

A SZÉNDIOXID LASER ALKALMAZÁSA AZ ORTOPÉD-SEBÉSZETBEN

PhD értekezés

Pécsi Orvostudományi Egyetem

Témavezető:
Prof. Dr. Bellyei Árpád
egyetemi tanár

Írta:

Dr. Schmidt Béla
Pécsi Orvostudományi Egyetem
Ortopédiai Klinika

1997

TARTALOM

I.	Bevezetés	2
II.	Történeti áttekintés, fizikai alapok	4
III.	A CO ₂ laser hatása a csontszövetre (In vitro vizsgálat)	8
	1. Anyag és módszer	8
	2. Eredmények	10
	3. Megbeszélés	17
IV.	A CO ₂ laserrel és hagyományosan átvágott csont gyógyulása (állatkísérletek)	20
	1. Anyag és módszer	20
	2. Eredmények	20
	3. Megbeszélés	26
V.	Összehasonlító elektronmikroszkópos vizsgálatok	28
	1. Anyag és módszer, eredmények, megbeszélés	28
VI.	A CO ₂ laserrel és mechanikus módon történő csontátvágás hatásának összehasonlítása a glükózfogás/kiáramlás és a pH-érték alakulásának tekintetében, anorganikus foszfát, nátrium, kálium kiáramlás a vágási felszínen (in vitro kísérletes modellek)	32
	1. Anyag és módszer	32
	2. Primer mérési adatok kiértékelése	35
	3. Eredmények	36
	4. Megbeszélés	41
VII.	Műtéti alkalmazás	45
	1. Anyag és módszer	45
	2. Eredmények	46
	3. A CO ₂ laserrel végzett műtétek szövödményei	55
	4. Megbeszélés	56
VIII.	Hallux valgus, I. metatarsus varus korrekciós műtétje CO ₂ laserrel és hagyományos módon.	59
	1. Anyag és módszer	61
	2. A laseres metatarsus osteotomia műtéti technikája	62
	3. Eredmények	68
	4. Megbeszélés	72
IX.	Összefoglalás, új megállapítások	74
X.	Irodalom	79

I. BEVEZETÉS

A **LASER** (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) orvosi alkalmazása önmagában nem jelent újdonságot. Világszerte elterjedten használják szemészek, szájszabészek, bőrgyógyászok és más műtéti szakmák képviselői.

Az ortopéd-sebészetben az egyik legjelentősebb mozzanat az osteotomia, a csont átvágása, valamely korrekció céljából. Legnagyobb hagyománnyal a mechanikus módszerek rendelkeznek, melyek kedvezőtlen kísérő hatásai közismertek (széles roncsolás, behatárolt vágási síkok), emiatt érthető az új lehetőségek kutatása, így felmerült a laser csontsebészeti alkalmazása is.

Elméletileg jelentős előnyöket nyújthat a nagy energiájú, fókuszált fényugár a csontsebészetben: a kis traumatizáció és feltárás, az asepsis, a pontos és könnyű irányíthatóság, illetve az ívelt vágás lehetősége. Ez utóbbi az ortopéd-sebész számára talán a legfontosabb: a tengelykorrekciós műtétek szinte rövidülés, különféle csontékek kivétele, vagy behelyezése nélkül is elvégezhetők. Az ortopédiai beavatkozások nagy része csontot is érintő műtétet jelent. Nem mindegy, hogy ez a környező lágyrészek mekkora traumatizációjával jár.

Tudomásom szerint humán műtéti körülmények között korrekciós osteotomia végzésére laser-fényt még nem alkalmaztak sehol a világon, az irodalomból ezzel kapcsolatban csupán néhány kísérletes eredmény ismert, ortopédiai jellegű lágyrészműtétek is aránylag kevés számban történtek (5,15,16,17,19,23,39,40,47,48,49,50,52,56,57,58, 63,64).

Munkámban a következő - főleg a csontszövet vágásával kapcsolatos kérdésekre kerestem a választ:

1. Milyen a szövettani hatása a CO₂ lasernek a csontszövetre

- mekkora necrosis alakul ki a vágási rés két oldalán
- milyen a CO₂-laser ultrastrukturális hatása a hagyományos csontvágáshoz képest (elektronmikroszkópos vizsgálat)
- milyen különbséget jelent a diffúziós anyagtranszport szempontjából a laseres vágási felszín a hagyományos vágási felszínhez képest ionok (Na⁺, K⁺, anorg. foszfát) és kis molekulák (glükóz) tekintetében
- a teljesítmény, behatási idő, vágási sebesség milyen kapcsolatban van a vágási rés paramétereivel (szélesség, mélység)

2. Állatkísérletekben milyen a laserrel átvágott csont gyógyulása

- a gyógyulás időtartama milyen a hagyományosan átvágott csontéhoz viszonyítva
- milyen a gyógyulás folyamata (callusképződés) szövettanilag a laserrel átvágott csont esetében
- milyen a laserrel átvágott és gyógyult csont mechanikai terhelhetősége

3. Ortopéd-sebészeti beavatkozások lehetőségei és ezek eredményei:

- lábön végzett korrekciós osteotomiák és csont-resectiók, csont-tumor biopsziák, exostosisos eltávolítása, osteomyelitis kezelése, ízületi synovectomiák
- ezen műtétek végzéséhez szükséges laser teljesítmény, - idő és egyéb paraméterek
- új típusú, saját műtéti eljárás a hallux valgus, metatarsus varus korrekciójára - metatarsus varus megoldása hagyományos módon illetve laserrel (összehasonlító vizsgálat, melynek elsődleges célja, hogy bizonyítsuk: CO₂ laserrel orvos és beteg számára egyaránt előnyösebben végezhető a műtét, mint hagyományos módon).

II. TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS, FIZIKAI ALAPOK

A LASER-fény *koherens, monokromatikus* elektromágnes sugárzás, melynek hullámhossza az infravöröstől a láthatón át a röntgen tartományig terjed, azaz 0.7 mm-től néhány tízed nm-ig. Már 1917-ben ALBERT EINSTEIN (11) felismerte az indukált emisszió elvi lehetőségét, de először MAIMAN (35) készített 1960-ban impulzusüzemű, rubin-szilárdtest lasert.

Az első CO₂ lasert PATEL (46) konstruálta 1964-ben, ez még tiszta széndioxid gázzal működött. Ezután a fejlődés felgyorsult, napjainkban már több, mint 100 fajta laser sugárzás ismert, mintegy 1000 különböző jellegzetességű hullámhossz tartománnyal. Az 1. táblázat az ortopéd-sebészetben napjainkig alkalmazott néhány laser-típust mutatja.

1. táblázat.

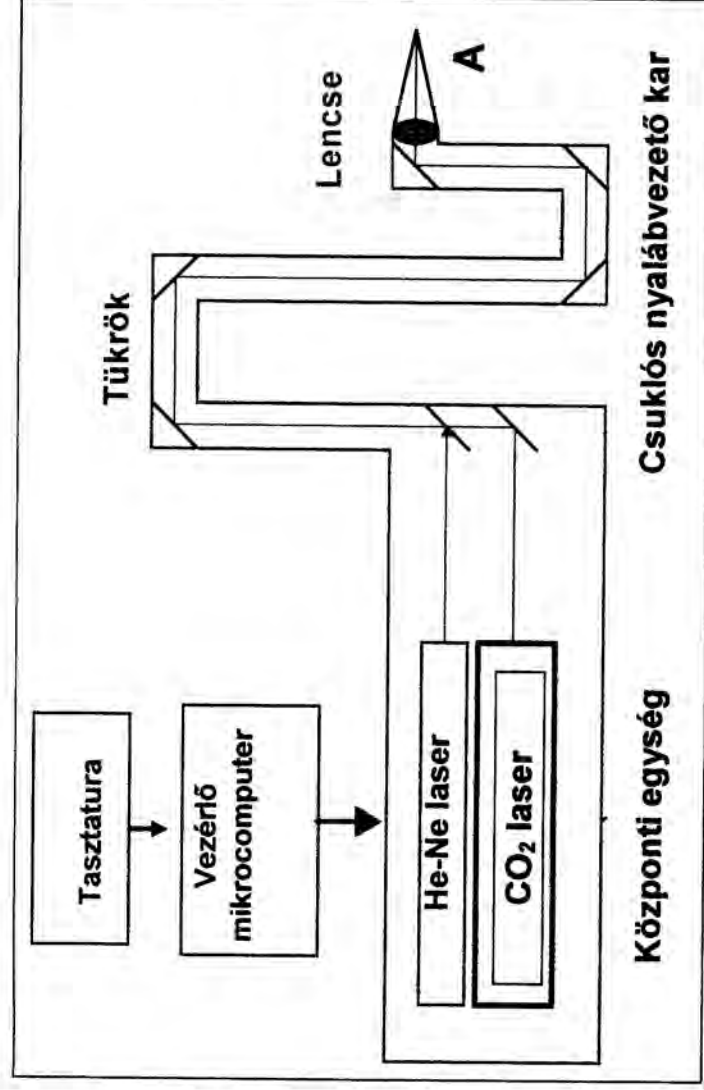
Az ortopéd-sebészetben napjainkig alkalmazott laser-típusok

Laser típus	Hullámhossz
CO ₂	10600 nm
Erbium:YAG	2940 nm
Holmium:YAG	2100 nm
Neodym:YAG	1064 nm
Excimer	193-351 nm

A továbbiakban csak a CO₂ laser alkalmazásáról lesz szó, melynek egyszerűsített működési vázolata az 1. ábrán látható.

A CO₂ laser műtéti alkalmazás szempontjából a termikus laserek csoportjába tartozik (8). Az elv egyszerű: a nagy energiasűrűségű fénnyelábot egy speciális lencsével a hatás helyére fókuszáljuk. Itt az erősen koncentrált energia hatására a biológiai szövetek nagyon rövid

idő alatt elbomlanak (elégnek), a bomlástermékek elpárolognak, (evaporizálódnak).

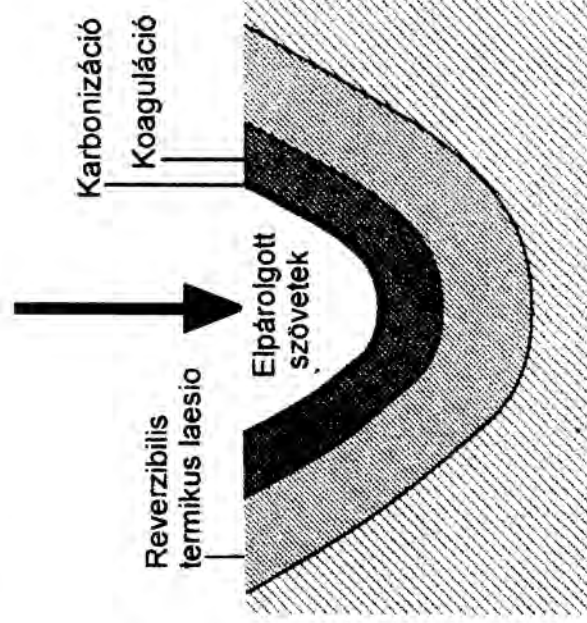


1. ábra.

A CO₂ laser elvi felépítése. A fókuszált sugár az A ponton lép ki. A látható tartományban sugárzó, 2 mW teljesítményű, kiegészítő Helium-Neon laser a fősugár vizuális irányítását szolgálja.

A CO₂-laser hullámhossza 10,6 μm, tehát az infravörös tartományba esik. A víz a 2,5 μm-es, vagy ennél nagyobb hullámhosszúságú elektromágneses sugárzást a hullámhossz növekedésével emelkedő intenzitással abszorbeálja. Ezért a sugárzás behatolási mélysége a sugárzás hullámhosszának függvénye. A lágyrészek 80-90 %-os víztartalma miatt ez döntő jelentőségű, mivel így a sugárzás behatolási mélysége kicsi, 0,1 mm körüli érték. Ezzel szemben például az 1,06 μm-es hullámhosszú Neodym-YAG laseré már 2 mm és az elnyelődés nem elsősorban a víz, hanem főleg a szervesanyag-tartalom függvénye. Ebből következik, hogy élő szövetek vágására a CO₂-laser kitűnően alkalmazható, a többinél kisebb

necrosist okoz. A szöveti hatásának zónáit mutatja az 2. ábra. Irreverzibilis szöveti laesiot jelent az *evaporizáció* (a magas hőmérséklet miatt elpárolgott szövetek), a *karbonizáció* és a *koagulációs* zóna. Ezek kiterjedése függ a szövet típusától (elsősorban víztartalmától), a sugár energiájától, fókuszáltságától, behatásának idejétől.



2. ábra.

A CO₂ laser szöveti hatásának zónái

A hő hatására bekövetkező szöveti elváltozásokat a különféle szöveti struktúrák és a hő viszonylatában a 2. táblázat foglalja össze.

2. táblázat.

Élő szövetek károsodásának típusa és mértéke hő hatására

Lokális szöveti hőmérséklet [°C]	Szöveti károsodás típusa, mértéke
40 alatt	Reverzibilis
40-45	Enzimindukció, oedemaképződés, membránpermeabilitás fokozódása, sejtpusztulás, mely erősen függ a behatás időtartamától. Általában reverzibilis
60	Fehérjebomlás, kezdődő koaguláció, necrosis
80	Kollagénbomlás, membrándefektus
100	Kiszáradás
150 felett	Karbonizáció /szenesedés/
300 felett	Elpárolgás, gázosodás /evaporizáció/

A szöveti laesio kiterjedtségét jelentősen befolyásolja, hogy a sugarat mekkora területre lehet fókuszálni. Ennek összefüggéseit a következő képlet jellemzi:

$$d = (4/\pi) \cdot \lambda \cdot (F/D)$$

Ahol: d = a fókusz-folt átmérője [mm]

λ = laser sugár hullámhossza [10,6 μm]

F = lencse fókusz távolsága [mm]

D = laser-nyaláb átmérője [mm]

Ebből következik a gyakorlati alkalmazás szempontjából az a lehetőség, hogy ha hosszabb fókusz távolságú lencsét használunk, elvileg vastagabb szövetréteg vágható át, ekkor azonban a fókuszált folt átmérője nagyobb, ezért szélesebb a szöveti laesio is. Természetesen nagyobb sugárkeresztmetszet esetén az energiasűrűség is kisebb, ezért ugyanolyan vágási mélység eléréséhez hosszabb behatási idő, vagy nagyobb teljesítményérték szükséges.

III. A CO₂ LASER HATÁSA A CSONTSZÖVETRE

(In vitro vizsgálat)

III / 1. Anyag és módszer

Munkánkhoz kezdetben TUNGSRAM TLS-61 típusú CO₂ laser készüléket használtunk.

A készülék fő műszaki paraméterei:

Móduszerkezet: Gauss-eloszlású

Kimenő teljesítmény: 0-60 W

Hullámhossz: 10,6 μm

Célzófény: Helium-Neon laser

Munkagáz: CO₂-N-He gázkeverék

Segédgáz: Nitrogén

Manipulátor rendszer: 6 csuklós nyálábvezető kar

Fókusz távolság: 125 mm

Sugárnyaláb átmérője a fókuszpontban: 0,4 mm

1994-től egy korszerűbb, SHARPLAN 1100 típusú berendezést alkalmaztunk.

A készülék fő műszaki paraméterei:

Móduszerkezet: TEM₀₀.

Kimenő teljesítmény

Folyamatos: 0.1-0.99 W, 0.01 W-os lépésekben

Pulzált: 1-9.9 W, 0.1 W-os lépésközzel

10-100 W, 1 W-os lépésközzel

Szuperpulzált: átlagos teljesítmény 0.1-25 W

csúcstelj. 500 W - 3.6-25 W

250 W - 0.3-3.5 W

130 W - 0.1-0.29 W

Hullámhossz: 10.6 μm

Célzófény: 2 mW Helium-Neon laser, állítható intenzitású

Munkagáz: CO₂-N-He gázkeverék

Segédgáz: Nitrogén

Manipulátor rendszer: 7 csuklós nyálábvezető kar

Fókusz távolság: 125 mm

Sugárnyaláb átmérője a fókuszpontban: 0.2 mm

Munkánk első szakaszában friss, a kivételt követő 1/2 órán belül feldolgozott állati corticalis és spongiosus csontszövetet (marhacsont) használtunk a laser vágási tulajdonságainak vizsgálatához.

a./ *Folyamatos vágás vizsgálata folyamatos sugárral, corticalis csontszövetben*

A kimenő teljesítményt 10 W-ként növelve, a vágási sebességet előbb 1 mm/s, majd 2 mm/s értékűnek választottuk. Ezek azok a vágási sebességek, amelyek manuálisan is kivitelezhetők. Kísérleteinknél a pontosság végett a sugárforrást manipulátorral vezettük. A vágott csontmintákat szövettanilag vizsgáltuk. A hisztológiai preparátumok salétromsavas dekalcinálást követően haematoxilín-eosin festéssel készülték (25). A metszeteken mértük a vágási réssel szomszédos eosinophil sáv szélességét, mely a koagulációs (necroticus) zónának felel meg, melyet 10 mérés átlagából számítottuk, a sugárnak a csontszövetbe való behatolásától a vágási rés legmélyebb pontjáig.

Ugyancsak 10 W-ként növelve a teljesítményt, 1, illetve 2 mm/s vágási sebesség esetén vizsgáltuk a sugár behatolási mélységét és a vágási rés fizikai szélességét a corticalis állományban. A szükséges méréseket 0,1 mm átmérőjű acélhuzal, illetve tolómérő segítségével végeztük.

b.1 0,1 és 0,2 s hosszú impulzusok hatásának vizsgálata corticalis és spongiosus csontszövetben

Mértük a sugár fizikai behatolási mélységét, 10 W-ként növekvő teljesítményértékek mellett, corticalis és spongiosus állomány esetében. A geometriai mérések az előzőek szerint történtek.

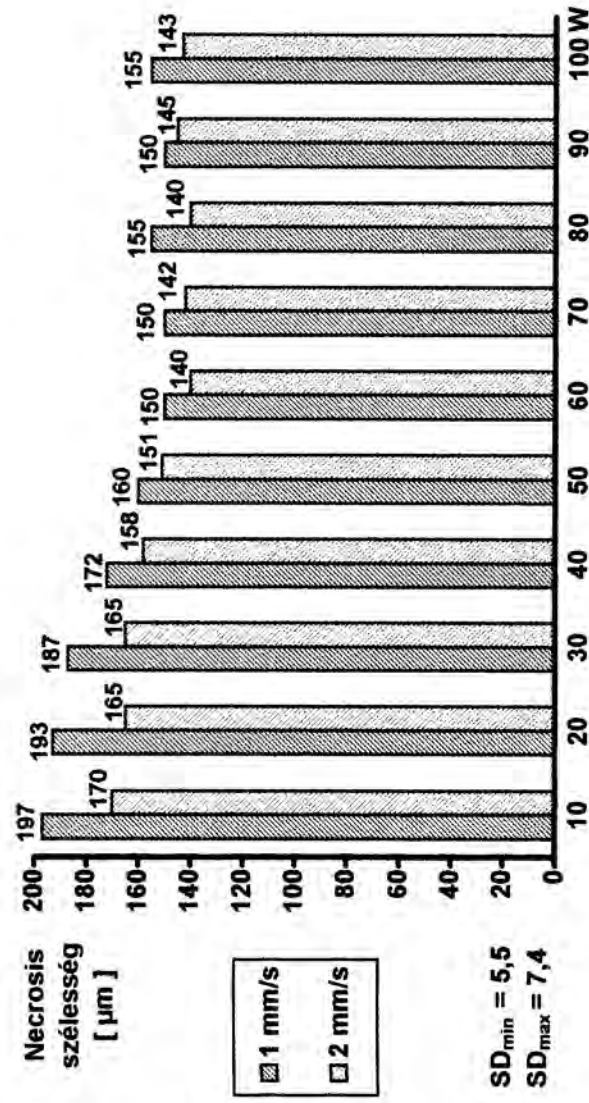
Tekintettel arra, hogy a mért értékek térnek el számottevően, a méréseket azonos módszerrel végeztük és az átlagszámításokhoz mindig 10 értéket vettünk figyelembe, az átlagok szórása szűk határok között változott. Ezért elegendőnek tartottuk az egyes mérési sorozatoknál a minimális és maximális szórás feltüntetését (SD_{\min} - SD_{\max}).

III / 2. Eredmények

A szövettani vizsgálatok eredményei alapján a laser által vágott felszínen a 3. ábrán látható értékeket találtuk (Sharplan 1100). A jellegzetes szövettani hatást 30 és 90 W teljesítménynél az 1-2. kép, a vágási felszín makroszkóposan a 3. kép mutatja.

1 mm/s vágási sebesség mellett a teljesítmény növekedésével kb. 60 W-tig csökken a termikus laesio mértéke (197-ről 150 μm -re). Ezen teljesítményérték felett az alkalmazott készülék maximális kimenő-teljesítményéig (100 W) 150 μm körüli értéknél stabilizálódik.

2 mm/s vágási sebesség esetén szintén 60 W-tig csökken a koagulációs zóna szélessége (170-ről 140 μm -re), majd 100 W-tig ezen minimum érték körül marad. Összehasonlítva a két vágási sebesség értékeit, 2 mm/s esetén 40 W-tig a koagulációs zóna átlagosan 23 μm -el keskenyebb, mint 1 mm/s mellett, de 50 W felett ez a különbség átlagosan csak 8 μm (Sharplan 1100). Vizsgálataink szerint tehát a vágási sebesség kétszeresére növelése lényegesen nem csökkenti a necrosis-zóna szélességét.



3. ábra.

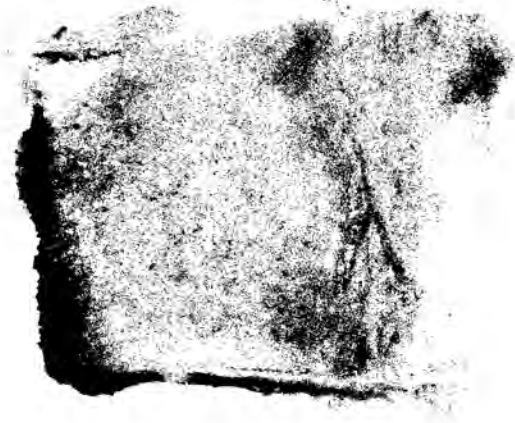
A necroticus zóna átlagos szélessége a teljesítmény függvényében Corticalis csont, (vágási sebesség: 1 és 2 mm/s, Sharpian 1100)



1. kép. CO₂ laserrel vágott csontszövet (marha csont corticalis). A kb. 180 μm széles eosinophil sáv a termikus laesio zónája (nagyítás=100x, teljesítmény=30 W, vágási sebesség=1 mm/s, Sharpian 1100)



2. kép. CO₂ laserrel vágott csontszövet (marha csont corticalis). A kb. 150 µm széles eosinophil sáv a termikus laesio zónája. (nagyítás=200x, teljesítmény=90 W, vágási sebesség=1 mm/s, Sharplan 1100)

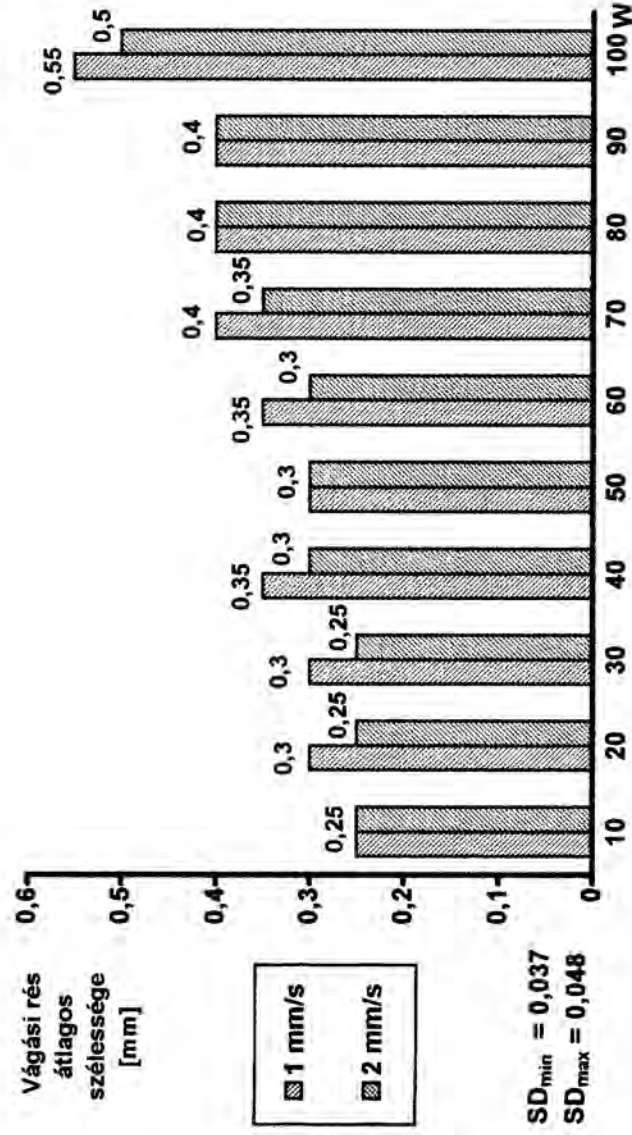


3. kép. CO₂ laserrel vágott spongiosus marhacsont makroszkópos képe. Keresztmetszet: 2 cm. (teljesítmény=90 W, vágási sebesség=1 mm/s)

Elméletileg 1 mm/s vágási sebesség esetén, 60 W teljesítmény felett 0,2 + (Sharplan 1100 készülék fókuszolt átmérője 125 mm-es fókuszú lencse alkalmazása esetén) + 0,15 + 0,15 mm = 0,5 mm körüli vágási réssel számolhatnánk, feltételezve, hogy a fókuszolt területén a szövetek mindenképpen evaporizálódnak (a korábban használt Tungram TLS-61 berendezésnél a nagyobb fókuszolt átmérő /0,4 mm/ miatt a vágási rés szélességére 0,7 mm körüli érték adódik).

Ezek az értékek természetesen csak a sugár anyagba való belépési pontjában (tehát a fókuszpontban) lennének igazak, onnan távolodva a sugár szóródik és az optikai törvények miatt széttartóvá válik, az energiasűrűség csökken, így a vágóhatás is.

A gyakorlatban is tapasztaltuk, hogy a látható és fizikailag jól mérhető vágási rés az elméletileg számítottnál szélesebb. Ezért megvizsgáltuk a vágási sebességnek és az aktuálisan alkalmazott teljesítménynek a vágási rés szélességére gyakorolt hatását is. A vizsgálatok adatai a Sharplan 1100 készülékre vonatkozóan a 4. ábrán láthatók.



4. ábra.

A vágási rés átlagos fizikai szélessége a teljesítmény függvényében corticalis csont, (vágási sebesség: 1 és 2 mm/s, Sharplan 1100)

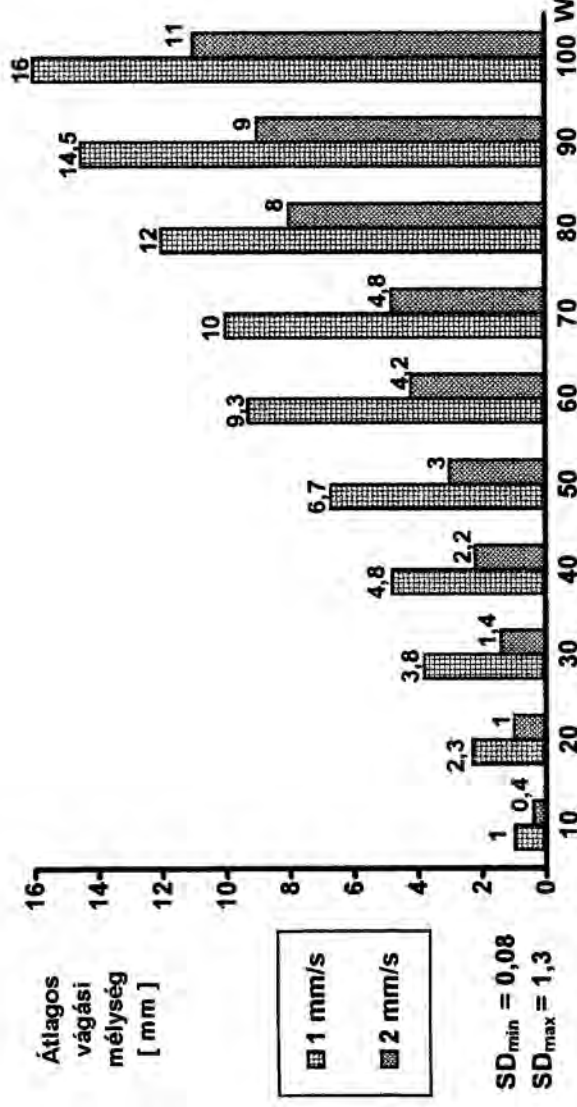
1 mm/s vágási sebesség mellett a teljesítményt növelve az evaporizálódo-karbonizálódo csontszövet szélessége közel lineárisan nő, 60 W-nál átlagosan 0,35 mm, 100 W-nál 0,55 mm.

2 mm/s vágási sebesség esetén 60 W-nál átlagosan 0,3 mm-es, 100 W-nál 0,5 mm-es fizikai rést találtunk.

Ha mindezeket összegezzük (2x a hisztológiailag kimutatható laesio + a fizikai rés), 1 mm/s vágási sebességnél átlagosan **0,65 mm** (60 W) és **0,86 mm** (100 W), 2 mm/s vágási sebesség esetén **0,58 mm** (60W) és **0,78 mm** (100 W) széles, részben hiányzó, részben károsodott tartomány alakul ki. Ahogy az előzőekben említettük, a fókuszpont után a sugár a csontszövetben valamelyest széttartóvá válik és a kilépési pont ennél szélesebb ill. nagyobb átmérőjű szövetlaesiot jelent. Az energiasűrűség csökkenése miatt mégsem olyan vágási rés alakul ki, mint amelyet a sugármenet geometriája alapján első közelítésben feltételeznénk. A laser gyakorlati alkalmazása során tapasztaltuk, hogy 1,3-1,7 cm vastag csöves csont (lábon I. metatarsus) vágásakor a kilépő oldalon sem keletkezik nagyobb szövethiány, mint hagyományos módon történő vágás esetén, azaz minden esetben 1 mm-nél kisebb.

A 4. ábra adataiból megállapítható, hogy a 2 mm/s vágási sebességhez tartozó értékek átlagosan legfeljebb 0,05 mm-el kisebbek, mint 1 mm/s esetén. A vágási sebesség a rés makroszkóposan mérhető szélességét tehát a vizsgált tartományban lényegesen nem befolyásolta.

A vágás mélységét az 5. ábra mutatja. 1 mm/s vágási sebesség esetén 100 W-os teljesítménnyel a corticalis csont 16 mm-ig, 2 mm/s sebesség mellett 11 mm-ig vágható. 2 mm/s sebesség esetén 70 W-tig átlagosan 43 %-al, 80-100 W között 65 %-al kisebb a behatolási mélység. Kiténik, hogy a vágási mélység szorosan összefügg a vágási sebességével.



5. ábra.

Behatolási mélység a teljesítmény függvényében

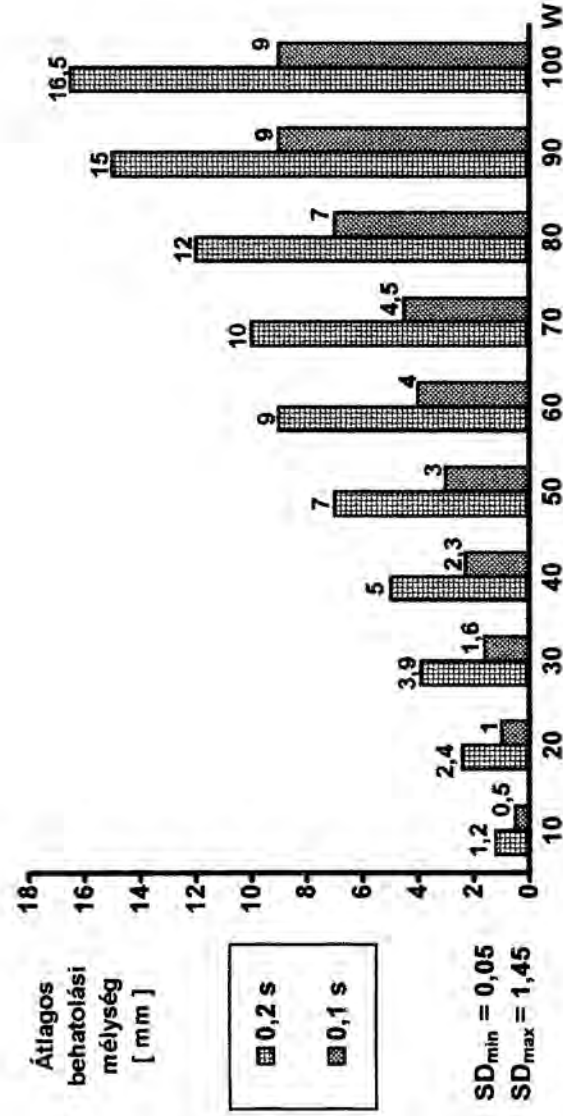
Corticalis csont, (vágási sebesség: 1 és 2 mm/s, Sharpplan 1100)

A következőkben vizsgáltuk, hogy az *impulzusként* adagolt sugár milyen mélyen hatol a csontszövetbe különböző teljesítmények esetén. E kísérleteket corticalis és spongiosus csontszövet esetén is elvégeztük. Az impulzusok hossza 0,1 és 0,2 s volt. A teljesítményt itt is 10 W-tonként növeltük.

Az 6. ábra a corticalis, a 7. ábra a spongiosus állománnyal kapcsolatos értékeket mutatja. Látható, hogy az összefüggés nagyjából lineáris.

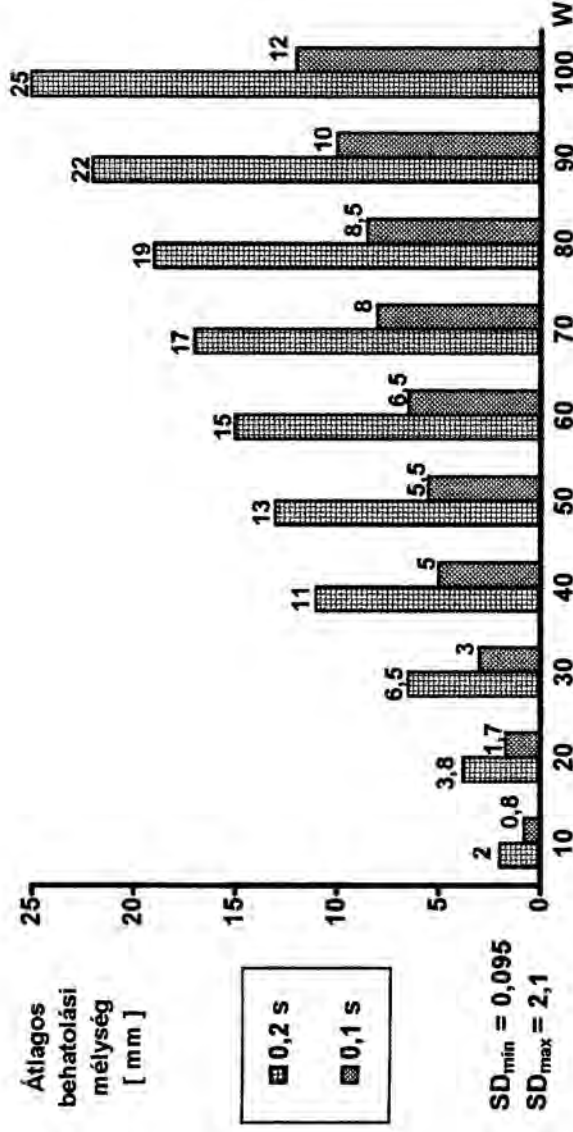
Corticalis csontszövetbe 0,2 s hosszúságú impulzus esetén 10 W-nál 1,2 mm, 100 W-nál 16,5 mm a behatolási mélység. 0,1 s hosszúságú impulzusok esetén az értékek átlagosan 43 %-al kisebbek az előzőekben tapasztaltakhoz képest. A vágási mélység-teljesítmény összefüggés itt is közel lineárisnak tekinthető.

Spongiosus csontba ugyanazon fizikai paraméterekkel jellemezhető sugár kb. 65%-al mélyebbre hatol. 0,1 s hosszúságú impulzus esetén itt átlagosan 45 %-al kisebb a behatolási mélység, mint corticalis csontszövetbe. A teljesítmény-mélység összefüggés szintén lineárisnak tekinthető.



6. ábra.

Behatolási mélység corticalis csontszövetbe a teljesítmény függvényében (impulzus hossz: 0,1 és 0,2 s, Sharpian 1100)



7. ábra.

Behatolási mélység spongiosus csontszövetbe a teljesítmény függvényében (impulzus hossz: 0,1 és 0,2 s, Sharpian 1100)

III / 3. Megbeszélés

A laserek csontsebészeti alkalmazásáról eddig világszerte kevés közlemény jelent meg (4,6,10,14,18,22,28,39,50,54,55,63), melyekben csak kísérleti eredményekről olvashatunk. Lágyszövetsebészeti felhasználásról viszont az ortopédiában is számos közleménnyel találkozhatunk (5,19,40,41,47,48,49,52,55,56,57,63,).

GOLDMANN és mtsai (16) 1970-ben vágtak először csontot laserrel, majd GAMALEYA (13) 1977-ben számolt be ugyanerről, de részletes következtetéseket e szerzők nem vontak le.

ENGELHARDT (10) és PRESTELE (50) szerint a vágás minősége és sebessége nagymértékben függ az energiától és a sugár fókuszáltságától. MOORE (40) közleményében már találkozunk a karbonizáció és az elhúzódó gyógyulás fogalmával, és az égéstermékek áramló védőgázzal történő eltávolításával.

HORCH (22) 1984-ben 34 W-os folytonos teljesítménnyel, 0,4 mm/s vágási sebességgel vágott át "Z" alakban 18 mm átmérőjű kutyatibiát. Az előbbieken idézett szerzők olyan pontos paramétereket, melyek humán műtéti alkalmazáshoz elegendőek lennének, nem adnak meg.

Saját vizsgálataink szerint corticalis csont már 60 W körüli teljesítménnyel, 1 mm/s vágási sebesség mellett csaknem 10 mm keresztmetszetig vágható. Csöves csontok esetén 20-30 mm-es vágási mélység esetén azonban akár 100 W teljesítményre is szükség lehet.

A vágási sebesség/teljesítmény összefüggését - csak fizikai technikai-matematikai összefüggésben - több szerző is vizsgálta (6,10,16,22,36,50).

Kísérleteink során azt tapasztaltuk, hogy manuálisan az 1-2 mm/s vágási sebesség jól reprodukálható. Az előző vizsgálatok során mi manipulátorral vezettük a sugarat. HORCH (22) 0,4 mm/s vágási

sebesség mellett szintén manipulátort alkalmazott, ilyen lassú mozgatás kézzel nem is kivitelezhető.

A másik lehetőség a csontnak egyes impulzusokkal létrehozott és egymás mellé szorosan elhelyezett lyukakkal történő átvágása. Ez biztonságos, precíz vágást tesz lehetővé. A későbbiekben bemutatandó műtétjeink egy részénél ezt a vágási technikát mi is alkalmaztuk.

Fontos kérdés a sugár okozta csontszövetnecrosis kiterjedtsége, mellyel kapcsolatban igen eltérőek a vélemények. CLAUSER (6) különböző teljesítmények (de kis értékek) mellett vizsgálta a CO₂ laser-sugárral előidézett vágási rés szélességét. A vágási sebességgel fordított arányban 0,66-1,01 mm közötti értékeket észlelt. Nagyobb energia és rövidebb behatási idő esetén szerinte kisebb a necrosis, de ezt szövettanilag nem vizsgálta. Ez utóbbi hipotézist saját vizsgálataink megerősítették. HORCH (22,23) makroszkópos méréssel átlagosan 1,5 mm-es laesiot talált.

Mi a vágási rés valóságos szélességéhez a hisztológiai laesiot is hozzászámítottuk. Folyamatos sugarat (Sharplan 1100 készülék) használva a teljes laesiot (2x a hisztológiailag kimutatható laesio + a fizikailag mért rés) 60 W-nál átlagosan 0,65 mm-nek (1 mm/s) és 0,58 mm-nek (2 mm/s), 100 W-nál 0,86 mm-nek (1 mm/s) és 0,78 mm-nek (2 mm/s) találtuk. A laserrel okozott laesio semmiképpen sem nagyobb, mint a mechanikus módszerek esetén tapasztalt. A tényleges szöveti károsodás (biokémiai, cellularis laesio) az előbbi értéknél bizonyára valamivel nagyobb régióra terjed ki.

A gyakorlati felhasználás szempontjából lényegesebb a kapcsolat a teljesítmény, a vágási sebesség illetve a vágás mélysége között. A vágási sebesség kétszeresére emelése átlag 43-65 %-al (corticalis), az impulzus időtartamának felére csökkentése átlagosan 43

%-al (corticalis) és 45 %-al (spongiosa) csökkentette a sugárnyaláb behatolási mélységét.

Fontos eredménynek tartjuk, hogy a kísérletesen mért értékskáláink alapján (3-8. ábra) a gyakorlatban is pontosan tervezhejük a csontszövet vágásához szükséges teljesítmény- és időtényezőket (behatás ideje, vágási sebesség).

IV. A CO₂ LASERREL ÉS HAGYOMÁNYOSAN ÁTVÁGOTT CSONT GYÓGYULÁSA

Összehasonlító állatkísérletek

IV / 1. Anyag és módszer

Csontosan érett nyulak mellső lábainak radiusát bal oldalon hagyományosan, vésővel, jobb oldalon laserrel vágtuk át. Belső rögzítést nem alkalmaztunk, mivel az épen hagyott uina sínezte a radiust. Ezt követően 2.,3.,4.,5.,6.,7.,8. héttel a beavatkozás után az osteotomia helyét, ill. az itt keletkező callust szövettanilag (salétromsavas dekalcinálás után haematoxilín-eosin festés, /25/) vizsgáltuk, illetve mindkét régióról röntg. felvételeket készítettünk.

Az osteotomiák törésszilárdságát egy erre a célra készített készülékkel vizsgáltuk, úgy, hogy a lágyrészekről megfosztott, azonos távolságra /45 mm/ alátámasztott nyúl-radiusokat közepén - az osteotomia helyén - 0,5 N-ként (50 Gramm tömeg) emelkedő erővel terheltük a töréshatárig (59,60,61).

IV / 2. Eredmények

A radiológiai és szövettani vizsgálatok egyértelműen bizonyították, hogy a műtét után 3 hetes korrig a laserrel operált csontok callusképződése nagymértékben elmarad a véséssel létrehozott osteotomiához képest (4-5. kép). Kisebb nagytámassal vizsgált szövettani képeken, ahol a callus egésze látható, még jellemzőbb a különbség (6-7 kép).

A 8. hétre azonban teljes a gyógyulás mindkét esetben. A 8-9. képen a callus helyén kialakult csontállomány látható. Hisztológiai különbség gyakorlatilag nincs. A laserrel vágott csontnál azonban e területen fekete, karbonizációs szemcse-maradványok láthatók.



4. kép. Vésővel végzett osteotomia callusának szöveti képe nyúl raiusson, 3 héttel a műtét után. 200x nagyítás



5. kép. Laserrel végzett osteotomia callusa nyúl raiusson, 3 héttel a műtét után. A callusképződés elmarad az előbbtől. 200x nagyítás



6. kép. Vésés után kialakult 3 hetes callus szövettani képe (nyúl radius), egyértelműen kitölti az osteotomiás rést, összeköti a csontvégeket. 3x nagyítás



7. kép. Laseres vágás után kialakult 3 hetes callus szövettani képe (nyúl radius). A csontvégek jól felismerhetők, a callus tömege kisebb a 6. képen láthatónál. 3x nagyítás



8. kép. Véséses osteotomia szövettani képe a műtét után 8 héttel (nyúl radius). Csontosan átépült callus. 200x nagyítás

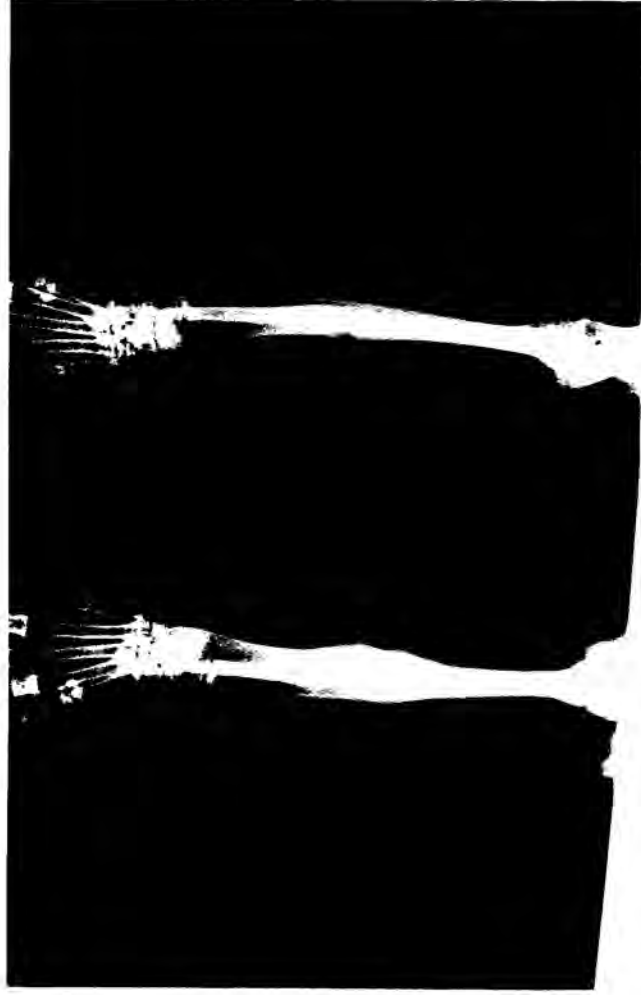


9. kép. Laseres osteotomia szövettani képe a műtét után 8 héttel (nyúl radius). A csontos átépülés szövettanilag a 8. képen láthatóval megegyező mértékű. Fekete karbonizációs maradványok láthatók. 200x nagyítás

A szövettani vizsgálatok eredményeit a radiológiai értékelés is alátámasztotta. A vésővel végzett osteotomia után már a 2. héten a callus *radiológiai módszerrel* is kimutatható. A laseres vágás után callus viszont csak a 3. héttől kezdve látható a felvételeken. Az ezt követő hetekben a callus a teljes gyógyulásig tömegében kisebb, mint a vésétt nyúl-radiusnál tapasztalt (10-11-12. kép).



10. kép. Rtg. felvételek 2 héttel az osteotomia után. Bal oldalt a vésétt osteotomia, egy kis megvastagodás jelzi a callust. Jobb oldalon, a laserrel vágott területen radiológiaiilag még nem kimutatható a callus.

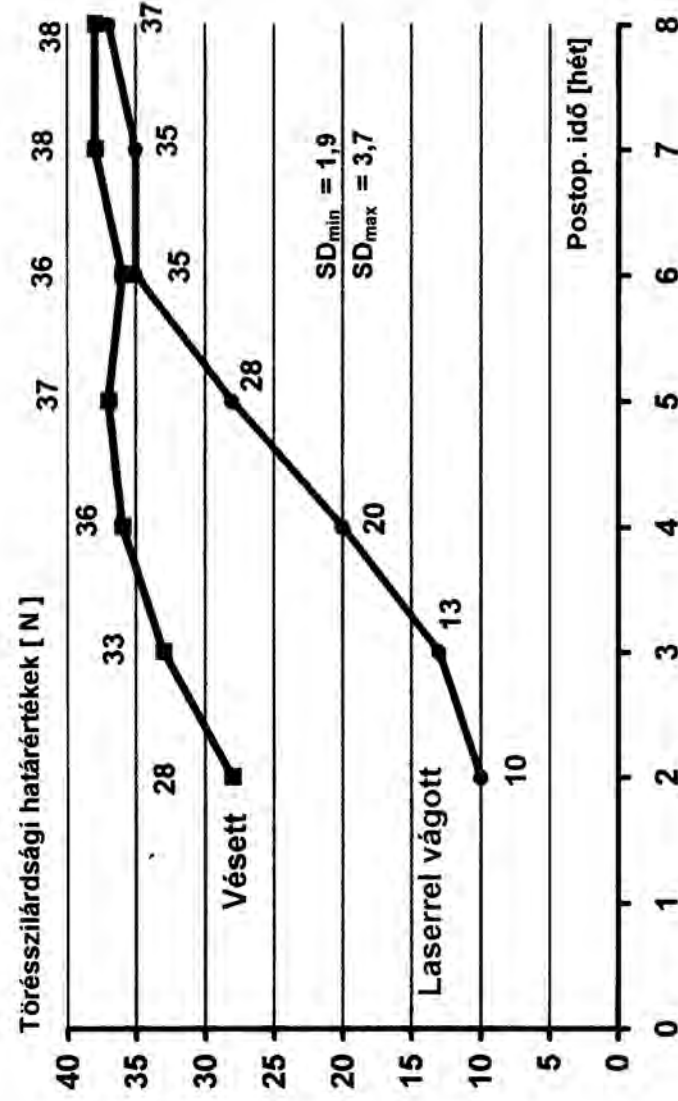


11. kép. A két különböző módon végzett osteotomia rtg képei 3 héttel a műtét után (bal oldal=vésétt, jobb oldal=laseres). A jobb oldali képen már kis callusképződés látható.



12. kép. 8 héttel az osteotomia után készített rtg. felvételek mindkét esetben a teljes gyógyulást mutatják

E kísérletek után, a teljes gyógyulás után is látható radiológiai különbség miatt, fontosnak tartottuk megvizsgálni, van-e különbség a teherviselő képesség tekintetében a kétféle módon átvágott csontok között. Ezért törésszilárdsági vizsgálatokat végeztünk, az első részben leírtak szerint. Összehasonlítva a laserrel és a hagyományosan átvágott és gyógyult csontok törésszilárdságát, a 8. ábrán szemléltetett határértékeket találtuk, melyek szerint a 6-7-8. héten már nincs szakmailag értékelhető különbség a két csoport között.



8. ábra.

A törésszilárdsági határértékek a műtéteket követő különböző időpontokban (állatkísérletek)

IV / 3. Megbeszélés

Az általunk ismert irodalomban CO₂ laserrel végzett osteotomia utáni gyógyulás időbeli lefolyását csak CALLAHAN (4) vizsgálta 1990-ben, nyulakon. Véleménye szerint az azonos mértékű gyógyulás csak a 10. héten következik be. Ő törésszilárdsági vizsgálatokat nem végzett. Szövettanilag a leglényegesebb különbségnek a laseres osteotomia

után a karbonizációs maradványok jelenlétét tartja, melyek a gyógyulást végigkísérik. A karbonizációs maradványokat előbb kötőszövet veszi körül, később beépülnek, beágyazódnak a trabecularis szerkezetbe. Hasonló folyamatot tapasztaltunk saját anyagunkban még a műtét utáni 8. héten is (9. kép).

A CO₂ lasersugárral (melynek fókuszában a hőmérséklet átlagosan 1540 °C) végzett osteotomia után egy amorf, olvadt, kristályos felszín marad vissza. Kémiai és kristallográfiás vizsgálatok szerint ez 75 %-ban hydroxilapatit (HORCH, 22,24). Mivel az apatit struktúrája a hőhatás következtében jelentősen eltér a fiziológias körülmények között kialakult struktúrától, az osteoclast-macrophag rendszer sokkal lassabban tudja a számára ismeretlen szerkezetű apatitot lebontani. Az előbbi strukturális változás és következménye csökkenti a revascularisatio sebességét is (4). Figyelembe véve a szomszédos zóna osteocytáinak és egyéb sejtes elemeinek termikus károsodásait is, a folyamatok magyarázzák a két műtési technika során a callusképződés időbeli lefolyásában észlelt jelentős különbséget. A szövettani vizsgálatok szerint a gyógyulás folyamata a laseres osteotomia után is a periosteum felől kezdődik, ahonnan erek nőnek az osteotomiás részbe. A laseres osteotomia után is per primam csontgyógyulás következik be (22). A remineralizáció időbeli lefolyásában is különbségek tapasztalhatók. Radioaktív Stroncium ⁸⁵Sr/ beépülési vizsgálatok mutatják, hogy hagyományos osteotomia után a 3. héten, laseres osteotomia után a 6. héten maximális sebességű a ⁸⁵Sr (azaz az ásványi anyagok) beépülése a műtési régióba (24).

Következtetés

Saját vizsgálataink alapján, melyek közül a törésszilárdsági próbák eredményeit tartjuk legfontosabbnak, a 8. hétre a kétféle módon végzett osteotomia gyógyulását biológiaiilag azonos értékűnek tekintjük.

V. ÖSSZEHASONLÍTÓ ELEKTRONMIKROSKÓPÓS VIZSGÁLATOK

V / 1. Anyag és módszer

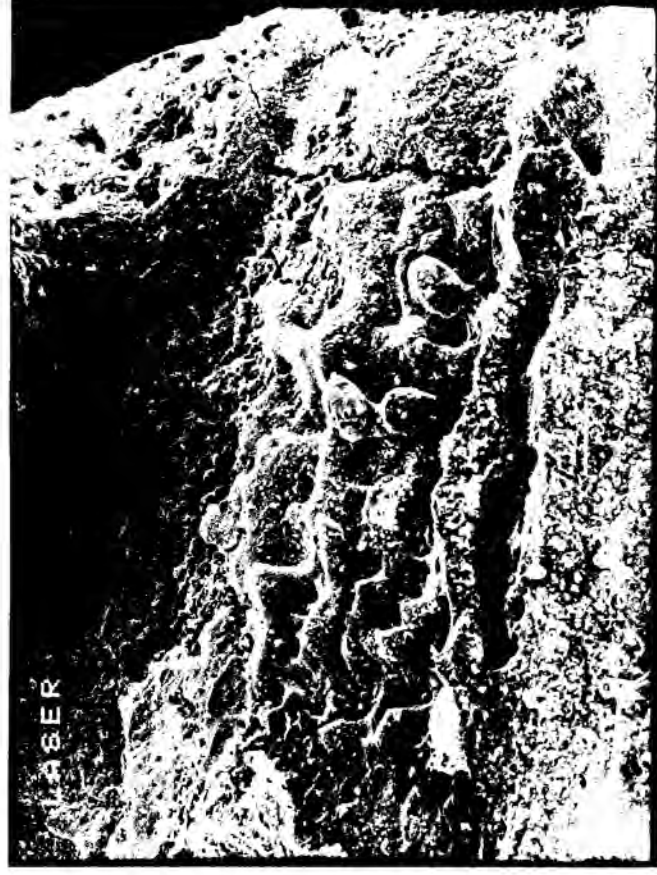
A laserrel (90 W, folyamatos üzemmód, 1 mm/s vágási sebesség) és oszcillációs fűréssel elvágott humán csontszövetet (mélyfagyasztott human femur corticalis) felületi aranyozás után JEOL típusú pásztázó elektronmikroszkóppal vizsgáltunk, illetve felvételeket készítettünk a 100-1000-3000-szeres nagyítású látképekről.

V / 2. Eredmények

A vágás felszínének egyenletességét tekintve a kisebb nagyítású felvételek (13-14. kép, 100x nagyítás) lényeges különbséget nem mutattak, de már itt megfigyelhető, hogy a laserrel vágott csont vágási felszínén a termikus hatás következtében az anorganikus állomány "megolvadt", a felszín fizikai porozitása csökkent. Ez az 1000x és 3000x-es nagyítású 15-18-as képeken még szembetűnőbb. A laserrel átvágott csont felszínén az eredeti porózus struktúra, a trabecularis szerkezet a metszlapon eltűnt, a felszín homogénné, megdermedt olvadékokra jellemző képet mutató simaságúvá vált.

V / 3. Megbeszélés

CO₂ laserrel vágott csontszövet esetében nem találtunk adatokat scanning elektronmikroszkópos vizsgálatokkal kapcsolatosan. Ilyen jellegű megfigyelésekről csak SHERK (56) számolt be, porcszövetre, meniscusra vonatkozóan. A kimutatott jelentős felszíni különbség vetette fel azt a gondolatot, hogy megvizsgáljuk, hogyan viselkedik ez a réteg a diffúzió szempontjából, ionok (Nátrium, Kálium, anorg. foszfát), kis molekulák (glükóz) tekintetében.



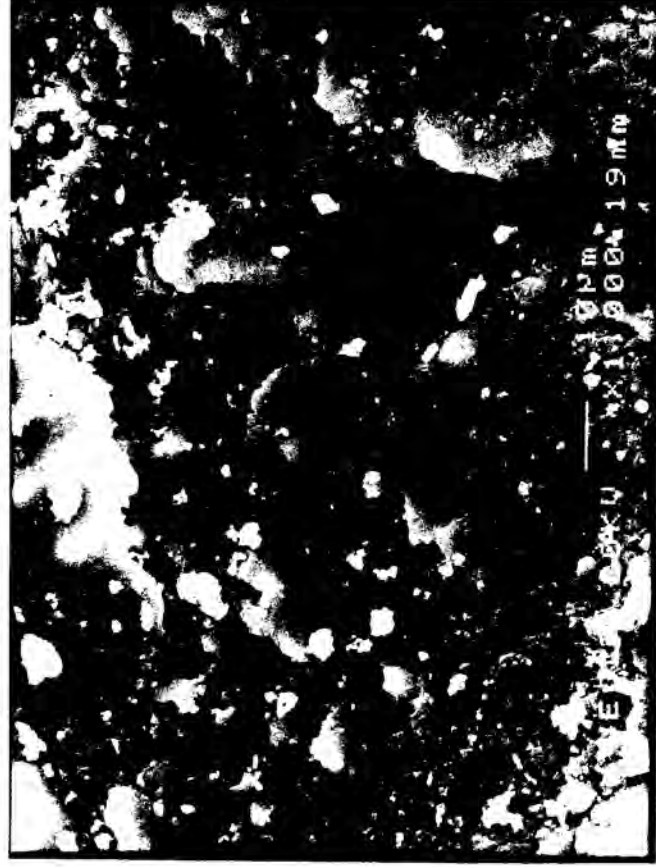
13. kép. CO₂ laserrel vágott felszín. Már itt szembetűnik a felszín "olvadt" jellege. Teljesítmény=90 W, vágási sebesség=1 mm/s, 100x nagyítás



14. kép. Oszillációs fűrésszel vágott felszín. Ennél a nagyításnál a vágási felszín még egyenletesebbnek tűnik, mint az azonos nagyításnál észlelt, laserrel vágott minta felülete. Teljesítmény=90W, vágási sebesség=1 mm/s, 100x nagyítás



15. kép. CO₂ laserrel vágott felszín képe. Teljesítmény= 90 W, nagyítás=1000x, vágási sebesség=1 mm/s



16. kép. Oszcillációs fűréssel vágott felszín képe. E felület "tüskésebb", egyenetlenebb Teljesítmény=90W, vágási sebesség= 1 mm/s, nagyítás=1000x



17. kép. CO₂ laserrel vágott csontszövet felszíni képe, melyet egyértelműen a megolvadt, majd megdermedt szeretlen mátrix üvegszerű állománya zár le. Teljesítmény=90W, vágási sebesség=1 mm/s, nagyítás=3000x



18. kép. Oszillációs fűréssel vágott felszín képe. A normál anorganikus mátrix mechanikusan roncolt. Jellegzetes egyenetlen felszíne a képen jól felismerhető. Teljesítmény=90W, vágási sebesség=1mm/s, nagyítás=3000x

**VI. A CO₂ LASERREL ÉS MECHANIKUS MÓDON TÖRTÉNŐ
CSONTÁTVÁGÁS HATÁSÁNAK ÖSSZEHASONLÍTÁSA A
GLÜKÓZFOGYÁS / KIÁRAMLÁS ÉS A PH-ÉRTEK
ALAKULÁSÁNAK TEKINTETÉBEN, ANORGANIKUS
FOSZFÁT, NÁTRIUM, KÁLIUM KIÁRAMLÁS A VÁGÁSI
FELSZÍNEEN (KÍSÉRELETES MODELLEK)**

VI / 1. Anyag és módszer

a./ Mintavétel

Steril körülmények között nyert friss humán csontszövetet (csipő-endoprothesis műtét során eltávolított combfej), melynek feldolgozása is steril körülmények között történt, egyrészt oszcillációs fűrészsel, másrészt CO₂ laserrel (P=90 W, vágási sebesség=1 mm/s, folyamatos üzemmód), kb. 0,5 cm-es vastagságú, közelítőleg egyenlő nagyságú darabokra vágtuk. E kétféleképpen darabolt mintából nagyjából azonos tömegűeket véve (7,6562-10,7591 g), azokat fiziológias sóoldattal 200 ml térfogatra egészítettük ki. A mintákat feldolgozás céljából a laboratóriumba szállítottuk, ahol a feldolgozást a darabolás után 1 órával megkezdjük.

b./ Az analízishez felhasznált anyagok

Ammonium-molibdát (alt., Reanal, Bp.)

Antron (at., Reanal, Bp.)

Bidesztilált víz, $\lambda < 2 \mu\text{S}$ (helyben előállított)

Fiziológias sóoldat (Ph.Hg. VII., Humán)

Glükóz (alt., Reanal, Bp.)

Kálium-dihidrogén-foszfát (alt., Reanal, Bp.)

Kálium-klorid (alt., Reanal, Bp.)

Kénsav, 98,5%-os (alt., Carlo Erba)

Lítium-szulfát (alt., Reanal, Bp.)

Nátrium-klorid (alt., Reanal, Bp.)

Ón(II)-klorid (alt., Reanal, Bp.)

Pufferkoncentrátum K-21

(typ.: 040893055, pH=2,06, Radelkis, Bp.)

Pufferkoncentrátum K-71

(typ.: 040893056, pH=7,07, Radelkis, Bp.)

Tiokarbamid (alt., Reanal, Bp.)

Triklórecetsav (at., Reanal, Bp.)

Analitikai szűrőpapír, 640W (Macherey, Nagel & CO., Düren)

c./ Felhasznált eszközök és műszerek

Analitikai mérleg (typ.: A-200-S, Sartorius, Göttingen, Germany)

Automata pipetták

(typ. 12-13-14 Finpipetten, Digital Labssystem, Helsinki)

Centrifuga (typ.: K-26/B, Heinz-Janezky KG., Leipzig, Germ.)

Digitális lángfotométer (typ.: OE-851, OMSZÖV, Bp.)

Digitális precíziós pH-mérő (typ.: OP-211/1, Radelkis, Bp.)

Elektromos bidesztilláló készülék (typ.: Rasotherm, Jena, Germ.)

Mágneses keverő (typ.: LE-313, MIM Labor, Bp.)

Légtermosztát (typ.: TER 3/1, Chirana, Praha, Csehszlov.)

Rázógép (typ.: T-22, MEAS, Praha, Csehszlov.)

Spektrofotométer (typ.: Hitachi 124/B, Tokio, Japan)

Üveg-kalomel elektródalánc (typ.: OP 8008, Radelkis, Bp.)

Vibrációs keverő

(typ.: IKA-Vibro-fix, Janke & Kunkel KG., Staufen, Germany)

d./ Módszerek

A módszerek kiválasztása és a mérések tervezése során, irodalmi előzmények híján az alap kutatásokból ismert analógiákra (7,12,42,43,44) támaszkodtunk.

Körülbelül, de pontosan mért 7,6562-10,7591 g tömegű, laserrel, illetve hagyományos módon darabolt csontminta szeleteket (a./ pont szerint) 100 ml-es, csiszolatos, ráeső gombos fedővel rendelkező inkubációs edényekbe helyeztünk. Az edényeket 40 ml-nyi, 310 K-ra előmelegített inkubációs médiummal töltöttük fel.

Az alkalmazott kétféle inkubációs médium összetétele a következő volt:

- bidesztillált víz
- 20 mg% glükóz 0,9% NaCl oldatban.

Az edényeket 310 K-os légtermosztátba helyezett rázóasztalra rögzítettük, melynek frekvenciáját 30/min-ra állítottuk.

Párhuzamosan négyféle rendszert vizsgáltunk:

- 40 ml bidesztillált vizes médiumban *laserrel* és *normál* módon vágott csont
- 40 ml, 20 mg% glükózt és 0,9% NaCl-t tartalmazó médiumban *laserrel* és *normál* módon vágott csont

A *desztillált* vizes inkubációs médiumból glükóz, anorganikus foszfát, nátrium és kálium meghatározás, a 20 mg% glükózt és 0,9 % NaCl-t tartalmazó inkubációs médiumból glükóz, anorganikus foszfát, és kálium meghatározás céljából az 1-2-3-4-6-8-22-30-adik órákban 2-2 ml-nyi mintát vettünk, úgy, hogy az inkubációs médium hőmérséklete közben sem változott.

Glükóz koncentráció mérése az inkubációs médiumokból származó mintákban

A minták glükóz koncentrációját fotometrián, ANTRON reagens segítségével határoztuk meg /ROE, (51)/, a módszert a helyi körülményekre adaptáltuk.

A Na^+ és K^+ koncentráció mérése az inkubációs médiumból származó mintákban

A nátrium, kálium koncentrációkat OMSZÖV előirat alapján OMSZÖV (typ.: OE-851) digitális lángfotométerrel határoztuk meg. Az ionkoncentrációkat közvetlenül mEq/l értékben olvastuk le.

Az anorganikus foszfát koncentráció mérése az inkubációs médiumokból származó mintákban

Az anorganikus foszfát koncentrációt KUTTNER és LICHTENSTEIN (30) módszerével fotometriásan mértük. A kapott értékeket elemi foszfor ekvivalensben fejeztük ki.

Az elsődleges inkubációs médium pH-értékének mérése

A csontminták annak érdekében, hogy a biokémiai funkciók lehetőleg ne sérüljenek, a steril körülmények melletti kivételt követően 200 ml fiziológias sóoldatba kerültek. Ezen inkubáció első órája végén az oldat pH-ját a digitális precíziós pH mérő (typ.: OP-211/1, Radelkis, Bp.) és üveg-kalomel kombinált elektródalánc (typ.: OP 8008, Radelkis, Bp.) segítségével határoztuk meg, gyári pufferoldatokat és kétpontos kalibrációs eljárást alkalmazva.

VI / 2. Primer mérési adatok kiértékelése

Az egyes minták glükóz és anorganikus foszfát koncentrációját a várható koncentráció-tartományt átfogó napi kalibrációs görbe alapján állapítottuk meg.

A nátrium, kálium koncentrációkat a várható koncentráció tartományban 3-3 kalibrációs standard segítségével végzett kalibrációt követően digitális lángfotométerrel közvetlenül mértük. Az inkubációs médiumban a különböző inkubációs időpontokig felszabaduló, vagy eltűnő glükóz

illetve anorganikus foszfát mennyiségét az oldatból vett minták koncentrációváltásaiként kapjuk, melyekből a pillanatnyi abszolút glükózmennyiség és a két mintavétel közötti változás is kiszámítható. Az adatok összevethetősége érdekében az elfogyasztott glükóz mennyiségét 1 grammnyi csontmintára vonatkoztatjuk.

VI / 3. Eredmények

A mintavételek során a következő adatokat nyertük:

a./ *Inkubációs médium:* 40 ml, 20 mg%-os glükóz, 0,9%-os NaCl oldatban. $pH_{\text{laser}} = 8,23-8,30$; $pH_{\text{normal}} = 7,49-7,63$, inkub. hőm. = 310 K
 Laserrel vágott csontminta tömege = 7,6562 g
 Normál módon vágott csontminta tömege = 8,8159 g

3. táblázat. Glükóz-, anorganikus foszfát- és káliumkoncentráció értékek a 20 mg% glükózt és 0,9% NaCl-t tartalmazó inkubációs médiumban, az inkubáció kezdetétől számított különböző időpontokban, laserrel, illetve hagyományosan vágott spongiosus csont esetén.

Mintavétel ideje [h]	Glükóz cc. [mg %]		Anorg. foszfát cc. [µg/ml]		Kálium cc. [mEq/l]	
	LASER	NORMAL	LASER	NORMAL	LASER	NORMAL
1	24	24	0,25	0,25	0,45	0,25
2	25	23,5	0,325	0,3	0,6	0,35
3	26	23	0,425	0,32	0,65	0,35
4	26	22,5	0,425	0,325	0,7	0,45
6	24,1	22	0,45	0,425	0,85	0,6
8	23	15	0,525	0,475	0,95	0,65
22	5	2,5	1,325	0,475	1,5	1,05
30	8,5	3	1,275	0,475	1,5	1,05

b./ Inkubációs médium: 40 ml bidesztyillált víz

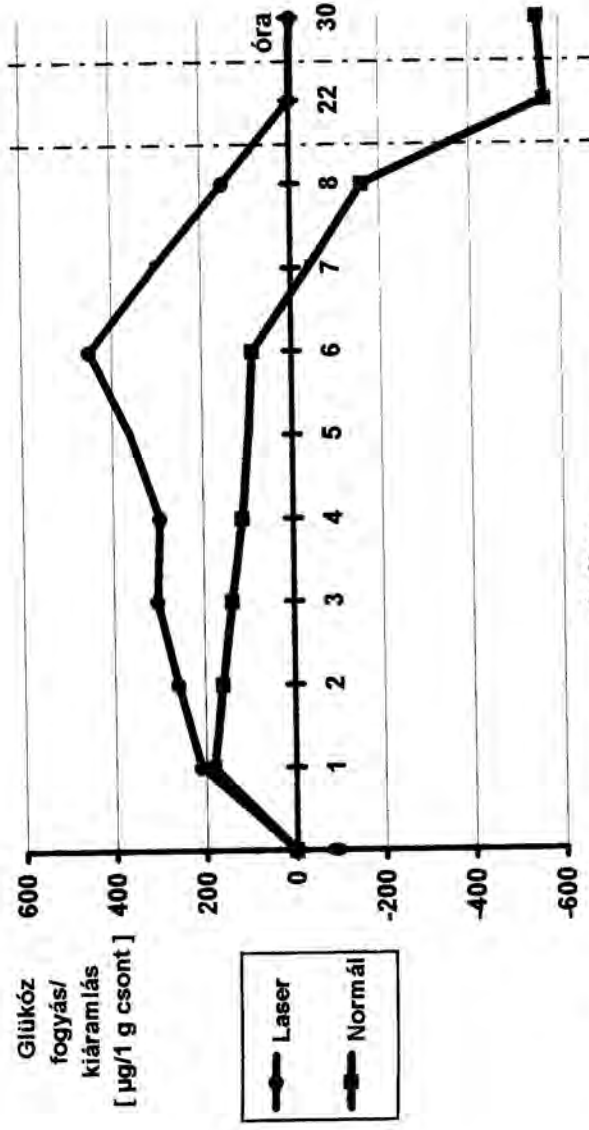
Laserrel vágott csontminta tömege: 10,7591 g

Normál módon vágott csontminta tömege: 7,7475 g

Inkub. hőmérséklet: 310 K

4. táblázat. Glükóz-, anorganikus foszfát-, nátrium és kálium-koncentráció értékek a desztyillált vizes inkubációs médiumban, az inkubáció kezdetétől számított különböző időpontokban, laserrel, illetve hagyományosan vágott spongiosus csont esetén.

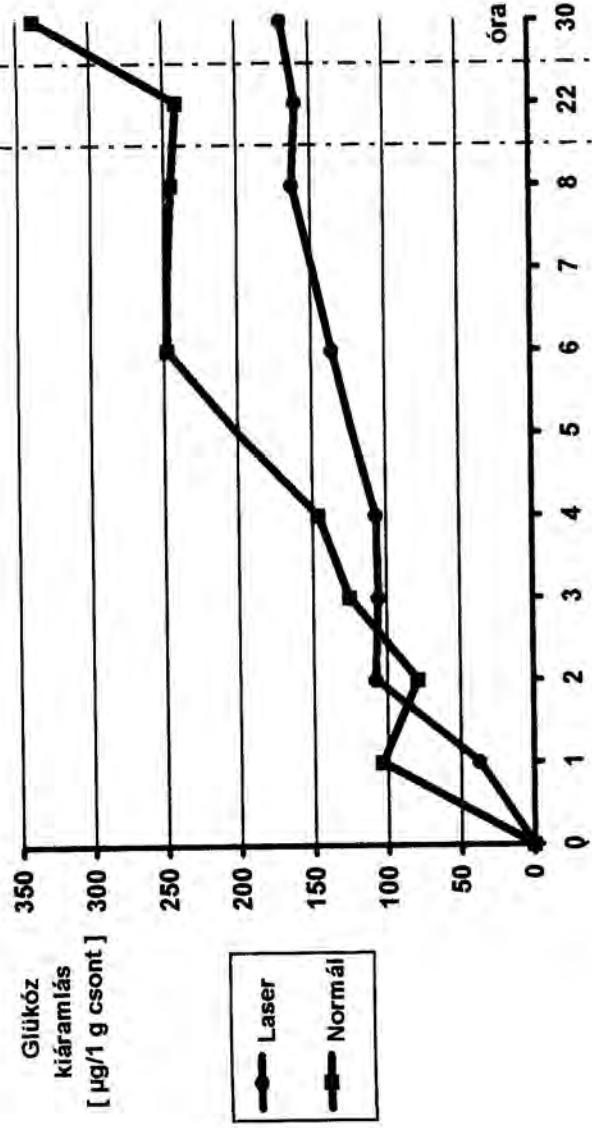
Mintavétel ideje [h]	Glükóz cc. [mg %]		Anorg. foszfát cc. [µg/ml]		Nátrium cc. [mEq/l]		Kálium cc. [mEq/l]	
	LASER	NORMÁL	LASER	NORMÁL	LASER	NORMÁL	LASER	NORMÁL
1	2	0,425	0,8	7	11	0,35	0,4	
2	1,5	0,7	1,5	9	10	0,45	0,45	
3	2,5	1,025	1,3	9	10	0,45	0,45	
4	3	1,037	0,925	10	10	0,55	0,5	
6	5,5	1,05	1,0	11	11	0,65	0,65	
8	5,5	0,875	1,3	10	10	0,65	0,65	
22	5,5	1,15	2,075	13	12	0,75	0,9	
30	5,5	1	1,875	13	15	0,75	1,05	



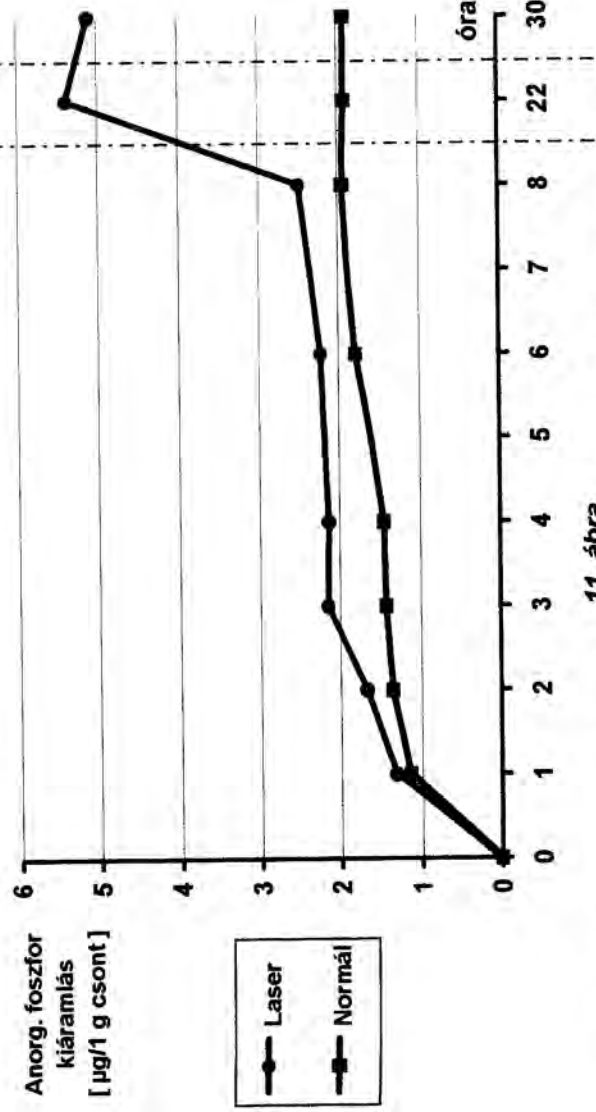
9. ábra.

Glükóz fogyasztás / kiáramlás a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
1 g csontra vonatkoztatva

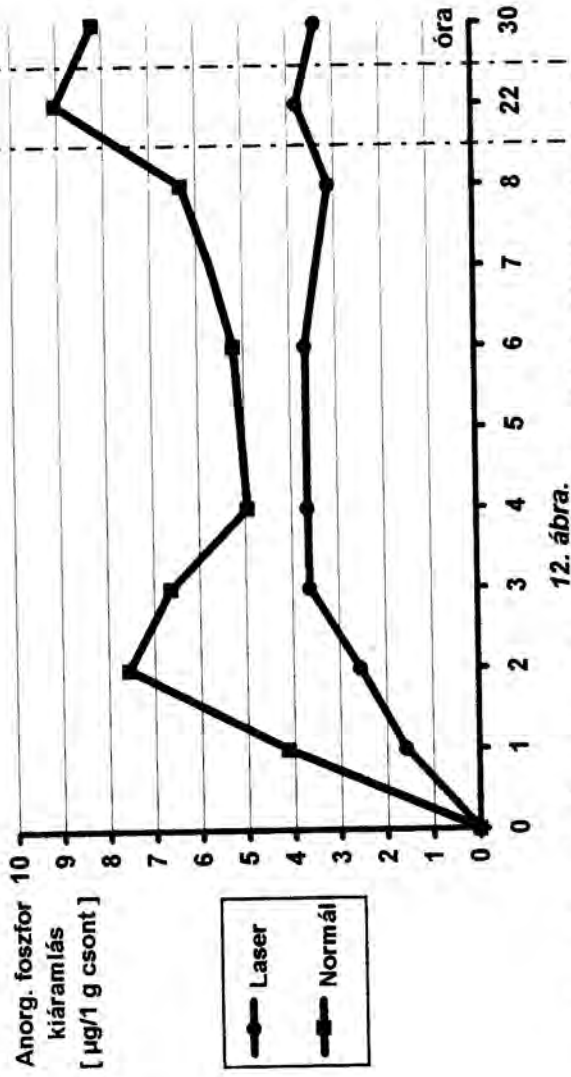
Inkubációs médium: 40 ml 20 mg% glükóz, 0,9% NaCl



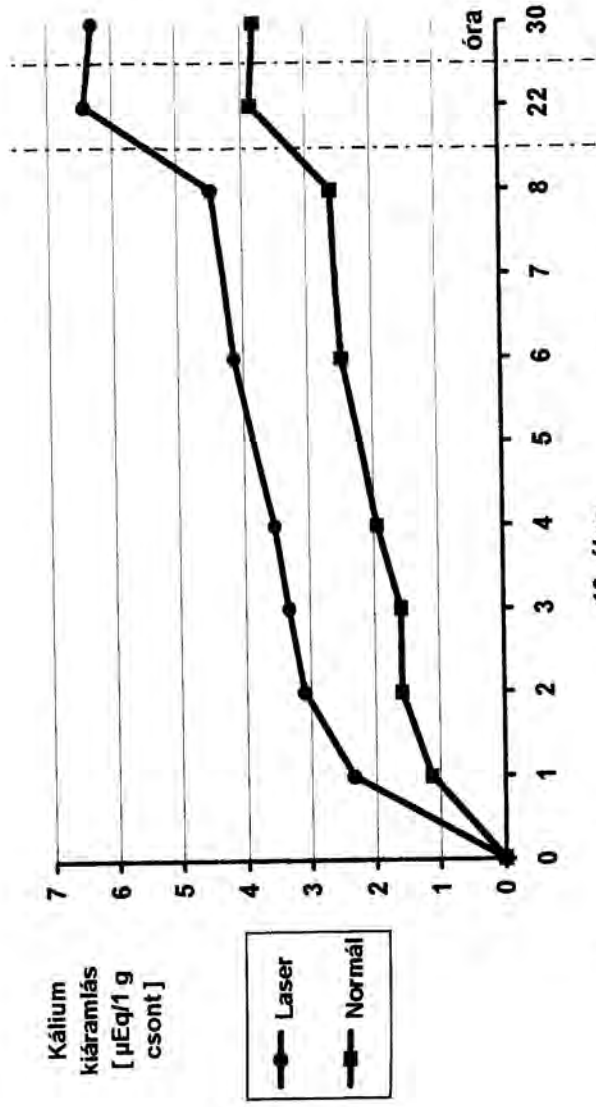
10. ábra.
 Glükóz kiáramlása a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
 1 g csontra vonatkoztatva
 Inkubációs médium: 40 ml bidesztillált víz



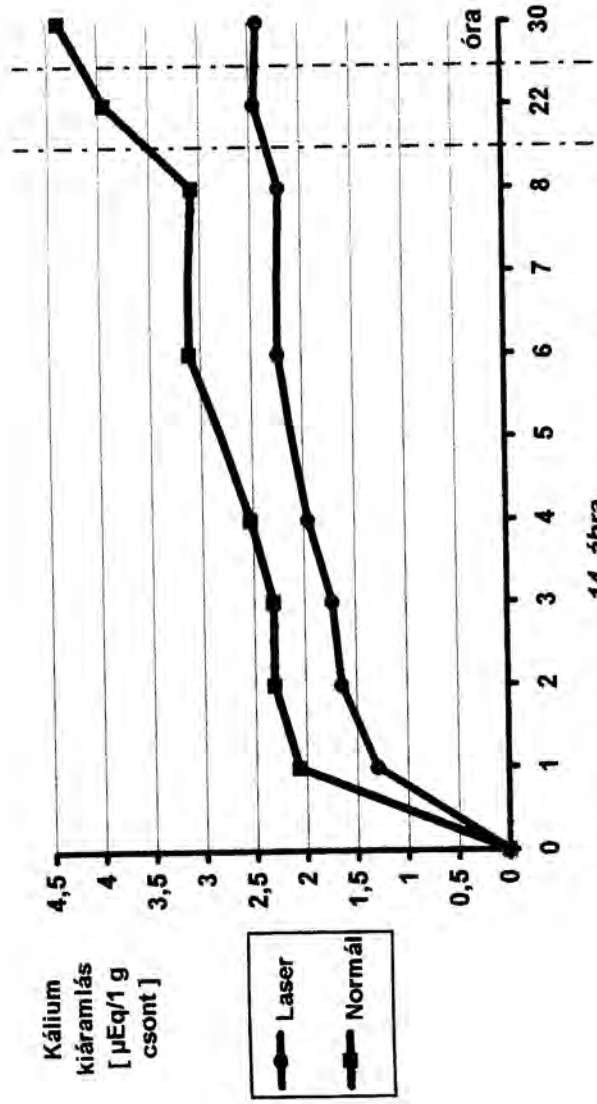
11. ábra.
 Anorg. foszfor kiáramlása a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
 1 g csontra vonatkoztatva
 Inkubációs médium: 40 ml 20 mg% glükóz, 0,9 % NaCl



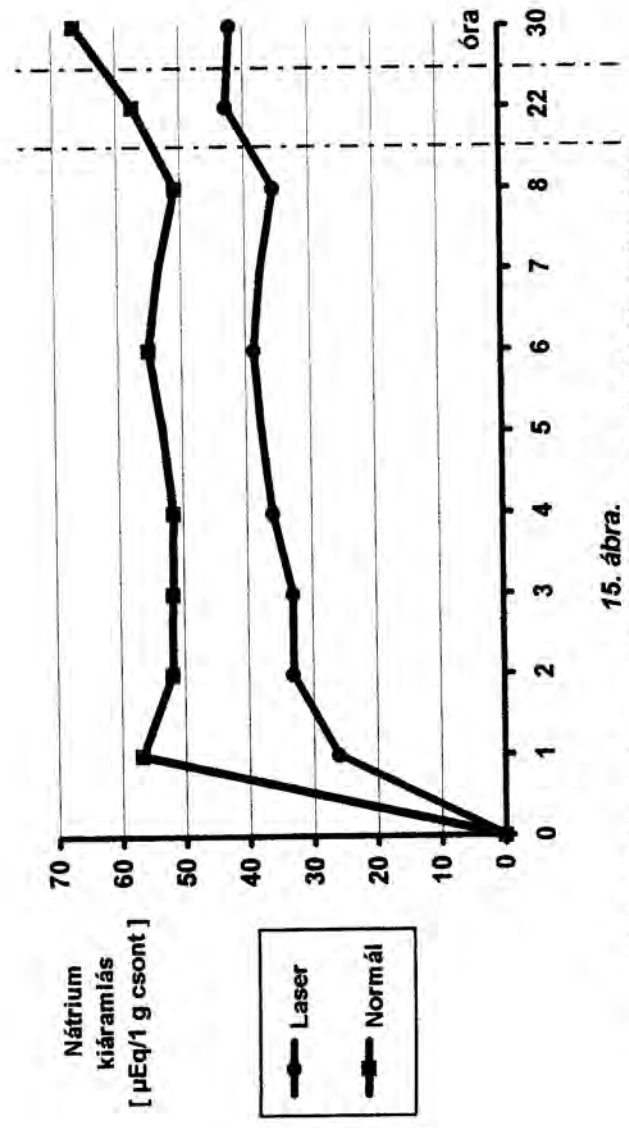
Anorg. foszfor kiáramlása a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
1 g csontra vonatkoztatva
Inkubációs médium: 40 ml bidesztilált víz



Kálium kiáramlása a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
1 g csontra vonatkoztatva
Inkubációs médium: 40 ml 20 mg% glükóz, 0,9% NaCl



14. ábra.
 Kálium kiáramlása a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
 1 g csontra vonatkoztatva
 Inkubációs médium: 40 ml bidesztillált víz



15. ábra.
 Nátrium kiáramlás a csontszövetből az inkub. idő függvényeként
 1 g csontra vonatkoztatva
 Inkubációs médium: 40 ml bidesztillált víz

VI / 4. Megbeszélés

Az inkubációs médium glükóz tartalmának időbeli változásáról:

A 20 mg%-nyi glükózt tartalmazó izoozmotikus (0,9% NaCl) inkubációs médium glükóz tartalma az inkubáció során - ahogy az a 9. ábrán látható - mind a laser, mind az oszcillációs fűréssel darabolt csontminta esetén az inkubációs időszak első szakaszában növekszik. A glükóztartalom csökkenése csak a távolabbi inkubációs időszakban figyelhető meg. Az első időszakban észlelt glükóztartalom növekmény valószínűleg passzív anyagtranszport eredménye. Az anyagtranszport kinetikai hajtóerejét az inkubációs médiumban és a biológiai mintában meglévő eltérő glükózkoncentráció (fiziológias érték a biológiai mintában ≥ 100 mg%) okozta gradiens képezi (12, 42). A 9. ábrán látható, hogy a folyamat időbelisége és a kvantitativ viszonyok is jelentősen eltérnek. A laser-darabolt mintában a glükóztartalom növekedése közel négyszer hosszabb ideig figyelhető meg és nagyobb mértékű, mint a mechanikus fűréssel vágott minta esetén. Úgy vélem, hogy az eltérő glükóz kiáramlási profilt egyrészt a kétféle darabolási eljárás következtében kialakuló eltérő felületek (12, 42, 43), másrészt a laser-darabolt csont esetén a vágási felszín alatti zónában (150-200 μm) kimutatható necrosis magyarázhatja (az élő sejtjes elemek mennyisége csökken). A laser-darabolt minta felülete - ahogy ezt a scanning elektronmikroszkópos vizsgálatok is mutatták - sima, tömött, összeolvadt. A termikus hatás következtében a III. fejezetben leírt 150-200 μm -es koagulációs zóna is kialakul, ezt hisztológiailag is bizonyítottam. A laser-darabolt minta felületén e két réteg egyrészt a diffúziót gátolja, másrészt a felszínhez közeli régióban az aktív sejttálmány hiányzik. Logikusnak tűnik az a feltételezés, hogy a glükóz koncentráció különbsége emiatt hosszabb idő alatt egyenlítődik ki (42, 43). Az oszcillációs fűréssel darabolt csontminták esetén ilyen diffúziót gátló barrier nem képződik és a mechanikus roncsolódást szenvedett

sejtes elemeket leszámítva, a csontszövet életfunkciói a felszínhez közeli rétegekben is megmaradnak. Ezzel magyarázható, hogy a glükóz mennyisége az inkubációs idő távolabbi időpontjaiban a kétféle módszerrel darabolt csontminta esetén jelentősen eltér. A laserrel darabolt csontminta esetén a diffúziót gátló barrier jelenléte miatt egyrészt a kiáramlás gátolt, másrészt a vágási felszín alatti necroticus zóna sejteinek pusztulása miatt a glükózfogyasztás csökkent értékű. Ezzel szemben a mechanikusan darabolt csontmintánál - nem lévén számottevő sejtpusztulás a felszín alatti régióban - a glükózfogyasztás feltehetően fiziológiához közeli és a diffúzió útján való koncentrációkiegyenlítődés sem gátolt. E két alapvető különbség magyarázza egyrészt, hogy a koncentráció-különbségből adódó koncentráció kiegyenlítődés a laserrel darabolt csontminták esetén hosszabb időt vesz igénybe, mint a mechanikusan darabolt mintánál, másrészt az inkubációs médiumban a glükóztartalom későbbi időpontokban észlelhető csökkenése jóval kisebb.

Bidesztillált vizet használva inkubációs médiumként, az előbbi okokra visszavezethető különbségek szintén jól megfigyelhetők. A hypotonias inkubációs médium a laserrel és a mechanikusan darabolt minták esetén is a sejtes elemek lysiséhez vezet, ezért a sejtenyagcseréből eredő glükózfogyasztás gyakorlatilag elhanyagolható. A laserrel vágott minta felületén kialakuló gátló barrier jelenléte magyarázza, hogy az inkubációs idő előrehaladtával a vizsgált időszakban csak az eltérő sebességgel jellemezhető glükózkiváramlási profil figyelhető meg, a glükózfogyás gyakorlatilag nem számottevő (10. ábra).

Az anorganikus foszfátok mennyiségének időbeli változása az inkubációs médiumban

Izoozmotikus inkubációs médiumot használva (20 mg% glükóz, 0,9 % NaCl) a laserrel darabolt minták esetén - hasonlítva a mechanikus

módon daraboltakhoz - az inkubációs idő előrehaladtával egyre több anorganikus foszfát jelenik meg az inkubációs médiumban (11. ábra). Ennek magyarázatául a felszíni rétegek hőszokja következtében a csontmátrix termikus bomlása során keletkező anorganikus vegyületek jelenléte szolgálhat (45). Az észlelt különbség a laser-kezelt mintákban képződött anorganikus foszfát vegyületek mennyiségéhez képest az elméletileg vártnál kisebb. Ennek magyarázatát a kalcium és magnézium foszfátok inkubációs médiumbeli alacsony oldhatósága magyarázza (45).

Érdekes, hogy a desztillált vizes inkubációs médium esetén a tendenciák megfordulnak. Ennek oka valószínűleg kettős, azaz a sejtes elemek desztillált víz okozta lysis (anorganikus foszfátok kiszabadulása a sejtekből) és a szabadabb diffúziós anyagtranszport (12. ábra).

A nátrium és kálium ionok transzportjáról

Ezen kationok megjelenésének időbelisége és az észlelt kvantitatív viszonyok is (természetesen figyelembe véve a foszfát vegyületekhez képesti oldhatósági, szolvatációs és méretbeli különbségeket, valamint az oldódó ionok felületi töltéssűrűségeit) teljesen hasonlóak a foszfát vegyületek esetén tapasztaltakkal. Az izoosmotikus inkubációs médiumban történő kálium transzportot a 13. ábra mutatja.

Az észlelt tendenciák megfordulása a desztillált vizes inkubációs médiumban (kálium: 14. ábra, nátrium: 15. ábra) az előbb ismertetett okokra vezethető vissza. Dolgozatomból hiányzik az izoosmotikus inkubációs médium esetén a nátrium ionokra vonatkozó mérési adatsor. Az izoosmotikus inkubációs médium oly nagy koncentrációban tartalmaz nátrium ionokat, hogy a koncentrációváltozás vizsgálata az alkalmazott modellben nem volt lehetséges.

A mért pH-értékek értelmezéséről

Az eredmények a./ pontjában látható, hogy a hagyományos módon darabolt csont első inkubációs médiumának pH-értéke 7,49-7,63 között változott (átlag: 7,56), mely közel esik a normál szérum 7,38-as értékéhez. Ezzel szemben a laserrel darabolt csontmintáknál a mért értékek 8,23-8,30 (átlag: 8,27) közé estek, amely azt jelenti, hogy utóbbiak első inkubációs médiumának pH-értéke átlagosan 0,7 pH-egységgel magasabb. A pH-értéknek ilyen mértékű lúgos irányba való eltolódását jelentősnek ítélem, figyelembe véve az első inkubációs folyadék csonttömeghez viszonyított mennyiségét, valamint a biológiai minták okozta jelentős pufferhatást. A jelenség magyarázatául szolgálhat a következő: a laser technika alkalmazása mellett fellépő nagy hőhatás (lokálisan $t > 1500\text{ }^{\circ}\text{C}$) feltehetőleg a csontmátrix kalcium-karbonát és kalcium-foszfát összetevőinek hőbomlását okozza, melynek során kalcium-oxid (CaO) keletkezik. A CaO hidrolízise nyomán - mely a fiziológias közegben spontán bekövetkezik - anorganikus bázis (kalcium-hidroxid, $\text{Ca}(\text{OH})_2$) jelenik meg (45). Természetesen nem zárható ki, hogy a csontmátrix szerves állományának hőbomlása is hozzájárul a pH-érték ilyen alakulásához, de a csontszövet szerves/szerves állomány arányai miatt ez minden bizonnyal kisebb jelentőségű.

VII. MŰTÉTI ALKALMAZÁS

VII / 1. Beteganyag és módszer

Széndioxid-lézerrel 1990. január 1. és 1996. november 30. között az *5. táblázatban* látható műtéteket végeztük. A legnagyobb számban végzett percutan metatarsus osteotomiás beavatkozások a következő fejezetben külön kerülnek értékelésre.

5. táblázat.

A POTE Ortopédiai Klinikáján CO₂ laser alkalmazásával végzett műtéti típusok és azok száma (1990. január 1. - 1996. november 30.)

Műtéti típus	Műtéti szám
Op. sec. Schede	18
Op. sec. Mayo	6
Op. sec. Hohmann	10
Op. sec. Helal	8
Sorozat metatarsus osteotomia (pes add.)	4
Exostosis eltávolítás	5
Csonttumor, biopsia, resectio	12
Osteomyelitis, góc szanálás (Brodie tályog)	3
Térdízületi synovectomia (chr. synovitis)	2
Új típusú metatarsus osteotomia (saját műtéti eljárás)	61
Összesen:	129

A betegek átlagéletkora 41,5 év (15-62 év) volt, a nemek aránya: 41 (nő) : 27 (férfi). Az adatokban a percutan metatarsus osteotomiás esetek nem szerepelnek.

VII / 2. Eredmények

A műtéti beavatkozásokat jellegük, alapelvük szerint négy csoportba soroltuk:

I. csoport: a cél a csontszövet egyszerű eltávolítása

II. csoport: valamely osteotomia, mely után csontos gyógyulás is szükséges

III. csoport: próbakimetszések tumor gyanúja esetén

IV. csoport: egyéb jellegű műtétek: osteomyelitises góc szanálása, térdizületi synovectomia

A továbbiakban eredményeinket a fenti csoportbesorolást követve tárgyalom.

I. csoport

5 esetben végeztünk *exostosis eltávolítást*, valamennyi alkalommal femurról (19. kép), *exostosis cartilaginea multiplex* következtében. Hallux valgus miatt 18 esetben *Schede (20-21-22. kép)*, 6 esetben *Mayo* műtét (23-24. kép) történt. Kalapácsujj miatt 10 esetben *Hohmann* műtétet (25. kép) végeztünk. A beavatkozások során a 6. táblázatban foglalt laseres vágási paramétereket alkalmaztuk.

E beavatkozások közös jellemzője, hogy bizonyos "felesleges" csontszövetet távolítottunk el, a kívánt korrekció elérése céljából. A visszamaradó felszínnek általában spongiosusak, jelentős postoperatív vérzés és haematoma forrásai. Megfigyelésünk szerint CO₂ laserrel

végezve e műtéteket, egyértelmű volt, hogy a spongiosus csontfelszínnek kevésbé véreztek, mint hagyományos vágási technika alkalmazásakor. E beavatkozások során valamennyi struktúrára lézerrel vágunk át. Előnyösnek tartjuk, hogy elektrokauter használatára egy ízben sem volt szükség. A műtétek helyi vagy vezetéssel érzéstelenítésben folytak, a seb zárását hagyományos módon végeztük.

Megfigyelésünk szerint a postoperatív oedema a hagyományos technikával végzett műtétek utánihoz képest kisebb volt. A betegek postoperatív fájdalma - valószínűleg az előbbi miatt - ugyancsak kisebb volt, a betegek kevesebb fájdalom-csillapítót igényeltek. 1 Schede, illetve 1 Hohmann műtét után váladékozást, elhúzódó sebgyógyulást észleltünk. Antibiotikus kezelésre mindkét beteg gyógyult.

6. táblázat.

Műtéti típus és a laser vágási paraméterei

<i>Műtéti típus</i>	<i>Laser-paraméterek</i>
Exostosis eltávolítása femurről	70-90W, 2mm/s
Op. sec. Schede	70W, 2 mm/s
Op. sec. Hohmann	50 W, 0,15 s hosszú impulzusok
Op. sec. Mayo	90 W, 0,15 s hosszú impulzusok



19. kép. Exostosis eltávolítása femurról (dg.: exost. cart. multiplex). Az elváltozás "nyele" is biztonsággal resecalható. A visszamaradt felszínen karbonizáció látható. A vérzés minimális.



20. kép. Feltárás Schede műtéthez, CO₂ laser segítségével.



21. kép. Az exostosis vágása Schede műtét közben. Jól látható a CO₂ laser működését jellemzően kísérő füst és gőzképződés.



22. kép. A levágott exostosis közvetlenül az eltávolítás előtt.



23. kép. Mayo műtét: ívelt osteotomia. Az osteotomia rése keskenyebb, mint a fekete színű sáv, mely az égéstermékek oldalirányú lerakódásából származik.



24. kép. Mayo műtét: a distalis fragmentum eltávolítása után.



25. kép. Hohmann műtét: az alapperc fejecse CO₂ laserrel történt vágás után. A karbonizáció miatt a rés itt is szélesebbnek tűnik

II. csoport

Laser technikával pes transversoplanus miatt *He/Al* szerinti műtétet (26-27. kép) 8 esetben végeztünk, ugyanazon módon, mint klinikánk gyakorlatában egyébként (33,34). Áízület nem alakult ki, sebgyógyulási zavar, infekció nem fordult elő. Itt is a szokásosnál kisebb volt a postop. oedema. 4 betegnél pes adductus miatt sorozat metatarsus osteotomiát végeztünk (28. kép), a teljes előláb korrekciója céljából. Itt különösen előnyös, hogy az osteotomiákat ívelten tudtuk elvégezni. Így a korrekció során a csontvégek "összeakadva" maradnak, nem következik be jelentős dislocatio. Ezáltal a gyógyulás biztonságosabb, az eredmény jobb. Áízület, vagy más szövödmény itt sem fordult elő, a gyógyulás a hagyományos műtéteknél megszokott idő alatt következett be. E beavatkozások során a 7. táblázatban foglalt laseres vágási paramétereket alkalmaztuk.

E csoportban szerepel saját műtéti eljárásunk, melynek előnye, hogy a hallux valgus - metatarsus varus korrekcióját laserrel végezt

osteotomiával (61 eset), minimális, percutan behatolással végezzük. További előny, hogy vezetékes érzéstelenítésben, gyorsan (5 perc alatt) végezhető műtét. Minimális belső rögzítés szükséges (K-drót, nincs szükség második műtetre), a beteg gyorsan mobilizálható (aznap). A gyógyulás gyorsabb (6 hét), mint a hagyományos, nagyobb feltárással és szövetroncsolással járó beavatkozások után. A laseres műtéttel szerzett tapasztalatainkat részletesen a következő fejezetben ismertetjük.

7. táblázat.

Műtéti típus és a laser vágási paramétere

Műtéti típus	Laser-paraméterek
Op. sec. Helal	60W, 0,18 s hosszú impulzusok
Sorozat metatarsus osteotomia	60 W, 0,18 s hosszú impulzusok
Percutan I. metatarsus osteotomia	90 W, 0,18 s hosszú impulzusok



26. kép. Helal műtét, a metatarsus distalis végének feltárása CO₂ laserrel



27. kép. Laserrel végzett ferde síkú osteotomia a metatarsuson, Helal műtét során



28. kép. Sorozat - metatarsus osteotomia végzése előlábbon pes adductus miatt CO₂ laserrel

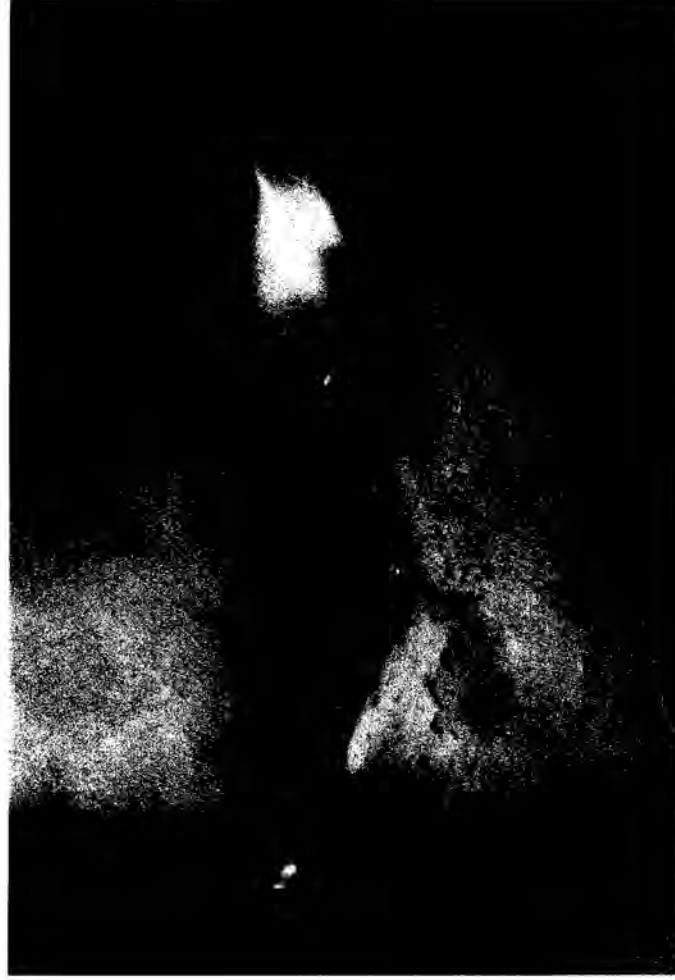
III. csoport

Ezekben az esetekben metastatikus, vagy primer malignus csontfolyamat miatt *biopsiára* volt szükség, 7 alkalommal a medencelapát (29. kép), 6 esetben a femur volt érintett. Minden mozzanatot lézerrel végeztünk, vésőt csak a körülvágott csontrésztlet "kibillentésére" használtunk. A hagyományos módszerrel szemben e műtéteknél csak minimális vérzést kaptunk. Nagy előny a szóródás kisebb kockázata. Az alkalmazott paraméterek a 8. táblázatban láthatók.

8. táblázat.

Műtéti típus és a laser vágási paraméterei

Műtéti típus	Laser-paraméterek
Csont-tumor biopsia (primer, v. metast.)	50-90 W, 2 mm/s, folyamatos. Pontos értékük a szükséges vágási mélységtől, a tumor struktúrájától (scleroticus → nagyobb, velős → kisebb teljesítményszükséglet) függ.



29. kép. Szövetteni mintavétel medencelapátból

IV. csoport

Három ízben kezeltünk Brodie-tályogot. A fő cél itt a necroticus szövetek eltávolítása és az üregben esetleg visszamaradó kórokozók elpusztítása, vagy a csiraszám csökkentése volt. A feltárást szintén lézerrel történt, majd az üreg kikaparása után defókuszált sugárral a csontüregt kiégettük. Mindhárom betegnél gyógyulást értünk el, recidiva nem következett be.

Két alkalommal végeztünk térdizületi synovectomiát chronicus synovitis miatt. Az alkalmazott beállításokat a 9. táblázat szemlélteti.

9. táblázat.

Műtési típus és a laser vágási paraméterei

Műtési típus	Laser-paraméterek
Brodie tályog üregének kiégetése	50 W, folyamatos, defókuszált sugár (pontos érték itt nem adható meg, mivel
Térdizületi synovectomia	eelsődleges cél a defókuszált sugárral való koagulálás)

VII / 3. A CO₂ laserrel végzett műtétek szövődményei az I-IV. műtési csoportokban

Sebgyógyulási zavar suppuratio miatt: **2 eset, 2.9 % (n=68)**
(Schede és Hohmann műtét után)

Egyéb szövődményünk (pl. álízület, ér, idegsérülés, osteomyelitis) nem volt.

VII / 4. Megbeszélés

A CO₂ laser humán csontműtétekhez és egyéb ortopédiai beavatkozásokhoz való rutinszerű alkalmazásáról az irodalomban viszonylag kisszámú adatot találtunk, melyek közül a következőket tartjuk a legjelentősebbeknek: koponya osteoma eltávolítása (KOSARY, 26), kis amputációk kézen (GLANTZ, 15), osteomyelitis műtéti megoldása (GÜNTER, 17), növekedési porc roncsolása tengelykorrekció céljából (MORINE, 41), valamint térdízületi arthroscopia során a károsodott porcövet porcszövet shaverezése (PHILANDRIANOS, 47,48,49). RUDOLPH (52) 1991-ben meniscectomiához, mediopatellaris plica behatásához és synovetomiához használt CO₂ lasert. Meniscectomiát HEFTI (19) is végzett 1984-ben, térdízületi synovectomiát 5 haemophyliás betegen. Ő számolt be arról, hogy a műtét ilyen módon jóval olcsóbban végezhető, mivel kevesebb VIII-as faktorra volt szükség. Ugyanez a szerző néhány esetben térdízületi és alsó ugróízületi arthrodesishez is CO₂ lasert használt. Más szerzők vállízületben végzett bursectomiához, acromioplasticához, coracoacromialis szalag resectiojához is alkalmazták (49). Ezen beavatkozásokat csak néhány eset kapcsán ismertették előző szerzők és azonos álláspontot képviseltek abban, hogy a szövődmények gyakorisága nem nagyobb, illetve különleges szövődményre nem kell számítani CO₂ laser használata esetén.

A CO₂ lasert hazánkban is alkalmazták a mellkassebészet területen: TÓTH (63) és mtsai 1989-ben számoltak be CO₂ laser segítségével végzett mellkasi műtétekről, ahol csontot is vágtak (borda, sternum).

A laserrel történő vágásnak nagy az előnye tumorok műtéti megoldásában is. GÜNTER (17) és mások azon a véleményen vannak, hogy mind a biopsia, mind a tumor eltávolítása biztonságosabban végezhető laserrel, mert a capillaris rendszer azonnal koagulálódik.

Az általunk végzett műtétekhez megfelelő segítséget nyújtottak az alapkísérletek során meghatározott paraméterek. Ezért tudtuk megadni valamennyi műtéti típushoz a laser pontos beállítási értékeit.

A POTE Ortopédiai Klinikáján végzett 68 műtét kapcsán nem találtunk semmilyen szövődmény tekintetében nagyobb gyakoriságot, mint a konvencionális eljárások esetén. A 61 metatarsus osteotomiát külön értékeltük. A két (2,8 %, n=68) suppuratív eset antibiotikus kezelés hatására gyógyult. Egyéb szövődményünk nem volt.

A műtétek kapcsán a következő említésre méltó tapasztalatokat gyűjtöttük össze:

A laserrel történő műtétet a sebész először szokatlannak érzi azért, mert nincs közvetlen kontaktusa a szövetekkel, szinte semmilyen erő kifejtésre nincs szüksége. Vágás közben csak a koordinált mozgásra (és mozgásra) kell ügyelnie, illetve arra, hogy az eszközt a szövet távolság helyes megválasztásával a laser optikai fókuszpontja a szövetbe való belépés helyére essen. Mindez gyakorlati igényel. Technikailag nagy jelentőségű, hogy laserrel könnyen lehet ivelten is osteotomiát végezni. Ezt a lehetőséget sorozat metatarsus osteotomiánál, Mayo műtétnél ki is használtuk. Általában a laseres műtéteknel kisebb feltárás is elegendő volt, ami kevesebb lágyrészt traumával járt.

Fontos a környező szövetek védelme, ami nedves közzel valósítható meg a legegyszerűbben (nedves törő). Fontos a tükrözésmentes (lehetőleg matt fekete) műszerek használata, a sugár visszaverődésének, szóródásának elkerülése végett.

A munkavédelmi eljárások betartása laserrel történő műtéteknel fokozott jelentőségű, azaz:

- speciális védőszemüveg használata (műtő személynete),
- laser alkalmazásra utaló figyelmeztető jelzés,
- keletkező égéstermékek elszívása.

A CO₂ laser használata közben, a szövetek vágásakor gőz és füst képződik. Ennek elszívása több okból is fontos. Belélegezve a gőz és füst toxikus hatású és a sugár szóródását is okozhatja. Az égéstermékek a lencsére rakódhatnak, valamint az operatőr látását is zavarhatják.

A postoperatív időszakban a laserrel operált betegeknek általában kevesebb fájdalomcsillapítóra volt szükségük. A laserrel, lábon végzett műtétek után az oedemaképződés megítélésünk szerint jelentősen kisebb, mint hagyományos műtétek esetén. Ebben nagy szerepe van annak is, hogy a haematoma képződés is kisebb.

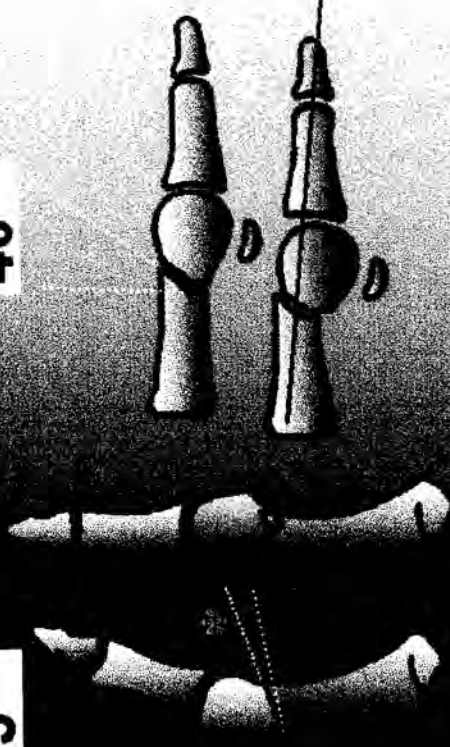
VIII. HALLUX VALGUS, I. METARSUS VARUS MEGOLDÁSA CO₂ LASERREL

DU VRIES véleménye szerint, a civilizált társadalmakban az emberek 50-70%-nak vannak tünetmentes vagy fájdalmas lábélváltásai. E betegségek, deformitások 90 %-a az előlábra lokalizálódik (9). Más szerzők úgy gondolják, hogy a lábélváltások számaránya még ennél is nagyobb.

Az ortopédiai irodalomban számos eljárást írtak le a hallux valgus műtéti korrekciójára (1,2,9,20,21,27,29,31,32,37,38,53,62,65). A metatarsophalangeális ízületben végzett rezekciós technikát MAYO vagy BRANDES szerint (2) - akik első közleményeiket 1908-ban, illetve 1929-ben tették közzé - korábban széles körben alkalmazta az ortopéd sebészek zöme. Ma inkább elterjedt az a nézet, miszerint ezen rezekciós technikák alkalmazása főként a metatarsophalangeális ízületben egyidejűleg fennálló arthrosis esetén indokolt (2,3,53).

Napjainkban a manuális szakmák minden ágában előretörő "minimál-invazív" beavatkozások elve a csontsebészetben is helyet követelt magának, így az ilyen jellegű műtéteknek az ortopédiában való megjelenése is természetes volt. A jól ismert beavatkozások mellett a láb sebészetében is lehetőség nyílt kis megterheléssel járó sebészi beavatkozás elvégzésére. BÖSCH (1) 1984-ben dolgozta ki, és kezdte alkalmazni módszerét a hallux valgus műtéti megoldására (16. ábra). Eljárásában ötvözte a HOHMANN (20) által először 1923-ban publikált metatarsus osteotomiát (17. ábra), a LAMPRECHT-KRAMER (27,31,32) által 1982-ben leírt K-drótos fixálást (18. ábra) és a NEW (1) által 1983-ban publikált frézeres metatarsus osteotomiát (19. ábra).

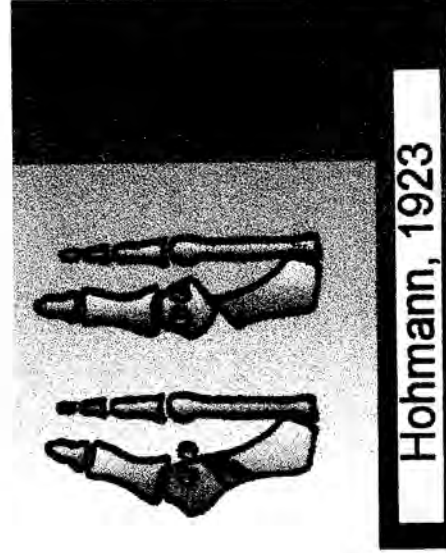
* 15°



40°

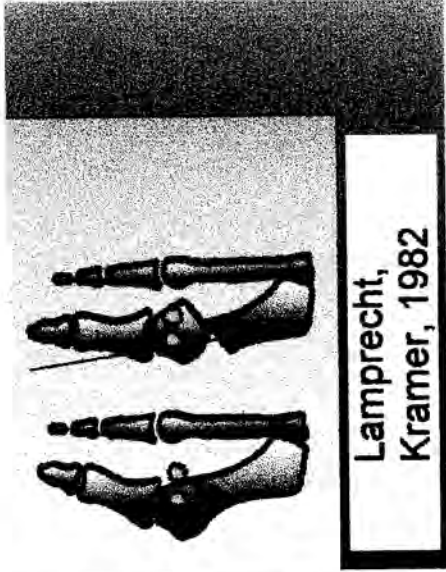
Bösch, 1987

16. ábra.



Hohmann, 1923

17. ábra.



Lamprecht,
Kramer, 1982

18. ábra.



New, 1983

19. ábra.

VIII / 1. Beteganyag és módszer

A POTE Ortopédiai Klinikáján 1990. január 1-től 1996. november 30-ig 107 beteg 127 lábán végeztünk metatarsus osteotomiát minimális (percutan) behatolásból.

A választott műtéti módszer tekintetében e betegcsoport két részre osztottuk:

a./ Percutan metatarsus osteotomia Bösch eredeti leírása szerint

(1990. január 1-től 1996. november 30-ig)

- 56 beteg (52 nő, 4 férfi), 66 láb

- átlagéletkor: 38,5 (13-70) év

Indikáció:

Hallux valgus: 52

Metatarsus primus varus: 4

- átl. utánvizsgálati idő: 37,5 (2 - 69) hónap

b./ Percutan metatarsus osteotomia CO₂ laserrel

(1994. január 1-től 1996. november 30-ig)

- 51 beteg (48 nő, 3 férfi), 61 láb

- átlagéletkor: 41,5 (14-68) év

Indikáció:

Hallux valgus: 57

Metatarsus primus varus: 4

- átl. utánvizsgálati idő: 15 (1 - 27) hónap

A betegek kora alapján indikációs szűrőt nem állítottunk fel, bár egyes szerzők a műtét 50 éves életkor alatti végzését ajánlják (3).

E két betegcsoportban vizsgáltuk:

Műtét előtt: - a hallux valgus fokát,

- az I. MTP. ízület mozgásait,

Műtét után: - infectiót, elhúzódó sebgyógyulás jelentkezését,

- elhúzódó callusképződést,
- ízület kialakulását,
- neuralgiás fájdalmak jelentkezését,

Utánvizsgálat során vizsgáltuk:

- a hallux valgus fokát,
- az I. MTP. ízület mozgásait
- a beteg szubjektív véleményét (melyet kérdőíves módszerrel score táblázat alapján értékelünk)

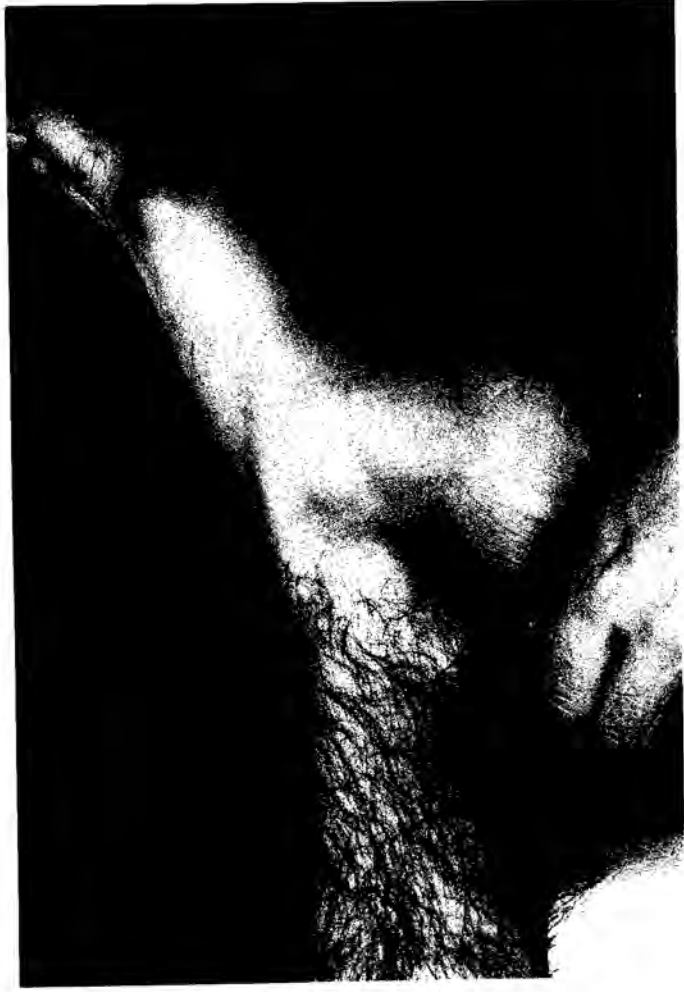
VIII / 2. A laseres metatarsus osteotomia műtéti technikája

A betegek első csoportjában az osteotomiát és az utókezelést pontosan Bösch által leírtak szerint végeztük (1).

A másik csoportban az osteotomia laserrel történt a következők szerint:
A műtétet vezetékes érzéstelenítésben végeztük. 2x5-10 ml, 1 %-os Lidocaint adva a belboka mögött a n. tibialis, a lábáton a n. peroneus superficialis területére (a talocruralis ízület magasságában), e módon a műtéti területnek megfelelően teljes blokádot lehet elérni. Vértelenség használata szükségtelennek bizonyult (30-31. kép).

A metatarsophalangearis ízületi réstől 10 mm-rel proximálisan, dorsomedialisan 10 mm hosszú tengelyirányú bőrmetszést ejtettünk (32. kép), majd a periosteumot dorsal és plantar felé minimálisan letoltuk, hogy a mini disszektorok bevezethetők legyenek (33. kép). Ezután egymás mellé helyezett egyes impulzusokkal átllyukasztottuk a metatarsust (90 W, 0,15 s impulzus), majd minimális erővel megroppantva azt, az osteotomia teljessé vált. Bösch módszerétől eltérően egyenes síkú osteotomiát alkalmaztunk (34. kép).

Következő lépésként a hallux körömpercén, a köröm szélétől 5 mm-re medialisan 2 mm átmérőjű K-drótot vezetünk be, mely az osteotomiától distalisan extraosseálisan, de szorosan az ujjpercek



30. kép. N. tibialis post. vezetéssel érzéstelenítése (1 %-os Lidocain, 5-10 ml)



31. kép.
N. peroneus
superficialis ágainak
vezetéssel
érezéstelenítése



32. kép. Bőrmetszés



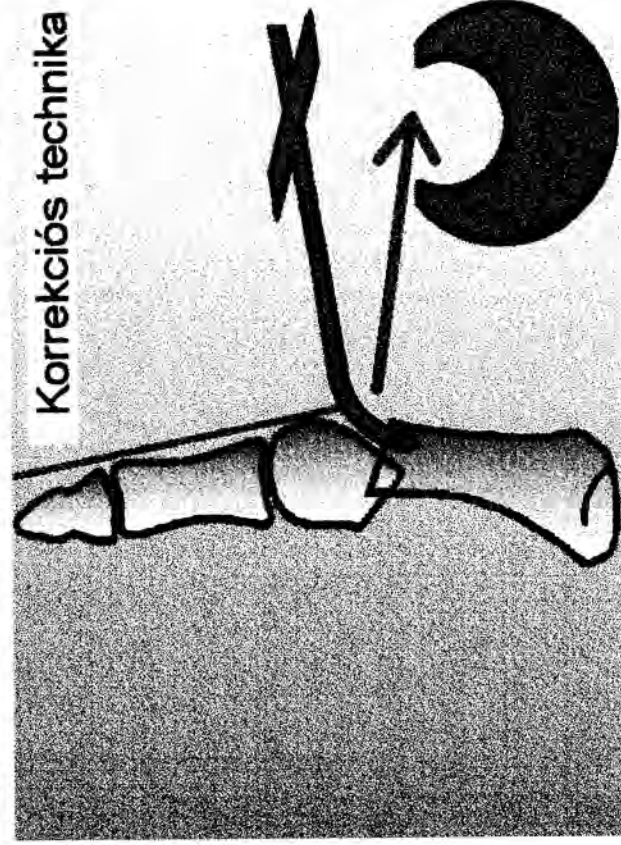
33. ábra. Periosteum letolása



34. kép. CO₂ laserrel végzett osteotomia

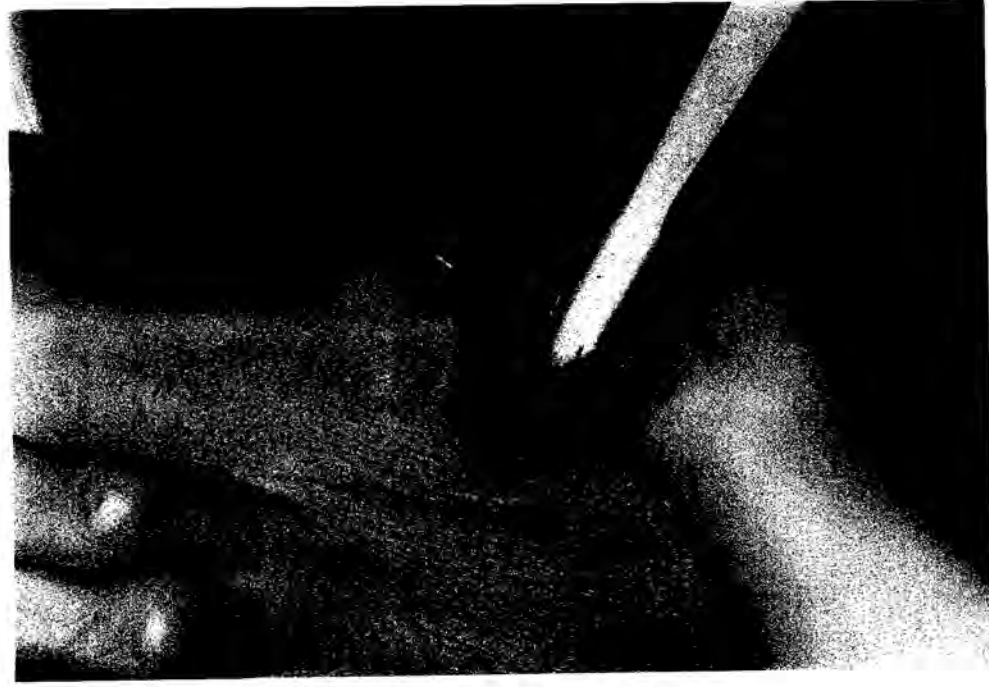
perioosteumához simulva, helyenként az alá hatolva fut. Az osteotomia szintjében a megfelelő korrekció után a K-drót a proximális fragmentum velőüregében halad tovább.

A diszlokációt egy erre a célra kifejlesztett eszköz segítségével hozzuk létre (20 ábra, 35. kép). A K-drótot a metatarsus basisáig üjtjük fel, majd a bevezetés helyén a bőrön kívül elhajlítjuk.



Korrektációs technika

20. ábra. A diszlokáció létrehozása a speciális eszköz segítségével



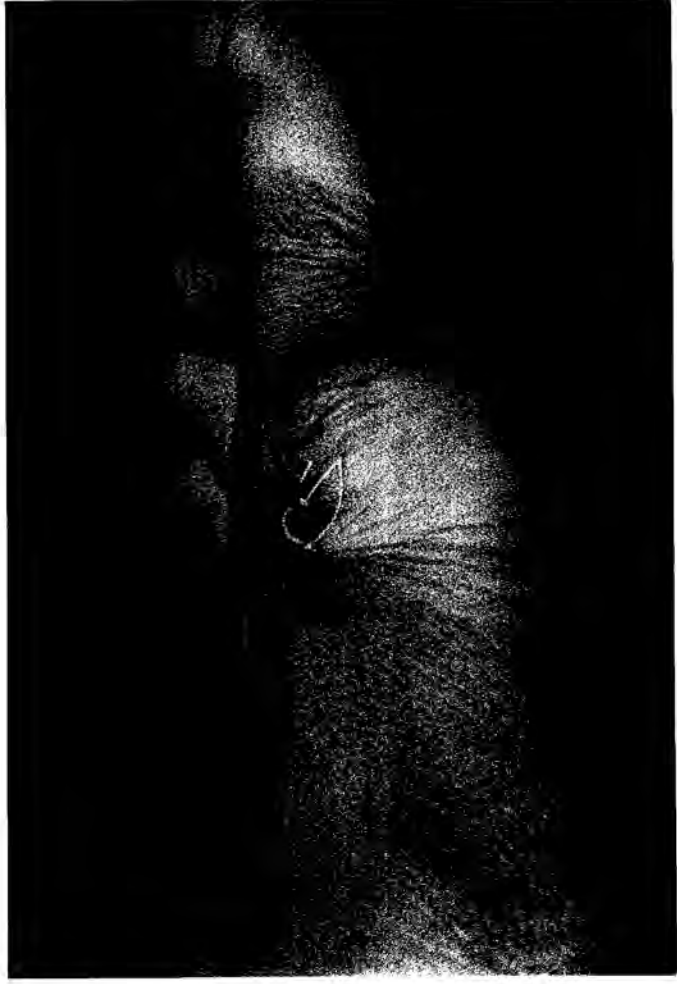
35. kép. A diszlokáció létrehozása műtét közben

A műtét után visszamaradó bőrseb minimális méretű (36. kép). Az előlábát steril mullpólya és ragtapasz segítségével több rétegben kötöttük, így egy rugalmas rögzítés alakul ki. Egyéb külső rögzítést nem alkalmaztunk.

A betegeket a műtét másnapján mobilizáltuk, ehhez előnyös egy speciális gördülőtalp-szerű papucs alkalmazása.

A K-drótot 4 hét múlva távolítottuk el. A ragtapaszos kötést a 6. hétig alkalmaztuk. A 6. héten rtg. kontroll történt.

Együlésben végeztünk mindkét oldali beavatkozásnál a műtétet narkózisban végeztük. Mindkét csoportban a műtét előtt terheléssel (álló helyzetben) AP rtg. felvétel készült az előlábról, amely lehetővé tette a szükséges praeop. mérések elvégzését.

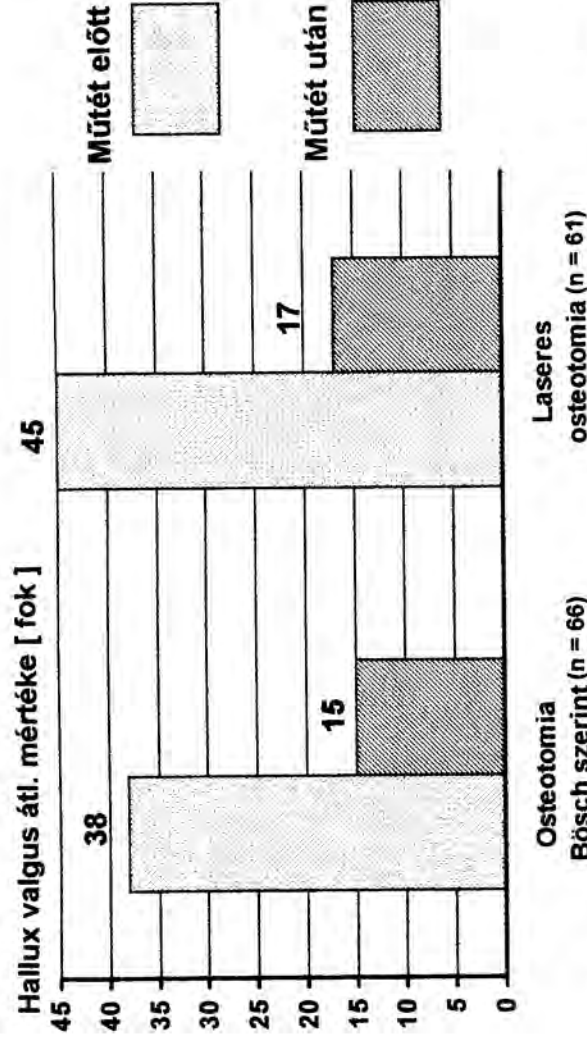


36. kép. A műtét végén 2 öltés elegendő a bőrseb zárásához

VIII / 3. Eredmények

A két betegcsoport kapcsán nyert eredményeket és tapasztalatokat az alábbiakban foglaljuk össze.

- A 21. ábra a hallux valgus mértékére utaló átlagos szögértékeket mutatja a két betegcsoportban, műtét előtt és után.

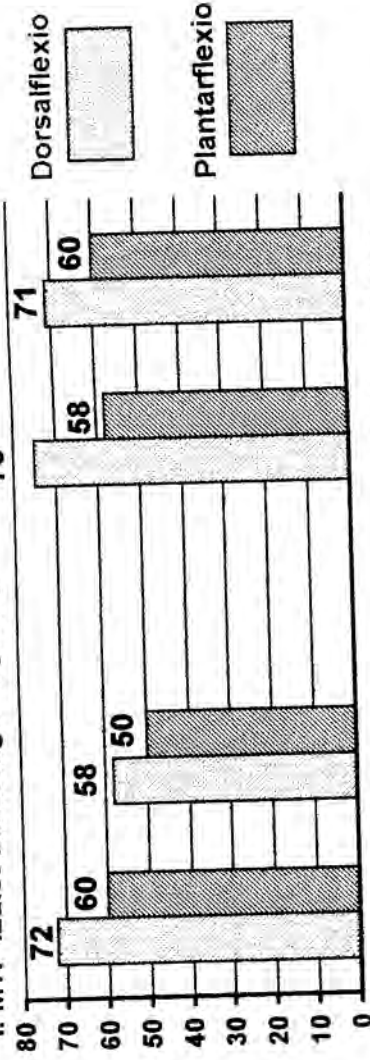


21. ábra. Hallux valgus átlagos szögértékének alakulása műtét előtt és után

E számadatok alapján a deformitás a hagyományos osteotomia esetében 60,5 %-kal (38 fokról 15 fokra), a laseres beavatkozás után 62%-kal (45 fokról 17 fokra) csökkent a műtét előtti helyzethez képest.

- Az I. metatarsophalangealis ízület mozgásait értékelve a 22. ábrán látható adatokat mértük. Az adatok elemzése azt mutatta, hogy a laserrel végzett műtét után valamivel kisebb az I. MTP mozgásbeszűkülése. Méréseink szerint a dorsalflexio átlagosan 5,5 %-al csökkent, a plantarflexio 3,4 %-kal javult, szemben a hagyományos osteotomia után, ahol a dorsalflexio 9,5 %-kal, plantarflexio 6,7 %-kal csökkent.

I. MTP ízület átl. mozgásai [fok] 75



preop. postop. preop. postop.
Bösch osteotomia (n=66) Laseres osteotomia (n=61)

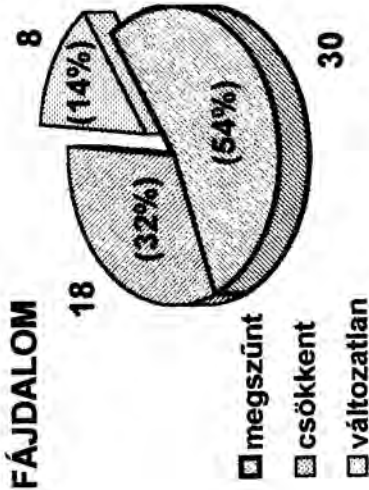
22. ábra. Az I. MTP ízület mozgásainak alakulása

- A műtét eredményességét döntően a beteg szubjektív véleménye jelzi. Ezen adatok összehasonlítva a 23. táblázat mutatja. A beavatkozás
- A szövődmények gyakoriságát a 10. táblázat mutatja. A beavatkozás eredménytelenségéhez vezető komplikáció egyik csoportban sem fordult elő. A K-drót melletti infekció 5 esetben 1 hetes peroralis antibiotikus kezelésre szűnt. 4 alkalommal a K-drótot korábban (de legalább 3 héttel a műtét után) eltávolítottuk. Osteomyelitis, ízület nem fordult elő. Elhúzódó gyógyulást akkor véleményeztünk, ha a beteg fájdalmai a műtétet követő 8. hét után is fennálltak és az ekkor végzett rgt. vizsgálat nem mutatott teljes átépülést. Fizikális vizsgálattal egy esetben sem lehetett ízületet kimutatni, a 10-12. hétre ezen betegek panaszai meg is szűntek.

10. táblázat: Szövődmények alakulása a két betegcsoportban

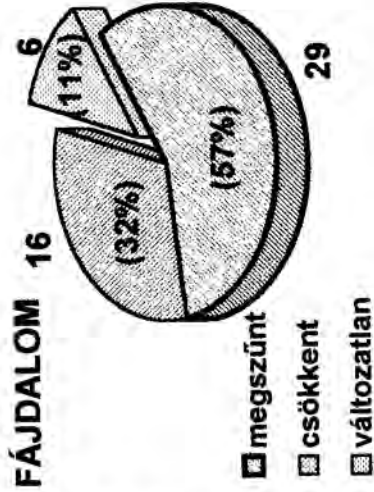
Szövődmény típusa	Bösch (n = 66)	Laseres (n = 61)
Infekció a K-drót mellett	4	5
Az osteotomia elhúzódó gyógyulása (8 héten túl)	6	4
Osteomyelitis	-	-
Álízület	-	-
Neuralgia	-	-

FÁJDALOM



a./ Bösch osteotomia (56 beteg)

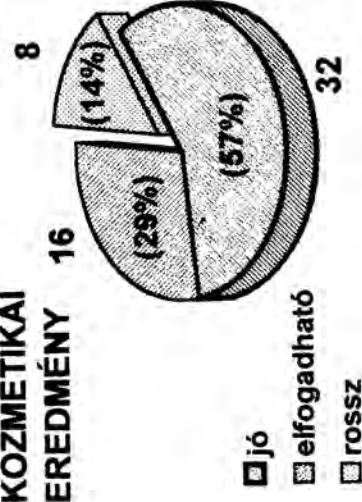
FÁJDALOM



b./ Laseres osteotomia (51 beteg)

KOZMETIKAI

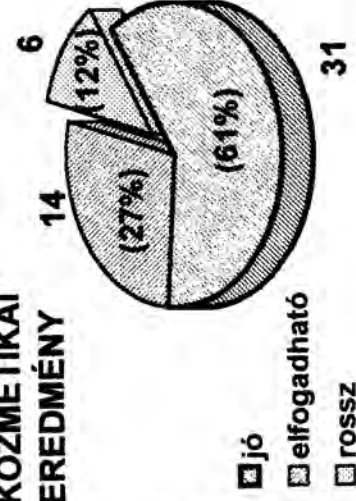
EREDMÉNY



a./ Bösch osteotomia (56 beteg)

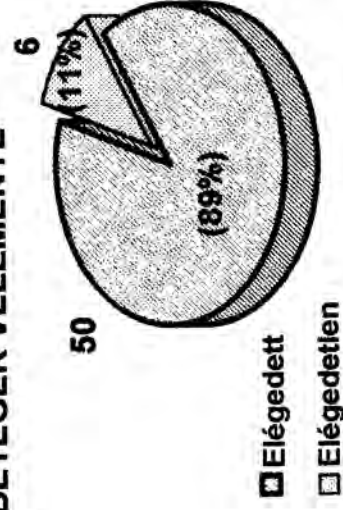
KOZMETIKAI

EREDMÉNY



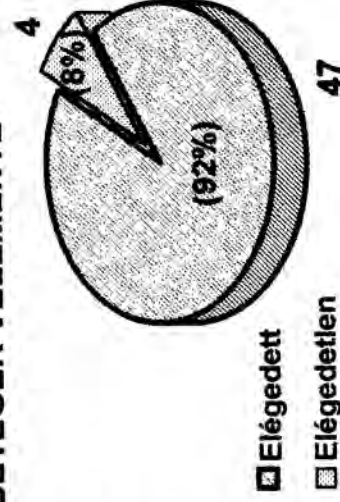
b./ Laseres osteotomia (51 beteg)

BETEGEK VÉLEMÉNYE



a./ Bösch osteotomia (56 beteg)

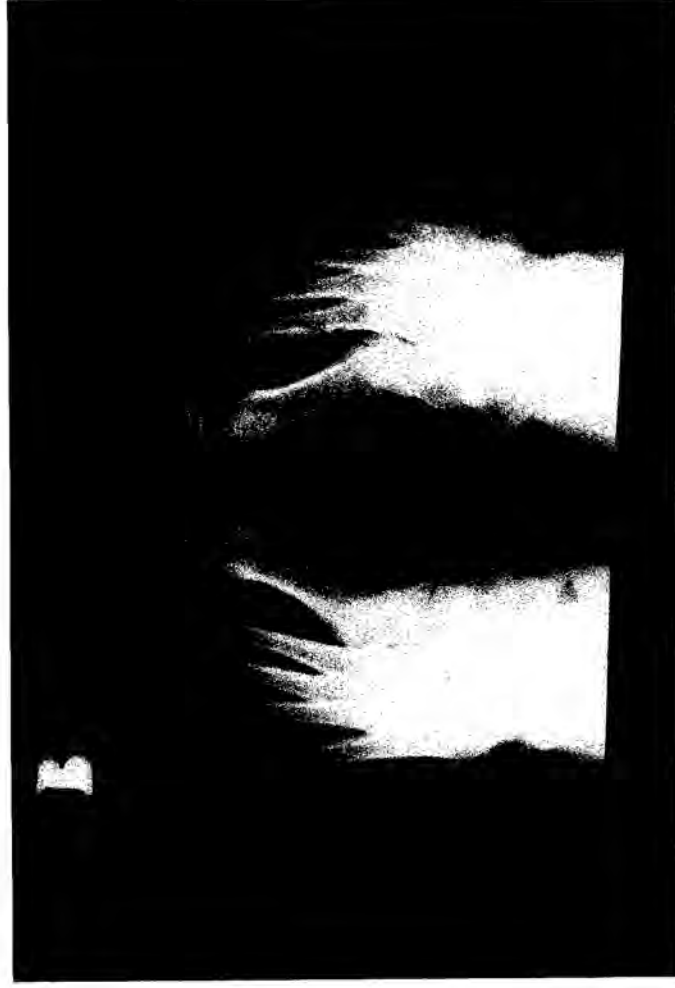
BETEGEK VÉLEMÉNYE



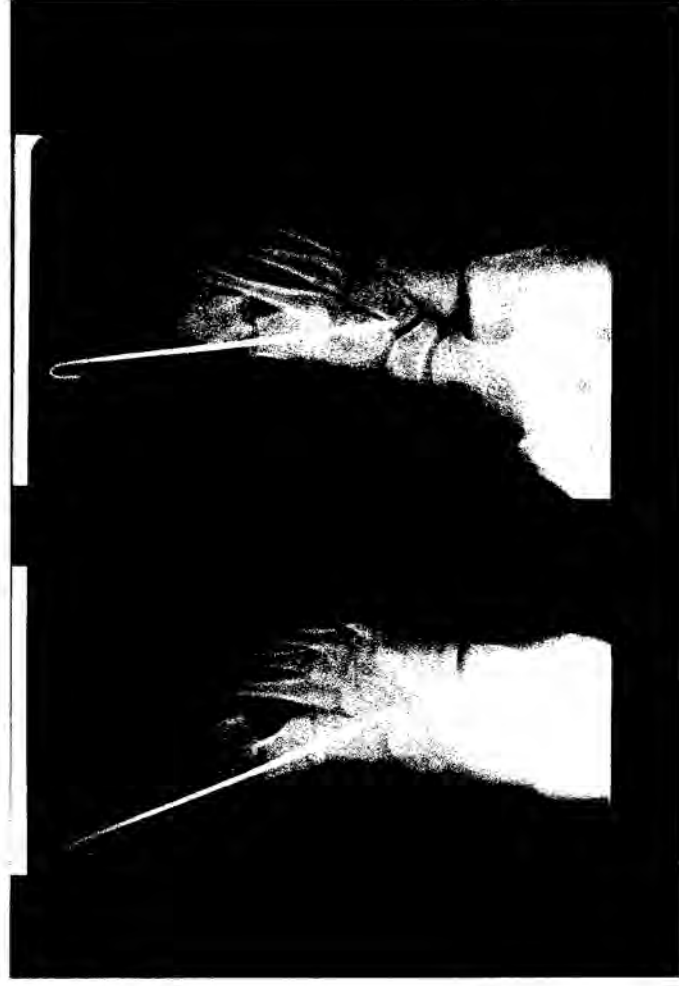
b./ Laseres osteotomia (51 beteg)

23. ábra. A betegek értékelése

A műtét radiológiai jellegzetességeit a 37-38-39. kép mutatja.



37. kép. Műtét előtt készített rtg. felvétel



38. kép. Postop. rtg. felvétel (közvetlenül a műtét után), a distalis fragmentum jellegzetes dislocatiojával



39. kép. Gyógyulás után készült rtg. felvétel (6 hónappal a műtét után)

VIII / 4. Megbeszélés

Az eredmények alapján nem találtunk jelentős különbséget a kétféle módon végzett műtét között, sem a funkcionális eredmények, sem a betegek véleménye tekintetében. A szövődmények között is csak azonos típusúak fordultak elő, hasonló gyakorisággal. Ezzel bizonyítottnak látjuk azt feltevést, hogy a CO₂ laserrel megfelelő felkészültség esetén a hagyományos módszer felváltható. Jelentősnek ítéljük azt a ténytet, hogy a betegek postoperatív fájdalma és az oedema kisebb, mint hagyományos műtét után.

Klinikánk gyakorlatában e beavatkozás jelenleg rutinszerűen CO₂ laser segítségével történik.

Összefoglalva a módszer előnyeit:

Kis feltárással jár, ezért kíméletes műtét, melynek elvégzéséhez nem szükséges a végtagot vérteleníteni, asszisztencia nélkül is gyorsan, pár

perc alatt elvégezhető. Az anesztézia egyszerű volta miatt akár ambuláns körülmények között is történhet. Ez természetesen jelentősen csökkenti az ápolási költségeket, illetve megkíméli a beteget a hospitalizáció kellemetlenségeitől. Külső rögzítés nem szükséges.

A módszer hátrányai közt említhető a műtét elvégzéséhez szükséges eszközös háttér megteremtéséhez szükséges magas beruházási költség.

A recidívák és sikertelenségek megelőzése céljából fontos kiemelni néhány indikációs szempontot.

A műtét főleg a hallux valgus és a metatarsus primus varus azon eseteiben hoz kiváló eredményt:

- ◆ ha a beteg 50 évesnél fiatalabb,
- ◆ ha az I. metatarsophalangeális ízületben még nincs jelentős arthrosis,
- ◆ ha a preoperatív intermetatarsális szög kisebb 15-18 foknál.

Meg kell azonban jegyeznünk, hogy bizonyos szerzők (1) a műtétet súlyos fokú arthrosis mellett is végzik, illetve ajánlják végezni. Saját anyagukban extrém fokú hallux valgus sikeres esetei is szerepelnek.

Az általunk tapasztalt magas elégedettségi mutató alapján úgy gondoljuk, hogy ez a műtéti eljárás helyes indikációt követően, megfelelő technikával végezve feltétlenül alkalmas a hallux valgus és a metatarsus primus varus sebészi korrekciójára.

IX. ÖSSZEFOGLALÁS, ÚJ MEGÁLLAPÍTÁSOK

Kísérletes vizsgálataink és műtéti tapasztalataink alapján ortopédiai klinikai alkalmazást tekintve a következő beavatkozások végezhetők előnyösen CO₂ laserrel:

Ambuláns beavatkozások:

1. Myelodysplasiások talpi fekélyeinek kezelése
2. Clavus, verruca eltávolítása

Kórházi elhelyezést igénylő műtétek:

1. Osteotomiák csöves csontokon, pl. tengelykorrekció, végtaghosszabbítás céljából
2. Láb statikai elváltozásainak korrekciója (Pl. Schede, Mayo, Brandes, Hehal, Hohmann műtétek, sorozat-metatarsus osteotomiák, percutan 1. metatarsus osteotomia)
3. Exostosisok eltávolítása
4. Tumor biopsia
5. Primer és metastaticus csonttumороk resectioja
6. Osteomyelitis műtéti kezelése
7. Synovectomy (különösen haemophyliás betegeknél)
8. Operációs mikroszkóppal és mikromanipulátorral kiegészítve kézsebészetben, gerincsebészetben is alkalmazható

Tapasztalataink szerint a CO₂ laseres műtéti technika a különböző osteotomiák végzésekor sok előnyt nyújt, de kétségtelenül hátrányos tulajdonságokkal is rendelkezik.

A CO₂ laser előnyei

1. Kis necrosis, jó vágóhatás
2. Többi laserhez képest olcsó
3. Kisebb vérzés a műtéti területen
4. Kisebb postoperatív oedema
5. Ívelt, vagy egyéb bonyolult formájú csontátvágási lehetőség
6. Kisebb műtéti feltárás
7. Asepsis - nincs közvetlen kontaktus a vágott szövetekkel

A CO₂ laser hátrányai:

1. Üvegszáloptikán nem, csak speciális, félmerev, tükröző bevonatú csőben (de itt energia kb. 30 %-a elvész) vezethető, vagy merev optikával vihető be ízületbe
2. Vizes közegben (pl. folyadékfeltöltéses arthroscopia) nem alkalmazható
3. Csak a 0,5 mm-nél kisebb átmérőjű ereket koagulálja
4. Működése közben gőz és füstképződés
5. Beszerzése viszonylag költséges (üzeme, fenntartása olcsó)
6. Speciális munkavédelmi szabályokat kell betartani

Alkalmazási, technológiai tapasztalatok

Az elvégzett műtétek során a CO₂ laser használatával kapcsolatosan a következőket tartjuk érdemesnek megemlíteni:

1. Vághatunk folyamatosan, folyamatos vagy szuperpulzált sugárral
2. Vághatunk impulzusokkal, (pl. 90 W-tos, 0,15 s hosszúságú, impulzusokkal egymással érintkező "lyukakat" ütünk a

csonton, majd azt megroppantva tesszük teljessé az osteotomiát

3. A vágás területét (sugár behatolási pontja) szárazon kell tartani (vér és szövetnedv eltávolítása)
4. A keletkező füst jelentős mennyiségű lehet (szórhatja a laser-sugarat, csökkentheti a vágóhatást, belélegezve káros hatású), elszívásáról gondoskodni kell
5. A szomszédos szövetek védelmét nedves törlővel lehet biztosítani
6. Célszerű lehetőleg tükrözés-mentes, matt fekete felületű műszereket alkalmazni (az esetleges sugár-reflexió okozta balesetveszély csökkentése végett)
7. A műtő személyzetének védőszemüveget kötelező viselnie

A CO₂ laserrel szerzett tapasztalataink

Az intraoperatív vérzés kisebb, mint mechanikus módszer alkalmazása során

A postoperatív oedema (különösen a lábon végzett műtéteknél) is kisebb

A postoperatív fájdalom kisebb

A szövődmények gyakorisága nem nagyobb, gyakorlatilag azonos a hagyományos technikával végzett műtétekével

Új eredmények tekintjük a következőket:

1. In vitro csonttal kapcsolatos makroszkópos és hisztológiai vizsgálatainkkal meghatároztuk azokat az laser-üzemeltetési adatokat, mellyel a csontszövet vágható. Az adatok bármilyen CO₂-laser készülékkel történő, bármilyen jellegű osteotomia tervezéséhez felhasználhatók.

2. Állatkísérletekkel bizonyítottuk, hogy a CO₂-laserrel átvágott csont teljes gyógyulása ugyanannyi idő alatt következik be, mint a hagyományos módon végzett osteotomia esetén. A callusképződés laseres osteotomia esetén az első három héten kisebb intenzitású, mint a hagyományos műtéti technika után.

3. Állatkísérletekkel (nyulak) bizonyítottuk, hogy a CO₂ laserrel átvágott és gyógyult osteotomia mechanikai terhelhetősége a 8. hét után nem rosszabb, mint konvencionális osteotomia után.

4. In vitro kísérletekkel bizonyítottuk, hogy a CO₂ laserrel vágott csontfelszín diffúziós barrierert jelent, de a termikus laesio zónáján kívül eső, ép osteocytákat és egyéb sejtes elemeket nem zárja el teljesen a felszíntől, a vizsgált ionok (nátrium, kálium, anorganikus foszfát) és glükóz számára a felszíni réteg azért részlegesen átjárható marad.

5. A különböző műtéti alkalmazások során bizonyítottuk, hogy a CO₂ laser ortopédiai beavatkozásoknál is sokrétűen alkalmazható. Az általunk végzett műtétekhez pontos ajánlást adtunk meg arra vonatkozóan, hogy a CO₂ laser milyen milyen beállítási paraméterekkel (terjesztmény, impulzus hossz, vágási sebesség) alkalmazható eredményesen.

6. Saját anyagunkban legnagyobb számban lábon végeztünk korrekciós beavatkozásokat. Ezek közül a legjelentősebbnek a percutan I. metatarsus osteotomiát tekintjük, melyet rutinszerűen CO₂ laserrel végzünk és új műtéti eljárásnak tekintünk.

Ma már az ortopéd-sebészetben más típusú lasereket is egyre gyakrabban, egyre több célra alkalmaznak (pl. YAG laserek arthroscopos műtétek támogatására és discus hernia percutan

megoldására). Nem állítjuk azt, hogy a CO₂ laser minden esetben jobb választás, mint a konvencionális módszerek. Munkánk célja elsősorban a korrekt és előnyös alkalmazási lehetőségek vizsgálata és gyakorlati bemutatása volt, melyekkel a beteg műtéti terhelése csökkenthető, a műtét precízebben kivitelezhető. A CO₂ laser alkalmazhatóságának vizsgálatát nem tekintjük lezártnak, úgy véljük, hogy pl. a nagyüzleti endoprotézisek revíziós műtéteinél nagy lehetőségeket rejt magában. Ez utóbbi terület további kutatásunk tárgyát képezi.

X. IRODALOM

1. Bösch, P., Markowski, H., Rannicher, V.: Technik und erste Ergebnisse der subkutanen distalen Metatarsale-I-Osteotomie. *Orthop. Praxis* 26: 51-56. 1990.
2. Brandes, M.: Zur operativen Therapie des Hallux valgus. *Zentralbl. Chir.* 56: 2437-2440. 1929.
3. Brettschneider W., Wanivenhaus A.: Mittelfristige Resultate nach subkapitaler Metatarsalosteotomie zur Therapie des Hallux valgus mit Metatarsus primus varus. *Z. Orthop.* 133: 55-60. 1995.
4. Callahan, D.J.: Osseous healing after CO₂ laser osteotomy. *Foot and ankle* 11, 3: 146-151. 1990.
5. Chadwick, F., Johansen, W.E., Vangness, C.T.: The Carbon Dioxide Laser: A Potential Tool for Orthopedic Surgery. *Clin. Orthop.* 242: 43 1989.
6. Clauser, C., Clayman, L.: Effects of Exposure Time and Pulse Parameters on CO₂ Laser Osteotomies. *Lasers in Surg. and Medic.* 1: 22-28. 1989.
7. Danckwerts, P.V.: Gáz-folyadék eljárások. 19-30. Műszaki könyvkiadó, Budapest, 1976.
8. Douglas, K.D.: Laser biophysics for the orthopaedic surgeon. *Clin. Orthop.* 310: 6-13. 1995.
9. Du Vries, H.L.: Surgery of the foot. The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1978.
10. Engelhardt, A., Bimberg, D.: Osteotomie mit Laser. *Laser Elektro-Optik* 3: 54-57. 1972.
11. Einstein, A.: Zur Quantentheorie der Strahlung. *Phys. Z.* 18: 121-128. 1917.
12. Erdey-Grúz Tibor: A fizikai kémia alapjai. VI. Az elegyek. 14./ Az ozmózisnyomás és az ozmotikus munka, 15./ A diffúzió. 322-332. Műszaki Könyvkiadó, Bp. 1963.
13. Gamaleya, N.F.: Laser biomedical research in the USSR. In: Wolbarsht ML (ed). *Laser appl. in med. and biol.* vol. 3. 1-173. Plenum Press, New-York London. 1977.
14. Gertzbein, S.D., de Demeter, D., Cruickshank, B., et al: The effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers in Surg. and Medic.* 1: 361-373. 1981.

15. Glantz, G., Korn, A.: The use of carbon dioxide laser in general surgery. In: Kaplan I (ed), Laser surgery II. Jerusalem Academic Press, Jerusalem, pp 9-14. 1978.
16. Goldmann, L.R., Rockwell, J., Naprstek, Z., et al: Some parameters of high output CO-2 laser experimentell surgery. Nature 228: 1344-1345. 1970.
17. Günter, H., Härb, H., Korab, W.: Anwendung der Laserstrahlen in der Chirurgie. Zentralbl. Chir. 104: 23-29. 1979.
18. Grothues-Spork, M., Scholz C., Dinkelaker, F., Siebert, W.E., Klanke, J., Noack, W., Müller, G.: Biologische Reaktionen von Knochengewebe auf Laserstrahlung. Laser in der Orthopädie. 143-149. Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York 1991.
19. Hefti, F., Morscher, E.: Anwendung von Laser-Strahlen in der Ortopaedi. Der Orthopäde 13: 119-124. 1984.
20. Hohmann, G.: Arch. orthop. Unfall. Chir. 21: 525. 1923.
21. Hohmann, G.: Fuß und Bein. Bergmann München 1948.
22. Horch, H.H.: Zum aktuellen Stand der Laser-Osteotomie. Der Orthopäde 13: 125-132. 1984.
23. Horch, H.H.: Laser-Osteotomie und Anwendungsmöglichkeiten des Lasers in der oralen Weichteilchirurgie (Eine tierexperimentelle und klinische Studie). Quintessenz, Berlin, 1983.
24. Horch, H.H., Kollmer, W.E.: Untersuchungen zur Mineralablagerung im Knochen während der Heilungsphase mit ⁸⁵Sr nach konventioneller un Laserosteotomie. Fortschr. Kiefer Gesichtschir. 28: 14-19. 1983.
25. Kiszely György, Barka Tibor: Gyakorlati mikrotechnika és hisztokémia. Budapest, 1958.
26. Kosary, I.Z., Shacked I., Farine I.: Use of surgical laser in the removal of an osteoma of the skull. Surg. Neurol. 8: 151-153. 1977.
27. Kramer, J.: Die Kramer-Osteotomie zur Behandlung des Hallux valgus und des Digitus quintus varus. Operat. Orthop. u. Traumat. 2: 29-38. 1990.
28. Kránicz János, **Schmidt Béla**: Laserek az ortopédiában. 3.12. fejezet. Könyvrészlet. Közlésre elfogadva. Megjelenés alatt.
29. Kurt D. Merkel, Yoshihisa Katoh, Einer W. Johnson, Edmund Y.S.Chao : Mitchell Osteotomy for Hallux valgus: Long-term Follow-up and Gait Analysis. Foot & Ankle Vol.3. 4: 0198-0211. 1983.

30. Kuttner, T., Lichtenstein, L.: Bestimmung der Phosphorsäure nach T. Kuttner und L. Lichtenstein. (Hinsberg, K., Lang, K.: Medizinische Chemie für den klinischen und theoretischen Gebrauch. Urban Schwarzenberg Verlag, München-Berlin-Wien, 84, 1957.) J. Biol Chem. 86: 671, 1930.
31. Lamprecht, E., J. Kramer: Die Metatarsale I Osteotomie nach Kramer in der Behandlung des Hallux valgus. Orthop. Praxis 8: 636-645. 1982.
32. Lamprecht, E., J. Kramer: Die retrokapitale Osteotomie nach Kramer und ihre Stabilisierung ohne Schraube, Platte oder Gips. Z. Orthop. 122: 607. 1984.
33. Lovász György, Bellyei Árpád, **Schmidt Béla**: Metatarsalgia kezelése Helal szerinti osteotomiával. Magyar Traumatológia 35: 131-136. 1992.
34. Lovász György, Kránicz János, **Schmidt Béla**: Lohe műtét hosszú távú eredményei a metatarsalgia kezelésében. Magyar Traumatológia, 39: 71-76. 1996.
35. Maimann, T. H.: Stimulated optical radiation in ruby. Nature, 187: 493-494. 1960.
36. Martin J.C., Welch, A.J.: Time Constants in Thermal Laser Medicine. Lasers in Surg. and Medic. 4: 405. 1989.
37. McBride, E.D.: The McBride Bunion Hallux Valgus Operation. J. Bone Joint Surg. 49A: 1675-1683. 1967.
38. Mizuno, K., M. Hashimura, M. Kimura, K. Hirohata: Treatment of Hallux valgus by Oblique Osteotomy of the First Metatarsal. Foot Ankle 13. 8: 447-452. 1992.
39. Montskó Péter, **Schmidt Béla**: Széndioxid-laser használata az ortopéd sebészetben. Zinner Nándor Pályadíj, kiemelt I. hely, 1990.
40. Moore, J.H.: Laser energy in orthopaedic surgery. In: Delchef J (ed) Orthopaedic surgery and traumatology. Excerpta Medica - Amsterdam, p. 1077. 1973.
41. Morine, G., Gassner, S., Kaplan, I.: Laser induced epiphyseodesis. In: Kaplan, I. (ed) Laser surgery I. Jerusalem Academic Press, Jerusalem, pp. 145-148. 1976.
42. Nyikolajev, N.I.: A membrándiffúzió matematikai tárgyalása. Membrándiffúzió. 23-38. Műszaki könyvkiadó, 1986.
43. Nyikolajev, N.I.: Változó összetételű membrán stacionárius anyagárama. Membrándiffúzió. 39-44. Műszaki könyvkiadó, 1986.

44. Nyikolajev, N.I.: A permeabilitás és diffúzió vizsgálati módszerei membránokban. Membrándiffúzió. 75-88. Műszaki könyvkiadó, 1986.
45. Ottó - Albert Neumüller: Römp Vegyészeti Lexikon (7. kiadás), II. kötet kálium-foszfátok: 684-686, kálium-hidroxid: 687-688, kalcium-karbonát: 689-691, kalcium-oxid: 694. Műszaki Könyvkiadó, Budapest 1982.
46. Patel, C.K.N.: Interpretation of CO₂ optical maser experiments. Phys. Rev. Lett. 12: 588-590. 1964.
47. Philandrianos, G.: Le laser a gaz carbonique en chirurgie arthroscopique du genou. Presse méd. 14: 41. 1985.
48. Philandrianos, G., Rose, C., Siebert, W.E.: Behandlung von Knorpelschäden durch arthroscopische Anwendung de CO₂ lasers. Laser in der Orthopädie. 72-74. Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York 1991.
49. Philandrianos, G., Siebert, W., Rose, C.: Vergleichende Untersuchung zur Resektion de Ligamentum coracoacromiale bei der Bursoskopie mit der arthroscopischen Schere, dem CO₂ Laser, dem Neodym-YAG Laser mit einer Saphirspitze und mit der arthroscopischen Hochfrequenzchirurgie. 76-80. Laser in der Orthopädie. Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York 1991.
50. Prestele, K., Franetzi, M., Mockwitz, J.: Schnittversuche mit dem CO₂ Laser an Arterien und Knochen. Biomed Techn 20: 285-286. 1975.
51. Roe, J.H.: Blutzuckerbestimmung un Zuckerbestimmung in der Spinalflüssigkeit mit dem Anthonreagens nach J.H. Roe. (Hinsberg, K., Lang, K.: Medizinische Chemie für den klinischen und theoretischen Gebrauch. Urban Schwarzenberg Verlag, München-Berlin-Wien, 354, 1957.) J. Biol Chem. 212: 335. 1955.
52. Rudolph, H., Herberhold, H.J.: Arthroscopische Operationen im Kniegelenk mit dem CO₂ Laser. Laser in der Orthopädie. 74-76. Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York 1991.
53. Schede, F.: Hallux valgus. Zentralbl. Chir. 55: 1554. 1928.
54. Schmidt B., Kránicz J., Montskó P., Novák L.: High Energy Laser in Orthopaedic Surgery: An Experimental Study. Közlésre elfogadva a "The bulletin hospital for joint and bone diseases" c. amerikai folyóiratba.
55. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter, Novák László: A széndioxid laser alkalmazása a csontsebészetben. Magyar Traumatológia 34. 331-336. 1991.
56. Sherk, H.H.: The effects of lasers and electroscurgical devices on human meniscal tissue. Clin. Orthop. 310: 14-20. 1995.

457. Sherk, H.H.: The use of lasers in Orthopaedic procedures. J. of Bone and Joint Surg., Vol. 75-A, NO. 5: 768-776. 1993.
58. Stern, J., Enders, S., Frank, F.: Biologische Wirkung des thermischen Lasers. Der Chirurg 59: 61-67. 1988.
59. Szabo, G., **Schmidt, B.**: Mechanical Properties of Bone after Grafting with Coralline Hydroxyapatite. An Experimental Study. Orthopedics Vol. 16. 2: 197-198. 1993.
60. Szabó György, **Schmidt Béla**: Csontpótlás félszintetikus és természetes apatittal. Magyar Traumatológia 34. 337-342. 1991.
61. Szabó György, **Schmidt Béla**, Novák László: Az allogén csontátültetések immunológiai vonatkozásai. Lege Artritis Med. 2: 139-142. 1992.
62. Thompson G. H.: Bunions and Deformities of the Toes in Children and Adolescents. J. Bone and Joint Surg. vol. 77-A: 1924-1936. 1995.
63. Tóth, T., Szóts, I., Ughy, T.: Use of laser in thoracic surgery. Acta Chir. Hung. 1, 30: 63-69. 1989.
64. Vangsness C.T., Smith, C.F., Marshall G.J., Sweeney, J.R., Johansen, E.: The biological effects of carbon dioxide laser surgery on rabbit articular cartilage. Clin. Orthop. 310: 48-51. 1995.
65. Wanivenhaus, A.: Zur ätiologie und Therapie des Hallux valgus mit Metatarsus primus varus. Verl. W. Maudrich Wien, München, Bern 1989.

A témakörből tartott fontosabb előadások:

1. Schmidt Béla, Kránicz János, Novák László: Szén-dioxid lézer a hallux valgus kezelésében. Magyar Ortopéd Társaság Kongresszusa, Székesfehérvár, 1990.
2. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: A szén-dioxid lézer alkalmazása az ortopéd-sebészetben. Továbbképző előadás az ORKI felkérésére, 1990.
3. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: Laser alkalmazása mozgásszervi betegségek műtéti kezelésében. Rákellenes Alapítvány felkérésére, Budapest, 1990.
4. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: A szén-dioxid lézer alkalmazása az ortopéd-sebészetben. Továbbképző előadás az ORKI felkérésére, 1991.

5. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter, Montskó Péter: Kholendioxid-laser in der Orthopaedische Chirurgie. Kongress Alpen-Adria-Pannon, Murau, 1992.
6. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: A szén-dioxid laser alkalmazása az ortopéd-sebészetben. Továbbképző előadás az ORKI felkérésére, 1992.
7. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: A szén-dioxid laser alkalmazása az ortopéd-sebészetben. Továbbképző előadás az ORKI felkérésére, 1993.
8. Schmidt Béla, Kránicz János, Montskó Péter: A szén-dioxid laser alkalmazása az ortopéd-sebészetben. Továbbképző előadás az ORKI felkérésére, 1994.
9. Schmidt Béla, Kránicz János, Bálint Lehel: Lábon végzett osteotomiák laser fényvel. Magyar Ortopéd Társaság Kongresszusa, 1996, Nyíregyháza.
10. Schmidt Béla, Kránicz János, Szabó György: Metatarsus osteotomia végzése CO2 laserrel. Minimally Invasive Therapy Kongr., Pécs, 1996.
11. Schmidt Béla: Laser az ortopédiában. Előadás a Pécsi Orvostudományi Egyetem Ortopédiai Klinikájának 30 éves jubileuma alkalmából. POTE, 1996.
12. Béla Schmidt, János Kránicz, Lehel Bálint: Osteotomien am Vorderfuss durchgeföhrt mit Laserstrahlen. I. Central European Orthopedic Congress, Bratislava, 1996.

Jelölt közleményei:

1. Mester Sándor, Bíró Vilmos, **Schmidt Béla**: Újabb megfigyelések az emberi hajítóin morfológiájáról és biomechanikájáról. Magyar Traumatológia, 32: 251-261. 1989.
2. **Schmidt Béla**, Bellyei Árpád: Chiari-medenceosteotomiák eredményei a gyermekkorban. Magyar Traumatológia Supplementum, 32: 15-20. 1989.
3. Péley Iván, Várhidy László, Bíró Vilmos, **Schmidt Béla**: A mini külső rögzítő szerepe a kéz fertőzött sérüléseinek kezelésében Magyar Traumatológia, 33: 277-281. 1990.

4. **Schmidt Béla:** Végtaghosszabbító műtéteink eredményei. Zinner Nándor Pályadíj, I. helyezés, 1989.
5. Montskó Péter, **Schmidt Béla:** Széndioxid-laser használata az ortopéd sebészetben. Zinner Nándor Pályadíj, kiemelt I. hely, 1990.
6. Szabó, György M.D., Novák, László M.D., **Schmidt, Béla M.D.:** Mechanical and Healing Properties of Bone after Different Kinds of Graftings. Orthopedic Letters Club, Vol. 43, 1. 1991.
7. Lovász György, Kráncz János, **Schmidt Béla**, Moró Zsuzsa: Varus térdarthrosis kezelése magas tibia osteotomiával. Magyar Traumatológia 34: 167-173. 1991.
8. **Schmidt Béla**, Kráncz János, Montskó Péter, Novák László: A széndioxid laser alkalmazása a csontsebészetben. Magyar Traumatológia 34: 331-336. 1991.
9. Szabó György, **Schmidt Béla:** Csontpótlás felszintetikus és természetes apatittal. Magyar Traumatológia 34: 337-342. 1991.
10. Magdics Mária, **Schmidt Béla:** Mozgásszervi betegségek gyarorisága bányászok között. Lege Artis Med. 2 :142-145. 1992.
11. Szabó György, **Schmidt Béla**, Novák László: Az allogén csontátültetések immunológiai vonatkozásai. Lege Artis Med. 2: 139-142. 1992.
12. Lovász György, Bellyei Árpád, **Schmidt Béla:** Metatarsalgia kezelése Helal szerinti osteotomiával. Magyar Traumatológia 35: 131-136. 1992.
13. Montskó Péter, **Schmidt Béla:** Chondroectodermalis dysplasia (Ellis van Creveld-syndroma). Orvosi Hetilap, 133. évf. 20: 1237-1239. 1992.
14. Moser Tamás, Kustos Tamás, **Schmidt Béla:** Arthroscopy in paediatric orthopedics. Hungarian Review of Sports Medicine. 33 1: 48-52. 1992.
15. G. Lovász, J. Kráncz, **B. Schmidt:** Results of around knee osteotomies. Orthopaedics International Edition, Vol 1., 2: 124-129. 1993.
16. G. Szabo, **B. Schmidt:** Mechanical Properties of Bone after Grafting with Coralline Hydroxyapatite. An Experimental Study. Orthopedics, Vol. 16., 2: 197-198. 1993.

17. Lovász György, Kránicz János, **Schmidt Béla**: Osteotomiák eredményei a valgus térdarthrosis kezelésében. Magyar Traumatológia, 36. 1: 51-57. 1993.
18. Mester Sándor, **Schmidt Béla**, Baranyai Ferenc, Ifj. Kellermayer Miklós, Bíró Vilmos: Az inhuvely körüli posztoperatív hegesezés kísérletes vizsgálata. Magyar Traumatológia, 5: 421-426. 1993.
19. Montskó Péter, **Schmidt Béla**: A veleszületett pattanóujj ritka esete. Orvosi Hetilap, 135 évf. 12: 639-641. 1994.
20. S. Mester, **B. Schmidt**, K. Derczy, J. Nyarady and V. Biro: Biomechanics of the human flexor tendon sheath investigated by tenography. Journal of Hand Surgery (British and European Volume) 20B, 4: 500-504. 1995.
21. Novák László, **Schmidt Béla**, Kránicz János, Antalics András: Új csípőzületi endoprothesis-rendszer kísérleti tapasztalatai. Osteologiai Közlemények 4: 184-186. 1995.
22. **Schmidt B.**, M.D., Kránicz J., M.D., Ph.D., Montskó P., M.D., Novák L., M.D.: High Energy Laser in Orthopaedic Surgery: An Experimental Study. Közlésre elfogadva a "The bulletin. Hospital for joint and bone diseases" c. amerikai folyóiratba.
23. Lovász György, Kránicz János, **Schmidt Béla**: Lohe műtét hosszú távú eredményei a metatarsalgia kezelésében. Magyar Traumatológia, 39: 71-76. 1996.
24. Kránicz János, **Schmidt Béla**: Laserek az ortopédiában. 3.12. fejezet. Könyvrészlet. Közlésre elfogadva. Megjelenés alatt.