medical Inc., Morgan Hill, USA; lásd **14. ábra B képe**) mérve, az ellenoldali referenciaérték %-ában kifejezve
- A hüvelykujj és mutatóujj közti „kulcsszorító erő” mechanikus dynamométerrel („Type 0–30 lb” North Coast Medical Inc., Morgan Hill, USA; lásd **14. ábra C és D képe**) mérve, és az ellenoldali referenciaérték %-ában kifejezve

dorsopalmaris és laterális irányú röntgenfelvétel az érintett hüvelykujjról, melyet két tapasztalt kézsebész értékelt ki „vakon” és egymástól függetlenül a következő kritériumok alapján: **1.)** az implantátum kilazulása (röntgenátérésztő sötét „keret”

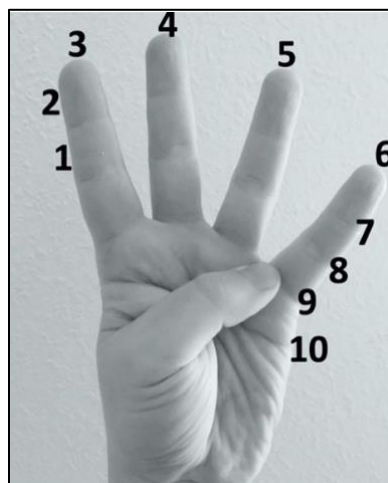
látszódik a proximalis és/vagy distalis protéziskomponens körül); **2.)** az implantátum migrációjának jelei (a proximalis és/vagy distalis protéziskomponens axiális irányú elmozdulása az a protézisszárat befogadó csontban a korábbi röntgenfelvételekhez képest); **3.)** protéziskomponens elbillenése (a proximalis és/vagy distalis protéziskomponens tengelyének progresszív eltérése a protézisszárat befogadó csont tengelyétől a korábbi röntgenfelvételekhez képest); **4.)** a protézis csúcsa a befogadó csont corticalis állományát perforálja, illetve annak törését okozza; **5.)** luxatio, subluxatio; **6.)** egyéb feltűnő röntgenlelet. Az itt felsorolt röntgeneltérések súlyossága egy 0-3 kiterjedésű skálán került besorolásra: 0=nincs elváltozás, 1=enyhe, 2=közepes, 3=súlyos fokú elváltozás.

Az utánkövetési vizsgálatok során az alábbi szubjektív paramétereket vizsgáltuk. **Fájdalom** (VAS_{min} és VAS_{max}): lásd 81. oldal. Az **elégedettség** fokát a következő skálán kellett megadni: elégedett → elfogadó → elégedetlen. **Teherbíróképesség:** magas → közepes → alacsony. A **fájdalmat már éppen kiváltó legkisebb aktivitás** mértéke: sosem lép fel fájdalom → csak erős terhelés esetén lép fel fájdalom → átlagos terhelés esetén is fellép fájdalom → nyugalmi állapot esetén is fellépő fájdalom. Az **általános funkcionalitást** a DASH score segítségével határoztuk meg, lásd 81. oldal.

III.3.4. Statisztikai analízis

Az átlagértékek standard deviációval (SD) együtt, „átlagérték ± SD” formában kerülnek közlésre. A rendelkezésre álló adatmennyiség nem volt elegendő egy hiteles statisztikai analízis készítéséhez, ezért eltekintettünk ettől.

E tanulmány eredményeinek ismertetése a 103. oldaltól történik.



16. ábra: Kapandji Score a hüvelykujj mozgástartományának és funkcionalitásának leírására. Értéke a megegyezik hüvelykujjal elérhető legmagasabb számú pozícióéval. 1-2: mutatóujj közép és végpercének radiális oldala; 3-6: a II-V. ujj csúcsa; 7-9: a kisujj három ízület feletti palmaris bőrbarázdája; 10: a distalis tenyérbarázdá ulnaris végszakasza. *Saját fotóanyag.*

IV. EREDMÉNYEK

IV.1. Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában

IV.1.1. Demográfiai adatok

A tanulmány betegbevonási fázisa 2004 augusztusától 2007 augusztusáig tartott. 43 beteg 62 PIP ízülete került műtéti ellátásra. A műtéteket három németországi kézsebészeti centrumban (a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikáján, Hildesheimi Klinikán és a Bad Oeynhausen-i August-Viktoria Klinikán) végezték. 18 szilikon, 26 titán és 18 pyrocarbon protézis került beültetésre 35 nő (a betegek 81%-a) 48 PIP ízületébe (az operált ízületek 77%-a), illetve 8 férfi (a betegek 19%-a) 14 PIP ízületébe (az operált ízületek 23%-a). Az átlagos életkor az implantáció idején $64,9 \pm 6,1$ év volt.

IV.1.2. Az utánkövetés sikeressége

A posztoperatív utánkövetés során két beteg más megbetegedés miatt elhunyt. Néhány beteg visszautasította a további együttműködést a posztoperatív fázisban, néhányan pedig egyszerűen nem jelentek meg egy vagy több tervbe vett posztoperatív vizsgálaton. Az utánkövetési arány így 1 évvel a műtét után 71%-os volt, két évvel utána 74% és 3 évvel utána 79%. Az átlagos utánkövetési idő $35,3 \pm 2,9$ hónap volt.

IV.1.3. A vizsgálati csoportok összetétele

A kezenként operált ujjak száma az egyes csoportokban a következőképpen alakult:

- SI csoport: 1 operált ujj 14 betegnél, 2 ujj további 2 betegnél.
- TI csoport: 1 operált ujj 9 betegnél, 2 ujj 4 betegnél és 3 ujj 3 betegnél.
- PY csoport: 1 operált ujj 7 betegnél, 2 ujj 4 betegnél és 3 ujj 1 betegnél.

Azok az esetek, melyeknél az 1, 2 és 3 éves utánkövetési vizsgálatok egyikénél sem történt adatfelvétel, nem kerültek bele a statisztikai analízisbe. 7 ilyen eset volt: 2 a SI csoportban (1 mutató- és 1 gyűrűsujj), 1 a TI csoportban (1 középső ujj) és 4 a PY csoportban (2 mutató-, 1 középső és 1 gyűrűsujj).

Ujj szerint csoportosítva a protézistípusok gyakorisága a következő volt:

- Mutatóujj: 3 a SI csoportban, 8 a TI csoportban és 7 a PY csoportban
- Középső ujj: 7 a SI csoportban, 11 a TI csoportban és 3 a PY csoportban
- Gyűrűsujj: 5 a SI csoportban, 5 a TI csoportban és 7 a PY csoportban
- Kisujj: 3 a SI csoportban, 2 a TI csoportban és 1 a PY csoportban

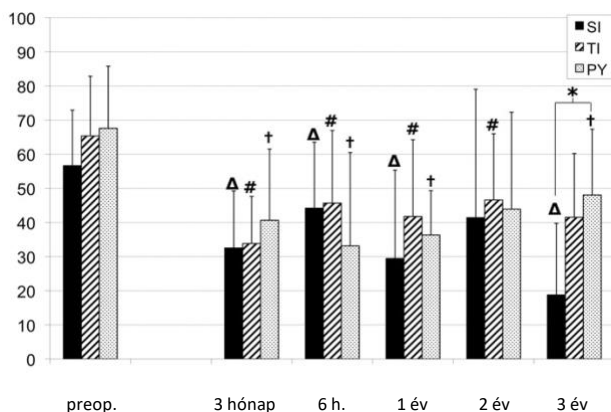
IV.1.4. Szubjektív és objektív eredmények

A preoperatív kiindulási értékek és az utolsó (3 éves) posztoperatív eredmények a **2. táblázatban** szerepelnek.

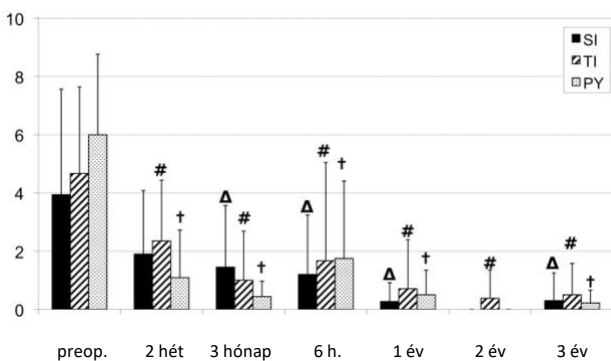
2. táblázat: Preoperatív és 3 éves posztoperatív eredményparaméterek. DASH = Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand. VAS = Visual Analogue Scale. ROM = Range of Motion. * = statisztikailag szignifikáns változás. † = statisztikailag nem szignifikáns változás. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [105].

a vizsgált paraméter	csoport	preop. érték	posztop. érték (3 év)	p érték	megjegyzés
DASH	SI	57±16	19±21	0,05 *	lásd 17. ábra
	TI	65±17	42±19	0,20 †	
	PY	68±18	48±19	0,01 *	
VAS _{min}	SI	3,9±3,6	0,3±1,0	0,02 *	lásd 18. ábra
	TI	4,7±3,0	0,5±1,1	0,03 *	
	PY	6,0±2,8	0,2±0,4	0,00 *	
VAS _{max}	SI	8,1±3,3	0,7±1,3	0,00 *	lásd 19. ábra
	TI	6,8±2,5	3,9±2,8	0,02 *	
	PY	8,1±1,8	2,7±2,9	0,01 *	
ROM	SI	47±18°	55±21°	0,14 †	lásd 20. ábra
	TI	38±19°	36±31°	0,80 †	
	PY	40±21°	45±30°	0,82 †	
ROM _{max}	SI	-	56±21°	-	-
	TI	-	65±21°	-	
	PY	-	61±23°	-	

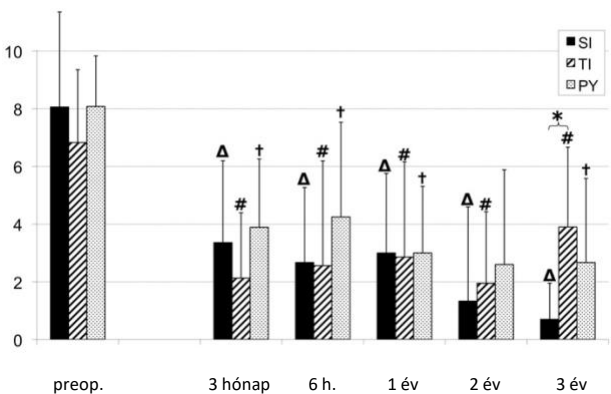
AZ SI és PY csoportban a DASH score szignifikáns csökkenése volt kimutatható a kiindulási értékhez képest, míg a TI csoportban mutatózó csökkenés nem volt statisztikailag szignifikáns. A fájdalom úgy nyugalomban (VAS_{min}), mint maximális terhelés során (VAS_{max}) mindegyik csoportban szignifikáns mértékben csökkent. A mozgástartomány (ROM) változása egyik csoportban sem volt statisztikailag szignifikáns, a SI és PY csoportban átlagosan 8°-kal, illetve 5°-kal növekedett, míg a TI csoportban 2°-kal csökkent az értéke a 3 évvel a műtét után a preoperatív értékhez képest. Az ízfelszínpótló protézisek ROM_{max} értéke tendenciálisan magasabb értékeket mutatott a hagyományos szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátummal szemben, a különbség azonban nem mutatkozott statisztikailag szignifikánsnak (p=0,42). Az egyes paraméterek időbeli változását a **17-23. ábrák** mutatják be.



17. ábra: DASH score. Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Δ , #, és \dagger statisztikailag szignifikáns időbeli változásokat mutatnak ugyanazon a csoporton belül a kiindulási (preoperatív) értékhez képest (Δ =SI, #=TI, \dagger =PY). A * a jelölt csoportok közötti statisztikailag szignifikáns mértékű különbséget mutatja ugyanazon a vizsgálati terminuson belül. Szignifikáns különbséget csak a SI és PY csoport közt lehetett megállapítani az utolsó utánkövetési vizsgálat során ($p=0,006$); hasonló, de statisztikailag nem szignifikáns különbség már a műtét előtt is jelen volt e csoportok közt.

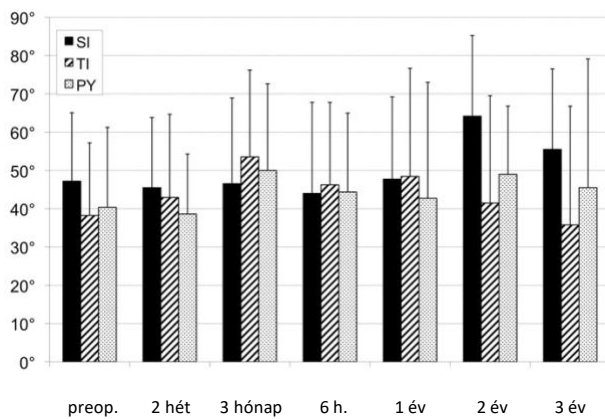


18. ábra: nyugalmi fájdalom (VAS_{min}). Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Δ , #, és \dagger statisztikailag szignifikáns időbeli változásokat mutatnak ugyanazon a csoporton belül a kiindulási (preoperatív) értékhez képest (Δ =SI, #=TI, \dagger =PY). Nem állapítottunk meg statisztikailag szignifikáns különbséget a csoportok közt egy vizsgálati terminuson belül sem.

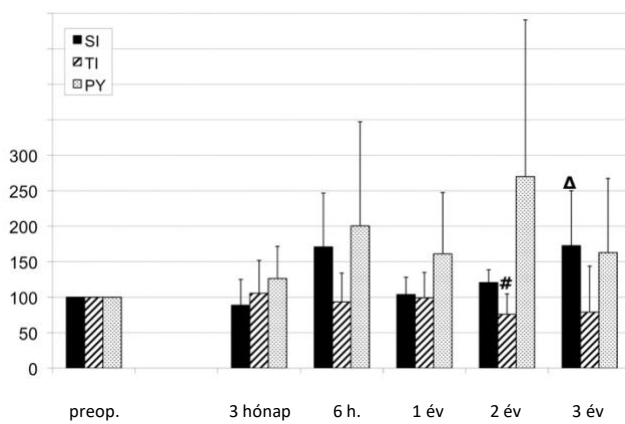


19. ábra: maximális terhelésnél fellépő fájdalom (VAS_{max}). Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Δ , #, és \dagger statisztikailag szignifikáns időbeli változásokat mutatnak ugyanazon a csoporton belül a kiindulási (preoperatív) értékhez képest (Δ =SI, #=TI, \dagger =PY). A * a jelölt csoportok közötti statisztikailag szignifikáns mértékű különbséget mutatja ugyanazon a vizsgálati terminuson belül. Szignifikáns különbséget csak a SI és TI csoportok lehetett megállapítani az utolsó utánkövetési vizsgálat során ($p=0,003$).

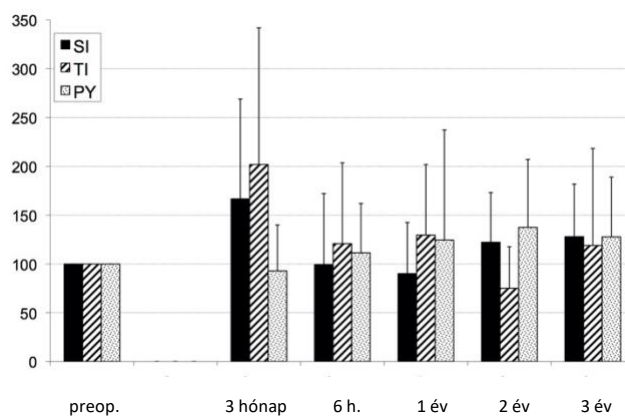
Az oldalon szereplő ábrák korábbi saját publikáció részét képezik: [105].



20. ábra: a PIP ízület mozgástartományának (ROM) változása. Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Egyik csoporton belül sem volt statisztikailag szignifikáns változás. Nem állapítottunk meg statisztikailag szignifikáns különbséget a csoportok közt egyetlen vizsgálati terminuson belül sem.

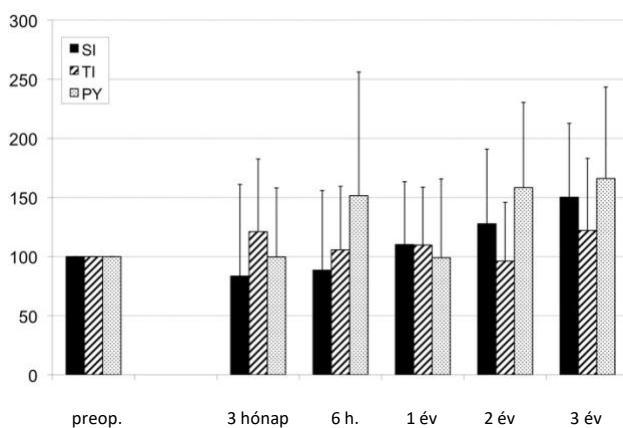


21. ábra: a kéz szorító erejének változása a preoperatív érték %-ában kifejezve. Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Δ és # statisztikailag szignifikáns időbeli változásokat mutatnak ugyanazon a csoporton belül a kiindulási (preoperatív) értékhez képest (Δ=SI, #=TI). Két csoportban mutatkozott szignifikáns változás: a PY csoport 3 évvel a műtét után növekedést mutatott a preoperatív értékhez képest, míg a TI csoport 2 évvel a műtét után átmeneti csökkenést mutatott a kiindulási értékhez képest. Nem állapítottunk meg szignifikáns különbséget a csoportok közt egyetlen vizsgálati terminuson belül sem.



22. ábra: az érintett ujj kulcsszorító erejének változása a preoperatív érték %-ában kifejezve. Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Nem állapítottunk meg statisztikailag szignifikáns időbeli változást egyik csoportnál sem, emellett az egyes csoportok közt sem mutatkozott statisztikailag szignifikáns különbség egy vizsgálati terminuson belül sem.

Az oldalon szereplő ábrák korábbi saját publikáció részét képezik: [105].



23. ábra: az érintett ujj harapófogó-szerű szorító erejének változása a preoperatív érték %-ában kifejezve. Az oszlopok átlagértékeket jelölnek standard deviációval. Nem állapítottunk meg statisztikailag szignifikáns időbeli változást egyik csoportnál sem, emellett az egyes csoportok közt sem mutatkozott statisztikailag szignifikáns különbség egy vizsgálati terminuson belül sem. Az ábra korábbi saját publikáció részét képezi: [105].

IV.1.5. Komplikációk

A következő posztoperatív komplikációk léptek fel: összesen 21 protézis kilazulás, 14 protézis süllyedés, 3 luxatio-subluxatio, 21 esetben osteophytaképződés, 4 ankylosis, 9 hattyúnyak-deformitás, 1 gomblyuk-deformitás és 1 infekció. Protéziskilazulás csak az ízfelszínpótló protéziseknél fordult elő, méghozzá a PY csoportban szignifikánsan gyakrabban, mint a TI csoportban ($p=0,01$). Nem láttunk statisztikailag szignifikáns különbséget a csoportok közt osteophytaképződés, ankylosis, hattyúnyak-deformitás, gomblyuk-deformitás, illetve infekció szempontjából. Posztoperatív luxatio-subluxatio csak a PY csoportban fordult elő, ez a két másik csoporthoz képesti szignifikáns különbséget jelentett (3. táblázat). A 25-27. ábrák az egyes protézisekre jellemző komplikációkat szemléltetik.

Összesen 20 műtéti revízió, azon belül 16 protéziseltávolítás volt szükséges. A műtéti indikáció minden esetben megerősítést nyert a műtét közben. Mind a 16 eltávolított protézis helyére szilikonimplantátum került. Ezekben az esetekben az implantáció és eltávolítás közti időszak átlagosan 23 hónap volt. A SI csoportban 2 protéziseltávolítás történt (a csoportba tartozó esetek 11%-a), mindkettő protézistörés miatt. A TI csoportban 7 eltávolítás volt szükséges (a csoport eseteinek 27%-a), mind aszeptikus kilazulás vagy protézissüllyedés miatt (két eset közülük aszimptomatikus volt). A PY csoportban 7 eltávolítás volt szükséges (az esetek 39%-a) 5 esetben aszeptikus protézislazulás miatt (ebből 2 aszimptomatikus volt), 1 esetben a PIP ízület jelentősen beszűkült mozgástartománya miatt, egynél pedig a protézis luxatiója miatt. A protéziseltávolítások gyakoriságát illetően nem volt szignifikáns különbség a csoportok közt ($p=0,16$).

Néhány protéziseltávolítás nélküli revíziós műtétre is szükség volt, mindre a TI csoportban: 2 extenziós kontraktúra miatt (→ mindkettőnél arthrolysis elvégzése történt, az egyiknél azonban később egy újabb revíziós műtétre volt szükség, melynek során protéziseltávolítás és szilikonelasztomer anyagú helykitöltővel való pótlás történt), 1 hattyúnyak-deformitás miatt (→ itt FDS-tenodesis történt) és 1 fonálgranuloma miatt (→ itt a granuloma excisiója történt).

3. táblázat: komplikációk. A zárójelekbe írt százaléktértek a komplikációk részarányát jelentik a csoport összesetszámához képest. Az előfordulási gyakoriságra vonatkozó különbséget a csoportok közt a Fisher féle egzakt teszttel csoportpáronként vizsgáltuk (SI vs. TI, SI vs. PY és TI vs. PY). A komplikációk nem minden esetben vezettek protéziseltávolításhoz. *A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [105].*

komplikáció	SI	TI	PY	szign. különbség
kilazulás, osteolyticus perem	0	8 (31%)	13 (72%)	SI < TI < PY
protézissüllyedés	0	8 (31%)	6 (33%)	SI < (TI és PY)
luxatio, subluxatio	0	0	3 (17%)	(SI és TI) < PY
ossificatio, osteophyták	6 (33%)	10 (39%)	5 (28%)	-
ankylosis	1 (6%)	2 (8%)	1 (6%)	-
hattyúnyak-deformitás	2 (11%)	5 (19%)	2 (11%)	-
gomblyuk-deformitás	0	1 (4%)	0	-
infekció	0	1 (4%)	0	-

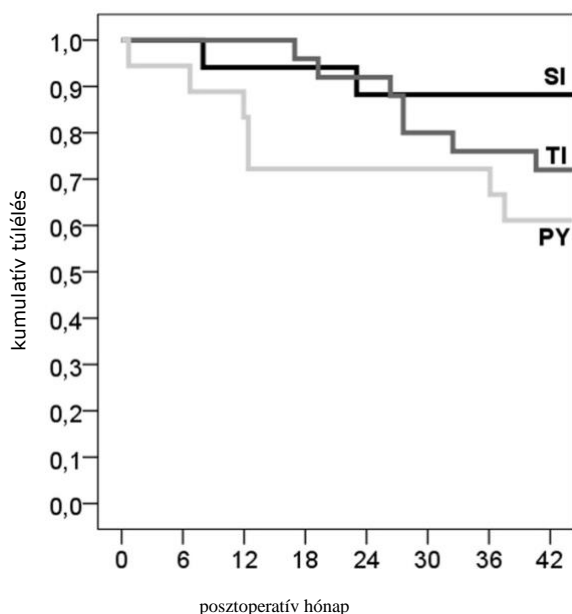
A **24. ábra** Kaplan-Meier diagrammja a protézisek „túlélését”, azaz az esetleges protéziseltávolításig eltelt időt ábrázolja. A diagramm a szilikonprotézisek ilyen szempontú fölényére utal az ízfelszínpótló protézisekkel szemben, az elvégzett log rank teszt azonban nem mutat szignifikáns különbséget a három csoport közt ($p=0,18$).

E tanulmány megbeszélése a 106. oldaltól következik, a fejezet fennmaradó része a disszertációban szereplő további két tanulmány eredményeit tartalmazza.

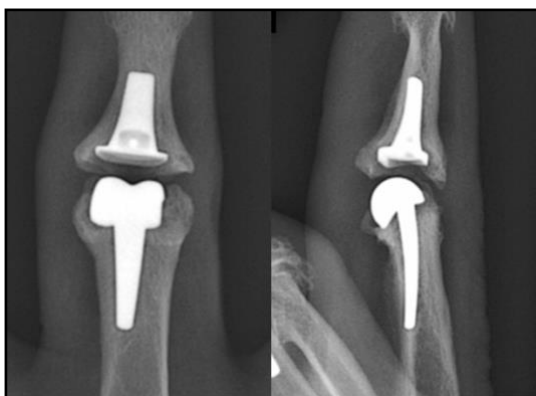
IV.2. A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapézcsont-eltávolítás eredményeinek összevetése

IV.2.1. A betegek kora, neme és a megbetegedés oldalisége

Az RI csoport átlagéletkora (\pm SD) 67 ± 9 év volt (tartomány: 52–85 év), a PT csoporté pedig 63 ± 7 év volt (tartomány: 48–75 év). A nemek aránya a két csoportban azonos volt: 12 nő és 3 férfi. Mindkét csoportban az esetek 40%-ában a domináns kéz volt érintett.



24. ábra: a protézisek ízületben való „túlélését” csoportokra bontva ábrázoló Kaplan-Meier diagramm. Minden egyes protéziseltávolítást a megfelelő görbe egy lépcsőfoka jelöl.



26. ábra: Titán protézis süllyedése. Kétirányú röntgenfelvétel 3 évvel a beültetés után egy 64 éves férfibetegnél. Mind a proximalis, mind a distalis protézisalkomponens csonton belüli migrációja megfigyelhető. A proximalis komponens csúcsa ráadásul az alapperc corticalisát erodálja.



25. ábra: Szilikonimplantátum törése. Kétirányú röntgenfelvétel 3 évvel a beültetés után egy 63 éves nőbetegnél. A törés a zsanérnál van. A középperc bázisa osteophytaképződést mutat. A DIP-ízületet korábban cerclage-zsal elmerévítették.

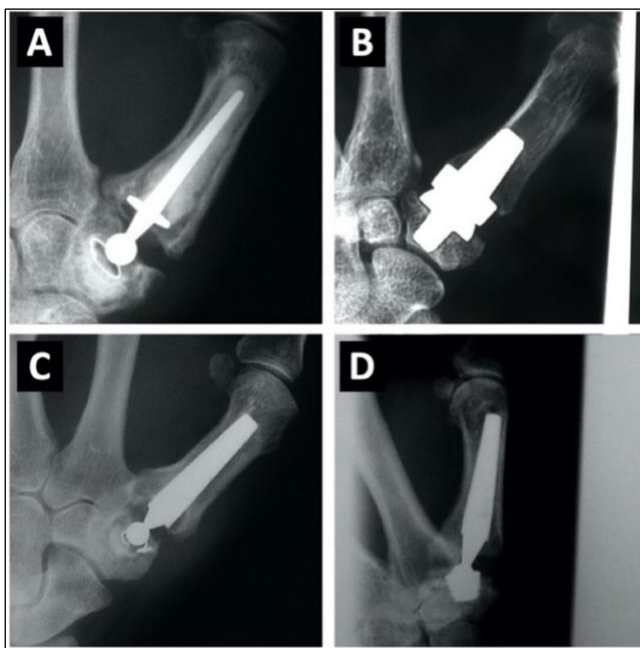
25-27. ábra: A felvételek a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának röntgenarchívumából származnak. Az oldalon szereplő ábrák korábbi saját publikáció részét képezik: [105].



27. ábra: Pyrocarbon protézis kilazulása. Kétirányú röntgenfelvétel 3 évvel a beültetés után egy 69 éves nőbetegnél. A laterális felvételen a proximalis komponens subluxatiója és az alapperc palmaris corticalisának protéziscsúcs általi eróziója látható. A protézist körülvevő osteolyticus szegély főleg a laterális felvételen haladja meg a megengedett 0,5 mm-t (az ún. „fiziológias osteolyticus szegélyt”, lásd 55. oldal).

IV.2.2. A revíziós műtétek indikációi

A **28. ábra** néhány olyan jellemző radiológiai elváltozást mutat, amelyek végül revíziós műtéthez vezettek, míg a **30. ábra** néhány primer, illetve szekunder trapezektómia után készült röntgenfelvételt mutat be.



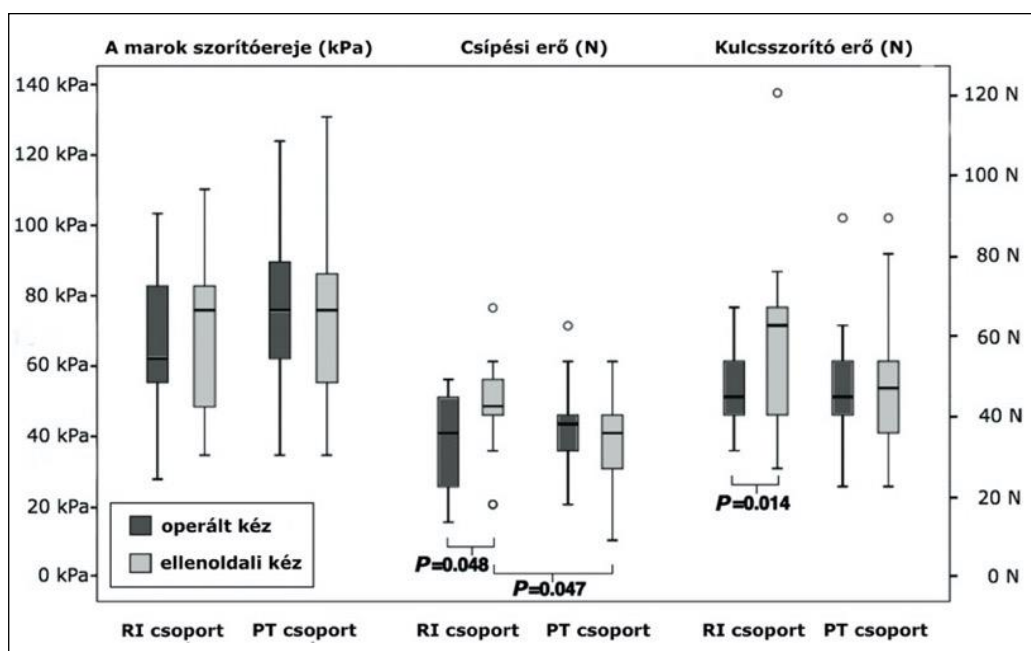
28. ábra: Példák a nyeregízületi protézisbeültetés után fellépő komplikációkra. (A) de la Caffinière típusú implantátum egy 68 éves nőbetegnél: mindkét komponens kilazult; (B) MOJE Acamo CMC-1 típusú implantátum egy 62 éves nőbetegnél: mindkét komponens erodálja a befogadó csontállományt, beleértve a corticalis állományt is; (C) Elektra típusú implantátum egy 59 éves nőbetegnél: eltört és kilazult a polietilén protézisvápa; (D) Elektra típusú implantátum egy 67 éves nőbetegnél: a kézközépcsontban distalis irányba mozdult a protézisszár, a CoCr protézisvápa pedig elbillent. Az ábra korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

A műtéti revízió indikációja 11 esetben a protézis progresszív kilazulása és/vagy migrációja volt, a röntgenfelvételeken látható eltéréshez azonban nem minden esetben társult panasz. Két esetben a protézis luxatiója vezetett az indikációhoz, 2 esetben pedig a tartós fájdalom, melyhez nem társult nyilvánvaló patológiás radiológiai megjelenés. Az eltávolított protézisek közt 4 darab de la Caffinière (Howmedica Inc., UK), 4 Elektra protézis kívül menetes CoCr vápaelemmel, 2 Elektra protézis UHMWPE vápaelemmel (mindkét típus a Small Bone Innovations Inc., USA terméke) és 5 MOJE Acamo CMC-1 kerámiaprotézis (MOJE Keramik-Implantate GmbH, Németország) volt. A protéziseltávolítással járó eseteket a dolgozat mellékletében található **11. táblázat**

mutatja be részletesen (125. oldal). Az átlagos (\pm SD) „implantátum túlélés” 20 ± 20 hónap volt (tartomány: 2-78 hónap).

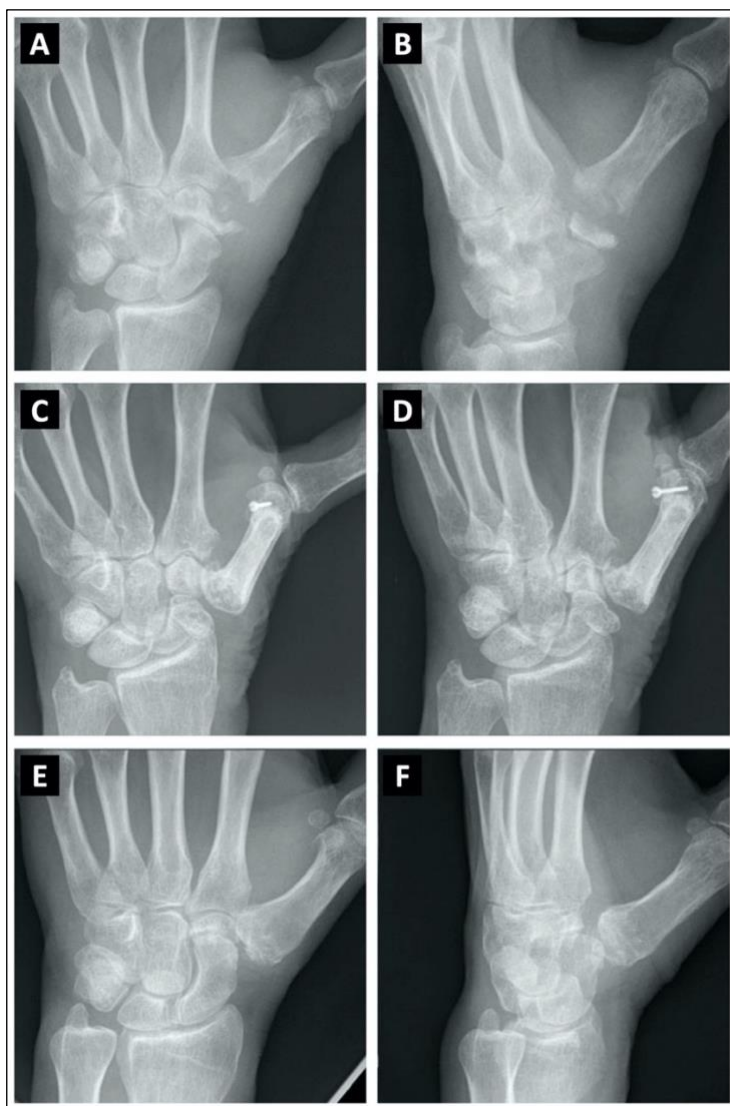
IV.2.3. Erő és mozgástartomány

A 29. ábra a kéz átlagos szorító erejét, illetve az érintett ujj csípő és kulcsszorító erejét ábrázolja mind az érintett kéznél, mind pedig az ellenoldalon. Nem mutatkozott szignifikáns eltérés az operált oldal erejét illetően a két csoport közt, azonban a csípő és a kulcsszorító erő tekintetében az RI csoporton belül szignifikáns eltérés mutatkozott az operált és az ellenoldal közt.



29. ábra: Az erőmérések eredményei a primer és szekunder trapezeztómiát követően. Az ábra korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

A Kapandji score medián értéke az RI csoportban 9 (tartomány: 9-10), a PT csoportban szintén 9 (tartomány: 9-10) volt; $p=0,63$. Az átlagos radiális és palmaris irányú hüvelykujj-abductio nem különbözött szignifikánsan a két vizsgálati csoportban. A radiális abductio az RI csoportban $40\pm 7^\circ$, míg a PT csoportban $41\pm 14^\circ$ volt; $p=0,710$. A palmaris abductio az RI csoportban $44\pm 7^\circ$, míg a PT csoportban $44\pm 13^\circ$ volt; $p=0,999$. A hüvelykujj alapízületének átlagos mozgástartománya az RI csoportban $56\pm 25^\circ$, míg a PT csoportban $56\pm 20^\circ$ volt; $p=0,900$.



30. ábra: Posztoperatív kétirányú röntgenfelvételek a primer illetve szekunder trapezektómiát követően. (A-B): Egy 72 éves férfibetegnél egy Elektra típusú CoCr vápájú implantátum került eltávolításra, amihez a trapézcsont distalis felének eltávolítása társult. (C-D) Egy 61 éves nőbetegnél egy de la Caffinière protézis került eltávolításra, amihez a teljes trapézcsont excíziója társult. (E-F) Egy 63 éves nőbetegnél primer trapezektómia történt a trapézcsont teljes eltávolításával. *A felvételek a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának röntgenarchívumából származnak és korábbi saját publikáció részét képezik: [184].*

IV.2.4. Fájdalom és a funkcionalitás

A fájdalom tekintetében nem mutatkozott statisztikailag szignifikáns különbség a két vizsgálati csoport között sem nyugalmi állapotban, sem pedig erő kifejtés közben, illetve a funkcionalitásra vonatkozóan sem mutatott szignifikáns különbséget az alkalmazott DASH score (lásd **4. táblázat**). A két vizsgálati csoport betegeinek az elégedettségét, az

operált kéz teherbíró képességét és a fájdalom kiváltásához szükséges terhelés mértékét az **5. táblázat** ismerteti. A **6. táblázat** azt mutatja be, hogy foglalkozásuk végzése szempontjából hogyan profitáltak az egyes csoportok betegei az elvégzett műtétekből.

4. táblázat: Posztoperatív fájdalom és funkcionális score a két vizsgálati csoportban az utánkövetési vizsgálat időpontjában. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

vizsgált paraméter	RI csoport („revízió átesett implantáció”)			PT csoport („primer trapezeztómia”)			P
	átlag	SD	tartomány	átlag	SD	tartomány	
Fájdalom nyugalomban (VASmin)	0,5	1,3	0-5	0,5	1,5	0-5	0,999
Fájdalom terheléskor (VASmax)	1,5	2,5	0-5	1,7	2,3	0-5	0,87
DASH score	16,2	4,3	0-48	17,2	4,6	0-52	0,93

5. táblázat: A betegek által megadott szubjektív értékelés a két vizsgálati csoportban az utánkövetési vizsgálat időpontjában. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

	RI csoport („revízió átesett implantáció”)		PT csoport („primer trapezezt.”)	
Elégedettség a műtét eredményével				
nagyon elégedett	10/15	67%	12/15	80%
elégedett	5/15	33%	1/15	7%
elfogadó	0/15	0%	1/15	7%
elégedetlen	0/15	0%	1/15	7%
Teherbíróképesség				
magas	11/15	73%	11/15	73%
közepes	2/15	13%	2/15	13%
alacsony	2/15	13%	2/15	13%
A fájdalmat már éppen kiváltó legkisebb aktivitás				
sosem lép fel fájdalom	10/15	67%	10/15	67%
csak erős terhelés esetén lép fel fájdalom	3/15	20%	4/15	27%
átlagos terhelés esetén is fellép fájdalom	1/15	7%	0/15	0%
nyugalmi állapot esetén is fellépő fájdalom	1/15	7%	1/15	7%

IV.2.5. Komplikációk

Az elvégzett műtétekkel kapcsolatos komplikációkat a **7. táblázat** tartalmazza. Ebben a táblázatban csak az elvégzett primer vagy szekunder trapezeztómiák után fellépő komplikációkkal foglalkozunk, a szekunder trapezeztómiához vezető komplikációkat a melléklet **11. táblázata** foglalja össze a 125. oldalon.

E tanulmány megbeszélése a 113. oldalon található.

6. táblázat: A műtétek hatása a foglalkozásszerű munkavégzés szempontjából az egyes vizsgálati csoportokban. A betegek szubjektív, retrospektív értékelése az utánkövetési vizsgálat időpontjában. A „fejlődés” mind a tartós, mind az átmeneti javulást lefedi. A „változatlan állapot” kategóriába a klasszikus értelmezésen túl az is beletartozik, ha a műtétet követően egy ideig fenntartható volt a műtétet megelőző állapot, azután azonban romlás következett be. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

	RI csoport („revízió átesett implantáció”)		PT csoport („primer trapezeztómia”)
	implantáció után	trapezeztómia után	
fejlődés	8/15 (53%)	14/15 (93%)	14/15 (93%)
változatlan állapot	3/15 (30%)	1/15 (7%)	1/15 (7%)
romlás	4/15 (27%)	0/15 (0%)	0/15 (0%)

7. táblázat: Az elvégzett primer vagy szekunder trapezeztómiákhoz köthető komplikációk. Hematómaképződéssel, infekcióval vagy idegsérüléssel járó komplikáció nem fordult elő. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

pár szorsz.	vizsg. csop.	a trapezeztómia jellege	komplikációk a trapezeztómiát követően	megjegyzés az utánkövetési vizsgálat során
1	RI	teljes	-	szúró fájdalom hosszabb ideig kifejtett csípő erőkifejtés során
	PT	teljes	reflexdisztrófia kialakulása	néha szúró lokális fájdalom, feszülő érzés a hüvelykujj ízületeinek hajlításakor
2	RI	teljes	csak részleges eltávolítás sikerült, a protézisszár bent maradt	lokális nyomásérzékenység
	PT	teljes	-	-
3	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	a hüvelykujj-alapízületi arthrosis miatt a műtétet követő 9. hónapban	-
4	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
5	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
6	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
7	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
8	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
9	RI	részleges	-	ritkán lokális szúró fájdalom
	PT	teljes	-	-
10	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
11	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	elhúzódó posztop. fájdalom	-
12	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
13	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	panaszt okozó osteophyta kialakulása az I. kézközépcsont bázisánál, az eltávolítására 16 hónappal az első műtét után került sor	-
14	RI	teljes	elhúzódó posztop. fájdalom	-
	PT	teljes	-	-
15	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
-	RI	teljes	-	(nem sikerült bevonni az utánkövetésbe)

IV.3. A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről

IV.3.1. Esetszám és demográfiai összetétel

Munkacsoportunk összesen 12 beteget (3 férfit és 9 nőt) látott el MOJE Acamo CMC-1 típusú kerámiaprotézissel. A betegek átlagéletkora (\pm SD) az implantáció időpontjában 64 ± 10 év volt (tartomány: 50-81 év). A publikáció megírásáig 5 betegnek kellett műtéti revízió átesnie, mindannyijuknál az implantátum kilazulása, illetve valamilyen elmozdulása lépett fel (lásd **15. ábra** A képe), a fájdalmat általában duzzanat kísérte.

A maradék hét, műtéti revízió átnem esett betegnél is minden esetben bizonyos fokú protézislazulást, illetve csonton belüli migrációt figyeltünk meg. E betegek közül egy panaszmentes volt, de a többiek lokális fájdalomról és duzzanatról számoltak be (négyen

közülük terhelés esetén, ketten nyugalmi állapotban is).

IV.3.2. Objektív és szubjektív mérési eredmények

A három vizsgált csoport műtét utáni eredményeit a **8. táblázat** tartalmazza. A Kapandji score 9-10 volt valamennyi vizsgált betegnél.

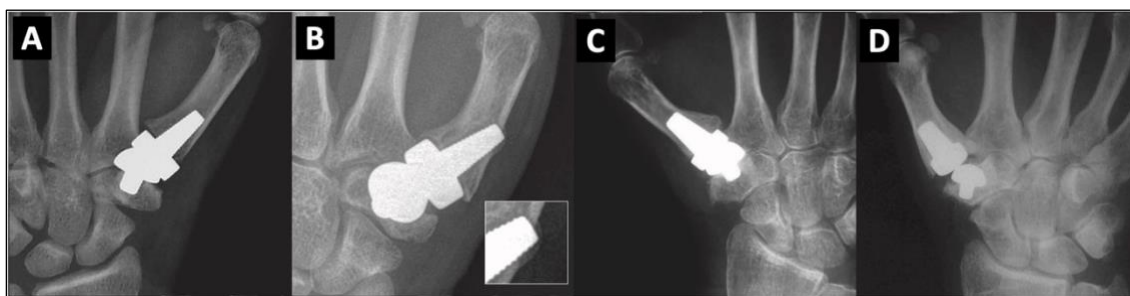
8. táblázat: A három vizsgált csoport objektív és szubjektív műtét utáni eredményei. IMP csoport: az implantáción átesett, de revízió után nem esett betegek csoportja. REV csoport: az implantáción, majd revízió után átesett betegek csoportja. PT csoport: a primer trapezektómián átesett betegek csoportja. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [182].

	IMP csoport (n=7)	REV csoport (n=5)	PT csoport (n=5)
Objektív eredmények			
Palmaris abductio (°)	38 ± 4	39 ± 9	41 ± 10
Rádiális abductio (°)	37 ± 3	41 ± 10	35 ± 15
A kéz szorító ereje (az ellenoldali érték %-ában)	92 ± 34	87 ± 5	97 ± 30
Kulcsszorító erő (az ellenoldali érték %-ában)	89 ± 25	74 ± 16	93 ± 39
Szubjektív eredmények			
VAS _{min}	1,4 ± 1,6	0,2 ± 0,5	0
VAS _{max}	3,9 ± 2,3	0,8 ± 1,8	0,6 ± 1,3
Az aszimptomatikus esetek részaránya	1 (14%)	1 (20%)	4 (80%)
Megelégedettség			
Elégedett	2 (29%)	5 (100%)	4 (80%)
Elfogadó	3 (43%)	0	0
Elégedetlen	2 (29%)	0	1 (20%)
Teherbíró képesség			
Magas	4 (57%)	4 (80%)	3 (60%)
Közepes	3 (43%)	0	1 (20%)
Alacsony	0	1 (20%)	1 (20%)
A fájdalmat már éppen kiváltó legkisebb			
Sosem lép fel fájdalom	1 (14%)	4 (80%)	2 (40%)
Csak erős terhelés esetén lép fel fájdalom	4 (57%)	0	2 (40%)
Átlagos terhelés esetén is fellép fájdalom	0	0	0
Nyugalmi állapot esetén is fellépő fájdalom	2 (29%)	1 (20%)	1 (20%)
DASH score	27 ± 20	7 ± 12	-

IV.3.3. Röntgenanalízis

Legalább egy protéziszkomponens migrációja volt megfigyelhető az azt befogadó csontban az esetek 83%-ában, legalább egy protéziszkomponens elbillenése pedig az esetek 92%-ában. Csak az esetek 25%-ában nem volt sehol megfigyelhető a protézislazulásra jellemző radiolucens zóna a protézisszár mellett, ugyanakkor ezekben az esetekben is mindig megfigyelhető volt a protézisszár valamilyen fokú migrációja, illetve elbillenése (**31. ábra**). A radiológiai analízis eredményeit a **9. táblázat** ismerteti.

E tanulmány megbeszélése a **117.** oldaltól történik.



31. ábra: A MOJE Acamo CMC-1 protézisre jellemző komplikációk. (A) és (B) képek egy 58 éves, (C) és (D) képek pedig egy 63 éves nőbeteg röntgenfelvételei. (A) és (C) közvetlenül az implantációt követően készültek, (B) és (D) pedig a legutóbbi utánkövetési vizsgálatnál. A (B) kép a proximális protéziskomponens migrációját és a distalis komponens elbillenését mutatja 4,6 évvel az implantációt követően. A distalis komponens csúcsa áttörte az I. kézközépcsont dorsalis corticalis állományát, ami által helyi csonthátyareakciót váltott ki, közben a proximális komponens olyan fokú proximális migrációt mutat, hogy a szár csúcsa majdnem eléri az scaphotrapeziális ízületet. A (D) betűjelű felvétel a distalis komponens migrációját és a proximális komponens elbillenését mutatja 4,4 évvel az implantációt követően. A felvételek a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinikájának röntgenarchívumából származnak és korábbi saját publikáció részét képezik: [182].

9. táblázat: Az összes beültetett implantátum (n=12) posztoperatív radiológiai analízisének összefoglalója. IMP csoport: az implantáción átesett, de revízió át nem esett betegek csoportja. REV csoport: az implantáción, majd revízió át esett betegek csoportja. PT csoport: a primer trapezektómián átesett betegek csoportja. A „súlyosság” a komplikációk átlagos súlyosságát jelenti (0=nincs jelen ilyen elváltozás, 1=enyhe, 2=közepes, 3=súlyos fokú elváltozás). A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [182].

	Migráció		Kilazulás		Elbillenés		A corticalis csont áttörése		Sublux./luxatio
	prox.	diszt.	prox.	diszt.	prox.	diszt.	prox.	diszt.	
pozitív lelet	7	8	9	9	9	9	8	7	2
előfordulás (%)	58	67	75	75	75	75	67	58	17
súlyosság	2,3	1,9	1,2	2	2,1	1,7	2	2,1	1,5

V. MEGBESZÉLÉS

V.1. Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában

V.1.1. Tanulmányunk felépítése és esetszáma

Az itt bemutatott prospektív, randomizált és multicentrikus tanulmány a szilikon, titán, és pyrocarbon alapanyagú endoprotéziseket hasonlítja össze a PIP ízületben. A randomizálás ellenére végül mégis viszonylag nagy különbség mutatkozott az egyes csoportok esetszámai közt: 18 eset volt a SI csoport, 26 a TI és 18 a PY csoportban. Ennek az oka a véletlenül túl az volt, hogy egy kézbe mindig ugyanolyan típusú protézist ültettünk, így az egyszerre több ujjon végzett műtét az esetszám nagyobb léptékű növekedését okozta a csoporton belül. Ahhoz, hogy lehetőleg minél homogénebb csoportokat alkossunk, a betegbevonás és kizárás világos kritériumait határoztuk meg. A legfontosabb közülük, hogy kizárólag primer artrózisos betegeket vettünk be a tanulmányba.

V.1.2. Fájdalomcsökkenés és mindennapi aktivitás

A szubjektív vizsgálati eredmények tekintetében általában véve nem mutatkoztak statisztikailag szignifikáns különbségek a három csoport közt. Korábbi publikációkban jó, vagy nagyon jó fájdalomcsökkenést írtak le mind a szilikon [185-188], mind a titán [120, 125-127], mind pedig a pyrocarbon [172, 186, 189-199] protézisnél, és amennyiben a posztoperatív fájdalom tekintetében összehasonlították a protézistípusokat, azok nem különböztek szignifikánsan egymástól. [186] A mi tanulmányunk hasonló eredményt hozott: minden csoportban nagymértékű fájdalomcsökkenés volt, de egyik csoport sem mutatott a másik kettővel szemben szignifikáns különbséget – legyen szó akár nyugalmi, akár terhelés alatti fájdalomról. A fájdalomcsökkenést minden csoportunkban a DASH-score csökkenése kísérte, itt egy esetben mutatkozott szignifikáns különbség a csoportok közt: a 3. posztoperatív évben a SI és PY csoport közt (az utóbbi csoport adta a rosszabb eredményt).

Poszttraumatikus artrózisonál a tapasztalat szerint kisebb mértékű siker várható az PIP ízület endoprotetikájától, ami a fájdalomredukcióra is igaz lehet. Nunley és mtsai átlagosan 17 hónappal összesen 7 pyrocarbon protézis implantációját követően statisztikailag nem szignifikáns fájdalomcsökkenést találtak csak: a preoperatív 6-ról 4-re csökkent csak a VAS érték. [200] A beteganyag homogenitása érdekében a poszttraumatikus artrózis nem szerepelt a tanulmányunk betegbevonási kritériumai közt.

V.1.3. Ízületi mozgástartomány

A szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumról szóló korábbi publikációk a mozgástartomány nem szignifikáns, $\pm 10^\circ$ -ot nem meghaladó változását írták le a műtétet követően, [185-187] Chan kilenc különböző tanulmány eredményeit összesítve átlagosan $+8,2^\circ$ javulást állapított meg. [188] Mindez jól összeegyeztethető a mi eredményünkkel, ami átlagosan $+8^\circ$ volt.

A korábbi tanulmányok a titán protézis esetében az ízületi mozgástartomány -2° és $+21^\circ$ közötti változását írták le (lásd **10. táblázat**). Mi a mozgástartomány -2° -os beszűkülését láttuk 3 évvel az implantációt követően.

A pyrocarbon protézissel foglalkozó tanulmányok a PIP ízület mozgástartományának -26° és $+36^\circ$ közti átlagos változását írják le a műtétet követően (**10. táblázat**). A tanulmányok átlagértékeinek nagy szórását több szerző is megemlíti. Az ok feltételezhetően a beteganyag és a műtéti technika különbözősége. A mozgástartomány különösen nagymértékű javulását írták le McGuire és mtsai átlagosan 27 hónappal összesen 57 protézis beültetését követően: 30° -ról 66° -ra nőtt az átlagos mozgástartomány. [173] Hasonlóan jó eredményekről számolnak be Stütz és mtsai, illetve Desai és mtsai: $+32^\circ$, illetve $+30^\circ$ javulásról. [172, 199] Ezekkel ellentétben Sweets és mtsai az ízületi mozgástartomány átlagosan 26° -os beszűkülését (57° -ról 31° -ra) írták le átlagosan 55 hónappal, összesen 31 pyrocarbon protézis beültetését követően. [201] A mi tanulmányunkban ennél a típusnál az ízületi mozgástartomány átlagos javulása $+5^\circ$ volt, ami megfelel a szakirodalomban szereplő legtöbb publikáció által közölt enyhe mértékű javulásnak.

Branam és mtsainak összehasonlító tanulmánya az ízületi mozgástartomány kedvezőbb változását írták le a pyrocarbon protéziseknél, mint a szilikonnál ($+1^\circ$ vs. -4°), ám ez a különbség nem volt statisztikailag szignifikáns. [186]

10. táblázat: Irodalmi áttekintés (2005-2020) az általunk is alkalmazott felszínpótló protézisek press-fit technikával való beültetése előtt és után mért átlagos mozgástartományra vonatkozóan a PIP ízületben.

csak a press-fit technikával beültetett esetek kerültek beszámításra

* a 24-ből 4 esetben cementezéssel beültetés történt intraop. törés miatt

& n = az endoprotézis-beültetéssel ellátott esetek száma

* statisztikailag szignifikáns változás

† deklaráltan nem szignifikáns változás

§ ugyanaz a beteganyag és a munkacsoport, de különbözik az utánkövetési idő és eltérhet az utánvizsgált betegek köre; a tanulmányok közt enyhén eltérő preop. mozgástartomány a szerzők eltérő számolásmódjából adódik

Első szerzőneve, publikáció éve, [irod. hivatkozás]	protézis típus	n ^{&}	átlagos PIP ízületi mozgástartomány (°)			átlagos utánkövetési idő (év)
			preop.	posztop.	változás	
Titán szárú protézisekkel foglalkozó publikációk:						
Johnstone 2008 [125]	TI [#]	19	47	55	+8*	4,0
Jennings 2008 [159]	TI [#]	18	57	58	+1 [†]	2,9
Jennings 2015 [127]	TI [#]	18	58	56	-2 [†]	9,4
Luther 2010 [126]	TI [*]	24	33	54	+21	2,3
Pyrocarbon protézisekkel foglalkozó publikációk:						
Stütz 2005 [172]	PY	13	23	55	+32	1,0
Heers 2006 [202]	PY	13	-	58	-	1,5
Herren 2006 [123]	PY	17	34	42	+8 [†]	1,7
Reissner 2014 [203]	PY	17	36	29	-7*	9,7
Nunley 2006 [200]	PY	7	32	30	-2 ^o	1,4
Tuttle 2006 [204]	PY	18	53	53	0 [†]	1,1
Branam 2007 [186]	PY	19	52	53	+1 [†]	1,6
Bravo 2007 [190]	PY	50	40	47	+7 [†]	3,1
Meier 2007 [191]	PY	24	-	50	-	1,3
Chung 2009 [192]	PY	21	40	38	-2 [†]	1,0
Wijk 2010 [193]	PY	50	56	52	-4 [†]	2,0
McGuire 2011 [173]	PY	57	30	66	+36*	2,3
Sweets 2011 [201]	PY	31	57	31	-26*	4,6
Heers 2012 [198]	PY	13	46	58	+12	8,3
Hutt 2012 [194]	PY	18	40	45	+5 [†]	6,2
Mashhadi 2012 [195]	PY	24	36	46	+10 [†]	3,0
Ono 2012 [196]	PY	21	43	51	+8 [†]	3,7
Watts 2012 [197]	PY	97	25	30	+5 [†]	5,0
Dickson 2015 [205]	PY	97	25	35	+10 [†]	9,8
Tägil 2013 [206]	PY	89	53	54	+1 [†]	5,0
Desai 2014 [199]	PY	20	40	70	+30*	3,5
Nuffel 2014 [207]	PY	37	-	30	-	-
Storey 2015 [208]	PY	57	-	60	-	7,1
Mora 2019 [209]	PY	29	-	60	-	6,4
Selig 2020 [210]	PY	32	46	48	+2	9,7

A 10. táblázat az utóbbi 15 év publikációit foglalja össze a cementmentes ízfelszínpótló protéziseket illetően. Rögtön feltűnik a TI és PY típusú foglalkozó cikkek számbeli különbsége (4 vs. 30). Ennek oka egyrészt az új és ígértes pyrocarbon protézisek széles körű elterjedése az utóbbi másfél évtizedben, másrészt az, hogy a titán protézisekről szóló publikációk jelentős hányadát műtéttechnikai különbözőség miatt nem tudjuk közvetlenül összehasonlítani a mi tanulmányunkkal: míg mi press-fit

technikával ültették be a protéziseket, addig sok szerző cementezési technikával dolgozott, aminek okát a 112. oldalon taglaljuk.

A tanulmányunkban egyik protézistípusnál sem született a többitől szignifikánsan eltérő eredmény a posztoperatív ízületi mozgástartományt illetően. A legjobb posztoperatív mozgástartományt (legmagasabb ROM_{max} értéket) az ízfelszínpótló protézisek implantációját követően láttuk – még ha nem is szignifikáns mértékben, és csupán átmenetileg.

V.1.4. A kéz által kifejtett erő

Arról, hogy a PIP ízületbe történő szilikonprotézis-implantációt követően hogyan változik a kéz szorítóereje, viszonylag kevés adat áll rendelkezésre a szakirodalomban. [188] Branam és mtsai, Takigawa és mtsai, ill. Braun és mtsai a szorító erő enyhe javulását írták le 18-ról 19 kg-ra, 9,1-ről 11,3 kg-ra, illetve 9,45-ről 14,15 psi-re. [185, 186, 188] Ezek az eredmények jól összeegyeztethetők a mi eredményeinkkel: mi is enyhe mértékű, nem szignifikáns javulást mértünk.

A saját eredményeinken kívül nem áll rendelkezésre egyéb szakirodalmi adat arról, hogy titán protézisek press-fit technikájú implantációját követően hogyan változik a kéz szorítóereje. Mi posztoperatív romlást figyeltünk meg, ami átmenetileg (2 évvel az implantációt követően) szignifikáns volt. Erre magyarázatot adhat, hogy a TI csoportban több olyan eset volt, ahol egyszerre több ujj lett megoperálva: ezek együtt a kéz szorító erejét nagyobb mértékben csökkenthetik, mert szorító erő kifejtésekor a betegnek kevesebb lehetősége van áttenni a terhelést az operáltról a nem operált ujjakra. Egy másik magyarázat a csoport magasabb terhelési fájdalomszintje lehet, ami 3 évvel az implantációt követően az SI csoporténál szignifikáns mértékben magasabb volt.

Öt évvel pyrocarbon protézisek implantációját követően az ellenoldali szorító erő 96%-át mérték Watts és mtsai az operált kéznél. [197] Herren és mtsai szignifikáns mértékű javulásról számoltak be (20,3-ről 26,0 kg-ra) 19 hónappal 17 pyrocarbon protézis implantációját követően ($p=0,002$) [123], de 9,7 évvel a műtétet követően megint szignifikáns visszaesés mutatkozott 17 kg-ra ($p=0,001$) [203]. Bravo és mtsai a kéz szorítóerejének szignifikáns ($p<0,05$) javulását figyelték meg (21-ről 28 kg-ra) 3,1 évvel 19 pyrocarbon protézis beültetését követően. [190] A legtöbb publikáció nem számol be a kéz szorítóerejének statisztikailag szignifikáns mértékű javulásról ennél a típusnál,

[186, 190, 192, 193, 200] amivel a mi tanulmányunk eredményei egybe vágnek.

V.1.5. Az ujj által kifejtett erő

A harapófogó-szerű erő kifejtésre vonatkozóan Takigawa és mtsai nem szignifikáns javulást mértek 3,3-ról 3,4 kg-ra 6,5 évvel 70 szilikonprotézis beültetése után. [185] A mi tanulmányunkban ennél nagyobb mértékű javulás volt tapasztalható ennél a protézistípusnál – igaz, csupán 3 évvel a beültetést követően.

Luther és mtsai átlagosan 7,6 lbs harapófogó-szerű erő kifejtést mértek 2,3 évvel 24 titán protézis beültetése után, ám a preoperatív értékeket nem közölték. [126] Mi magunk nem láttunk javulást az operált ujj harapófogó-szerű erő kifejtését illetően ilyen típusú protézis alkalmazása után, ehhez a fájdalomcsökkenés önmagában nem volt elegendő. E paraméter a fájdalomon kívül a stabilitásától is függ, ám erre vonatkozóan sem észleltünk olyan problémát, ami megmagyarázná az eredményt. Nem zárható ki, hogy a betegek egy része a műtét után is ösztönösen kímélte az operált ujját, hogy ezáltal „óvja” a protézist.

Ono és mtsai nem szignifikáns mértékű csökkenést állapítottak meg 6,3-ról 4,8 kg-ra 24 hónappal 21 pyrocarbon protézis implantációját követően. [196] Bravo és mtsai szignifikáns mértékű javulásról számolnak be (3-ról 4 kg-ra; $p < 0,05$) 27 hónappal 34 beültetést követően. [190] Chung és mtsai ugyanennél a protézistípusnál 6,6-ról 9,2 kg-ra történő nem szignifikáns javulást írtak le ($p = 0,03$) egy évvel az implantációt követően. [192] A mi eredményeink az itt felsoroltakhoz hasonlóak, a javulás a korábbi publikációk többségéhez hasonlóan nem érte el a statisztikai szignifikancia szintjét. Természetesen itt sem zárható ki, hogy a betegek egy része a műtét után is ösztönösen kímélte az operált ujját.

V.1.6. Komplikációk

A szakirodalomból ismert protézis-specifikus komplikációktól mi sem voltunk mentesek, ahogy az a **25-27. ábrán** látható.

A szilikonprotézisekre leginkább jellemző komplikáció az anyag törése, töredezése (lásd 51. és 71. oldal). Mi ezt két betegnél láttuk, az emiatti műtéti revíziók gyakorisága 11% volt, ami a korábbi publikációk által leírtakkal (4-14%) jól összeegyeztethető. [185-188] Az egyik ilyen komplikációnk a mutatóujjnál lépett fel, egyes szerzők a mutatóujj PIP ízületének fokozott oldalirányú terhelésére hivatkozva nem is ajánlják

szilikonprotézis beültetését, hanem arthrodesist javasolnak helyette. [127]

Az ízfelszínpótló endoprotézisek közép-hosszútávú komplikációi elsősorban a protézisszár osteointegrációjától függenek (lásd 72. oldal).

A titán protéziseink 27%-át kellett eltávolítani, mindet lazulás miatt, helyükre szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumok kerültek. A kilazulás más szerzők szerint is erre a típusra jellemző komplikáció, és ezt adják meg a protéziseltávolításaik döntő többségének okaként. A szakirodalomban rendelkezésre álló publikációk protéziseltávolítási rátája 17-33%, azaz a miénkhez hasonló. [125, 127, 159]

A kilazulás és az implantátum süllyedése a pyrocarbon protézisekre is jellemző. Nekünk ezek, illetve luxatio miatt hét ilyen protézist kellett eltávolítanunk (ez a PY csoport 39%-a volt), ami az egyéb publikációk komplikációs arányaihoz képest igen magas. Feltételezésünk szerint ennek háttérében a patológiás és „fiziológiás osteolyticus szegély” (lásd 55. oldal) közti differenciálás megfigyelők közötti (angolul „interobserver”) variabilitása állhat, ami a revíziós műtétek indikációjának felállítására való „hajlandóságot” munkacsoportonként eltérően befolyásolhatta. Mi meglehetősen „invazív” komplikáció-managementet folytattunk, amivel a további csontállomány-csökkenésnek kívántuk idejekorán elejét venni: a komplikáció radiológiai jeleinek már első progressziójakor abban az esetben is protéziseltávolítást indikáltuk, ha az elváltozás önmagában nézve nem volt kifejezett, illetve a beteg aszimptomatikus volt.

A dolgozat mellékletében található **13. táblázat** (127. oldal) az utóbbi 15 év releváns irodalmának komplikációit gyűjti össze a PIP ízület press-fit technikával beültetett ízfelszínpótló endoprotetikájánál.

A protézisek ízületben való „túlélése”, azaz az implantációtól az esetleges protéziseltávolításig eltelt idő nem mutatott statisztikailag szignifikáns eltérést a három vizsgálati csoportunk közt ($p=0,18$), bár a Kaplan-Meier diagramm az ízfelszínpótló protézisek gyakoribb eltávolításának a benyomását kelti (**24. ábra** a 98. oldalon). A szignifikancia-szint el nem éréséért feltehetően az esetszám, illetve annak a csoportok közti egyenlőtlen eloszlása okolható. Hasonló diagrammot publikáltak hasonló eredménnyel Wagner és mtsai, amikor retrospektív tanulmányban hasonlították össze 9 szilikon, 38 titán és 79 pyrocarbon protézis revíziós gyakoriágát 60 év alatti betegekben 9 év utánkövetéssel. [211]

Az ízfelszínpótló protézisek közül a pyrocarbon típusúnál láttunk magasabb

komplikációgyakoriságot. A tanulmányunkban alkalmazott ízfelszínpótló endoprotézisek eredményei közti bármilyen különbség elméletileg az implantátumok geometriáján és/vagy protéziszár a csonttal érintkező felszínének anyagán múlik. A geometriájuk szinte azonos volt, a funkcionális eredményeik komplikációmentes esetben hasonlóak is voltak. Feltételezhető tehát, hogy a protézisek anyaga felelős az eltérő posztoperatív eredményekért. A pyrocarbon protézisek csontos integrációja problémás (lásd 55. oldal), holott a gyártó eredetileg így hirdette a terméket.

A titán protézisek press-fit rögzítésének problémája elméletileg abból adódhat, hogy a velőúr geometriájának nagyfokú varianciája csökkenti a mindenütt szoros illeszkedés valószínűségét, és nem állítható be olyan egyszerűen a protézis helyes pozíciója, mint a cementezésnél. [120] A termék felhasználási engedélyében mind a szár osteointegrációjára alapozó press-fit implantáció, mind pedig a **cementes rögzítés** szerepel. A két rögzítési módot összehasonlító első tanulmányok 2008-ban jelentek meg. Johnstone és mtsai átlagosan 5 éves utánkövetési időintervallumnál szignifikánsan kevesebb posztoperatív kilazulást/süllyedést figyeltek meg cementezés után (4% 24 beültetett protézisnél), mint a press-fit technikánál (68% 19 beültetett protézisnél). Ugyanakkor a műtéti revíziók aránya (8%, illetve 26%) nem különbözött szignifikánsan a két csoport közt. [125] Jennings és mtsai átlagosan 5 éves utánkövetési időintervallumnál szintén szignifikánsan kevesebb posztoperatív kilazulást figyeltek meg cementezés után (4% 45 beültetett protéziskomponensnél), mint a press-fit technikánál (39% 41 protéziskomponensnél). A műtéti revíziók aránya itt 5%, illetve 33% volt. [159] Azóta más szerzők is cementes rögzítéssel igyekeznek elejét venni a protéziszár hiányos osteointegrációjából adódó protézislazulásnak. A mi tanulmányunk betegbevonási szakasza azonban röviddel az imént említett két tanulmány megjelenése előtt lezárult.

A legtöbb objektív vagy szubjektív kiértékelési kritériumra nézve nem találtunk statisztikailag szignifikáns különbséget az általunk vizsgált protézistípusok közt. A három típus nagy posztoperatív mozgástartomány elérésére való képessége azonban különbözött: a legjobb ROM_{max} értékeket ízfelszínpótló protézisek beültetésével tudtuk elérni. Ezeknél a típusoknál viszont a hagyományos szilikonprotézisénél magasabb posztoperatív komplikációs rátát és protéziseltávolítási gyakoriságot figyeltünk meg.

V.1.7. Különböző implantációs technikák

Az implantáció során alkalmazott feltárás a lágyrésztrauma és hegképződés által kihathat a posztoperatív mozgástartomány és a komplikációk alakulására. Bodmer és mtsai egy prospektív tanulmány keretében CapFlex típusú ízfelszínpótló protéziseket ültettek be 3 féle módon 100 PIP ízületbe: palmaris feltárásból, Chamay féle dorsalis feltárásból és dorsalis „tendon split” feltárásból (amit mi is alkalmaztunk). A palmaris feltárás elvileg az extensor apparátus megóvása által aktívabb utánkezelést tesz lehetővé, de itt az oldalszalagok instabilitása, a palmaris hegképződés, illetve a hajlító ín összenövésai fenyegetnek. A „tendon split” feltárás az extensor ín összenövéséhez, hattyúnyak-deformitás kialakulásához, esetleg coronalis síkú instabilitáshoz vezethet. A Chamay féle dorsalis feltárásnál ez extensor ín V-alakú bemetszése az előbbinél nagyobb hegképződéshez vezet. A szerzők végül ízületi mozgástartomány, kivitelezhetőség és komplikációk tekintetében a „tendon split” eljárást javasolják. [212]

Hemiartroplasztika a proximalis interphalangealis ízületben

A komplikációk csökkentése érdekében Petterson és mtsai 42 pyrocarbon-hemiartroplasztikát végeztek PIP ízületben, ahol a distalis komponens elhagyása által a középperc bázisának csont/porcfelszíne ízesült a pyrocarbon fejjel. A mozgástartomány, illetve a kéz és ujj ereje nem javult szignifikánsan ($39 \rightarrow 41^\circ$, illetve $16 \rightarrow 20$ kg és $5 \rightarrow 6$ kg), de a fájdalom és a DASH score szignifikánsan csökkent átlagosan 4,6 év utánkövetési időnél. [213] Titán, vagy más protézissel végzett PIP-ízületi hemiartroplasztikáról nem találni publikációt a szakirodalomban.

V.2. A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapézcsont-eltávolítás eredményeinek összevetése

V.2.1. A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának komplikációi és revíziós rátája a szakirodalomban

A hüvelykujj jó funkciójához a stabilitás, a kellő mozgástartomány és a jó terhelhetőség együtt szükségesek. [72] A nyeregízületi artrózis műtéti terápiájának sok módja lehetséges, ezeket a 23. oldaltól tekintettük át. Az endoprotézis-beültetés jobb

posztoperatív funkciót és gyorsabb felépülést eredményezhet a reszekciós artroplasztikákhoz képest, cserébe a módszerre specifikus komplikációkkal és rossz esetben revíziós műtétekkel kell számolnunk. A szakirodalom változó revíziós rátáról számol be: ez cementezett Avanta típusú implantátum esetében 7-20% [139, 140, 214], a de la Caffiniére implantátumnál 12-23% [136, 141, 215], Elektra implantátumok esetében 18-35% [216, 217] és a MOJE Acamo CMC-1 kerámia implantátum esetében 33-42% [176, 182]. A mi protéziseltávolítási rátánk 11 év alatt különféle protézistípusok alkalmazása során 18% volt. Az összes komplikáció aránya ennél magasabb volt, hiszen nem minden posztoperatív komplikáció igényelt protéziseltávolítást. A mi esetünkben az átlagos „implantátum túlélés” nagy szórása (20 ± 20 hónap, az értéktartomány 2-78 hónap volt) arra utal, hogy az implantációt követően bármikor jelentkezhet olyan komplikáció, ami protéziseltávolítást tesz szükségessé, ezek fellépésének nem állapítható meg időbeli csúcsa.

V.2.2. A szekunder trapezeztómia eredményei a szakirodalomban

A hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikáját korábban körül lengő optimizmust ma már óvatossággal értékeljük újra, ugyanakkor továbbra is számos publikáció jelenik meg újabb protézistípusok alkalmazásáról. Ezen közlemények természetesen beszámolnak a komplikációkról, különösen protéziseltávolításokról, de csupán a töredékük foglalkozik a protéziseltávolítást követően is a revízió átesett betegekkel.

Hansen és Homilius 10 betegnél végeztek el revíziós műtétet: három betegnél MOJE, hét betegnél Elektra protézis komplikációja miatt. A protézis eltávolítása után 2 eset kivételével mindegyiknél Weilby szerinti inas felfüggesztést végeztek FCR ínnal. Az eredmények kiértékelése átlagosan 32 hónappal a revíziós műtétet követően történt, döntően a betegek saját szubjektív értékelésére alapozva. Mindent összevetve nyolc beteg jó eredményről számolt be, de két beteg eredménye rossz volt: egyiküknél adductiós kontraktúra alakult ki alapízületi hyperextenzióval, a másiknál beszűkült mozgástartomány jelentkezett (Kapandji score: 8). Az átlagos DASH score 33 volt, a kéz szorítóereje pedig az ellenoldali 75-90%-a volt. A szerzők végül összességében az alkalmazott revíziós megoldás sikerességét konstatálták. [137]

Thillemann és mtsai 42 Motec protézis beültetése után 17 betegnél hajtott végre protéziseltávolítást szekunder trapezeztómiával. Ők a revízió átesett betegeket is

utánkövették és összevetették a megmaradt 25 protézises beteggel. E két csoport nagy hasonlóságot mutatott nem, kor és az utánkövetési idő hossza szempontjából (ez a revízió átesett csoportnál átlagosan 26 hónap volt az első, és 13 hónap a második műtét után, míg a protézises csoportnál átlagosan 27 hónap a beültetés után). A két csoport eredményi is nagyon hasonlóak voltak, nem volt szignifikáns eltérés a következő paraméterek középvértékeit illetően: VAS_{min} (mindkét csoportban 1), VAS_{max} (a revíziós csoportban 2, a másikban 4), a rendszeresen fájdalomcsillapítót szedők aránya (41%, ill. 39%) és DASH score (25, ill. 28). [218]

Lenoir és mtsai 12 esetben végeztek protéziseltávolítást szekunder LRTI-vel együtt (APL-inas felfüggesztéssel). Átlagosan 31 hónappal a műtétet követően a következőképpen alakultak a vizsgált paraméterek középvértékei: VAS=2, a DASH score 30 volt, a palmarabductio 40°, radialabductio 40°, a kulcsszorító erő az ellenoldali 99%-a, a Kapandji score pedig 9 volt. A fájdalom tekintetében nem különböztettek meg nyugalmi és terhelési fájdalmat. 5 beteg elégedett, 6 nagyon elégedett, 1 elégedetlen volt az eredménnyel. E tanulmány nem végzett az előzőhöz, vagy a miénkhez hasonló összehasonlítást különböző vizsgálati csoportok közt. [219]

Erne és mtsai 39 Ivory protézis beültetése után 3 betegnél hajtottak végre protéziseltávolítást Lundborg féle szekunder RSA-val. A szerzők megállapítják, hogy a revízió utáni eredmények összehasonlíthatók a primer RSA eredményeivel, de konkrét adatokat erre vonatkozóan nem közölnek. [149]

A tanulmányunk tehát nem az egyetlen, amely endoprotézisbeültetés utáni revíziók eredményével foglalkozik, de egyedülálló abban, hogy ezeket összehasonlítja a primer trapezektómia eredményeivel, az összehasonlítás tanulsága pedig közvetlenül befolyásolhatja a hüvelykujj nyeregízületének artrózisánál alkalmazott terápiás stratégiát.

V.2.3. A tanulmányunk felépítése és esetszáma

A tanulmányunk esetszáma nem mondható nagynak (15-15 eset a két csoportban), ami nem tesz lehetővé erős statisztikai tesztek. Ráadásul az utánkövetési vizsgálat időpontjára vonatkozóan a két vizsgálati csoport között átlagosan 5±6 hónapnyi különbség adódott, pedig a betegbevonáskor éppen olyan csoportokat szerettünk volna alkotni, amelyek az általunk ilyen tekintetben is alig különböznek egymástól. Végül mégsem tartjuk ezt a különbséget négy évvel a műtétet követően igazán lényegesnek,

mert ilyenkor nagyobb állapotváltozások már nem jellemzőek. Módszertani szempontból az is kedvezőtlen, hogy a kontrollcsoportot különböző műtéti módszerekkel láttuk el: a trapezektómia Epping féle felfüggesztéssel, vagy anélkül történt. Nem alkalmaztunk ugyanis inas felfüggesztést azoknál, akiknél az első kézközépcsont bázisa stabil volt, mivel korábban több tanulmány is rámutatott arra, hogy a felfüggesztés rutinszerű elvégzése semmilyen előnyhöz nem vezet sem kísérletes biomechanikai, [71] sem klinikai, sem radiológiai szempontból. [65-69] Másrésztől azért döntöttünk így, mert így sikerült csak elegendő primer trapezektómiás esetet bevonni a párállatáshoz. A tanulmány további korlátja lehet, hogy nem volt teljesen egységes a terápia szekunder trapezektómiás csoportban: e csoport négy betege részleges trapezektómiában részesült, melynek során a trapézcsont distalis része került csak eltávolításra, míg a csoport többi tagjánál a trapézcsont teljes eltávolítását végeztük el. Azért soroltuk egy vizsgálati csoportba ezeket az eseteket, mert egyrésztől a tapasztalat szerint a két módszer közti különbség a végeredmény tekintetében jelentéktelen, másrésztől az esetszám nem engedte, hogy ilyen szempontból külön vizsgálati alcsoportokat alkossunk. A foglalkozási terhelhetőséget is kritikusan kell értelmezni, mert a betegek visszaemlékezésére alapul, így mind felejtés, mint emocionális emléktorzulás előfordulhat.

V.2.4. Az eredményeink interpretációja

Az operált kéz, illetve ujj erő kifejtő képességére vonatkozóan semelyik mérési módszerrel sem mutatkozott szignifikáns különbség a két vizsgálati csoport között. Minden erőmérési módszernél az operált kéz alul múlta az ellenoldali teljesítményét az RI csoportban (a két oldal közötti különbség a csípő erő kifejtés és a kulcsszorító erő tekintetében elérte a szignifikancia szintjét), de a PT csoportban nem. Megjegyzendő azonban, hogy e két paraméter tekintetében az RI csoportnál az ellenoldal nemcsak az operált oldalhoz képest volt erősebb, hanem a PT csoport ellenoldalához képest is. Nem tudjuk, hogy ez a különbség az ellenoldalakat eltérő mértékben érintő „rejtett” nyeregízületi (és/vagy más ízületet érintő) artrózisából adódik, vagy pedig az RI csoport betegei egyszerűen „erősebbek voltak”. A különbség mindenesetre megnehezíti az összehasonlítást az érintett és az ellenoldal közt. Az operált kéz erejének időbeli változását csupán egy prospektív tanulmány keretében lehetne korrekt módon követni.

Sem a palmaris, sem a radiális abductio, sem pedig a hüvelykujj oppozíciója (Kapandji score) tekintetében nem mutatkozott statisztikailag szignifikáns különbség a két vizsgálati csoport között.

Tapasztalataink alapján, ha a röntgenfelvételen látott kilazulást vagy migrációt nem kísérik panaszok, akkor először elegendő a fél-egy éven belül végzett kontroll. Ha több egymás utáni felvételen progresszív csontreszorpció bizonyítható, bárhol a corticalis csontállomány eróziója látható, vagy a képhez panaszok társulnak, akkor viszont a protézis mielőbbi eltávolítása javasolt.

A jelen tanulmány eredményei arra utalnak, hogy amennyiben a hüvelykujj nyeregízületébe ültetett endoprotézis eltávolításra szorul, akkor az ezzel egy időben elvégzett trapezektómiától jó posztoperatív eredményeket várhatunk, melyek jól összevethetők a primer trapezektómia eredményeivel.

Tanulmányunk tanulságai a nyeregízületi protézisimplantáció szélesebb körű alkalmazására bátorítanak, ugyanis ha a protézisbeültetés sikertelenül is végződné, arra számíthatunk, hogy a revíziós műtét nem hoz majd rosszabb eredményt, mintha eredetileg is trapezektómiát végeztünk volna. Ugyanakkor a hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának viszonylag magas komplikációs rátája óvatosságra int bennünket.

V.3. A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről

A kerámia implantátumként való felhasználása nem új ötlet az ortopédiában. A hüvelykujj nyeregízületénél golyó alakú helykitöltő implantátumként már korábban is alkalmazták. A komplikációk gyakoriak voltak, főleg a süllyedéssel volt a gond. Adams és mtsai 50 esetből 47-nél süllyedést állapítottak meg a posztoperatív röntgenfelvételeken három évvel a műtét után, a súlyosabb süllyedéskor pedig gyakran a trapézcsont törését is megállapították (15 esetben). [183]

A MOJE Keramik-Implantate GmbH cég többféle ízületre is kifejlesztett már különféle geometriájú kerámiaimplantátumokat, pl. csuklóízületbe, a PIP ízületbe, metatarsophalangealis ízületbe, stb. Több tanulmány ezekkel kapcsolatban kedvezőtlen tapasztalatokról számol be. [220, 221] A MOJE Acamo CMC-1 protézis a 2000-es évek eleje óta van piacon. Az első klinikai eredmények 2008-ban jelentek meg a szakirodalomban Hansen és Vainorius részéről.

V.3.1. Irodalmi adatok a MOJE Acamo protézis eredményeiről

Hansen és Vainorius 9 protézisbeültetésen átesett betegből hármat fájdalom és a protézisszár mellett kialakuló osteolysis miatt még a beültetés évében újra operált (33%), de a maradék 6 esetben is eltérések mutatkoztak a röntgenfelvételeken: öt esetben osteolysis és mindkét protéziskomponens csonton belüli migrációja, egy esetben pedig migráció nélküli osteolysis volt megfigyelhető. A mi műtéti revíziós rátánk ennél magasabb volt (42%), ami feltehetően annak is köszönhető, hogy az utánkövetési idő nálunk jóval hosszabb volt, ennyi idő alatt pedig több protézisnek volt alkalma kilazulni. A publikációnk megírásakor a legutolsó utánkövetési vizsgálatok alapján ráadásul azt kellett feltételeznünk, hogy a revíziós rátánk rövid időn belül legalább 75%-ra emelkedik majd. [176]

2012-ben, a témában közölt publikációinkkal egy számban a *The Journal of Hand Surgery* (európai kiadás) főszerkesztői levélben javasolta a MOJE Acamo CMC-1 protézis használatának felfüggesztését, amíg megnyugtató posztoperatív eredmények napvilágot nem látnak vele kapcsolatban. [222]

2017-ben Kollig és mtsai 29 MOJE Acamo CMC-1 protézis beültetése után átlagosan 2,75 évvel vizsgálta újra a betegeit. 15 esetben volt szükség a protézis eltávolítására (52%): 13 kilazulás és 2 trapézcsont-törés történt. A többi betegnél jó eredményekről számolnak be, az átlagos fájdalomérték VAS=1,9 volt, a DASH score 23.

2016-ban jelent meg az első és eddig egyetlen publikáció MOJE Acamo *Hemi* CMC-1 hemiprotézis implantációjáról. Ennél a protézisszárat a kézközépcsontba kell beültetni, a trapézcsont distalis felszínén pedig marófejjel kell konkáv formát kialakítani a gömb alakú protézisfej számára. Malhotra és Garg egy 49 éves nőbeteg kezébe ültették be a protézist. Állításuk szerint náluk Indiában ez volt akkor az egyetlen elérhető protézistípus. Jó posztoperatív eredményekről számoltak be 4,16 évvel a műtétet követően, de vizsgálati adatokat nem közöltek. A közölt röntgenfeltétel sem árulkodott kilazulásról, migrációról, elbillenésről vagy süllyedésről. [223]

V.3.2. Az eredményeink értékelése

A vizsgálati csoportjaink közül a még protézissel bíró betegeknél (IMP csoport) a hüvelykujj palmaris és radiális abductiója és az erő kifejtés viszonylag jónak volt mondható, ám a szubjektív eredmények rosszak voltak. A legfőbb szubjektív panasz a

terhelés alatti fájdalom volt (VAS_{max}), mely átlagosan a 3,9 értéket érte el a 10-es skálán. A hétből csak egy beteg számolt be fájdalommentességről terhelés során, míg ketten nyugalmi állapotban is fájdalomról panaszkodtak. Bár a hétből négyen nagy teherbírásról számoltak be, végül csak ketten voltak megelégedve a műtét végeredményével.

A revíziós műtétek összességében jónak mondható posztoperatív eredményeket hoztak. Mind a radiális, mind pedig a palmaris abductio ha kevés is, de jobbnak mutatkozott a revízió átesett betegek esetében (REV csoport), mint a revízió (még) át nem esett betegeknél (IMP csoport). A nagyobb mozgástartomány minden bizonnyal elsősorban a fájdalomcsökkenésnek volt köszönhető, de hozzájárulhatott a hüvelykujj stabilitás-mozgástartomány egyensúlyának ebbe az irányba történő eltolódása is. A REV csoportban megfigyelt kisebb kifejtető erő oka pedig talán épp az említett eltolódás másik oldala, a stabilitás csökkenése lehet. A DASH score jelentősen alacsonyabb volt a REV csoportban, mint az IMP csoportban – ez funkciójavulásra utal a protéziseltávolítást követően. A revízió átesett betegek mindegyike elégedett volt az eredménnyel, ám az IMP csoportnál csak 1/3-uk.

V.3.3. A kedvezőtlen eredmények lehetséges okai

A hüvelykujj nyeregízületébe ültetett endoprotézisekre általában véve jellemző, hogy a proximalis komponens gyakrabban lazul ki, mint a distalis. [141, 216, 217] Ez a protéziskomponenseket befogadó **csontok belső struktúrájából** adódhat: míg a distalis protéziskomponens nagy felületen, közvetlenül (vagy kevés spongiosaállomány közbeiktatásával) támaszkodik belülről az első metacarpalis csont corticalis állományához, addig a proximalis protéziskomponens széles spongiosaréteg veszi körül a trapézcsontban, azaz az utóbbi a mechanikai terhelésnek kevésbé ellenálló csont a kettő közül. Megjegyzendő azonban, hogy MOJE Acamo CMC-1 kerámiaprotézis mindkét csontot hasonló arányban erodálta, amit más szerzők eredményei is alátámasztanak. [176]

A protézis elaszticitási modulusa feltehetően túl nagy mind a spongiosa, mind pedig a corticalis csonthoz képest is, így a legnagyobb erőátvitelnek kitett helyeken környező csont mikroszkopikus fáradásos töréseinek fellépése sejthető, ami végül az osteoclastok helyi aktiválódásához és lokális osteolysishez vezethet (lásd 62. oldal). A corticalis csont esetében a Young féle elaszticitási modulus 7-30 GPa, a spongiosaállomány esetében

pedig csupán 0,05-0,5 GPa. A cirkóniumoxidnál 200 GPa körüli, de még a bevonatot képező Bioverit I esetében is 70-88 GPa. [165] (Az itt megadott értékek egybefüggő tömbben lévő tiszta anyagra vonatkoznak, az anyagokból készült kompozit elaszticitási modulusáról nem található adat.) Ha a 100 µm vastagságú Bioverit I bevonat idővel elvékonyodik, vagy eltűnik, az cirkóniumoxid magasabb elaszticitási modulusa jut érvényre.

A Bioverit I bevonat ízfelszínen történő lekopása (amit a kivett protézisek tribológiai vizsgálatának hiányában nem tudtunk bizonyítani) a követlen kerámia-kerámia kontaktus kialakulása révén elméletileg az alkalmazott cirkóniumoxid alapú kerámia mag nagymértékű kopása előtt nyithat utat (lásd 69. oldal), így legalábbis részben a kopadékképződés okozta osteolyticus reakció tehető felelőssé a rossz eredményekért.

Mind a Bioverit I, mind pedig a cirkóniumoxid biokompatibilitása és kopástani tulajdonságai a korábbi tanulmányok tanulsága szerint jók. [165, 166] A cirkóniumoxid csontadhéziós potenciálja elvileg a titánéhoz hasonló, [166] és a Bioverit I esetében is sejtkultúra- illetve állatkísérletek bizonyították az osteogen sejtek nagy felszíni adhéziós hajlandóságát. [165, 224] Nem derülnek ki azonban egyértelműen a gyártó által rendelkezésre bocsátott anyagokból sem a cirkóniumoxid test, sem pedig a bevonat pontos porozitási tulajdonságai. A gyártó által kiadott termékdokumentáció és tudományos preklinikai kísérletek fotóanyaga alapján azonban nyilvánvaló, hogy tükörsima kerámiafelszín és egy kissé érdekesebb, de még mindig viszonylag sima Bioverit felszín alakítottak ki: a Bioverit felszín kisebb üregeinek a nagysága kb. 1-5 µm volt, ami két nagyságrenddel kisebb az ideálisnak tartott pórusméretnél (lásd 73. oldal). [224] Nem jöhetett létre tehát a csontszövet aktív benövése általi fizikai kapcsolat a protézissel.

A hüvelykujj nyeregízülete rendkívül nagy igénybevételnek van kitéve. Standardizált körülmények között harapófogó szerű fogásnál a hüvelykujj 1 kg-os terhelése esetén a kompressziós erők átlagosan 3 kg terhelést fejtenek ki a hüvelykujj interphalangealis ízületében, 5,4 kg terhelést az alapízületében és 12 kg-ot a nyeregízületében. Erős szorításkor pedig akár 120 kg-os kompressziós erő is felléphet a nyeregízületben. [72] Fiziológiás esetben a nyeregízületben zajlik a hüvelykujj rotációs mozgásának döntő része. [9] Protézisbeültetés után a hossz tengely körüli rotáció elvileg csakis a két protéziskomponens közt zajlik, a protéziskomponensek csatlakozásának hengerszimmetrikus kialakítása ezt korlátozás nélkül lehetővé teszi. A protézisszár

szintén hengersizmetrikus kialakítása miatt a torziós erőknek a protézisfelszín és a csontállomány között csak a súrlódás és a szöveti integráció hat ellen, ezek hiányában azonban itt is hossz tengely körüli rotáció léphet fel.

A protézis geometriai design-jának másik kérdéses aspektusa a fordított golyófoglat elrendezés (lásd 57. oldal), amelynél a forgáscentrum a klasszikus elrendezéshez képest (lásd **12. ábra** a 49. oldalon) jóval distalisabb pozícióba, az I. kézközépcsont bázisának magasságába kerül. A nyeregízületre ható izmok erőkarja, forgatónyomatéka és az izmok közti egyensúly ilyen esetben mind az anatómiás helyzettől, mind pedig a klasszikus elrendezésű protézisnél jelenlévőtől nyilvánvalóan eltér, ám egyelőre nem áll rendelkezésre az eltérést részletesebben tisztázó biomechanikai tanulmány a két alaptípusra vonatkozóan.

A tárgyalt kerámiaprotézissel kapcsolatban fontos megjegyezni, hogy a preklinikai kutatás ígéretes eredményeivel [225], valamint a más ízületben történő humán alkalmazás kezdeti lelkesedésével [226] ellentétben kimondottan rossz eredmények születtek a hüvelykujj nyeregízületénél. Minden új implantátum bevezetésekor szem előtt kel tartani, hogy a biomechanikai, sejt kultúrák, állatkísérletes eredmények, vagy akár a más ízületben/testrészben történő felhasználás eredményei nem minden esetben ültethetők át azonos sikerrel.

VI. KÖVETKEZTETÉSEK

Ízfelszínpótló protézisek összehasonlítása a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátumokkal a PIP ízület endoprotetikájában

- A pyrocarbon és titán ízfelszínpótló protézisek eredményei a posztoperatív fájdalomcsökkenés szempontjából az összevethetők a szilikonprotézisek eredményeivel.
- A terhelési fájdalom szempontjából azonban a 2. és 3. posztoperatív évben kissé felülkerekedik a szilikonprotézis az ízfelszínpótló protéziseken, feltehetően ezzel összefüggésben alakulnak a funkcionalitás score-ok is ebben az időszakban a szilikonprotézis javára. Az ujjak által kifejtendő erő szempontjából azonban nem érvényesül a szilikonprotézisek imént említett előnye, amelynek háttérében a protézistípus anyagából adódó alacsonyabb stabilitás sejtető.
- A modern ízfelszínpótló endoprotézisek esetén nagyobb számú komplikáció jelentkezik a szilikonprotézisekhez hasonlítva.
- Az új típusú protézisek közül a titán protézisek kevesebb komplikációval (elsősorban a lazulás terén) rendelkeznek, mint a pyrocarbon implantátumok.

A hüvelykujj nyeregízületi artrózisánál végzett primer és szekunder trapézcsont-eltávolítás eredményeinek összevetése

- A hüvelykujj nyeregízületének protézis eltávolítása és a primeren végzett trapézcsont-eltávolítás utáni eredményeket összehasonlítva sem nyugalmi, sem terhelési fájdalom szempontjából nem mutatkozott jelentős különbség; az ízületi mozgástartomány azonos volt a két csoportban.

A MOJE Acamo nyeregízületi endoprotézisről

- A MOJE Acamo CMC-1 protézistípus használata során jelentősen megemelkedik a protézis lazulások és elmozdulások előfordulása.

VII. ÖSSZEFOGLALÁS

A dolgozat bevezető része sorra veszi a kéz ízületeiben kialakuló artrózis lehetséges kiváltó okait. Enyhe artrózisnál a progresszió csökkentése, előrehaladottabb állapotban pedig a fájdalomcsillapítás és a funkció javítása a terápia legfőbb célja. A definitív terápia leggyakrabban sebészi: az alkalmazott műtéti opciókat szisztematikusan, ízületenként tekinti át a dolgozat. Ezek közül az egyik legfontosabb a kézben is az endoprotetika. A saját kutatási munkák e témával foglalkoznak, elsőként a proximalis interphalangealis ízületre koncentrálva. Az ízület endoprotetikájában évtizedek óta standardnak számít a szilikonelasztomer anyagú helykitöltő implantátum, amelynek azonban számos előnytelen tulajdonsága is ismert. E típust két modern ízfelszínpótló endoprotézis-típussal (pyrocarbon és titán-kobalt/króm-polietilén) hasonlítottuk össze egy prospektív randomizált tanulmány keretében. Az eredmények arra utalnak, hogy komplikációmentes esetben az új típusoktól hasonló funkciót várhatunk, a komplikációk azonban nem ritkábbak, csak másként jelentkeznek. Az ízfelszínpótló protézisek összességében nem mutattak jobb eredményt a szilikonnál, de igazolták az alkalmazásuk létjogosultságát, problémás tulajdonságaik pedig kijelölik a további fejlesztés irányát. A hüvelykujj nyeregízületének endoprotetikájában külön gondot jelent az ízület komplex anatómiája, nagy mozgásterjedelme és a benne ébredő viszonylag nagy erők hatása. Gyakoriak is a szövődmények, a definitív megoldás pedig gyakran a protézis eltávolítása. Ezt legtöbbször szekunder reszekciós artroplasztikával, gyakran felfüggesztéses ínplasztikával egyidejűleg végezzük el. Eddig kevés információ állt rendelkezésre arról, hogy e revíziós műtét az eredmények tekintetében hogyan viszonyul a primer reszekciós artroplasztikához. Egy retrospektív összehasonlító vizsgálat során arra jutottunk, hogy a posztoperatív eredmények nem térnek el egymástól jelentősen, azaz egy sikertelen protézisbeültetés összességében nem jelent a betegnek hátrányt ahhoz képest, mint amit az alternatív terápiás opció, a primer reszekciós artroplasztika jelentett volna – már ha az extra műtéttől és annak velejáróitól eltekintünk. Végezetül a hüvelykujj nyeregízületi endoprotetikájának egy sikertelen fejezetéről, egy kerámiaprotézis klinikai eredményeiről számolunk be. E típusnál jellemzően a protézisek kilazulása, illetve elmozdulása okozott problémát. A komplikációk gyökere az osteointegráció elégtelensége volt, de más protézistípusoknál is ez áll leggyakrabban a műtét utáni szövődmények hátterében.

VIII. SUMMARY

The thesis enumerates the possible causing factors of the osteoarthritis of the hand in the introduction. The primary goal of the therapy is slowing down the progression at the early stage, and pain reduction with restoration of function in a progressed disease. The definitive treatment is usually surgical, the applied options are systematically presented in the thesis. One of them is endoprosthetics, which is the topic of our own research. First, arthroplasty of the proximal interphalangeal joint is observed, where the gold standard implant is Swanson's silicone device since many decades, with well-known drawbacks. We compared this within the framework of a prospective randomized study with two modern joint surface replacement devices: one of them is made of pyrocarbon, the other consists of titanium, cobalt/chrome and polyethylene. According to the results of this study, the uncomplicated cases of surface replacement surgery might have a similar outcome, but the complications are not less common than before, rather different. Surface replacement devices did not yield better overall results than silicone arthroplasty, but they proved their legitimacy, and their downsides point the way of further research. Problems of thumb's carpometacarpal arthroplasty are related to the joint's complex anatomy, multidirectional movement and great acting forces. Consequently, complications are not rare. The solution is often the removal of the implant device, which is usually accompanied by a secondary resection-suspension arthroplasty. There is relatively few information concerning the postoperative outcomes of these revision surgeries compared to the outcome of the primary resection-suspension arthroplasties. According to the results of our retrospective comparison study, the postoperative outcomes of the two procedures do not differ substantially, so a joint replacement failure does not yield disadvantageous long-term outcomes for the patient, as if the alternative treatment option, a primary resection-suspension arthroplasty would have been done – apart from the psychological and economic burden of multiple surgeries. Finally, a detailed study is reported about the poor clinical outcomes of the thumb's carpometacarpal arthroplasty using a ceramic implant device. The main complications were implant loosening and migration in this study. Poor osteointegration has been identified as the cause of them. Usually this is the main causing factor of postoperative complications of other implant types, as well.


IX. MELLÉKLET

11. táblázat: A korábban beültetett endoprotézis eltávolításához vezető komplikációk, azaz az „RI” csoport eseteinek egyenkénti bemutatása. A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].

pár szorsz.	vizsg. csop.	a trapezek-tómia jellege	komplikációk a trapezektómiát követően	megjegyzés az utánkövetési vizsgálat során
1	RI	teljes	-	szúró fájdalom hosszabb ideig kifejtett csípő erő kifejtés során
	PT	teljes	reflexdisztrofia kialakulása	néha szúró lokális fájdalom, feszülő érzés a hüvelyk ízületeinek hajlításakor
2	RI	teljes	csak részleges eltávolítás sikerült, a protézisszár bent maradt	lokális nyomásérzékenység
	PT	teljes	-	-
3	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	a hüvelyk-alapízületi arthrodesis arthrosis miatt a műtétet követő 9. hónapban	-
4	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
5	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
6	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
7	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
8	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
9	RI	részleges	-	ritkán lokális szúró fájdalom
	PT	teljes	-	-
10	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
11	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	elhúzódó posztop. fájdalom	-
12	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	-	-
13	RI	teljes	-	-
	PT	teljes	panaszt okozó osteophyta kialakulása az I. kézközépcsont bázisánál, az eltávolítására 16 hónappal az első műtét után került sor	-
14	RI	teljes	elhúzódó posztop. fájdalom	-
	PT	teljes	-	-
15	RI	részleges	-	-
	PT	teljes	-	-
-	RI	teljes	-	-

12. táblázat: A tanulmány esetpárjainak demográfiai és egyéb adatai.

A táblázat korábbi saját publikáció részét képezi: [184].



13. táblázat: Irodalmi áttekintés (2005-2020) az általunk is alkalmazott ízfelszínpótló protézisek press-fit beültetése utáni műtéti revíziókról.

† n = az idézett tanulmányban szereplő, endoprotézissel ellátott PIP ízületek száma

press-fit és cementrögzítést is alkalmaztak, utóbbiakat kihagytuk a táblázatból

* csak 4 esetben a 24-ből (17%) történt cementezéssel implantáció

§ ugyanaz a beteganyag és a munkacsoport, de eltérő az utánkövetési idő és

eltérhet az utánvizsgálat számára rendelkezésre álló betegek köre

szerző, publ. éve típus [hivatk.]	n=beült. sz. (átl. utánk.)	Revíziós műtétek és konzervatív módon kezelt komplikációk
Titán szárú protézisekkel foglalkozó publikációk:		
Johnstone 2008 TI# [125]	n=19 (4,0 év)	5 (26%) újraoperálva, mind lazulás miatt, mellette fájdalom és ízületi merevség (→ 4 cementes rögzítés, 1 ujj amputálása)
Jennings 2008 TI# [159]	n=18 (2,9 év)	6 (33%) újraoperálva, mind lazulás miatt (→ 1 arthrodesis, 4 cementes rögzítés, 1 szilikonimplantátumra cserélés); további 2 esetben hatyúnyak-deformitás és 1 erodált palmaris corticalis csontállomány.
Jennings 2015 TI# [127]	n=18 (9,4 év)	nem történt újabb műtéti revízió
Luther 2010 TI* [126]	n=24 (2,3 év)	Intraop. törés implantációkor 4 esetben → itt cementes rögzítés. 24 (58%) újraoperálva: 9 ízületi merevség (→arthro-/tenolysis), 1 infekció (→arthrodesis), 2 kilazulás (→arthrodesis), 1 migráció (→arthrodesis), 1 hatyúnyak-deformitás (→tenodesis).
Pyrocarbon protézisekkel foglalkozó publikációk:		
Stütz 2005 PY [172]	n=13 (1,0 év)	3 (23%) újraoperálva: 1 tartós fájdalom/dagadás (→arthrodesis) und 1 posztoperatív corticalistörés a proximális protéziskomponens mentén (→arthrodesis), 1 a palmaris lemez instabilitása (→rekonstrukció)
Heers 2006 PY [202]	n=13 (1,5 év)	3 (23%) ízületi merevség (→dorsalis tenolysis)
Herrn 2006 PY [123]	n=17 (1,7 év)	1 kilazulás és süllyedés (→arthrodesis)
Reissner 2014 PY [203]	n=17 (9,7 év)	Megjegyzés: a 2006-os Herrn tanulmány megismétlése hosszútávú eredményekkel. [123]
Tuttle 2006 PY [204]	n=18 (1,1 év)	Nem történt revíziós műtét. 5 kontraktúra, 2 intraoperatív törés (nem elmozdult), 2 luxatio, 1 sebgyógyulási zavar (→konzervatív terápia vagy terápia nélkül)
Nunley 2006 PY [200]	n=7 (1,4 év)	2 (28%) újraoperálva: 1 MRSA infekció (→amputáció), 1 kilazulás (→protéziscsere szilikonra); 3 gomblyuk-deformitás (konzervatív terápia).
Branam 2007 PY [186]	n=19 (1,6 év)	Nem történt revíziós műtét. 2 intraoperatív törés (nem elmozdult) és 2 posztoperatív luxatio (→konzervatív terápia)
Bravo 2007 PY [190]	n=50 (3,1 év)	14 (28%) újraoperálva: 1 fel nem szívódott fonal (→a fonal eltávolítása), 1 csontkinövés (→a kinövés eltávolítása), 2 ízületi merevség (→tenolysis), 1 kattogó extensor in (→lágyrészkorrekció), 2 közelebből meg nem nevezett deformitás/instabilitás (→1 extensorplasztika, 1 arthrodesis), 2 hatyúnyak-deformitás (→FDS-tenodesis), 4 kilazulás (→2 esetben csere nagyobb méretű pyrocarbon-protézisre, 1 esetben csere szilikonra, 1 amputáció a beteg kérésére) und 1 ízületi merevség (→amputáció a beteg kérésére).
Meier 2007 PY [191]	n=24 (1,3 év)	3 (13%) újraoperálva: 2 luxatio és 1 infekció (→arthrodesis).
Chung 2009 PY [192]	n=21 (1,0 év)	3 posztoperatív luxatio, (→konzervatív terápia)
Wijk 2010 PY [193]	n=50 (2,0 év)	7 (14%) újraoperálva: 2 tartós fájdalom (→arthrodesis), 1 kilazulás + fájdalom (→arthrodesis), 2 ízületi merevség (→tenolysis, ebből egy esetben protéziscsere is, ismeretlen típusra), 1 sebinfekció (→két lépéses protéziscsere Sutter szilikonprotézisre)
McGuire 2011 PY [173]	n=57 (2,3 év)	12 (22%) újraoperálva: 1 az alapperc corticalisának perforációja (→csere nagyobb méretű protézisre), 3 posztop. fájdalom (→csere szilikonimplantátumra), 1 esetben az alapperc intraoperatív törése (→a műtét során cerclage-rögzítés, 3 hétre rá szilikonprotézis beültetése), 7 hatyúnyak-deformitás (→FDS-tenodesis); további 6 esetben (11%) ízületi merevség.
Petscavage '11 PY [227]	n=30 (1,4 év)	8 (27%) újraoperálva: 6 extenziós kontraktúra (3 közülük oldalszalag-elégtelenséggel), 2 ízületi merevség (→egyik esetben sem ismert az ellátás módja)
Sweets 2011 PY [201]	n=31 (4,6 év)	6 (19%) újraoperálva: 2 fájdalmas kontraktúra (→arthrodesis), 2 recidiváló luxatio (→arthrodesis), 1 flexiós kontraktúra (→csere szilikonimplantátumra), 1 exostosis-képződés (→excisio)
Heers 2012 PY [198]	n=13 (8,3 év)	2 (15%) újraoperálva: ízületi merevség (→tenolysis és osteophyta reszekció).
Hutt 2012 PY [194]	n=18 (6,2 év)	4 (22%) újraoperálva: 1 középperc-törés CRPS-szel (→amputáció), 1 tartós fájdalom (→arthrodesis), 2 ízületi merevség (→tenolysis).
Mashhadi 2012 PY [195]	n=24 (3,0 év)	3 (13%) újraoperálva: mind ízületi merevség miatt (→tenoarthrolysis); ezen kívül 9 flexiós kontraktúra (38%) és egy luxatio esetében konzervatív terápia.
Ono 2012 PY [196]	n=21 (3,7 év)	7 (33%) luxatio/subluxatio és 1 sebinfekció (→konzervatív terápia).

A táblázat a következő oldalon folytatódik.

A táblázat az előző oldalon kezdődik.

Watts 2012 PY [197]	n=97 (5,0 év)	35 (36%) újraoperálva. 13 protéziseltávolítás történt: 6 ízületi instabilitás, 3 kilazulás, 2 ízületi merevség és 1 infekció miatt (→ 9 protéziscsere szilikonra, 4-nél arthrodesis). 22 protéziseltávolítást nem igénylő revízió történt: 15 ízületi merevség (→9 arthro-/tenolysis, 3-nál az oldalszalagok percutan release műtétje, 3 mobilizáció érzéstelenítésben), 4 hattyúnyak-deformitás (→FDS-tenodesis), 1 gomblyuk-deformitás (→extensor plasztika), 1 oldalszalag-instabilitás (→oldalszalag-plasztika) és 1 zavaró fonalmaradék (→excisio).
Dickson 2015 PY [205]	n=97	az előbb felsoroltakhoz képest +1 protéziseltávolítás, az okát nem közölték (→ protéziscsere szilikonra)
Tägil 2013 PY [206]	n=89 (5,0 év)	10 (11%) újraoperálva: 2 tartós fájdalom (→arthrodesis), 1 infekció (→először szilikonprotézisre cserélve, később arthrodesis), 1 fájdalom + kilazulás (→arthrodesis), 4 ízületi merevség (→3 teno-/arthrolysis és 1 protéziscsere kisebb méretűre), 2 hattyúnyak-deformitás (→Littler féle tenodesis)
Desai 2014 PY [199]	n=20 (3,5 év)	1 (5%) újraoperálva: flexiós kontraktúra (→ az első revíziót nem közlik, a második amputáció volt a beteg kérésére). Másik 2-nél ízületi merevség (→mobilizáció érzéstelenítésben, ill. gipszelés)
Nuffel 2014 PY [207]	n=37 (n.a.)	3 (12,5%) újraoperálva: az okot nem adják meg (→ 2 arthrodesis, 1 protéziscsere szilikonra).
Storey 2015 PY [208]	n=57 (7,1 év)	8 (14%) újraoperálva: 5 fájdalmas ízületi merevség (→ 3 arthrodesis, 2 amputáció), 2 ízületi merevség (→arthrolysis), 1 hattyúnyak-deformitás (→FDS tenodesis)
Mora 2019 PY [209]	n=29 (6,4 év)	7 (24%) újraoperálva: 2 luxatio (→ csere szilikonprotézisre), 1 migráció (→ csere szilikonprotézisre) 1 distalis kilazulás (→ dist. komponens cseréje nagyobbra), 2 ízületi merevség (→arthrolysis), 1 hattyúnyak-deformitás (→FDS tenodesis)
Selig 2020 PY [210]	n=32 (9,7 év)	7 (22%) újraoperálva: 2 luxatio (→arthrodesis), 1 infekció (→arthrodesis), 1 distalis kilazulás (→ dist. komponens eltávolítása), 2 ízületi merevség (→ extensor tenolysis), 1 fájdalmas instabilitás (→ a palmaris lemez stabilizálása)

Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

Kérjük, a megfelelő válasz alatti szám bekarikázásával határozza meg, hogy az **elmúlt héten** hogyan volt képes az alábbi tevékenységek végrehajtására.

	Nehézség nélkül	Kis nehézséggel	Közepes nehézséggel	Nagy nehézséggel	Képtelen volt
1. Kinyitni egy szorosan zárt- vagy új befőttes üveget.	1	2	3	4	5
2. Írni.	1	2	3	4	5
3. Elfordítani a kulcsot a zárban.	1	2	3	4	5
4. Ennivalót készíteni.	1	2	3	4	5
5. Egy nehéz ajtót megtolva kinyitni.	1	2	3	4	5
6. A feje fölötti polcra felrakni valamit.	1	2	3	4	5
7. Nehéz házimunkát végezni (pl. falak lemosása, padló felmosása).	1	2	3	4	5
8. Kertészkedni vagy ház körül munkát végezni.	1	2	3	4	5
9. Megágyazni.	1	2	3	4	5
10. Bevásárló szatyrot vagy aktatászkát vinni.	1	2	3	4	5
11. Nehéz tárgyat cipelni (5 kg-nál nehezebbet).	1	2	3	4	5
12. Feje fölötti villanykörtét kicserélni.	1	2	3	4	5
13. Haját mosni vagy hajszárítót használni.	1	2	3	4	5

Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

23. Korlátozta-e Önt kar-, váll- és kézproblémája a rendszeres napi tevékenységek elvégzésében az **elmúlt hét** során? *(karikázza be a megfelelő számot!)*

Egyáltalán nem	Kissé	Közepesen	Erősen korlátozta	Képtelenné tette
1	2	3	4	5

Kérjük határozza meg a következő tünetek súlyosságát az **elmúlt hétre** vonatkozóan. *(karikázza be a megfelelő számot!)*

	Nem volt	Enyhe	Közepes	Súlyos	Rendkívül súlyos volt
24. Fájdalomérzés a karokban, a vállakban vagy a kezekben.	1	2	3	4	5
25. Fájdalomérzés valamely tevékenység során a karokban, a vállakban vagy a kezekben.	1	2	3	4	5
26. Zsibbadásérzés (bizsergés, szurkáló érzés) a karokban, a vállakban vagy a kezekben.	1	2	3	4	5
27. Gyengeség a karokban, a vállakban vagy a kezekben.	1	2	3	4	5
28. Merevségérzés a karokban, a vállakban vagy a kezekben.	1	2	3	4	5

29. Az alvását mennyiben zavarta a kar-, a váll- vagy a kézfájdalma az **elmúlt héten**? *(karikázza be a megfelelő számot!)*

Nem	Kicsit	Közepesen	Nagyon zavarta	Egyáltalán nem tudott emiatt aludni
1	2	3	4	5

30. Kevesbé képesnek, kevésbé magabiztosnak és kevésbé hasznosnak érzem magam a kar-, a váll- és a kézproblémáim miatt. *(karikázza be a megfelelő számot!)*

Egyáltalán nem érzi így	Nem érzi így	Így is érzi, meg nem is	Így érzi	Teljesen így érzi
1	2	3	4	5

Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

	Nehézség nélkül	Kis nehézséggel	Közepes nehézséggel	Nagy nehézséggel	Képtelen volt
14. Megmosni a hátát.	1	2	3	4	5
15. Belebújni egy pulóverbe.	1	2	3	4	5
16. Késsel ennivalót felvágni.	1	2	3	4	5
17. Könnyű szabadidős tevékenységet végezni pl. kártyázás, kötés, stb.).	1	2	3	4	5
18. Olyan szabadidős tevékenységet végezni, amely a kart, vállat vagy a kezét valamennyire igénybe veszi (pl. golfozás, teniszezés, kalapálás, szönyegporolás, stb.)	1	2	3	4	5
19. Olyan szabadidős tevékenységet végezni, melynél szabadon kell mozgatni a karját (pl. frisbee vagy strandlabda dobása, tollaslabdázás, stb.).	1	2	3	4	5
20. Közlekedni, utazni (eljutni egyik helyről a másikra).	1	2	3	4	5
21. Nemi életet élni.	1	2	3	4	5

22. Milyen mértékben akadályozta Önt kar-, váll- és kézproblémája a szokásos közös tevékenységek elvégzésében a családdal, a barátokkal, a szomszédokkal vagy egyéb közösségekkel az **elmúlt héten**? *(karikázza be a megfelelő számot!)*

Egyáltalán nem	Kissé	Közepesen	Nagyon	Rendkívülien akadályozta
1	2	3	4	5

32. ábra: DASH kérdőív magyar fordítása.

(© Institute for Work and Health, Toronto, ON Canada, 2006-2013) A magyar nyelvű fordítás Varjú C., Bálint Zs. és Czirják L. (Pécsi Tudományegyetem, Ált. Orvostudományi Kar) munkája.

X. IRODALOMJEGYZÉK

1. Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, Arnold LM, Choi H, Deyo RA, Gabriel S, Hirsch R, Hochberg MC, Hunder GG, Jordan JM, Katz JN, Kremers HM, Wolfe F, National Arthritis Data W. (2008) Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum.* 58: 26-35.
2. Kalichman L, Hernandez-Molina G. (2010) Hand osteoarthritis: an epidemiological perspective. *Semin Arthritis Rheum.* 39: 465-476.
3. Zhang Y, Niu J, Kelly-Hayes M, Chaisson CE, Aliabadi P, Felson DT. (2002) Prevalence of symptomatic hand osteoarthritis and its impact on functional status among the elderly: The Framingham Study. *Am J Epidemiol.* 156: 1021-1027.
4. Zhang Y, Terkeltaub R, Nevitt M, Xu L, Neogi T, Aliabadi P, Niu J, Felson DT. (2006) Lower prevalence of chondrocalcinosis in Chinese subjects in Beijing than in white subjects in the United States: the Beijing Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 54: 3508-3512.
5. Kalichman L, Li L, Kobylansky E. (2009) Prevalence, pattern and determinants of radiographic hand osteoarthritis in Turkmen community-based sample. *Rheumatol Int.* 29: 1143-1149.
6. Giannoudis PV, Tzioupis C, Papathanassopoulos A, Obakponovwe O, Roberts C. (2010) Articular step-off and risk of post-traumatic osteoarthritis. Evidence today. *Injury.* 41: 986-995.
7. Schenker ML, Mauck RL, Ahn J, Mehta S. (2014) Pathogenesis and prevention of posttraumatic osteoarthritis after intra-articular fracture. *J Am Acad Orthop Surg.* 22: 20-28.
8. Blalock D, Miller A, Tilley M, Wang J. (2015) Joint instability and osteoarthritis. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord.* 8: 15-23.
9. Neumann DA, Bielefeld T. (2003) The carpometacarpal joint of the thumb: stability, deformity, and therapeutic intervention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33: 386-399.
10. Voigt C, Lill H. (2004) Kombinationsverletzungen des Unterarms - Monteggia-, Galeazzi- und Essex-Lopresti-Läsion. *Aktuelle Traumatol.* 34: 270-277.
11. Butterfield WL, Joshi AB, Lichtman D. (2002) Lunotriquetral injuries. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand.* 2: 195-203.

12. Carlsen BT, Shin AY. (2008) Wrist instability. *Scand J Surg.* 97: 324-332.
13. Linscheld RL, Dobyns JH. (1989) Carpal instability. *Current Orthopaedics.* 3: 106-114.
14. Amadio PC. (1991) Carpal kinematics and instability: A clinical and anatomic primer. *Clinical Anatomy.* 4: 1-12.
15. Waldt S, Eiber M, Wörtler K. *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie.* Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2017.
16. Bickert B. (2018) Ruptur des skapholunären Interkarpalbands. *Unfallchirurg.* 121: 351-357.
17. Schmitt R, Lanz U. *Bildgebende Diagnostik der Hand.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2015: 340-356.
18. Sander AL, Sommer K, Eichler K, Marzi I, Frank J. (2018) Mediokarpale Instabilitäten der Handwurzel. *Unfallchirurg.* 121: 365-372.
19. Langer MF, Wieskotter B, Herrmann K, Oeckenpohler S. (2015) Bandplastik bei Instabilität des Sattelgelenks. *Oper Orthop Traumatol.* 27: 414-426.
20. Pillukat T, Muhldorfer-Fodor M, Fuhrmann R, Windolf J, van Schoonhoven J. (2017) Die Arthrodesese des Daumensattelgelenks. *Oper Orthop Traumatol.* 29: 395-408.
21. Pundkare GT, Patil AM. (2015) Carpometacarpal Joint Fracture Dislocation of Second to Fifth Finger. *Clin Orthop Surg.* 7: 430-435.
22. Pillukat T, Schadel-Hopfner M, Windolf J, Prommersberger KJ. (2012) Kollateralbandverletzungen der Fingergrundgelenke. *Unfallchirurg.* 115: 616-622.
23. Agout C, Bacle G, Brunet J, Marteau E, Charruau B, Laulan J, Orthopedics, Traumatology Society of Western F. (2017) Chronic instability of the thumb metacarpophalangeal joint: Seven-year outcomes of three surgical techniques. *Orthop Traumatol Surg Res.* 103: 923-926.
24. Beck JD, Klena JC. (2011) Closed reduction and treatment of 2 volar thumb metacarpophalangeal dislocations: report of 2 cases. *J Hand Surg Am.* 36: 665-669.
25. Eaton RG, Floyd WE, 3rd. (1988) Thumb metacarpophalangeal capsulodesis: an adjunct procedure to basal joint arthroplasty for collapse deformity of the first ray. *J Hand Surg Am.* 13: 449-453.
26. Christensen T, Sarfani S, Shin AY, Kakar S. (2016) Long-Term Outcomes of Primary Repair of Chronic Thumb Ulnar Collateral Ligament Injuries. *Hand (N Y).* 11:

303-309.

27. Carlo J, Dell PC, Matthias R, Wright TW. (2016) Collateral Ligament Reconstruction of the Proximal Interphalangeal Joint. *J Hand Surg Am.* 41: 129-132.
28. Rüedi TP, Murphy WM. *AO principles of fracture management.* Thieme / AO Publishing, Stuttgart - New York, 2000: 1-253.
29. Renner A, Sántha E. *A kéz sebészete.* Kadix Press Kiadó, Budapest, 2014: 117-168, 401-425, 480-501, 573-658.
30. Kleber C, Trampuz A. (2014) Antibiotikaprofylaxe in der Orthopädie und Unfallchirurgie – was, wann und wie lange applizieren? *OP-JOURNAL.* 30: 8-10.
31. Chenoweth B. (2020) Septic Joints: Finger and Wrist. *Hand Clin.* 36: 331-338.
32. Zolczer L, Glanz J. *A kéztő fedett sérülései, elváltozásai.* Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1995: 127-141.
33. van Leeuwen WF, Janssen SJ, ter Meulen DP, Ring D. (2016) What Is the Radiographic Prevalence of Incidental Kienbock Disease? *Clin Orthop Relat Res.* 474: 808-813.
34. Lenoir H, Coulet B, Lazerges C, Mares O, Croutzet P, Chammas M. (2012) Idiopathic avascular necrosis of the scaphoid: 10 new cases and a review of the literature. Indications for Preiser's disease. *Orthop Traumatol Surg Res.* 98: 390-397.
35. Peters SJ, Degreeef I, De Smet L. (2015) Avascular necrosis of the capitate: report of six cases and review of the literature. *J Hand Surg Eur Vol.* 40: 520-525.
36. Peters SJ, Verstappen C, Degreeef I, Smet LD. (2014) Avascular necrosis of the hamate: three cases and review of the literature. *J Wrist Surg.* 3: 269-274.
37. Bain GI, MacLean SB, Yeo CJ, Perilli E, Lichtman DM. (2016) The Etiology and Pathogenesis of Kienbock Disease. *J Wrist Surg.* 5: 248-254.
38. Schiltenwolf M, Martini A. (1994) Der Spontanverlauf der Lunatumnekrose. *Der Orthopäde.* 23: 243-248.
39. Wang Y, Wei L, Zeng L, He D, Wei X. (2013) Nutrition and degeneration of articular cartilage. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 21: 1751-1762.
40. Szendrői M. *Ortopédia.* Semmelweis Kiadó, Budapest, 2006: 84-86, 129-131, 134-144.
41. Kozin SH, Zlotolow DA. (2015) Madelung Deformity. *J Hand Surg Am.* 40: 2090-2098.

42. Towfigh H, Hierner R, Langer M, Friedel R. Handchirurgie. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg, 2011: 179-266, 341-398, 539-586, 709-767, 839-860, 1696-1719.
43. Blauth W, Schneider-Sickert FR. Gelenkdysplasien. Handfehlbildungen: Atlas ihrer operativen Behandlung, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 1976: 245-247.
44. Kapandji AI, Heim UF. (2002) L'ostéotomie de réorientation de la selle trapézienne. Chir Main. 21: 124-133.
45. Matussek J, Heers G, Hofbauer R, Grifka J. (2010) Angeborene skelettale Fehlbildungen in der Kinderorthopädie. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date. 5: 403-428.
46. Park MJ, Namdari S, Weiss AP. (2008) The carpal boss: review of diagnosis and treatment. J Hand Surg Am. 33: 446-449.
47. Lin YJ, Anzaghe M, Schulke S. (2020) Update on the Pathomechanism, Diagnosis, and Treatment Options for Rheumatoid Arthritis. Cells. 9, 880.
48. Berndsen M, Garanin G, Lautenbach M. (2011) Endoprothetik der rheumatischen Hand. Obere Extremität. 6: 246-252.
49. Rintelen B, Bf L. (2004) Entzündlich rheumatischer Formenkreis - eine Übersicht. Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskelettale Erkrankungen. 11: 31-36.
50. Tinkle BT. (2020) Symptomatic joint hypermobility. Best Pract Res Clin Rheumatol. 34: 101508.
51. Chidi-Ogbolu N, Baar K. (2018) Effect of Estrogen on Musculoskeletal Performance and Injury Risk. Front Physiol. 9: 1834.
52. Julian T, Glasgow N, Syeed R, Zis P. (2019) Alcohol-related peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis. J Neurol. 266: 2907-2919.
53. Lambert AP, Close CF. (2005) Charcot neuroarthropathy of the wrist in type 1 diabetes. Diabetes Care. 28: 984-985.
54. Lenz R, Kieb M, Diehl P, Grim C, Vogt S, Tischer T. (2016) Injektionen an Muskeln, Sehnen und Gelenken. Orthopade. 45: 459-468.
55. Elias A, Nelson B. (2012) Ciprofloxacin Induced Chondrotoxicity and Tendinopathy. American Journal of Pharmacology and Toxicology. 7.
56. Willey JS, Long DL, Vanderman KS, Loeser RF. (2013) Ionizing radiation causes active degradation and reduces matrix synthesis in articular cartilage. Int J Radiat Biol.

89: 268-277.

57. Bundesministerium für Justiz und Verbraucherschutz. Berufskrankheiten-Verordnung vom 31.10.1997 (BGBl. I S. 2623), geändert am 12.6.2020 (BGBl. I S. 1248). Berlin, 2020.

58. Bíró V. (2018) Újabb ismeretek a szövetépítés (tissue engineering) lehetőségeiről a kézsebészetben. *Orv Hetil.* 159: 1385-1389.

59. LR Scheker CM, I Degreef, GI Bain, ER Zancolli, RA Berger. (2014) IFSSH Report – Distal Radioulnar Joint. IFSSH Scientific Committee on Degenerative Arthritis

60. Daecke W, Streich NA, Martini AK. (2004) Die Sauvé-Kapandji-Operation. *Der Orthopäde.* 33: 698-703.

61. Hulsbergen-Kruger S, Partecke BD. (1999) Intercarpal and radiocarpal resection arthroplasty and arthrodesis. *Orthopäde.* 28: 899-906.

62. Houvet P. (2016) Intercarpal fusions: indications, treatment options and techniques. *EFORT Open Rev.* 1: 45-51.

63. Gaspar MP, Jacoby SM, Marchetto PA, DeLuca PF, Culp RW. (2017) Osteochondral Autograft Transplantation for Proximal Lunate Articular Defects. *J Wrist Surg.* 6: 329-333.

64. Igoe D, Middleton C, Hammert W. (2014) Evolution of basal joint arthroplasty and technology in hand surgery. *J Hand Ther.* 27: 115-120.

65. Davis TR, Brady O, Dias JJ. (2004) Excision of the trapezium for osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint: a study of the benefit of ligament reconstruction or tendon interposition. *J Hand Surg Am.* 29: 1069-1077.

66. Kriegs-Au G, Petje G, Fojtl E, Ganger R, Zachs I. (2004) Ligament reconstruction with or without tendon interposition to treat primary thumb carpometacarpal osteoarthritis. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 86-A: 209-218.

67. Davis TR, Brady O, Barton NJ, Lunn PG, Burke FD. (1997) Trapeziectomy alone, with tendon interposition or with ligament reconstruction? *J Hand Surg Br.* 22: 689-694.

68. De Smet L, Sioen W, Spaepen D, van Ransbeeck H. (2004) Treatment of basal joint arthritis of the thumb: trapeziectomy with or without tendon interposition/ligament reconstruction. *Hand Surg.* 9: 5-9.

69. Gangopadhyay S, McKenna H, Burke FD, Davis TR. (2012) Five- to 18-year follow-up for treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis: a prospective comparison of

excision, tendon interposition, and ligament reconstruction and tendon interposition. *J Hand Surg Am.* 37: 411-417.

70. Kuhns CA, Emerson ET, Meals RA. (2003) Hematoma and distraction arthroplasty for thumb basal joint osteoarthritis: a prospective, single-surgeon study including outcomes measures. *J Hand Surg Am.* 28: 381-389.

71. Luria S, Waitayawinyu T, Nemecek N, Huber P, Tencer AF, Trumble TE. (2007) Biomechanic analysis of trapeziectomy, ligament reconstruction with tendon interposition, and tie-in trapezium implant arthroplasty for thumb carpometacarpal arthritis: a cadaver study. *J Hand Surg Am.* 32: 697-706.

72. Cooney WP, 3rd, Chao EY. (1977) Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am.* 59: 27-36.

73. Bruser P. (2008) [Modified volar plate arthroplasty for posttraumatic and idiopathic osteoarthritis of the metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints]. *Orthopade.* 37: 1180-1186.

74. Micev AJ, Gaspar MP, Culp RW. (2016) Osteochondral Autograft Transfer for Treatment of Metacarpophalangeal and Interphalangeal Cartilage Defects. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 20: 108-112.

75. Cefalu CA, Jr., Blazar PE, Simmons BP, Earp BE. (2019) Long-term Outcomes of Silastic Arthroplasty of the Thumb Metacarpophalangeal Joint. *Hand (N Y).* 1558944719878841.

76. Gong HS, Chung MS, Oh JH, Lee YH, Lee YK, Baek GH. (2008) Ligament reconstruction and tendon interposition for advanced posttraumatic arthritis of the proximal interphalangeal joint: 3 case reports. *J Hand Surg Am.* 33: 1573-1578.

77. Vonderlind HC, Eisenschenk A, Jurgensen I, Kim S, Millrose M. (2019) Die Arthrodesse des Fingermittelgelenkes: eine Literaturanalyse. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 51: 6-18.

78. Gruber L, Kohut G, Voser T. (2020) Thumb Interphalangeal Joint Replacement as an Alternative to Joint Fusion. *Adv Orthop.* 2020: Article ID 2961523.

79. Neukom L, Marks M, Hensler S, Kundig S, Herren DB, Schindele S. (2020) Silicone arthroplasty versus screw arthrodesis in distal interphalangeal joint osteoarthritis. *J Hand Surg Eur Vol.* 45: 615-621.

80. Berger RA. (1989) A Brief History of Finger Arthroplasty. *The Iowa orthopaedic*

journal. 9: 77-82.

81. Kennedy CD, Huang JI. (2016) Prosthetic Design in Total Wrist Arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 47: 207-218.
82. Fernandez DL, Joneschild ES, Abella DM. (2006) Treatment of failed Sauve-Kapandji procedures with a spherical ulnar head prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 445: 100-107.
83. Butz KD, Merrell G, Nauman EA. (2012) A biomechanical analysis of finger joint forces and stresses developed during common daily activities. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 15: 131-140.
84. Friedrich N, Wirz D, Lapatki B, Schmidt F, Simon U, Wilke H-J, Steiner M, Freutel M, Augat P, Jonas R, Volkheimer D, Dürselen L, Warnecke D, Berger-Roscher N, Claes L, Graf N. Basic Biomechanics and Biomechanical Methods for Experimental Research of the Musculoskeletal System. 15th Biomechanical Summer Course, Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics, University of Ulm; 22-25.07.2014.
85. Rikli DA, Honigmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T. (2007) Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results. *J Hand Surg Am.* 32: 67-75.
86. Ladd AL, Weiss AP, Crisco JJ, Hagert E, Wolf JM, Glickel SZ, Yao J. (2013) The thumb carpometacarpal joint: anatomy, hormones, and biomechanics. *Instr Course Lect.* 62: 165-179.
87. Tamás P, Bojtos A, Décsei-Paróczy A, Fekete RT. *Végeselem módszerek.* BME-MOGI Kiadó, Budapest, 2014: 40-110.
88. Faudot B, Milan J-L, Goislard de Monsabert B, Le Corroller T, Vigouroux L. (2020) Estimation of joint contact pressure in the index finger using a hybrid finite element musculoskeletal approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 23: 1225-1235.
89. Completo A, Nascimento A, Girao AF, Fonseca F. (2018) Biomechanical evaluation of pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: An in-vitro analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 52: 72-78.
90. Completo A, Nascimento A, Neto F. (2016) Total arthroplasty of basal thumb joint with Elektra prosthesis: an in vitro analysis. *J Hand Surg Eur Vol.* 41: 930-938.
91. Schmidt HM, Lanz U. *Chirurgische Anatomie der Hand.* Thieme, Stuttgart - New

York, 2003: 106-114, sm205-212.

92. Brand PW, Hollister A. Clinical mechanics of the hand. Mosby Year Book, St. Louis, 1993: 13-44, 35-59sch.

93. Renner A, Sántha E. Kéz sérülések ellátásáról képekben. Literatura Medica Kiadó, Budapest, 1992: 82-97.

94. Zumhasch R, Wagner M, Klausch S, Hirt B. Anatomie und Bimechanik der Hand. Thieme, Stuttgart, 2012: 73-74.

95. Rozmaryn LM. (2017) The Collateral Ligament of the Digits of the Hand: Anatomy, Physiology, Biomechanics, Injury, and Treatment. J Hand Surg Am. 42: 904-915.

96. Zhu AF, Rahgozar P, Chung KC. (2018) Advances in Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty: Biomechanics and Biomaterials. Hand Clin. 34: 185-194.

97. Dumont C, Albus G, Kubein-Meesenburg D, Fanghänel J, Stürmer KM, Nägerl H. (2008) Morphology of the Interphalangeal Joint Surface and Its Functional Relevance. The Journal of Hand Surgery. 33: 9-18.

98. Hess F, Fürnstahl P, Gallo L-M, Schweizer A. (2013) 3D Analysis of the Proximal Interphalangeal Joint Kinematics during Flexion. Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2013: 138063.

99. Hume MC, Gellman H, McKellop H, Brumfield RH, Jr. (1990) Functional range of motion of the joints of the hand. J Hand Surg Am. 15: 240-243.

100. Schmidt K. (2013) Erfolge in der Endoprothetik: Versorgung der Fingergelenke. Akt Rheumatol. 39: 106-113.

101. Guilak F. (2011) Biomechanical factors in osteoarthritis. Best Pract Res Clin Rheumatol. 25: 815-823.

102. Harding DC, Brandt KD, Hillberry BM. (1993) Finger joint force minimization in pianists using optimization techniques. J Biomech. 26: 1403-1412.

103. Neumann DA, Kelly ER, Kiefer CL, Martens K, Grosz CM. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. Elsevier, St. Louis, Missouri, 2017: 77-116, 218-315.

104. Richard HA, Sander M. Technische Mechanik. Statik. Springer Vieweg, Wiesbaden, 2016: 190-192.

105. Daecke W, Kaszap B, Martini AK, Hagena FW, Rieck B, Jung M. (2012) A

prospective, randomized comparison of 3 types of proximal interphalangeal joint arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 37: 1770-1779 e1771-1773. A publikációból származó ábrák és táblázatok az Elsevier kiadó szerzőkre vonatkozó irányelvei szerint kerültek felhasználásra a PhD disszertációban.

106. Jung M, Wieloch P, Lorenz H, Gotterbarm T, Veyel K, Daniels M, Martini AK, Daecke W. (2008) Comparison of cobalt chromium, ceramic and pyrocarbon hemiprosthesis in a rabbit model: Ceramic leads to more cartilage damage than cobalt chromium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 85: 427-434.

107. D'Agostino P, Dourthe B, Kerkhof F, Stockmans F, Vereecke EE. (2017) In vivo kinematics of the thumb during flexion and adduction motion: Evidence for a screw-home mechanism. *J Orthop Res.* 35: 1556-1564.

108. Schneider MTY, Zhang J, Crisco JJ, Weiss AC, Ladd AL, Mithraratne K, Nielsen P, Besier T. (2017) Trapeziometacarpal joint contact varies between men and women during three isometric functional tasks. *Med Eng Phys.* 50: 43-49.

109. Langer MF, Wieskötter B, Herrmann K, Oeckenpöhler S. (2015) Bandplastik bei Instabilität des Sattelgelenks. *Operative Orthopädie und Traumatologie.* 27: 414-426.

110. Jarque-Bou NJ, Scano A, Atzori M, Muller H. (2019) Kinematic synergies of hand grasps: a comprehensive study on a large publicly available dataset. *J Neuroeng Rehabil.* 16: 63.

111. Karakostis FA, Haeufle D, Anastopoulou I, Moraitis K, Hotz G, Turloukis V, Harvati K. (2021) Biomechanics of the human thumb and the evolution of dexterity. *Current Biology.* 31: 1317-1325.e1318.

112. Paul Smutz W, Kongsayreepong A, Hughes RE, Niebur G, Cooney WP, An K-N. (1998) Mechanical advantage of the thumb muscles. *Journal of Biomechanics.* 31: 565-570.

113. Imaeda T, Cooney WP, Niebur GL, Linscheid RL, An K-N. (1996) Kinematics of the trapeziometacarpal joint: A biomechanical analysis comparing tendon interposition arthroplasty and total-joint arthroplasty. *Journal of Hand Surgery.* 21: 544-553.

114. Uchiyama S, Cooney WP, Niebur G, An K-N, Linscheid RL. (1999) Biomechanical analysis of the trapeziometacarpal joint after surface replacement arthroplasty. *Journal of Hand Surgery.* 24: 483-490.

115. Cooney Wr, Chao E. (1977) Biomechanical analysis of static forces in the thumb

during hand function. *JBJS*. 59: 27-36.

116. Shah DS, Middleton C, Gurdezi S, Horwitz MD, Kedgley AE. (2020) The Effect of Surgical Treatments for Trapeziometacarpal Osteoarthritis on Wrist Biomechanics: A Cadaver Study. *J Hand Surg Am*. 45: 389-398.

117. Deb R, Sauerbier M, Rauschmann MA. (2003) Geschichte der Endoprothetik der Fingergelenke. *Orthopade*. 32: 770-778.

118. Hagen FW. Fingergelenkendoprothesen. In: *Rheumaorthopädie*. (Assoziation für Orthopädische Rheumatologie), Steinkopff, 2005: 231-244.

119. Medical Advisory Secretariat, Ministry of Health and Long-Term Care, Canada. Pyrocarbon finger joint implant: an evidence-based analysis. *Ont Health Technol Assess Ser*, 2004, 4: 1-31.

120. Linscheid RL, Murray PM, Vidal MA, Beckenbaugh RD. (1997) Development of a surface replacement arthroplasty for proximal interphalangeal joints. *J Hand Surg Am*. 22: 286-298.

121. Namdari S, Weiss AP. (2009) Anatomically neutral silicone small joint arthroplasty for osteoarthritis. *J Hand Surg Am*. 34: 292-300.

122. Kobayashi K, Terrono AL. (2003) Proximal interphalangeal joint arthroplasty of the hand. 3: 219-226.

123. Herren DB, Schindele S, Goldhahn J, Simmen BR. (2006) Problematic bone fixation with pyrocarbon implants in proximal interphalangeal joint replacement: short-term results. *J Hand Surg Br*. 31: 643-651.

124. Naylor A, Talwalkar SC, Trail IA, Joyce TJ. (2015) In Vitro Wear Testing of a CoCr-UHMWPE Finger Prosthesis with Hydroxyapatite Coated CoCr Stems. *Lubricants*. 3: 244-255.

125. Johnstone BR, Fitzgerald M, Smith KR, Currie LJ. (2008) Cemented versus uncemented surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal joint with a mean 5-year follow-up. *J Hand Surg Am*. 33: 726-732.

126. Luther C, Germann G, Sauerbier M. (2010) Proximal Interphalangeal Joint Replacement with Surface Replacement Arthroplasty (SR-PIP): Functional Results and Complications. *Hand (N Y)*. 5: 233-240.

127. Jennings CD, Livingstone DP. (2015) Surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal joint using the SR PIP implant: long-term results. *J Hand Surg*

Am. 40: 469-473 e466.

128. Amirtharajah M, Fufa D, Lightdale N, Weiland A. (2011) Conical, radiographic, and patient-reported results of surface replacing proximal interphalangeal joint arthroplasty of the hand. *Iowa Orthop J.* 31: 140-144.

129. Ampofo C, Aerni M. (2011) Erfahrungen mit der SRTM-PIP-Prothese als Gelenkersatz: Eine retrospektive Studie mit einer Follow-up Periode von 2,4 Jahren. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 43: 167-174.

130. Murray PM, Linscheid RL, Cooney WP, 3rd, Baker V, Heckman MG. (2012) Long-term outcomes of proximal interphalangeal joint surface replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 94: 1120-1128.

131. Vogt R, Aerni M, Ampofo C, Schmelzer-Schmied N. (2012) Die PIP-Prothese - Was haben wir gelernt? Erfahrungen über 10 Jahre. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 44: 293-299.

132. Bellemère P. (2018) Pyrocarbon implants for the hand and wrist. *Hand Surgery and Rehabilitation.* 37: 129-154.

133. More RB, Haubold AD, Bokros JC. Pyrolytic Carbon for Long-Term Medical Implants. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE editors, *Biomaterials Science (Third Edition)*, Academic Press, 2013: 209-222.

134. AscensionOrthopaedics. Ascension PIP Pyrocarbon Total Joint. LC-04-207-001 rev C ed. Austin 2002.

135. Naylor A, Bone MC, Unsworth A, Talwalkar SC, Trail IA, Joyce TJ. (2015) In vitro wear testing of the PyroCarbon proximal interphalangeal joint replacement: Five million cycles of flexion and extension. *Proc Inst Mech Eng H.* 229: 362-368.

136. Chakrabarti AJ, Robinson AH, Gallagher P. (1997) De la Caffiniere thumb carpometacarpal replacements. 93 cases at 6 to 16 years follow-up. *J Hand Surg Br.* 22: 695-698.

137. Hansen TBk, Homilius M. (2010) Failed total carpometacarpal joint prosthesis of the thumb: Results after resection arthroplasty. *Journal of Plastic Surgery and Hand Surgery.* 44: 171-174.

138. Hernandez-Cortes P, Pajares-Lopez M, Robles-Molina MJ, Gomez-Sanchez R, Toledo-Romero MA, De Torres-Urrea J. (2012) Two-year outcomes of Elektra prosthesis for trapeziometacarpal osteoarthritis: a longitudinal cohort study. *J Hand Surg Eur Vol.*

37: 130-137.

139. Pendse A, Nisar A, Shah SZ, Bhosale A, Freeman JV, Chakrabarti I. (2009) Surface replacement trapeziometacarpal joint arthroplasty--early results. *J Hand Surg Eur* Vol. 34: 748-757.

140. Perez-Ubeda MJ, Garcia-Lopez A, Marco Martinez F, Junyent Vilanova E, Molina Martos M, Lopez-Duran Stern L. (2003) Results of the cemented SR trapeziometacarpal prosthesis in the treatment of thumb carpometacarpal osteoarthritis. *J Hand Surg Am.* 28: 917-925.

141. Wachtl SW, Guggenheim PR, Sennwald GR. (1998) Cemented and non-cemented replacements of the trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Br.* 80: 121-125.

142. Branemark R, Branemark PI, Rydevik B, Myers RR. (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev.* 38: 175-181.

143. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. (2009) Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 9: 61-71.

144. Teissier J, Teissier P, Toffoli A. (2021) Trapeziometacarpal prostheses. *Hand Surg Rehabil.* 40S: S106-S116.

145. Vitale MA, Taylor F, Ross M, Moran SL. (2013) Trapezium prosthetic arthroplasty (silicone, Artelon, metal, and pyrocarbon). *Hand Clin.* 29: 37-55.

146. Lerebours A, Marin F, Bouvier S, Egles C, Rassineux A, Masquelet AC. (2020) Trends in Trapeziometacarpal Implant Design: A Systematic Survey Based on Patents and Administrative Databases. *J Hand Surg Am.* 45: 223-238.

147. Ulrich-Vinther M, Puggaard H, Lange B. (2008) Prospective 1-year follow-up study comparing joint prosthesis with tendon interposition arthroplasty in treatment of trapeziometacarpal osteoarthritis. *J Hand Surg Am.* 33: 1369-1377.

148. Robles-Molina MJ, Lopez-Caba F, Gomez-Sanchez RC, Cardenas-Grande E, Pajares-Lopez M, Hernandez-Cortes P. (2017) Trapeziectomy With Ligament Reconstruction and Tendon Interposition Versus a Trapeziometacarpal Prosthesis for the Treatment of Thumb Basal Joint Osteoarthritis. *Orthopedics.* 40: e681-e686.

149. Erne H, Scheiber C, Schmauss D, Loew S, Cerny M, Ehrl D, Schmauss V, Machens H-G, Muhl P. (2018) Total Endoprosthesis Versus Lundborg's Resection Arthroplasty for the Treatment of Trapeziometacarpal Joint Osteoarthritis. *Plastic and reconstructive surgery Global open.* 6: e1737-e1737.

150. Cebrian-Gomez R, Lizaur-Utrilla A, Sebastia-Forcada E, Lopez-Prats FA. (2019) Outcomes of cementless joint prosthesis versus tendon interposition for trapeziometacarpal osteoarthritis: a prospective study. *J Hand Surg Eur* Vol. 44: 151-158.
151. Froschauer SM, Holzbauer M, Schnelzer RF, Behawy M, Kwasny O, Aitzetmuller MM, Machens HG, Duscher D. (2020) Total arthroplasty with Ivory((R)) prosthesis versus resection-suspension arthroplasty: a retrospective cohort study on 82 carpometacarpal-I osteoarthritis patients over 4 years. *Eur J Med Res*. 25: 13.
152. Frost HM. (2000) The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *J Bone Miner Metab*. 18: 305-316.
153. Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. (2000) Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 405: 704-706.
154. Creecy A, Damrath JG, Wallace JM. (2020) Control of Bone Matrix Properties by Osteocytes. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 11: 578477.
155. Qin L, Liu W, Cao H, Xiao G. (2020) Molecular mechanosensors in osteocytes. *Bone Res*. 8: 23.
156. Roth A. (2015) Periprothetische Osteopenie. *Osteologie*. 24: 158-162.
157. Knutsen AR, Lau N, Longjohn DB, Ebramzadeh E, Sangiorgio SN. (2017) Periprosthetic femoral bone loss in total hip arthroplasty: systematic analysis of the effect of stem design. *Hip Int*. 27: 26-34.
158. Maes C, Dunaud JL, Moughabghab M, Benaissa S, Henry L, Gueriat F. (2010) Résultats à plus de cinq ans du traitement de la rhizarthrose par la prothèse Rubis II. À propos de 118 implantations. *Chir Main*. 29: 360-365.
159. Jennings CD, Livingstone DP. (2008) Surface replacement arthroplasty of the proximal interphalangeal joint using the PIP-SRA implant: results, complications, and revisions. *J Hand Surg Am*. 33: 1565 e1561-1511.
160. Patil N, Goodman SB. Wear particles and osteolysis. In: Deb S (szerk.), *Orthopaedic Bone Cements*, Woodhead Publishing, 2008: 140-163.
161. Menyhárt J, Fazekas L, Deák K. Gépészeti rendszerek károsodása, javítástechnológiája és karbantartása. *Debreceni Egyetem*, 2018: 20-36.
162. Takakubo Y, Berce A, Trebše R, Tamaki Y, Milošev I, Al-Samadi A, Tiainen

VM, Orton n, Konttinen YT. Bio-tribocorrosion in biomaterials and medical implants: Wear and corrosion in the loosening of total joint replacements (TJR). Elsevier Science, 2013: 74-110.

163. Hirakawa K, Bauer TW, Culver JE, Wilde AH. (1996) Isolation and quantitation of debris particles around failed silicone orthopedic implants. *J Hand Surg Am.* 21: 819-827.

164. Revell PA. Joint replacement technology. Elsevier/Woodhead Publishing, Woodhead Publishing is an imprint of Elsevier, Amsterdam ; Boston, 2014: 31-61, 152-166, 186-211, 298-369.

165. Hench LL. An Introduction to bioceramics. Imperial College Press, London, 2013: 12-15, 215-228.

166. Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. (2016) Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices.* 13: 945-963.

167. Grosse S, Haugland HK, Lilleng P, Ellison P, Hallan G, Hol PJ. (2015) Wear particles and ions from cemented and uncemented titanium-based hip prostheses-a histological and chemical analysis of retrieval material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 103: 709-717.

168. Klawitter JJ, Patton J, More R, Peter N, Podnos E, Ross M. (2020) In vitro comparison of wear characteristics of PyroCarbon and metal on bone: Shoulder hemiarthroplasty. *Shoulder Elbow.* 12: 11-22.

169. Daecke W, Veyel K, Wieloch P, Jung M, Lorenz H, Martini AK. (2006) Osseointegration and mechanical stability of pyrocarbon and titanium hand implants in a load-bearing in vivo model for small joint arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 31: 90-97.

170. Wawrzynski J, Gil JA, Goodman AD, Waryasz GR. (2017) Hypersensitivity to Orthopedic Implants: A Review of the Literature. *Rheumatol Ther.* 4: 45-56.

171. Hadjicharalambous C, Prymak O, Loza K, Buyakov A, Kulkov S, Chatzinikolaidou M. (2015) Effect of Porosity of Alumina and Zirconia Ceramics toward Pre-Osteoblast Response. *Front Bioeng Biotechnol.* 3: 175.

172. Stutz N, Meier R, Krimmer H. (2005) Ersatz von Fingermittelgelenken mit Pyrocarbonprothesen. Erfahrungswerte nach 1 Jahr. *Unfallchirurg.* 108: 365-369.

173. McGuire DT, White CD, Carter SL, Solomons MW. (2011) Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: outcomes of a cohort study. *J Hand Surg Eur Vol.* 37:

490-496.

174. Armstrong AL, Hunter JB, Davis TR. (1994) The prevalence of degenerative arthritis of the base of the thumb in post-menopausal women. *J Hand Surg Br.* 19: 340-341.

175. Salem H, Davis TR. (2012) Six year outcome excision of the trapezium for trapeziometacarpal joint osteoarthritis: is it improved by ligament reconstruction and temporary Kirschner wire insertion? *J Hand Surg Eur Vol.* 37: 211-219.

176. Hansen TB, Vainorius D. (2008) High loosening rate of the Moje Acamo prosthesis for treating osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg Eur Vol.* 33: 571-574.

177. Daecke W, Streich N, Schneider S, Martini AK. (2005) Stellenwert der Endoprothetik im Bereich der Handchirurgie. *Unfallchirurg.* 108: 119-126.

178. Ignatius A, Peraus M, Schorlemmer S, Augat P, Burger W, Leyen S, Claes L. (2005) Osseointegration of alumina with a bioactive coating under load-bearing and unloaded conditions. *Biomaterials.* 26: 2325-2332.

179. Westphal T. (2007) Reliabilität und Veränderungssensitivität der deutschen Version des Fragebogens Arm, Schulter und Hand (DASH). *Unfallchirurg.* 110: 548-552.

180. Eaton RG, Glickel SZ. (1987) Trapeziometacarpal osteoarthritis. Staging as a rationale for treatment. *Hand Clin.* 3: 455-471.

181. Epping W, Noack G. (1983) Die operative Behandlung der Sattelgelenksarthrose. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 15: 168-176.

182. Kaszap B, Daecke W, Jung M. (2012) High frequency failure of the Moje thumb carpometacarpal joint arthroplasty. *J Hand Surg Eur Vol.* 37: 610-616 A publikációból származó ábrák és táblázatok a SAGE kiadó szerzőkre vonatkozó irányelvei szerint kerültek felhasználásra a PhD disszertációban.

183. Adams BD, Pomerance J, Nguyen A, Kuhl TL. (2009) Early outcome of spherical ceramic trapezial-metacarpal arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 34: 213-218.

184. Kaszap B, Daecke W, Jung M. (2013) Outcome comparison of primary trapeziectomy versus secondary trapeziectomy following failed total trapeziometacarpal joint replacement. *J Hand Surg Am.* 38: 863-871 e863 A publikációból származó ábrák és táblázatok az Elsevier kiadó szerzőkre vonatkozó irányelvei szerint kerültek felhasználásra a PhD disszertációban.

185. Takigawa S, Meletiou S, Sauerbier M, Cooney WP. (2004) Long-term assessment of Swanson implant arthroplasty in the proximal interphalangeal joint of the hand. *J Hand Surg Am.* 29: 785-795.
186. Branam BR, Tuttle HG, Stern PJ, Levin L. (2007) Resurfacing arthroplasty versus silicone arthroplasty for proximal interphalangeal joint osteoarthritis. *J Hand Surg Am.* 32: 775-788.
187. Stahlenbrecher A, Hoch J. (2009) Mittelgelenkersatz durch Silikonspacer - Vergleichende Untersuchung und Evaluierung von Swanson- und NeuFlex-Gelenkimplantaten mit einem neuen Bewertungsschema. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 41: 156-165.
188. Chan K, Ayeni O, McKnight L, Ignacy TA, Farrokhyar F, Thoma A. (2013) Pyrocarbon versus silicone proximal interphalangeal joint arthroplasty: a systematic review. *Plast Reconstr Surg.* 131: 114-124.
189. Herren DB, Simmen BR. (2000) Palmar approach in flexible implant arthroplasty of the proximal interphalangeal joint. *Clin Orthop Relat Res.* 131-135.
190. Bravo CJ, Rizzo M, Hormel KB, Beckenbaugh RD. (2007) Pyrolytic carbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: results with minimum two-year follow-up evaluation. *J Hand Surg Am.* 32: 1-11.
191. Meier R, Schulz M, Krimmer H, Stutz N, Lanz U. (2007) Proximal interphalangeal joint replacement with pyrolytic carbon prostheses. *Oper Orthop Traumatol.* 19: 1-15.
192. Chung KC, Ram AN, Shauver MJ. (2009) Outcomes of pyrolytic carbon arthroplasty for the proximal interphalangeal joint. *Plast Reconstr Surg.* 123: 1521-1532.
193. Wijk U, Wollmark M, Kopylov P, Tagil M. (2010) Outcomes of proximal interphalangeal joint pyrocarbon implants. *J Hand Surg Am.* 35: 38-43.
194. Hutt JR, Gilleard O, Hacker A, Citron N. (2012) Medium-term outcomes of pyrocarbon arthroplasty of the proximal interphalangeal joint. *J Hand Surg Eur Vol.* 37: 497-500.
195. Mashhadi SA, Chandrasekharan L, Pickford MA. (2012) Pyrolytic carbon arthroplasty for the proximal interphalangeal joint: results after minimum 3 years of follow-up. *J Hand Surg Eur Vol.* 37: 501-505.
196. Ono S, Shauver MJ, Chang KW, Chung KC. (2012) Outcomes of pyrolytic carbon

arthroplasty for the proximal interphalangeal joint at 44 months' mean follow-up. *Plast Reconstr Surg.* 129: 1139-1150.

197. Watts AC, Hearnden AJ, Trail IA, Hayton MJ, Nuttall D, Stanley JK. (2012) Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: minimum two-year follow-up. *J Hand Surg Am.* 37: 882-888.

198. Heers G, Springorum HR, Baier C, Gotz J, Grifka J, Renkawitz T. (2012) Proximal interphalangeal joint replacement with an unconstrained pyrocarbon prosthesis (Ascension(R)): a long-term follow-up. *J Hand Surg Eur Vol.* 38: 680-685.

199. Desai A, Gould FJ, Mackay DC. (2014) Outcome of pyrocarbon proximal interphalangeal joint replacement. *Hand Surg.* 19: 77-83.

200. Nunley RM, Boyer MI, Goldfarb CA. (2006) Pyrolytic carbon arthroplasty for posttraumatic arthritis of the proximal interphalangeal joint. *J Hand Surg Am.* 31: 1468-1474.

201. Sweets TM, Stern PJ. (2011) Pyrolytic carbon resurfacing arthroplasty for osteoarthritis of the proximal interphalangeal joint of the finger. *J Bone Joint Surg Am.* 93: 1417-1425.

202. Heers G, Grifka J, Borisch N. (2006) Erste Ergebnisse nach Implantation einer Pyrocarbonprothese bei Mittelgelenksarthrose. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 144: 609-613.

203. Reissner L, Schindele S, Hensler S, Marks M, Herren DB. (2014) Ten year follow-up of pyrocarbon implants for proximal interphalangeal joint replacement. *J Hand Surg Eur Vol.* 39: 582-586.

204. Tuttle HG, Stern PJ. (2006) Pyrolytic carbon proximal interphalangeal joint resurfacing arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 31: 930-939.

205. Dickson DR, Nuttall D, Watts AC, Talwalkar SC, Hayton M, Trail IA. (2015) Pyrocarbon Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty: Minimum Five-Year Follow-Up. *J Hand Surg Am.* 40: 2142-2148 e2144.

206. Tagil M, Geijer M, Abramo A, Kopylov P. (2013) Ten years' experience with a pyrocarbon prosthesis replacing the proximal interphalangeal joint. A prospective clinical and radiographic follow-up. *J Hand Surg Eur Vol.* 39: 587-595.

207. Van Nuffel M, Degreef I, Willems S, De Smet L. (2014) Proximal interphalangeal joint replacement: resurfacing pyrocarbon versus silicone arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 80: 190-195.

208. Storey PA, Goddard M, Clegg C, Birks ME, Bostock SH. (2015) Pyrocarbon proximal interphalangeal joint arthroplasty: a medium to long term follow-up of a single surgeon series. *J Hand Surg Eur Vol.* 40: 952-956.
209. Mora AN, Earp BE, Blazar PE. (2020) Midterm Clinical and Radiographic Follow-Up of Pyrolytic Carbon PIP Arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 45: 253 e251-253 e256.
210. Selig HF, Schulz M, Pillukat T, Prommersberger KJ, van Schoonhoven J, Muhldorfer-Fodor M. (2020) Outcome of proximal interphalangeal joint replacement with pyrocarbon implants: a long-term longitudinal follow-up study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 140: 1847-1857.
211. Wagner ER, Robinson WA, Houdek MT, Moran SL, Rizzo M. (2019) Proximal Interphalangeal Joint Arthroplasty in Young Patients. *J Am Acad Orthop Surg.* 27: 444-450.
212. Bodmer E, Marks M, Hensler S, Schindele S, Herren DB. (2020) Comparison of outcomes of three surgical approaches for proximal interphalangeal joint arthroplasty using a surface-replacing implant. *J Hand Surg Eur Vol.* 45: 608-614.
213. Pettersson K, Amilon A, Rizzo M. (2015) Pyrolytic carbon hemiarthroplasty in the management of proximal interphalangeal joint arthritis. *J Hand Surg Am.* 40: 462-468.
214. van Rijn J, Gosens T. (2010) A cemented surface replacement prosthesis in the basal thumb joint. *J Hand Surg Am.* 35: 572-579.
215. van Cappelle HG, Elzenga P, van Horn JR. (1999) Long-term results and loosening analysis of de la Caffiniere replacements of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg Am.* 24: 476-482.
216. Hansen TB, Snerum L. (2008) Elektra trapeziometacarpal prosthesis for treatment of osteoarthritis of the basal joint of the thumb. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 42: 316-319.
217. Regnard PJ. (2006) Electra trapezio metacarpal prosthesis: results of the first 100 cases. *J Hand Surg Br.* 31: 621-628.
218. Thillemann JK, Thillemann TM, Munk B, Krøner K. (2015) High revision rates with the metal-on-metal Motec carpometacarpal joint prosthesis. *Journal of Hand Surgery (European Volume).* 41: 322-327.

219. Lenoir H, Erbland A, Lumens D, Coulet B, Chammas M. (2016) Trapeziectomy and ligament reconstruction tendon interposition after failed trapeziometacarpal joint replacement. *Hand Surgery and Rehabilitation*. 35: 21-26.
220. McGraw IW, Jameson SS, Kumar CS. (2010) Mid-term results of the Moje Hallux MP joint replacement. *Foot Ankle Int*. 31: 592-599.
221. Fuhrmann RA, Martin X. (2009) Intrinsisches Implantatversagen der Moje-Prothese an den Zehengrundgelenken. *Fuß & Sprunggelenk*. 7: 31-38.
222. Giddins G. (2012) Thumb arthroplasties. *J Hand Surg Eur Vol*. 37: 603-604.
223. Malhotra R, Garg B. (2016) Ceramic trapezio-metacarpal arthroplasty: Probably half is better than full. *J Clin Orthop Trauma*. 7: 88-91.
224. Liefeith K. (2004) Zellbiologische Bewertung von Zirkonoxidkeramik und mit Bioverit I - beschichteter Zirkonoxidkeramik für die Applikation als Kleingelenk (előadás). articotec.de/wp-content/uploads/2016/2004/Biokeramik-Gerhard.pdf (utoljára letöltve: 2021. december 2012.).
225. Weisser J, Schnabelrauch M. (2004) Bioverträglichkeit von Keramik-Implantaten durch Zellkulturuntersuchungen. Bericht zum Beratungsvertrag von INNOVENT e.V. Technologieentwicklung für Moje Keramik-Implantate GmbH. 1-25.
226. Ruf S, Baer W. (2002) Arthroplasty of the Proximal Interphalangeal Joint with a New Ceramic Implant. *Osteosynthesis and Trauma Care*. 10: 155-159.
227. Petscavage JM, Ha AS, Chew FS. (2011) Arthroplasty of the hand: radiographic outcomes of pyrolytic carbon proximal interphalangeal and metacarpophalangeal joint replacements. *AJR Am J Roentgenol*. 197: 1177-1181.

XI. SAJÁT PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE

A disszertációhoz kapcsolódó közlemények:

1. Daecke W, Kaszap B, Martini AK, Hagen FW, Rieck B, Jung M. (2012) A prospective, randomized comparison of 3 types of proximal interphalangeal joint arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 37: 1770-1779 e1771-1773.
2. Kaszap B, Daecke W, Jung M. (2012) High frequency failure of the Moje thumb carpometacarpal joint arthroplasty. *J Hand Surg Eur Vol.* 37: 610-616.
3. Kaszap B, Daecke W, Jung M. (2013) Outcome comparison of primary trapeziectomy versus secondary trapeziectomy following failed total trapeziometacarpal joint replacement. *J Hand Surg Am.* 38: 863-871 e863.

A disszertációtól független közlemények:

4. Jung M, Kaszap B, Redohl A, Steck E, Breusch S, Richter W, Gotterbarm T. (2009) Enhanced early tissue regeneration after matrix-assisted autologous mesenchymal stem cell transplantation in full thickness chondral defects in a minipig model. *Cell Transplant.* 18: 923-932.
5. Kaszap B, Daecke W. (2010) Lunatumnekrose: eine aktuelle Zusammenfassung mit Langzeitergebnissen der therapeutischen Verfahren. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 42: 177-186.
6. Fischer CA, Kaszap B, Drexler C, Lehner B, Clarius M. (2012) Stand der zementierten Hüftendoprothetik in Deutschland 2010. *Z Orthop Unfall.* 150: 309-317.
7. Warzecha J, Dinges D, Kaszap B, Henrich D, Marzi I, Seebach C. (2011) Effect of the Hedgehog-inhibitor cyclopamine on mice with osteosarcoma pulmonary metastases. *Int J Mol Med.* 29: 423-427.
8. Kaszap B, Skaliczki G. (2019) A kéztő avascularis csontnekrózisainak kialakulása. *Magy Traumat Ortop Kézseb, Plaszt Seb.* 62 (1-2): 69-75.
9. Kaszap B, Skaliczki G. (2020) A kéztő avascularis csontnekrózisainak diagnosztikája, klasszifikációi és konzervatív terápiaja. *Magy Traumat Ortop Kézseb, Plaszt Seb.* 63 (1-4): 31-40.
10. Kaszap B, Skaliczki G. (2021) Műtéti terápia a kéztő avascularis csontnekrózisainak terápiájában. *Magy Traumat Ortop Kézseb, Plaszt Seb.* – Elbírálás alatt.

XII. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönet azoknak, akik munkájukkal, tanácsaikkal, jó szándékukkal és türelmükkel segítettek amunkámat:

Dr. Süth Zsuzsának, aki az egyetemi tanulmányaim során gyakorlatvezetőként megismertette velem az ortopédiát és kézsebészetet, és akinek a hatására végül ezt a szakirányt választottam.

Prof. Dr. Szendrői Miklósnak, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika korábbi intézetvezetőjének, aki mindig nagy hatással és jó irányba alakította szakmai előmeneteletem: támogatta, hogy a heidelbergi egyetemen kutatómunkába fogjak, később pedig Ph.D. programvezetőjeként kijelölte a disszertációm témáját.

Prof. Dr. Szőke Györgynek, a Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika jelenlegi intézetvezetőjének, aki világos útmutatással, ugyanakkor mindig baráti hangon segítette a munkámat egyéni Ph.D. fokozatszerzőként.

Dr. Skaliczki Gábornak, a Ph. D. témavezetőmnek, aki már a diplomamunkám írásakor is konzulensem volt, valamint **Dr. Holnapy Gergelynek**, aki konzulensként segítette a Ph. D. disszertációm megírását. Köszönet mindkettőjük precíz és kritikus munkájáért, és minden rám szánt időjükért.

Prof. Dr. Volker Ewerbeck-nek, a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinika korábbi intézetvezetőjének, aki évekig támogatta klinikáján a munkámat és kutatásomat.

Prof. Dr. Martin Jung-nak, a Heidelbergi Egyetem Ortopédiai Klinika korábbi kézsebész részlegvezetőjének, kutatócsoport-vezetőjének, aki témavezetőként hozzájárult, hogy 2014-ben doktori címet szerezzek a Heidelbergi Egyetemen, baráti tanácsaival pedig éveken keresztül egyengette az utamat Németországban.

Prof. Dr. med. Wolfgang Daecke-nek, aki a Heidelbergi és Frankfurti Egyetem Ortopédiai Klinikáján irányította a munkámat több kutatási témában is.

Simone Gantz statisztikusnak és **Nicole Sager** titkárónek, akik tanácsukkal és szervezőmunkájukkal segítettek a kutatómunkámat a Heidelbergi Egyetemen.

Köszönet a **feleségemnek** és **családomnak** azért, hogy szeretetükkel és türelmükkel töretlenül támogattak és támogatnak, legyen szó akár klinikai munkáról akár kutatásról.