

**ÚJ TÍPUSÚ LASEREK
(KTP, HOLMIUM:YAG) ALKALMAZÁSA
A KÖZÉPFÜL- ÉS AZ ENDOSZKÓPOS
ORRMELLÉKÜREG-SEBÉSZETBEN**

Dr. Gerlinger Imre

**PTE ÁOK, Fül-,orr-,gége Klinika
2002.**

1. BEVEZETÉS

1994 februárjától 1997 áprilisáig abban a szerencsés helyzetben volt részem, hogy az un. Overseas Doctors Training Scheme (Külföldi Orvosok Képzési Programja) keretében az Egyesült Királyság néhány neves fül-orr-gégészeti intézetében dolgozhattam.

Első angliai munkahelyemen a Gloucestershire Royal Hospital-ban Mr. James Robinson mellett volt lehetőségem először megtapasztalni a KTP laser középfül-sebészeti alkalmazását. Mr Robinson akkoriban az angliai fülbébszek társaságának elnöki posztját töltötte be, s nemzetközi hírnevét azzal alapozta meg, hogy Európában elsők között alkalmazott lasert a középfül sebészetében. Miután a tőle tanult fülbébszeti módszert cadaver halántéksontokon alaposan begyakoroltam, alkalmam volt a technikát élőben is kipróbálni.

1995-ban abban az újabb szerencsében volt részem, hogy az észak-írországi Omagh városában részt vehettem Mr. S. K. Kaluskar által szervezett KTP laseres kurzuson. Ezen a kurzuson volt alkalmam először látni, hogy a KTP laser kiváló hatásfokkal alkalmazható az orrmelléküregek endoszkópos sebészetében is.

1996-ban a Liverpooli Egyetem Fül,-orr-, gége Klinikáján az un. egynapos sebészet (day case surgery) keretében elsők között próbáltuk ki a holmium:YAG lasert dacryocystorhinostomiák kezelése során.

Ezen tapasztalataim érdeklődésemet a KTP laser és a holmium:YAG laser felé irányították, annál is inkább, mert 1997-ben történt hazaérkezésemet követően klinikánknak sikerült vásárolnia egy hazánkban e disszertáció írásakor (2002. január) is csak a mi intézetünkben üzemelő KTP Orion típusú lasert. Az endoszkópos orrmelléküreg-sebészeti technika cadavereken történő begyakorlását követően úgy éreztem, hogy elérkezett az idő, hogy Magyarországon is kipróbáljuk ezt az új laser típust a fül-orr-gégészeti gyakorlatban, kezdetben a középfül-sebészetben, majd az endoszkópos melléküreg-sebészetben is.

Az alábbi disszertáció a külföldön, majd az elmúlt 4-5 év során a PTE ÁOK Fül-,orr,-gége Klinikáján szerzett klinikai és kísérletes tapasztalataim összefoglalása, melyek eredményeképpen a KTP laser és a holmium:YAG laser hazánkban is ismertté vált. Klinikai munkámat a Pécsett, Gloucesterben Mr. Robinson laboratóriumában, Grazban Stammberger Professzor intézetében, valamint. Mario Sanna Professzor piacenzai magánklinikáján végzett cadaver dissectiók gyakorlataimra alapoztam.

Egyelőre holmium:YAG laser alkalmazására nincs lehetőség intézetünkben, viszont az eddigi tapasztalatok alapján a KTP laser fül-orr-gégészeti alkalmazásának további kiszélesítésére az elkövetkező években számos további lehetőség kínálkozik. Ma már nem ritkaság a KTP laserrel végzett tonsillectomia vagy uvulo-palato-pharyngoplastica. A szájüreg, a gége és garat jó- és rosszindulatú daganatainak kezelésében a KTP laser egyre gyakrabban alkalmazott eszközzé válik. A fej-nyaki régió bőrének festékes elváltozásainak kezelésében az eszköz ugyancsak kiváló hatásfokkal alkalmazható.

A KTP-laser széleskörű elterjedését egyelőre gátolja az eszköz magas ára és tetemes szervizköltsége. Viszont ha egy kórházon belül több osztály (urológia, sebészet, szájsebészet, nőgyógyászat, fül-orr-gégészet) alkalmaz KTP lasert, akkor az eszköz jól megtérülő befektetés lehet.

2. A LASERRŐL ÁLTALÁBAN

2. 1. A laserek történeti háttere

A 19. század végén Bohr atommodelljének megszületése és az optikai rezonátorokkal foglalkozó elméletének kidolgozása egyúttal a laserek alapkoncepciójának létrejöttét is jelentette. Max Plank 1900-ban ismertette híres elméletét, amely szerint a fény quantumokból, tehát apró energiacsomagokból áll, amelyek az atom magasabb energiaállapotának alacsonyabb energiaállapotába való visszajutásakor bocsátódnak ki. Albert Einstein 1917-ben feltételezte, hogy fény nemcsak spontán emissziót követően, hanem koherens formában, stimulált emisszió révén is kibocsátódhat (Einstein 1917), s ez a gondolat alapozta meg a későbbiekben Schwalow, Townes és Prokhorov Vasov munkásságát, akik az ötvenes évek elején egymástól függetlenül írták le a *maser* (microwave amplification by stimulated emission of radiation) koncepcióját. Gordon és munkatársai 1955-ben ismertették a stimulált emisszió jelensége alapján működő, mikrohullámokat kibocsátani képes rendszerüket (Gordon 1955).

A *lasernek* (light amplification by stimulated emission of radiation) az orvostudományban való megjelenésének pontos dátuma 1960. május 16-a. Ezen a napon sikerült Maiman-nak villanó lámpával gerjesztett rubin rúdból stimulált emisszió révén a látható fény tartományába eső sugárzást előállítani (Maiman 1960). Mindössze másfél évvel később, 1961 decemberében a rubin laser prototípusát már a gyakorlatban is kipróbálták egy retinatumorban szenvedő betegnél.

Az első, folyamatos üzemmódban működő laser az ugyancsak 1961-ben létrehozott hélium-neon laser volt, ahol laser médiumként hélium- és neongáz keverékét használták. A

helim-neon laser esetében az aktív anyag szerepét a neon gáz töltötte be, a hélium pedig mint puffergáz a rendszer hűtését segítette elő (Javan 1961).

A közeli infravörös tartományba sorolható, folyamatos fény kibocsátására képes neodymium-yttrium-aluminium garnet (Nd:YAG) lasert ugyancsak 1961-ben fejlesztettek ki (Johnson 1961). A sorban a következő laser az 1962-ben bemutatott argon laser (Bennett, 1962), ugyanebben az évben Cincinnati-ban, az Egyesült Államokban Leon Goldman megalapította az első, orvosi laserekkel foglalkozó kísérleti laboratóriumot.

A napjainkban az orvosi gyakorlatban talán leginkább elterjedt, számos szakma által alkalmazott, a távoli infravörös tartományt képviselő CO₂ laser megjelenési éve 1964 volt (Patel 1964). Egy évvel később, 1965-ben, tehát mindössze öt évvel az első laser laboratóriumi előállítását követően már megjelentek a piacon az első, kifejezetten az orvosi lasersebészet számára tervezett eszközök is.

A látható fény tartományába eső KTP laser megalkotására 1986-ban került sor, majd az elmúlt évtized rohamosan fejlődő lasertechnológiai kutatásainak eredményeképpen ma már a holmium:YAG (Ho: YAG), az erbium:YAG (Er:YAG) az excimer valamint a dióda laserek is egyre szélesebb körben kerülnek felhasználásra az orvostudomány különböző területein.

2. 2. A laserfény előállításának fizikai alapjai

Az elmúlt négy évtized során laser médiumként számos anyagot kipróbáltak a laserfény előállításához, azonban a fizikai elv, mely a különféle laserek előállításának az alapját jelenti, valamennyi esetben ugyanaz maradt.

Ha a nyugalmi állapotban lévő atom elektromos-, hő-, vagy fényenergiát abszorbeál, akkor egy magasabb, ún. gerjesztett állapotba kerül. Azt követően, hogy az atom az eredeti energiaállapotába visszatér, hő vagy fény formájában energiát bocsát ki, s azt az

energiamennyiséget, mely egy atom esetében a gerjesztett és az alapállapot közötti különbséget jelenti fotonnak nevezzük.

Ezt a jelenséget jól szemlélteti az a közönséges példa, hogy például amikor egy fémrudat a tűz fölé tartunk, majd az izzani kezdő rudat eltávolítjuk, akkor a tér minden irányába hő- és fényenergia kisugárzására kerül sor. Ezt a jelenséget *spontán emisszió*nak nevezzük. Ha egy gerjesztett állapotban lévő atom ütközik egy olyan fotonnal, amelynek a hullámhossza megegyezik a gerjesztett atom által abszorbeált energia hullámhosszával, akkor az ún. *stimulált emisszió* jelensége következik be, azaz két azonos hullámhosszúságú és fázisú, egyirányba haladó foton fog felszabadulni (2.1.ábra).

2. 1. ábra: A laser médium atomjai (1) gerjesztett állapotba kerülnek (2). Ha a gerjesztett atom visszatér alapállapotába (3), akkor egy foton szabadul fel, s ilyenkor spontán emisszióról beszélünk. Ha a gerjesztett atom további fotonokkal ütközik, akkor két egyforma foton szabadul fel (4), s ez a stimulált emisszió jelensége.

A laser előállításához használt anyag (aktív médium) lehet valamilyen gáz (CO₂ vagy argon), vagy pedig olyan anyag, melyet hő-, elektromos- vagy fényenergia segítségével gerjesztenek. Az aktív médium gerjesztett állapotba kerülő atomjai spontán emisszió révén fotonokat bocsátanak ki. Az így kibocsátott fotonok egy része a laserkamra (laser rezonátor) hossz tengelye mentén haladva ütközik a gerjesztett állapotban lévő atomokkal, s így bekövetkezik a stimulált emisszió jelensége.

A laser rezonátort két, egymással szemben álló párhuzamos tükör alkotja. Az egyik az ún. fenéktükör vagy záró tükör, melynek reflexiója közel 100 %-os, a másik az ún. fronttükör vagy nyitó tükör, amely részben áteresztő. A rezonátorban lévő aktív anyagban felerősödő fény egy része kijut a nyitó tükrön keresztül, ez a számunkra hasznos laserfény, mely az alábbi négy jellemzőjében tér el a szokásos fehér fénytől.

2. 2. 1. A laserfény monokromatikus

Az első fontos fizikai jellemzője a laserfénynek, hogy *monokromatikus*, ami azt jelenti, hogy a laserfény egyszínű, spektruma egyetlen keskeny vonalból áll. A szűk spektrum-karakterisztika a fizika és a kémia számára rendkívül fontos jelenség, azonban a sebész számára nem igazán bír jelentőséggel. A lasersebészek azon régi vágya, hogy a laserfényvel szelektív ablációt lehessen elérni még nem valósult meg a gyakorlatban, ez ugyanis azt jelentené, hogy képesek lennénk a beteg szöveteket sebészileg úgy eltávolítani, hogy az egészséges szövet a műtét során egyáltalán nem szenvedne károsodást.

2. 2. 2 A laserfény koherens

A második jellemzője a laserfénynek az, hogy a kibocsátott fény *koherens*, ami azt jelenti, hogy valamennyi hullám térben és időben egyazon fázisban halad (2. 2. ábra).

2. 2. ábra: A koherens laserfény valamennyi hulláma térben és időben egyazon fázisban halad.

A lasert használó sebész számára ez a tulajdonság sem bír nyilvánvaló gyakorlati jelentőséggel, viszont a manapság egyre inkább elterjedő, laser-interferometrián alapuló, a dobhártya és a hangszalagok finom mozgásainak tanulmányozására használatos módszerek egyre inkább támaszkodnak a koherencia tulajdonságára.

2. 2. 3. A laserfény kollimált

A harmadik lényeges tulajdonsága a laserfénynek, hogy *kollimált*. Sebészi szempontból igazából ennek a tulajdonságnak van komoly jelentősége, ugyanis ez azt jelenti, hogy a sugarak a szóródás jelensége nélkül egy igen kis foltra fókuszálhatók, ahol igen magas energia- illetve teljesítmény sűrűséget kapunk. Ez a fizikai alapja annak, hogy a lasersugár szöveti ablációra alkalmas eszköz.

2. 2. 4. A laserfény nagy energiát képvisel kis területen

Negyedik, alapvetően fontos jellemzője a laserfénynek, hogy *jelentős energiát képvisel viszonylag kicsi átmérőjű területre koncentrálva*. A laserfény átmérője kétféle módon változtatható. Egyrészt, ha pl. csökkentjük a laser útjába helyezett lencse fókusztávolságát, akkor következésképpen csökken a fókuszfolt átmérője is, s ez által fokozódik az ott megjelenő energia mennyisége. Másodsorban a sebész is képes műtét közben változtatni a fókuszfolt átmérőjét azáltal, hogy defókuszálja a laserfényt, ami a gyakorlatban azt jelenti, hogy a fókusztávolságot megnövelve a fókuszfolt átmérője is nagyobb lesz, ezáltal az egységnyi felületre jutó teljesítmény mértéke csökken. Tehát a laser fókuszfoltjában megjelenő energiamennyiség mértéke egyrészt függ a laser útjába helyezett lencse fókusztávolságától, másrészt attól a távolságtól, amelyet a sebész választ a célszerv és a laser között. A fül-orr-gégészeti operációs mikroszkópokhoz illeszthető mikromanipulátorok alkalmazása során a fókusztávolság általában 400 mm, ami viszonylag nagy, s az ehhez a távolsághoz tartozó fókuszfolt is relatíve nagy. A kézbe fogható laserszondába helyezett flexibilis száloptika segítségével a fókusztávolság a negyedrésszére csökkenthető, ezáltal a fókuszfoltban megjelenő energia 16-szorosára növekszik.

2. 3. A laser által okozott szöveti reakció

A sebész számára három eszköz áll rendelkezésre, amelyek segítségével az élő szöveteken vágást lehet végrehajtani. A legrégebben ismert és alkalmazott eszköz a szike, időrendi sorrendben ezután következett az elektromos kés. Amíg a szikével csupán éles sebfelszín hozható létre, addig az elektromos kés vágásra és koagulálásra egyaránt alkalmas eszköz. A laser előnye az előbbi két eszközzel szemben az, hogy a vágáson valamint koaguláláson kívül szöveti vaporizációra is képes, s ez által egy komplex sebészi eszköz áll rendelkezésünkre (2. 3. ábra).

2. 3. ábra: A laserfény vágásra, vaporizációra és koagulációra egyaránt alkalmazható.

A laserfény által okozott szöveti reakció egyrészt az aktuális hullámhossz, másrészt annak függvénye, hogy az alkalmazásra folyamatos, vagy pulzáló üzemmódban kerül-e sor. A laser által az élő szöveteken okozott reakciónak három különböző formáját ismerjük. Az első a szövetekben elnyelt hőmennyiséggel kapcsolatos reakció, mely a lasernek a különböző összetételű szöveteknél megfigyelhető eltérő mértékű abszorbcójával magyarázható, s ezt *termikus hatásnak* nevezzük. A második szöveti reakciónak az alapja az, hogy az élő szöveteken belül a laserfény kölcsönhatásba kerülhet egyes molekulákkal, s ennek következtében *fotokémiai reakciók* jöhetnek létre. A legközismertebb példa a laser által okozott fotokémiai reakcióra az, amikor a szervezetbe fotoszenzibilizáló anyagot (pl porphyrin) juttatnak, melyet a későbbiekben laserrel aktiválnak, s a következményes fotokémiai reakció tumorszövet szétesést eredményez (Photo Dynamic Therapy). A harmadik szöveti hatás akkor fordulhat elő, amikor a laser nagy intenzitású, de igen rövid pulzusok formájában találkozik az élő szövettel, ekkor ugyanis stressz hullámok vagy ún. *fotoakusztikus hullámok* kialakulásának következtében a sejtes szövetstruktúra szétesése miatt jelentős, nem termikus eredetű szövetkárosodás következhet be (Doukas 1993). A gyakorlatban példa erre a szemészek által alkalmazott laseres capsulotomia, vagy az urológusok által végzett vesekőzúzás.

Ahogy a sebész a szike használata során érzékeli, hogy mennyi mechanikai energia szükséges a kívánt szöveti hatás eléréséhez, ugyanúgy tapasztalatra van szükség annak megtanulásához, hogy eltérő dózisú laserfényvel milyen szöveti változásokat lehet elérni. A laser energiája a szövetek felszínén abszorbeálódva hőenergiává alakul át, s ennek következménye a szövetfelszín hőmérsékletének emelkedése. Amikor a fotonok a szövetfelszínnel kapcsolatba kerülnek, akkor egyrészt a már említett abszorbció jelensége következik be, másrészt viszont a szöveteken belül szóródik, s ezt a jelenséget *scatter*-nek nevezzük. Az egyes szövetek összetételétől és a laser fizikai tulajdonságaitól függően a

szóródott fotonok energiája részben fokozatosan hővé alakul át, s ez által a szövetek belsejének a hőmérséklete emelkedik, másrészt a fotonok egy kis része ismét elhagyja a szövetfelszínt (2. 4. ábra).

2. 4. ábra: A laserfény egy része a szövetek felszínéről visszaverődik, egy része abszorbeálódik illetve szóródik.

Amennyiben a célszervhez jutó laser csak gyengén abszorbeálódik a szövetek felszínén, akkor a környező szövetek hőterhelése megnövekedhet. Ennek az az oka, hogy a kívánt szöveti hatás csakis az expozíciós idő megnövelésével érhető el, ennek következtében fokozottan kell számolnunk a scatter jelenség kialakulásával. A megnövekedett expozíciós idő a magyarázata annak, hogy a szövetek mélyén nemkívánatos hőkárosodás következhet be.

2. 3. 1. Koaguláció

Koaguláció akkor fordul elő, amikor a szövetek felszínének hőmérséklete fokozatosan éri el a 60 °C körüli hőmérsékletet. Jól megfigyelhető, hogy ilyenkor a szövetek felszínén a proteinek denaturációja következik be, s szétesik a szövetek mély strukturális integritása. A laserrel okozott koaguláció jól alkalmazható a gyakorlatban apró erek vérzéseinek megszüntetésére a vaporizáció jelenségének kialakulása nélkül.

2. 3. 2. Vaporizáció

Amikor az abszorbeálódott lasersugár következtében a szövetek hőmérséklete eléri a 100 °C-ot, akkor az intracelluláris víz *vaporizációja* következik be. Vaporizáció kialakulására elsősorban akkor számíthatunk, ha a megfelelő denzitású lasersugár nagyon rövid idő alatt emeli a szöveti hőmérsékletet 100 °C fölé, s ilyenkor a sejtmembránok szétesése is

bekövetkezik. A vaporizáció jelensége kitűnően alkalmazható például KTP laserrel asszisztált középfül-műtéteknél, amikor hypertrophisált nyálkahártya, granulációs szövet, vagy cholesteatoma matrix eltüntetése a cél.

2. 3. 3. Vágás, karbonizáció, inkandeszcencia

A *karbonizáció* jelenségével akkor kell számolnunk, ha a szövetek hőmérséklete csak lassan emelkedik, ezáltal a 100 °C-os szöveti hőmérséklet elérése, majd meghaladása a vaporizáció kialakulása nélkül következik be. A karbonizáció fogalma minden sebész számára közismert, hiszen monopoláris vagy bipoláris eszközök használata során ez a jelenség mindennapos tapasztalat a műtétek során. Bizonyos mértékű elszenesedett szövetet (*char tissue*) minden laser használata során megfigyelhetünk, ugyanis a laserfény fókuszfoltjában a centrumtól a periféria felé haladva az energiasűrűség csökken. Az a hőmérséklet, amely a különböző összetételű szövetek esetén a különféle laserek alkalmazása mellett koagulációt, vaporizációt vagy karbonizációt okoz, nem állandó. A laserrel történő vágás valójában a karbonizációnak egy kontrollált formája, a vaporizáció bekövetkeztét pedig általában mindig megelőzi a koaguláció jelensége. Nagyon fontos, hogy a sebész tudatában legyen annak is, hogy a víz vaporizációja ugyan általában 100 °C felett következik be, de ilyenkor elszenesedett szövetdarabok (*char tissue*) mindig maradnak a sebfelszínen, s a laser további alkalmazása folyamán ezen elszenesedett szövetdarabok jelentős mennyiségű hőt képesek abszorbeálni. A szén vaporizációs hőmérséklete 2000 °C. Amennyiben ez a jelenség, amelyet *inkandeszcenciának* hívunk bekövetkezik, akkor igen komoly mértékű szöveti hőterheléssel kell számolnunk. A szövetekben lévő víz vaporizációja tehát általában 100 °C felett következik be, azonban szem előtt kell tartanunk, hogy ez a hőmérséklet nem állandó, függ a szövetek összetételétől, az azokban lévő pigmentáció mértékétől, s a használt laser fizikai jellemzőitől.

A szöveti vaporizációval szomszédos zóna a szöveti nekrosis zónája, majd következik a koagulációs zóna, végül tovább távolodva a sebfelszíntől a legtávolabbi zóna az, amelyet hőterhelés valamilyen mértékben még ért ugyan, azonban az itt lezajlott szöveti elváltozások reverzibilisek, maradandó szöveti károsodás kialakulásával ezen a területen nem kell számolnunk (2. 5. ábra).

2. 5. ábra: A laserfény által okozott szöveti hatások.

A laser által okozott szöveti elváltozások modellje egyúttal magyarázatot ad arra a kérdésre is, hogy miért nem kíséri oedema a laserrel végrehajtott sebészi beavatkozásokat? Ennek legvalószínűbb oka az, hogy a sebfelszín alatt lévő koagulációs zónán belül az apró erek és nyirokerek egyaránt elzáródnak. A laser által okozott vaporizáció létrejöttét valamilyen mértékű koaguláció mindig megelőzi. Ennek a ténynek a sebész szempontjából van előnyös és ugyanakkor hátrányos oldala is. Koagulációs effektus elérése nélkül a laserrel végrehajtott vaporizációt nem kísérné megfelelő mértékű haemostasis. Ugyanakkor kényes területeken dolgozva (pl. sarjszövettel borított ovális ablak), a megfelelő haemostasis eléréséhez a vaporizációs hőmérsékletet viszonylag lassabban tanácsos elérni, ennek következtében azonban a szöveti hőterhelés fokozódására számíthatunk. Ha a lasersugarat magasabb energiával közvetítjük a szövetekhez, akkor gyorsabban elérjük a szöveti vaporizáció hőmérsékletét, ekkor egyrészt kevesebb szöveti hőterheléssel kell számolnunk, viszont romlik a haemostasis mértéke. Kényes területen dolgozva mindenképpen a magasabb energiájú laserrel viszonylag rövid ideig tartó besugárzást kell választanunk, ezáltal ugyan kissé romlik a haemostasis mértéke, de elkerülhetjük az irreverzibilis hőterhelést (pl. perilympa felforralása).

2. 4. A laserfény dózist meghatározó tényezők

A laserfény által a besugárzott szöveti felületre közvetített "sebészi dózist" három tényező határozza meg. Ezek a következők: a.) a lasersugár által közvetített teljesítmény mértéke, b.) az az időtartam, amíg a laser a szövetek felszínével érintkezésben van, és végül c.) az a felületnagyság, melyen keresztül a laser tényleges kontaktusban van a szövetekkel.

A laser által közvetített energia lényében hőenergia. A laser teljesítményének és a besugárzás időtartamának szorzata a laser által képviselt energiát jelöli, s ennek mértékegysége a Joule (Wattsecundum). A laser által képviselt sebészi dózist más szóval energiasűrűségnek nevezzük, mely egyenesen arányos a laser által képviselt teljesítménnyel, a besugárzás időtartamával, s fordítottan arányos a besugárzott terület nagyságával.

A besugárzott terület alatt leggyakrabban a laserfény fókuszfoltjának átmérőjét értjük, ez attól függően, hogy mikromanipulátor vagy flexibilis száloptika segítségével juttatjuk-e a laserfényt a célterületre 0,1 mm - 2-3 mm átmérőjű pont is lehet (spot size). A gyakorlat szempontjából fontos kiemelni, hogy alacsony energiájú laserfényel elsősorban koagulációt hozhatunk létre, míg a magasabb energiájú laserfény főként vaporizációra és vágásra alkalmas, attól függően, hogy mekkora felületen érintkezik a szövetekkel.

Az energia sűrűség mértékét a következő képlettel írhatjuk le:

$$\text{Energia sűrűség} = \frac{\text{Teljesítmény} \times \text{Idő (Watt} \times \text{sec)}}{\text{Terület (cm}^2\text{)}} \frac{\text{Joule}}{\text{cm}^2}$$

A három paraméter változtatásával és megfelelő sebészi gyakorlat elérését követően a laser által okozott szöveti reakció a sebész igényeinek megfelelően változtatható. Ha például az időegység alatt a szövetekhez közvetített teljesítmény állandó, akkor csupán a besugárzott

felület átmérője fogja meghatározni, hogy mekkora lesz az energia sűrűség, amit más néven sebészi dózissnak is hívunk.

2. 5. A laser által közvetített termális effektust befolyásoló tényezők

A különböző típusú laserek különféle szövetekben történő abszorpcióját a fényenergiának hőenergiává való átalakulása követi, s a szöveti reakciótól (vaporizáció, koaguláció, vágás) függően valamilyen mértékű termális effektussal az operatőrnek mindig számolnia kell. A sebésznek tisztában kell lennie azokkal a tényezőkkel is, amelyek a termális effektust befolyásolják. Ily módon a laser biológiai hatása a műtétek során maximálisan kihasználható, s az okozott termális effektus minimalizálható. A laser által okozott termális effektust az alábbi három tényező együttes hatása eredményezi:

2. 5. 1. Abszorpciós koefficiens

Ez a tényező valamennyi laserfény esetében a hullámhossztól függő állandó paraméter. Ismeretes, hogy valamilyen sebészi tevékenység laserrel történő végzéséhez a laserfény bizonyos mértékű abszorpciójára van szükség, ezért alapvetően fontos, hogy az operatőr tisztában legyen azzal, hogy az alkalmazott laserfény milyen szövetekben abszorbeálódik leginkább. Szelektív abszorpciónak hívjuk azt a jelenséget, amikor a pigmentált illetve különböző színű szövetekre jellemző hullámhossz egybeesik valamelyik laser által képviselt hullámhosszal, ezáltal maximális abszorpció érhető el. A közismert példa erre a jelenségre, hogy a melanin illetve a haemoglobin pigmentek kitűnően abszorbeálják az 550 nm hullámhossz körüli lasert, ilyen módon a KTP lasernek (532 nm) illetve a bőrgyógyászok által használt festéklasereknek (550 nm) a vérben illetve sötétszínű pigmentált elváltozásokban való abszorpciója jól kihasználható. Az argon laser hullámhossza (488-514 nm) ugyan kissé távolabb esik az ideális 550 nm-től, de még így is jelentős mértékben abszorbeálódik a haemoglobinban és melaninban.

Elvileg pigmentet nem tartalmazó szövetekben illetve tiszta szöveti folyadékokban a laserek szelektív abszorpció nélkül haladnak keresztül, s így nem kell számolni termális effektussal. Ezt használják ki a szemorvosok, amikor a bulbuson keresztül juttatják el az argon lasert a retinához, apró érelváltozások, tárgulatok (pl. diabetes mellitus esetén) kezelése során. A valóságban minimális hőtermeléssel ilyenkor is kell számolni, hiszen a laser valamilyen mértékben a nem pigmentált szöveteken való áthaladása kapcsán is szóródik, reflektálódik, ezáltal kissé növelve a környezet hőmérsékletét.

Más laserek, mint pl. a CO₂ laser, nem rendelkeznek a szelektív abszorpció tulajdonságával. A CO₂ laser a víz felszínén abszorbeálódik, s mivel a biológiai szövetek 80-90 %-át víz alkotja, így az intracelluláris abszorpciót illetve az okozott termális hatást jól ki lehet használni a szövetek vágására (ez a karbonizáció egy formája a CO₂ lasernél) és vaporizációjára is. A korábbiakból következően a CO₂ laser koagulációs hatása szinte elhanyagolható.

A CO₂ laser fénye (melynek hullámhossza 10,6 μm) vízben nagyon jól elnyelődik, behatolási mélysége 0,27 mm. A sugár intenzitása ezen a ponton 37%-ra csökken, ezért a mélyebben fekvő pigmentált szövetekben szelektív abszorpció jelensége már nem fordul elő. A CO₂ laser koagulációs hatása a behatolási mélységig tart, ezért ez a laser csupán a 0,5 mm-nél kisebb átmérőjű véredényeket képes koagulálni.

2. 5. 2. Teljesítmény sűrűség

A teljesítmény sűrűség igen jelentős műtéti paraméter, lényegében a műtéti terület felületegységére eső lasersugárzás teljesítményének a mértéke, s nagyrészt befolyásolja a hőterhelés mértékét. Képlete a következő:

Teljesítmény (Watt)

Teljesítmény sűrűség (Watt/cm²) = ----- X 400

$$\Phi \propto [\text{sugárátmérő (mm)}]^2$$

A teljesítmény sűrűséget a lasersugár átmérője és az alkalmazás módja egyaránt befolyásolja.

a.) A lasersugár átmérője a "*transverse electromagnetic mode*" (TEM_{nm}) függvénye, ez a paraméter minden laserkészülék adott, a tervezéstől függő, a sebész által műtét közben nem befolyásolható jellemzője, s lényegében a laser energiájának a sugárnyaláb átmérője mentén való eloszlását jelenti. Ha $n = 0$, és $m = 0$, akkor TEM_{00} tervezésű készülékről beszélünk, ez azt jelenti, hogy a sugárnyaláb által közvetített energiaeloszlás csaknem egyenletes, vagy egy széles Gauss-görbe mentén oszlik el, s ez utóbbi esetben a legnagyobb teljesítményt a nyaláb közepe képviseli. Amennyiben a laserkészülék TEM_{00} paraméterű sugarat bocsát ki, akkor kis teljesítmény esetén a lasersugár által okozott szöveti reakció - a horizontális síkból nézve - egy fordított Gauss görbére emlékeztető kráter, amelynek középső, legmélyebb pontja képviseli a nyalábon belüli legnagyobb energiát. Ezt az elváltozást az angol irodalom "cap-shape"-nek hívja, s talán harang alakú kráterként lehet fordítani.(Clark 1984).

Ha a laserkészülék által kibocsátott teljesítményt növeljük, akkor TEM_{00} paraméter mellett - ismét horizontális síkból szemlélve a szövetfelszínt - a nyaláb által a szövetfelszínen okozott elváltozás nem kúpszerű, hanem egyenletes mélységű lesz, a teljesítmény növelés nagyrészt a sugárnyaláb által okozott elváltozás átmérőjének, s a környező szövetek hőterhelésének a fokozódására fordítódik.

Ha TEM_{nm} esetén $n = 0$, és $m = 1$, akkor a TEM_{01} tervezésű laser nyalábjának a közepén egy ún. "hideg folt" található, következésképpen az ilyen sugárnyaláb közepe nem okoz szövetreakciót. Ha az ilyen sugárnyaláb által okozott szövetreakciót - doughnut shape--ismét a horizontális síkból szemléljük, akkor érdekes módon a nyaláb két szélé által okozott szövetreakció között középpütt marad egy kis piramis alakú ép szövet, ami a nyaláb hideg

feltjának felel meg. Ha emeljük a teljesítményt, akkor TEM₀₁ típusú nyaláb esetén elsősorban a kráter mélysége fokozódik, s a teljesítményfokozódásnak csak minimális töredéke emeli a környező szövetek hőmérsékletét (Stern 1980).

Az a legkisebb nyalábátmérő, ami TEM₀₁ készüléssel produkálható, kb. 2 mm, s 10 Watt teljesítmény mellett 400 mm fókusztávolság mellett ilyenkor a teljesítmény sűrűség 300 Watt/cm². Amennyiben TEM₀₀ készüléssel dolgozunk, akkor a legkisebb nyalábátmérő 0,8 mm lehet, s ilyenkor 400 mm fókusztávolság mellett 2000 Watt/cm² teljesítmény sűrűség érhető el. A valóságban a TEM₀₁ típusú nyalábot meglehetősen nehéz stabil formában előállítani, a száloptika pedig rendkívül nehezen viszi át.

Manapság már olyan konfigurációjú készülékek is léteznek, amelyek kombinálják a TEM₀₀ és TEM₀₁ alkalmazásokat. Az ilyen nyaláb (TEM₁₁) teljesítménye csaknem maximális a periférián is, azonban a teljesítmény sűrűség természetesen csökkenni fog, mert a nyaláb átmérője ilyen készülékeknél viszonylag nagyobb. A manapság kapható legmodernebb laserek un. multimódusban működnek, ami azt jelenti, hogy egyidejűleg sokféle módus alkotja a sugárnyalábot, viszont az eredőben egy harang-görbe szerinti eloszlást kapunk, ami hasonló a TEM₀₀ módushoz, viszont a nyalábátmérő 1,5-szerese az eredetinek.

b.) A teljesítmény sűrűséget befolyásoló másik tényező az alkalmazás módja. Ismeretes, hogy a laserfény megfelelő fókusztávolságból dolgozva inkább pontszerű, mint folt alakú. Attól függően, hogy milyen távolságból dolgozunk, a pontszerű sugár átmérőjét növelhetjük, ily módon a lasersugár teljesítmény sűrűségének változtatásával a kívánt sebészi effektus (koaguláció, vaporizáció, vagy vágás) érhető el.

2. 5. 3. Sebészi dózis

A lasersugár termikus effektusát meghatározó harmadik jellemző az energia sűrűség, más néven sugárexpozíció, vagy sebészi dózis. Ez a paraméter egy bizonyos időtartam alatt a felületegységre eső teljesítmény sűrűség mértékét jelenti. Képlete a következő:

Watt x sec

$$\text{Sebészi dózis} \left[\frac{\text{-----}}{\text{cm}^2} \right] = \text{Teljesítmény sűrűség (watt/cm}^2\text{)} \times \text{Idő (sec)}$$

Ennek a paraméternek az ismeretében válik igazán érthetővé, hogy a besugárzott területen a laser által okozott kráter közvetlen környezetében számolhatunk leginkább a hőterhelés káros hatásával, ami nagyrészt függvénye a besugárzás időtartamának. Az okozott szöveti elváltozások illetve a laser termikus hatása függenek még a szöveti vérátáramlás mértékétől, a szövetek denzitásától és számos, az operatőr által nem befolyásolható paramétertől. Az expozíciós idő csökkentésével a hőterhelés mérsékelhető. Ezt a célt szolgálja a pulzáló üzemmód alkalmazása, ami azt jelenti, hogy elegendő idő áll rendelkezésre a szövetek lehülésére az egyes pulzusok között (2. 6. ábra).

2. 6. ábra: Pulzáló üzemmód alkalmazása a műtétek biztonságát növelő tényező.

2. 6. A fül-orr-gégészeti gyakorlatban használatos laserek

2. 6. 1. CO₂ laser

A fül-orr-gégészek által legrégebben használt laser a *CO₂ laser*, amely elsősorban a gégeészeti gyakorlatban vált általánosan elterjedtté. A CO₂ laser az infravörös tartományt képviseli, hullámhossza 10, 6 μm, vízben kitűnően abszorbeálódik. Közismert, hogy a humán szövetek víztartalma kb.70-90%, s a CO₂ laser alkalmazásával előidézett szöveti reakció az intracelluláris víz vaporizációja. A különböző szövetek, színükre való tekintet nélkül kiválóan

abszorbeálják a CO₂ lasert, s az alkalmazás során kialakuló, a vaporizációs felszín alatti termikus nekrosis zónája rendkívül keskeny (Bailin 1986). A CO₂ laser a koaguláció szempontjából nem ideális eszköz, hiszen csupán a 0,5 mm-t nem meghaladó átmérőjű ereket koagulálja. (Brightwell 1988). A gégeműtéknél történő alkalmazás során a lasert mikromanipulátor segítségével juttatjuk a célszervhez, de az újabb típusú laserekkel kézben tartható szonda segítségével úgy is lehet dolgozni, mintha szikével operálnánk (Enderby 1987). A CO₂ lasernek száloptikán keresztül történő célba juttatása az elmúlt évek intenzív kutatómunkájának eredményeképpen egyre inkább valósággá válik. A száloptikán való elvezetés a CO₂ laser magas hullámhossza miatt okozott eddig nehézségeket. A megoldás úgy tűnik, hogy nem sokat várhat magára, mindenesetre a jelenleg rendelkezésre álló száloptika még igen nagymértékben abszorbeálja a hőt. A CO₂ laserek egy új családja, a Sharplan laserek csuklós karú áttétek segítségével az alkalmazás helyszínére már könnyebben eljuttathatók (pl. nyelvgyök), de a rendszer így is meglehetősen nehézkes, s például intranasalis alkalmazásra, vagy középfülben való rutinszerű használatra nem is igazán alkalmas. Egy másik lényeges szempont, ami ezen laser intranasalis alkalmazása ellen szól, az az, hogy a csontok víztartalma alacsony, ezért a CO₂ laser a csontok ablációjára alkalmatlan eszköz. A középfülsebészetben, operációs mikroszkóphoz csatolt mikromanipulátoron keresztül alkalmazva elsősorban stapedotómiák során szerzett kiváló tapasztalatok révén egyes szerzők ideális eszköznek tartják, hiszen a perilympa felszínén történő abszorpció jelensége miatt nem kell tartani a belsőfül folyadéktartalmának felforralásától, azaz következményes halláskárosodástól (Lesinski 1989).

2. 6. 2. Argon laser

A látható fény tartományába sorolható *argon laser* színe zöldeskék, hullámhossza pedig 0,488-0,515 μm -ig terjed (McKenzie 1988). Ezt a hullámhosszúságú lasert elsősorban a pigmentált szövetek, a melanin és a hemoglobin abszorbeálják, szintelen folyadékokban

viszont rosszul abszorbeálódik (Apfelberg 1986). Míg a CO₂ laser esetében laser médiumként CO₂ gázt, addig ezen lasertípus esetében ionizált argon gázt alkalmaznak. Megfelelő vaporizáció eléréséhez elég magas energia sűrűsége van szükség, s az argon laser csak folyamatos üzemmódban, állandó vízűtés mellett működtethető. Mikroszkóphoz csatlakoztatható mikromanipulátoron és száloptikán keresztül egyaránt alkalmazható. Elsősorban vaporizációs képességét kell kiemelni, de ugyanakkor alkalmas az 1 mm-nél kisebb átmérőjű erek koagulációjára is (VonGlass 1988). A bőr pigmentált és éreredetű elváltozásainál a bőrgyógyászok (Arudt 1983) a retinán lévő érrelváltozások kezeléséhez pedig a szemészek (Ren 1993) használják előszeretettel ezt a lasert, de a KTP laser megjelenése előtt a középfül-sebészetben való alkalmazásáról is számos publikáció jelent meg az irodalomban (Strunk 1993, DiBartolomeo 1981). A hypertrophysált orrkagyló nyálkahártyájának eltávolítása egyik gyakori intranasalis alkalmazási módja az argon lasernek. (Lenz 1989).

2. 6. 3. KTP laser

Jelen disszertáció keretében a klinikai és kísérletes munka döntő többségét ezzel a laser típusal végeztük. A *KTP laser* hullámhossza 0, 532 μm , amely rendkívül közel van az argon laser hullámhosszához, következésképpen a két laser biológiai hatása hasonló. A KTP lasert is elsősorban a pigmentált szövetek valamint a haemoglobin és az éreredetű elváltozások abszorbeálják szelektíven. Folyamatos és pulzáló üzemmódban egyaránt üzemeltethető, s működtetéséhez nincs szükség vízűtésre. A KTP laser előállításának forrása tulajdonképpen a Nd:YAG kristály. A Nd:YAG kristályt kripton ívlámával folyamatosan gerjesztik, majd a Q-kapcsolt, 1064 μm hullámhosszúságú sugarat kálium-titanyl-phoshat kristályon engedik át. Ennek következtében a laserfény frekvenciája megkettőződik, hullámhossza viszont feleződik, s az így nyert 532 nm hullámhosszúságú zöld színű laserfény már a látható fény tartományába esik. A KTP laser száloptikán keresztül elvezethető, de operációs

mikroszkóphoz csatlakoztatott mikromanipulátor segítségével is eljuttatható a műtéti területre. Vízben való abszorpciója a CO₂ lasertől eltérően rendkívül csekély. Amikor a kis energiájú, zöld színű KTP laser erősen pigmentált vagy érederetű szövetekkel találkozik, akkor azok mélyén koaguláció következik be, ugyanakkor a KTP laser alkalmas arra is, hogy meglehetősen precízen, a környező szöveteket nem károsítva vágni, vaporizálni vagy koagulálni is lehessen vele. Az adott műtéti területen kívánatos szöveti hatást a sebész igényének megfelelően a teljesítmény sűrűség szabályozásával lehet elérni. A KTP laser biológiai hatását a CO₂ laserével összehasonlítva azt mondhatjuk, hogy kevésbé jó vágólaser, de ugyanakkor vaporizációra sokkal inkább alkalmas, mint a CO₂ laser. A Nd:YAG laserrel összevetve megállapítható, hogy bár jó koaguláló laser, hiszen hullámhossza a haemoglobin abszorpciós koefficiensével egybeesik, de koagulációs képessége a kevésbé kifejezett szöveti penetráció miatt alatta marad a Nd:YAG lasernek. A KTP lasert, biológiai tulajdonságainál fogva kiválóan lehet alkalmazni különféle középfül-sebészeti beavatkozásoknál (stapedotómia, tympanoplastica) (McGee 1993, Silverstein 1989) az acusticus tumorok vaporizációjánál (Nissen 1997), de endoszkópos melléküreg sebészeti és egyéb melléküreg műtéteknél (Levine 1989) is. Microlaryngoscopiás beavatkozásoknál is egyre többen számolnak be kedvező tapasztalatokról (Atiyah 1988).

2. 6. 4. Nd:YAG laser

A *Nd:YAG laser* esetében a laser előállításához yttrium-alumínium-gránát kristályt használnak, melyet neodymium ionokkal szennyeznek (1-3 % koncentráció). Miután a laser médiumot megfelelő ideig ívlámpával gerjesztik, a közeli infravörös tartományba eső, 1,06 µm hullámhosszúságú, folyamatos, vagy pulzáló energiájú laserfényt nyernek. A Nd:YAG laser száloptikán keresztül és mikromanipulátor segítségével egyaránt a műtéti területre juttatható. Az argon és KTP laserekkel összehasonlítva sokkal kevésbé abszorbeálódik pigment tartalmú szövetekben, valamint haemoglobinban, viszont ezen laserekhez képest

vízben - a relatíve alacsony abszorpciós koefficiens ellenére - még így is jobban abszorbeálódik. Következésképpen a Nd:YAG laser szöveti penetranciája akár a 8 mm mélységet is elérheti, ennél fogva termális koaguláció révén akár a 1,5 mm átmérőjű ereket is képes koagulálni. A mély szöveti penetrációból következik, hogy a Nd:YAG laser sem a középfül-sebészetben, sem az intranasalis beavatkozásoknál nem vált népszerűvé. Leggyakoribb fül-orr-gégészeti alkalmazási területe a flexibilis száloptikán keresztül történő elvezetésből adódóan, obstructiót okozó tracheobronchiális elváltozások (Shapsay 1983), valamint előrehaladott stádiumú nyelőcső tumorok (Flesicher 1984) palliatív kezelése, valamint a fej-nyaki régióban előforduló ér-és nyirok eredetű malformációk kezelése. (Shapsay 1984).

2. 6. 5. Holmium:YAG laser

A *holmium:YAG laser* ugyancsak az infravörös tartományhoz sorolható, 2,14 μm hullámhosszúságú laser, amelynek előállításához szintén yttrium-alumínium-gránát kristályt használnak melyet holmium, thulium és chromium darabokkal szennyeznek. A holmium:YAG kristályt villanólámpával gerjesztik, s az így nyert pulzáló laserfény flexibilis száloptikán keresztül vezethető el. A laser energiája pulzusonként 0,5-2 J-t is képviselhet, s másodpercenként 5-20 pulzus előállítására is alkalmas a készülék. A holmium:YAG laser jellegzetes tulajdonsága, hogy csontok ablációjára kiválóan alkalmas, mivel a csontokban lévő szervetlen anyagok jól abszorbeálják. A CO₂ laserhez képest vízben kevésbé abszorbeálódik, ezért szöveti penetrációja mélyebb, de nem éri el a Nd:YAG laser szöveti penetrációját, ezért például az endoszkópos melléküreg-sebészetben e laser előnyei jól kihasználhatók (Woog 1993). Ezen disszertáció keretében klinikai munkánk egy része a holmium:YAG laser endoszkópos melléküreg-sebészeti alkalmazásával foglalkozik.

A holmium:YAG laser fülbészeti alkalmazásának lehetőségeit ezidáig két tanulmány vizsgálta. Schlenk laser segítségével stapedectomia során kis lyukat fűrt az incus végére,

ezáltal elősegítendő a protézis rögzítését (Schlenk 1990). Kautzky a holmium-YAG laserrel 0,4 mm átmérőjű lyukat készített a stapes talpon a protézis számára, azonban az a tény, hogy minden egyes pulzus kibocsátása egy „pukkanó” hangjelenséggel jár, felveti azt a kérdést, hogy a holmium laser alkalmazását kísérő fotoakusztikus effektus nem okoz-e belsőfül károsodást (Kautzky 1991). Shapsay és munkatársai előzetes eredményeiből következik, hogy a napjainkban rendelkezésre álló laserek közül melléküreg-sebészeti alkalmazásra és főként dacryocystorhinostómiák asszisztálásához a holmium:YAG laser az egyik leginkább alkalmas eszköz (Shapsay 1992).

2. 6. 6. Erbium:YAG laser

A viszonylag új *erbium:YAG* laser hullámhossza 2,94 μm , tehát nagyon közeli a holmium:YAG laser hullámhosszához. Előállításához erbiummal szennyezett yttrium-alumínium-gránát kristályt használnak, s bár a keletkezett laserfény flexibilis száloptikán keresztül nem vezethető el, viszont a csontokban való abszorpciója a holmium:YAG laserénél is kifejezettebb. Állatkísérletes adatok szerint a holmium:YAG laserrel összehasonlítva az erbium laserrel végzett osteotómiáknál elhúzódóbb a sebgyógyulás (Nelson 1989), viszont kisebb a környező szövetek hőterhelésének mértéke (Nuss 1988). Ezen laser fül-orr-gégészeti alkalmazására fizikai tulajdonságai révén a középfül sebészetben (kalapács nyakának ill. stapes superstrukturának átvágása, stapidotomia), idegsebészekkel közösen végzett hypophysectomiák, valamint endoszkópos melléküreg-műtétek során kerülhet sor.

2. 6. 7. Excimer laser

A lasertechnológia egyik legutóbbi terméke az ultraviola sugártartományhoz sorolható, 0,308 μm hullámhosszúságú *excimer laser*, amelynek különlegessége az, hogy segítségével rendkívül precízen, minimális szöveti hőterhelés mellett lehet a szöveteket elvágni (Morelli 1988). Ennek a kitűnő vágó tulajdonságnak a magyarázata valószínűleg az, hogy a laser

alkalmazása során a proteinek közötti kötések felbomlanak (Berns 1991). Eddig elsősorban a szemészeti gyakorlatban, a corneán végzett műtétek során használták fel az excimer laser kiváló adottságait, de valószínű, hogy előbb-utóbb a fül-orr-gégészeti gyakorlatban is hasznát vehetjük sebrevíziók és külső feltárásban végzett orrplasztikák során. Segas humán cadaver halántékcsontokon végzett kísérletei során azt találta, hogy az excimer laserrel a hallócsontok jól alakíthatók, s a stapestalpon is könnyűszerrel volt készíthető stapedotomiás nyílás (Segas 1991).

2. 6. 8. Dióda laser

A lasertechnológia folyamatos fejlődésének eredményeképpen a közelmúltban jelent meg a 0,810 μm hullámhosszúságú dióda laser. A dióda laser már meglehetősen kisméretű, hordozható készülék, s az előállított laserfény 400-1000 mikron átmérőjű száloptika segítségével vezethető a célterületre. A száloptika végét elhagyó fénysugár laterális irányú szóródása elhanyagolható. Alacsony teljesítmény és kis átmérőjű száloptika alkalmazásakor a szöveti hőterhelés elhanyagolható. A dióda laser kontakt és non-kontakt módban is alkalmazható, s mivel a nyálkahártyában és valamelyest a csontokban is abszorbeálódik, ezért várhatóan a rhinológusok körében lesz népszerű. Transcanalicularisan, külső metszés nélkül, ambuláns betegforgalom keretében végzett, dióda laserrel asszisztált dacryocystorhinostómiák kezdeti eredményei biztatóak (Eloy 2000).

A 2. 7. ábra a fül-orr-gégészetben leggyakrabban alkalmazott laserek szöveti abszorpciójának mélységét ábrázolja.

2. 7. ábra: A fül-,orr-,gégészeti gyakorlatban leggyakrabban alkalmazott laserek szöveti abszorpciója

2. 7. Irodalom

Apfelberg, D. B.,McBurney, E.: Use of argon laser in dermatologic surgery
In: Ratz, J.L, ed. Lasers in Cutaneous Medicine and Surgery. Chicago. Yearbook
Medical; 31-63, (1986)

April, M.M., Rebeiz, E E.,Friedman, E M., Healy, G B., Shapsay, S.M.: Laser therapy
for lymphatic malformations of the upper aerodigestive tract: an evolving experience.
Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg. 118, 205-208 (1992)

Arudt , K.A.:Treatment of small vascular and pigmented lesions with the argon laser.
In: Arndt, K.A., Noe, J.M., Rosen, S. eds. Cutaneous Laser Therapy: Princiles and
Methods. Chichester: Wiley; 165-178 (1983)

Atiyah, R.A., Friedman, C.D., Sisson, G.A.: The KTP/532 laser is glossal surgery:
KTP/532 clinical update Laserscope, (1988); N° 22

Bailin, P.L., Ratz, J.L.: Use of carbon dioxide laser in dermatologic surgery In: Ratz,
J.L. ed Lasers in Cutaneous Medicine and Surgery Chicago Year Book Medical
73-104, (1986) .

Bartels, L.J.: KTP laser stapedotomy: is it safe?
Otolaryngol. Head Neck Surg. 103, 685-692 (1990)

Bennett, W.R., Faust, W.L., McFarlane, R.A.: Dissociative excitation transfer and optical maser oscillation in NeO₂ and ArO₂ discharges.

Physiol. Rev. 8, 470-473 (1962)

Berns, M.W.: Laser surgery. Sci Am 264(6), 84-90, (1991)

Brightwell, A.P.: The role of lasers in nasal surgery. In: Carruths J.A.S. Simpson, G.T. eds: Lasers in Otolaryngology. Chicago: Year- Book Medical; 147-156 (1988)

Chandker, J.R., Rodriguez-Torro, O.E.: Changing pattern of otosclerosis surgery in teaching institutions. Otolaryngol. Head Neck Surg. 91, 239-245 (1983)

Clark, W.C., Robertson, J.H., Gardner, G.: Selective absorption and control of thermal effects: a comparison of laser systems used in otology and neurotology.

Otolaryngol. Head Neck Surg. 92, 73-79 (1984)

Coker, N.J., Gregory, A.A.: CO₂ laser stapedotomy; thermal effects in the vestibule.

Arch. Otolaryngol. 111, 601-605 (1985)

DiBartolomeo, J.R.: The argon and CO₂ lasers in otolaryngology: which one, when and why? Laryngoscope 91: (Suppl 26) 1-16 (1981)

DiBartolomeo, J.R., Ellis, M.: The argon laser in otology.

Laryngoscope 90, 1786-1796 (1980)

Doukas, A.G., McAuliffe, D.J., Flotte, T.J.: Biological effects of laser induced shock waves: structural and functional cell damage in vitro.

Ultrasound Med. Biol. 19, 137-146 (1993)

Einstein, A.: Quantentheorie der Strahlung. *Physiol. Z.* 18, 121-128 (1917)

Eloy, P., Trussart, C., Jouzdani, E., Collet, S., Rombaux, P., Bertrand, B.:

Transcanalicular diode laser assisted dacryocystorhinostomia. *Acta Oto-rhinolaryngol. Belg.* 54, 157-163 (2000)

Enderby, C.E.: Laser instrumentation. In Dixon, J.A. ed. *Surgical application of lasers* 2nd. ed. Chicago: Year Book Medical ; 52-78 (1987)

Engel, T.L., Schindler, R.A.: Stapedectomy in residency training.

Laryngoscope 94, 768-771 (1984)

Farrior, J.B.: Stapes mobilisation operations: pathologic indications for stapes, vein graft, and fenestration surgery. *Mod. Med.* 27, 96-98 (1959)

Flesicher, D.: Endoscopic laser therapy for gastrointestinal neoplasma.

Otolaryngol. Clin. North Am. 64, 947-953 (1984)

Gantz, B.J., Kishimoto, S., Jenkins, H.A.: Argon laser stapedotomy

Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 91, 25-26 (1982)

Gardner, G., Robertson, G.H., Tomada, K.: CO₂ laser stapedotomy: is it practical?

Am. J. Otolaryngol. 5, 108-117 (1984)

Gherini, S., Horn, K.L., Causse, J-B., McArthur, G.R.: Fiberoptic argon laser

stapedotomy: is it safe? Am. J. Otology. 14, 283-289 (1993)

Goldman, L., Blaney, D., Kindel, D.J., Richfield, D., Franke, E.K.: Effect of the laser

beam on the skin. Nature 197, 912-914 (1963)

Goodhill, V.: Surgical treatment of otosclerosis.

Otolaryngology. English G.M., ed. New York: Lippincott, pp: 1-23 (1989)

Gordon, J.P., Zeigler, H.J., Townes, C.H.: The MASER - New type of amplifier,

frequency standard and spectrometer. Physiol. Rev. 99, 1264-1274 (1955)

Hogberg, L., Stahle, J., Vogel, K.: The transmission of high power ruby laser beam

through bone. Acta Societa Medicorum Upsaliensis 72, 223-228 (1967)

Javan, A., Bennett, W.R., Herriott, D.R.: Population inversion and continuous optical

maser oscillation in a gas discharge containing a HeNe mixture (letter).

Physiol Rev. 6, 106-110 (1961)

Johnson, L.F.: Optical maser characteristics of rare earth ions in crystals.

J. Appl. Physiol. 34, 897-909 (1961)

Kautzky, M., Trodhan, A., Susani, M.: Infrared laser stapedotomy.

Eur. Arch. Otolaryngol. 248, 449-451 (1991)

Koestner, C.J., Snitzer, E., Campbell, C.J., Rittler, M.C.: Experimental laser retina photocoagulation. J. Opt. Soc. Am. 52, 607 (1962)

Lenz H.: Eight years of laser surgery on the lower nasal turbinates for vasomotor rhinitis in the form of laser trip carbonisation. HNO 33, 422-425 (1985)

Lesinski, S.G.: Lasers for otosclerosis. Laryngoscope 99 (Supp 46) 1-14 (1989)

Lesinski, S.G. and Palmer, A.: CO₂ versus Argon and KTP-532.

Laryngoscope 99,(Suppl. 48) 18-88 (1989)

Levine, H.L.: Endoscopy and the KTP/532 laser for nasal sinus disease.

Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 98, 46-51 (1989)

Maiman, T.H.: Stimulated optical radiation in ruby. Nature 187, 493-494 (1960)

McGee, T.M.: The argon laser in surgery for chronic ear disease and otosclerosis.

Laryngoscope 93, 1177-1182 (1983)

McGee, T.M., Diaz-Ordaz, E.A., Kartush, J.M.: The role of KTP laser in revision stapedectomy. Otolaryngol. Head. Neck. Surg. 109, 839-843 (1993)

McKenzie, A.L.: Laser-physics, tissue interaction and safety.

In: Carruth, J.A.S., Simpson, G.T., eds. Lasers in Otolaryngology. Chicago: YearBook Medical; 1-33, (1988)

Morelli, J.G., Chani, Kibbiet, A., Boll, J.: 193 nm excimer laser selective ablation of in vivo guinea pig epidermis. *J. Invest. Dermatol.* 91, 532-535 (1988)

Nelson, J.S., Orenstein, A., Liaw, L.L.: Mid-infrared erbium:YAG laser ablation of bone :the effect f laser osteotomy on bone healing.

Lasers Surg. Med. 9, 362-374 (1989)

Nissen, A.J., Sikand, A., Welsh, J.E., Curto, F.S.: Use of KTP-532 laser in acoustic neuroma surgery. *Laryngoscope* 107, 118-121 (1997)

Nuss, R.C., Fabian, R.L., Sakar, R.: Infrared laser bone ablation.

Lasers Surg. Med. 8,381-391 (1988)

Pashayan, A.G., Gravenstein, J.S.: Hélium Retards Endotracheal Tube Fires from Carbon Dioxide Lasers. *Anesthesiology* 62, 274-277 (1985)

Patel, C.K.N., McFarlaine, R.A., Faust, W.L.: Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂-CO₂. *Physiol. Rev.* 13, 617-618 (1964)

Perkins, R.C.: Laser stapedotomy for otosclerosis. *Laryngoscope* 90, 228-241 (1980)

Ren, Q., Simon, G., Parel, J.M.: Laser scleral buckling for retinal reattachment
Am. J. Ophthalmol. 115, 758-762 (1993)

Sataloff, J.: Experimental use of laser in otosclerosis.
Arch. Otolaryngol. 85,614-616 (1967)

Schlenk,E., Profeta, G., Nelson, J.S.: Laser assisted fixation of ear prothesis after
stapedectomy. Lasers Surg. Med. 10, 444-447 (1990)

Schreiner, C., Vollrath, M.: Effect of argon laser stapedotomy on cochlear potenciales.
Acta Otolaryngol. (Stockh) 95, 47-53 (1983)

Segas, J., Georgiadis, A., Christodoulou, P., Bizakis, J., Helidonis, E.: Use of the
excimer laser in stapes surgery and ossiculoplasty of middle ear ossicles: preliminary
report of an experimental approach. Laryngoscope 101, 186-191 (1991)

Shapsay, S.M., Rebeiz, E.E., Pankratov, M.M.: Holmium Yttrium alumínium gránát
laser assisted endoscopic sinus surgery: clinical experience.
Laryngoscope 102, 1177-1180 (1992)

Shapsay, S.M., Simpson, G.T: Lasers in bronchology.
Otolaryngol. Clin. North Am. 16,879-886 (1983)

Shapsay, S.M., Oliver, P.: Treatment of hereditary hemorrhagic teleangiectasia by
Nd:YAG laser photocoagulation . Laryngoscope 94,1554-1556 (1984)

Shea, J.J.: Fenestration of the oval window.

Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. 67, 932-951 (1958)

Silversteien, H., Bendet, E., Rosenberg, S., Nichols, M.: Revision stapes surgery with and without laser: a comparasion. Laryngoscope 104, 1431-1438 (1994)

Silverstain, H., Rosenberg, S., Jones, R.: Small fenestra stapedotomies with and without KTP laser : a comparasion. Laryngoscope 99,485-488 (1989)

Stern, S.L., Abramson, A.L., Grimes, G.W.: Qualitative and morphometric evaluation of vocal cord lesions produced by the carbon dioxide laser.

Laryngoscope 90, 792-807 (1980)

Strunk, C.L., Quinn, F.B.:Stapedectomy surgery in residency: KTP-532 laser versus argon laser. Am. J. Otol. 14, 113-117 (12993)

Thedinger, B.S.: Application of the KTP laser in chronic ear surgery.

Am. J. Otol. 11, 79-84 (1990)

VonGlass, W., Hauerstein, T.: Wound healing in the nose and paranasal sinuses after irradiation with the argon laser. Arch. Otol-Rhinol-Laryngol. 245, 36-41 (1988)

Vollrath, M., Schreiner, C.: Influence of argon laser stapedotomy on cochlear potentials. Acta Otolaryng. (Stockh) Suppl. 385, (1982)

Vollrath, M., Schreiner, C.: The effects of argon laser on temperature within the cochlea. *Acta Otolaryngol. (Stockh)* 93, 341-348 (1982)

Wilpizeski, C.: Experimental carbon dioxide laser surgery of the ear. A caveat based on primate subjects and cadaver temporal bones.

Laser Surgery, Jerusalem Academic Press, Jerusalem pp. 91-103, (1978)

Woog, J.J., Metson, R., Puliafito, C.A.: Holmium-YAG endonasal laser dacryocystorhinostomy. *Am. J. Ophthalmol.* 116, 1-10 (1993)

3. KTP 532 LASER ALKALMAZÁSA A KÖZÉPFÜL-SEBÉSZETBEN

3.1. A CADAVER DISSECTIOKRÓL SAJÁT TERVEZÉSŰ HALÁNTÉKCSONT-TARTÓ ESZKÖZÜNK KAPCSÁN

3. 1. 1. Bevezetés

A cadaver halántékcsontonkon végzett rendszeres dissectio gyakorlatoknak a fülsebészeti képzésben betöltött szerepe vitathatatlan. Az os temporale egyike azon műtéti területeknek, ahol a hiányos anatómiai ismeretek okán igen komoly következményekkel (pl: nervus facialis bénulás, siketség, vestibularis kiesés) kell számolnunk. A rendszeres cadaver gyakorlatok során nemcsak a megfelelő sebészi rutin és a kellő műtéti magabiztosság szerezhető meg, hanem a műtéti terület háromdimenziós képe is könnyebben elképzelhetővé válik (Cooper 1987). Szerencsés körülmény, hogy egyetlen halántékcsont számos műtéttípus (pl: grommet behelyezés, mastoidectomia, nervus facialis feltárás, labyrinthectomia stb.) gyakorlására alkalmas, s manapság már kitűnő dissectio segédanyagok is rendelkezünkre állnak (Bojrab 1990 és Goycoolea 1991).

Nagy-Britanniában 1982 óta minden évben cadaver dissectio versenyt (Downs' Temporal Bone Dissection Prize) hirdetnek a fiatal fül-orr-gégész kollégák részére, s a győzteseket kötelező és szabadon választott dissectio gyakorlatok értékelését követően hirdeti ki a vezető fülsebészekből álló zsűri (Golding-Wood 1994).

A Pécsi Orvostudományi Egyetem Fül-Orr-Gégeklinikáján 1994-ben került megrendezésre az első középfül sebészeti kurzus, s a cadaver gyakorlatok azóta szerves részét képezik az időközben rendszeressé vált háromnapos továbbképzéseknek. Az egyre fokozódó érdeklődés, s az a tény, hogy a téma eddig meglehetősen kevés publicitást kapott, egyaránt arra ösztönzött bennünket, hogy összefoglaljuk a dissectiókkal kapcsolatos eddigi tapasztalatainkat s bemutassuk a pécsi kurzuson is használt saját tervezésű csonttrögztítő

segédeszközünket. Ezen eszköz segítségével végzett dissectiók nagymértékben hozzájárultak a KTP-532 lasernek a középfül-sebészetbe történő sikeres bevezetéséhez.

3. 1. 2. A cadaver dissectiok eszközös feltételeiről

Klinikánk gyakorlatában a cadaver dissectiok céljára régebbi típusú, de működőképes operációs mikroszkópot használunk. Megfelelő fűrőberendezés, különféle méretű vágó- és gyémántfűrő fejek, valamint kéziműszerek beszerzése elengedhetetlen. Természetesen szívóberendezés, a hűtés célját szolgáló vízforrás (ennek hiányában infúziós állvány) valamint a csontok tárolására szolgáló mélyhűtő ugyancsak nélkülözhetetlen elemei egy dissectio laboratóriumnak. Az ideális műtéti szituációt megközelítendő, klinikánk gyakorlatában az alábbiakban ismertett, saját tervezésű, a halántékcsonst stabil rögzítésére szolgáló készülék rendkívül hasznos segédeszköznek bizonyult:

A készülék két fő elemből áll: az un. befogótányér (3. 1. ábra) felső szélébe három darab menetes rögzítő illeszkedik, melyek végéhez önbeálló tüskés acélfejek csatlakoznak a sziklacsont stabilabb fixálásának elősegítése céljából.

3. 1. ábra: A halántékcsonst tartó eszköz befogó tányérja felülnézetből

m: menetes rögzítő, ö: önbeálló tüskés fej

A rögzítő készülék másik eleme a stabilizáló talp (3. 2. ábra), amelybe a befogó tányér egy gumiperem révén csúszásmentesen illeszkedik.

3. 2. ábra: A halántékcsonst tartó eszköz oldalnézetből

b: befogó tányér, s: stabilizáló talp

A félgömb alakú befogótányér a súlyeloszlásánál ill. súlyánál (6,6 kg) fogva a csontokat bármilyen szögben stabilan képes megtartani a talpon. A befogható minimális átmérő 10 mm, a maximális átmérő 110 mm. A készülék anyaga szürke öntvény. A nyers öntvény esztergapadon és marógépen lett megmunkálva, majd gépi csiszolás következett. A

rozsdamentességet nikkel és króm bevonat biztosítja. A készülék szabadalom által védett, a hozzá csatlakoztatható hűtő- és elszívó szerkezet kidolgozása folyamatban van.

Használat után ajánlatos az eszközt megtisztítani, megszáritani. A rögzítő csavarokat ki kell csavarni, s mind a csavarokat mind azok nyílásait vaselinnal be kell kenni.

Amennyiben asszisztens nélkül kívánunk cadaver dissectiot végezni, akkor a 3. 3. ábrán bemutatott hűtő-szívó kézidarab praktikus megoldásnak tekinthető. A gumi illeszték felső csatornája és az abban egymásba csúszó fémcsövek tetején lévő egymás fölé kerülő nyílások (függőleges nyilak) mutató ujjal történő befogásával a szívás szabályozható. Az alsó csatorna a gumi illesztéknek megfelelően a középső és a nagyujj segítségével összenyomható, így az átáramló vízmennyiség is szabályozható.

3. 3. ábra: Hűtő-szívó kézidarab cadaver dissectiokhoz . 1: szívó cső 2: hűtő cső

3. 1. 3. Megbeszélés

Az os temporalék illetve egyéb humán szervek oktatási célzattal történő post mortem eltávolítását - főleg nyugat-európai országokban - számos rendelet szabályozza (Anatomy Act 1994, Anatomy Regulations 1988). Cadaver szerveken történő szimulációs műtétekre kizárólag engedéllyel rendelkező oktatók felügyelete mellett kerülhet sor. Az EUFOS 3. Kongresszusán, 1996-ban Budapesten tartott előadásában Prof. P. van den Broek rámutatott, hogy a szakorvosjelöltek egyre növekvő száma, valamint a viszonylag kevés műtéti eset, illetve a beszerezhető cadaver halántékcsonatok mindinkább korlátozott mennyisége miatt a szakorvosképzésben egyre több nehézséggel kell a jövőben számolni.

A halántékcsonatok dissectios célzattal történő post mortem eltávolítását megelőzően tisztázandó, hogy a beteg halálának oka szepszis volt-e, illetve hogy szenvedett-e a beteg a halálát megelőzően malignus daganatos illetve specifikus fertőző betegségben (TBC, syphilis, hepatitis B, -C, AIDS). Előzőleg növekedési hormonnal történt kezelés ugyanacsak kizáró ok a

csonteltávolítást illetően (Michaels, 1983). További technikai nehézséget okozhat a csontnyerés szempontjából, ha a bonctermi segédszemélyzet nincs tisztában a fülsebész igényeivel, s következésképpen a csontok eltávolítása helytelenül történik. Az os temporalék post mortem eltávolítását a következő módon javasoljuk elvégeztetni:

1.) A pars squamosát érintő felső metszés legalább 2 cm-el haladja meg az arcus zygomaticus szintjét.

2.) A mandibula fejecs előrefelé történt diszlokálását követően az elülső metszés foglalja magába a processus zygomaticus egy részét.

3.) A hátsó metszés jóval a processus mastoideus mögött haladjon, magába foglalva az agyalap megfelelő részét.

4.) A kimetszett csont tartalmazza a piramis csúcsát és a processuss styloideust. A halántékcsonatok eltávolítását követően egyes helyeken helytelen gyakorlat a csontok formalinban, vagy magas koncentrációjú alkoholban való tárolása (Jeannon 1996 és Natarajan 1994). Igaz ugyan, hogy ezek a fixáló anyagok kiválóan megőrzik a szövetek struktúráját, azonban a csont természetes színét megváltoztatják. Ennek a dissectio során akkor látjuk hátrányát, ha például a csontos labyrinth vagy a facialis csatorna épségét meg kívánjuk őrizni, ugyanis ezen struktúrák közvetlen közelében lévő árnyalatnyi színbeli eltérés hasznos támpont lehet a kezdő fülsebész számára. Sokkal előnyösebb, ha a csontokat egy erre a célra szolgáló mélyhűtőben tároljuk. A lágyszövetek eltávolítása céljából sohase tegyük a csontot forró vízbe, ugyanis a hallócsontok és a dobhártya ezt követően egyszerűen eltűnnek. Viszont a megkezdett és félbehagyott dissectio során - amennyiben azt később folytatni kívánjuk -, a csontot érdemesebb formalinban és nem mélyhűtőben tárolni (Golding-Wood 1994 Jeannon 1996 Natarajan 1994). Az elmúlt években az os temporalék dissectioját követő polírozási és festési eljárásoknak, valamint a csontok oktatási célzattal történő kiállításának

komoly irodalma alakult ki (Golding-Wood 1994, Jeannon 1996, Natarajan 1994), ennek ismertetése azonban jelen disszertáció kereteit meghaladná.

Nagyon lényegesnek tartjuk azt, hogy az első dissectiokat fülsebészetben jártas kolléga felügyelete mellett végezzük. Az ismertetett halántékcsontrögzítő eszköz (3. 4. ábra), vagy valamilyen hasonló rögzítő szerkezet (Gendeh 1995) szinte ideális műtéti körülményeket biztosít.

A csontnak satuba fogása vagy gipszbe történő beágyazása korábbi tapasztalataink szerint nem ideális megoldás. A cadaver gyakorlatok időigényesek, s a siker kulcsa a nagyfokú türelem. A dissectio során elkövetett hibákról és a felmerülő nehézségekről célszerű feljegyzéseket készíteni.

3. 4. ábra: Használatra kész eszköz

3. 1. 4. Köszönetnyilvánítás

A szerzők ezúton fejezik ki köszönetüket Kónyi József pécsi ötvösmesternek a halántékcsontrtartó eszköz prototípusának kivitelezésében nyújtott segítségéért.

3. 1. 5. Irodalom

Bojrab, D.I., Wiet, R J.: Surgical anatomy of the temporal bone through dissection. In: Surgery of the Ear, W.B. Saunders Co., Philadelphia, pp: 578-620, (1990)

Cooper, M.H., Kveton, J.F., Watson, B.J.: Preservation of dissected and surgical detail in the human temporal bone. Am. J. Otol. 8, 18-22 (1987)

Gendeh, B.S., Gibb, A.G., Khalid, B.A. R.: How I do it: an improved temporal bone holder. J. Laryngol. Otol. 109, 644-645 (1995)

Golding-Wood, D.G.: Temporal bone dissection for display. J. Laryngol. Otol. 108, 3-8 (1994)

Goycoolea, M.V.: Guidelines for dissection of temporal bone In: Otolaryngology, 3rd Edition, Vol. II, Otology and Neuro-otology, W.B. Saunders Co., Philadelphia, pp: 1055-1095, (1991)

Jeannon, J.P.: Temporal bones for dissection. A diminishing asset ? J. Laryngol. Otol. 110, 219-220 (1996)

Michaels, L., Wells, M., Frohlich, A.: A new technique for the study of temporal bone pathology. Clin. Otolaryngol. 8, 77-85 (1983)

Natarajan, B., Baxter, A.: Preparation of a temporal bone exhibit. J. Laryngol. Otol. 108, 9-12 (1994)

3. 2. CADAVER DISSECTIÓS VEZÉRFONAL A ZÁRT TECHNIKÁJÚ TYMPANOPLASTICA (COMBINED APPROACH TYMPANOPLASTY) GYAKORLÁSÁHOZ.

3. 2. 1. Bevezetés

Az elmúlt másfél évtizedben számos fül-orr-gégészeti kongresszuson volt alkalmam megtapasztalni, hogy az otitis media suppurativa chronica cholesteatomatosa sebészi megoldásaival kapcsolatos viták alapja az, hogy vajon nyílt vagy zárt technikájú tympanoplasticát alkalmazzunk-e. Nyitott technika esetén a hátsó hallójáratfal elvételét követően, kis, lapos, lezárt dobüreg kiképzése mellett a hallójárat és a mastoid üregrendszer közös teret alkot. Zárt technika alkalmazása során a hátsó hallójárat falát megőrizzük, a dobüregert lezárjuk, a hallójárat és a mastoid üregrendszer nem közlekednek egymással. A zárt technika előnye, hogy az eredeti anatómiai viszonyokat megőrzi, a hallójárat öntisztuló mechanizmusa megmarad, szükség esetén a hallókészülék viselése kevesebb gondot okoz. Hátránya, hogy technikailag – főleg a csontmunka tekintetében – jóval nehezebb a nyitott technikánál, s residuális cholesteatoma eshetősége miatt egy év után második, ún. ellenőrző (second look) műtétre van szükség. Residuális cholesteatoma kizárását követően, ép fülkürtműködés és stabil dobhártya esetén a hallócsontláncolat pótlása a második szakasz során hallásjavulást eredményezhet.

Cadaver dissectiós gyakorlataim során az a cél vezérelt, hogy a zárt technika sebészi szempontból nehéz csontmunkáját a lehető legprecízebb módon gyakoroljam be. Az a célkitűzés vezérelt, hogy a Bauer által a pécsi Fül-orr-gége Klinikán meghonosított zárt technikát a piacenzai Sanna magánklinikáján, valamint a gloucesteri Royal Hospitalban elsajátított, Mr. J. Robinson által kidolgozott sebészi elvekkel kombináljam. Az így kialakított műtéti technika során a cholesteatoma matrix lehető legalaposabb eltávolításával, valamint a

műtéti terület laseres „átfésülésével”, a residuális cholesteatoma gyakoriságát kívántam csökkenteni.

3. 2. 2. A zárt technikájú tympanoplastica sebészi anatómiája

3. 2. 2. 1. A dobüreg hátsó része (posterior tympanum)

A dobüreg hátsó részében számos mély recessus található, melyeket a nervus facialis dobüregi szakasza lateralis és medialis recessusokra tagol (3. 5. és 3. 6. ábra).

3. 5 ábra: A dobüreg hátsó részének recessusai bal fülben (ChT: chorda tympani, FN: nervus facialis, fr: recessus facialis, i: incus, m: malleus, P: promontorium, pn: ponticulus, pr: recessus posterior, sb: subiculum, sty: sinus tympanicus).

3. 6. ábra: A dobüregi recessusok elhelyezkedésének sémás rajza bal fülben.

A *lateralis recessusok* közül a processus pyramidalistól superior irányba helyezkedik el a recessus facialis (fr), inferior irányba pedig a lateralis sinus proper. Ezen két képletet a chorda tympanit magába foglaló csontkiemelkedés (chordal crest) választja el egymástól. A *medialis recessusok* közül superior irányba esik a recessus posterior (pr), inferior irányba pedig a sinus tympanicus (sty), a két két képlet között található a ponticulus (pn). A chorda tympaninak (ChT) a nervus facialisból való kilépésétől függően a recessus facialis (antrum küszöb) kiterjedése változó. A chorda tympani átlag 6 mm-el a foramen stylomastoideum felett hagyja el az arcideget (3. 7. ábra). A sinus tympanicus mélysége ritkán 6-7 mm is lehet.

3. 7. ábra: A chorda tympani és a nervus facialis közötti térség a recessus facialis (antrum küszöb) (ChT: chorda tympani, FN: nervus facialis, i: incus, lsc: canalis semicircularis lateralis, m: malleus, psc: canalis semicircularis posterior).

3. 2. 2. 2. Az atticus

Az atticust egy csontos taraj hátsó és elülső részre (AR, anterior recessus) osztja (3. 8. ábra). E csontos taraj neve cog (cg), s a tegmentől a kalapács feje előtti pontig húzódik függőleges irányban. A recessus anterior mélyén található a ganglion geniculi, mely esetenként dehiscens is lehet.

3. 8. ábra: A cog az atticust elülső és hátsó részre osztja

(AR: anterior recessus, cg: cog, ET: fülkürt, i: incus, m: malleus).

3. 2. 3. A zárt technikájú tympanoplastica lépései.

3. 2. 3. 1. Corticalis mastoidectomy

- A fontosabb tájékozódási pontok a következők: linea temporalis, középső scala dura, külső hallójárat hátsó fala, sinus sigmoideus, processus mastoideus, canalis semicircularis lateralis, musculus digastricus eredése. (A spina supra meatum és a McEwan háromszög csupán másodlagos jelentőséggel bírnak).
- A linea temporalis mentén fúrva először keressük meg a középső scala dura szintjét. A pneumatizáció képzeletbeli hátsó kiterjedésének megfelelően folytatva a fúrást, megkeressük a sinus sigmoideust, s mindössze egy vékony csonréteget hagyunk rajta. Alaposan kidolgozzuk a sinus – dura szögletet.
- A fúróval kialakított harmadik, ívelt vonal a hallójárat hátsó falával párhuzamos. Ezután a planum mastoideumon kialakított háromszögnek megfelelően (3. 9. ábra) elfúrjuk a corticalis csontot, majd az üreget egyenletesen addig mélyítjük, amíg elérkezünk az antrumhoz.

3. 9. ábra: A planum mastoideumon kialakított csontháromszög.

- Az antrum fenekén megkeressük a canalis semicircularis lateralist, majd egy kisebb fúróval mediálról laterálra dolgozva az antrumot addig tágítjuk, amíg megjelenik az aditus.
- A hátsó hallójáratfalat a lefutásának megfelelően teljes hosszúságában egyenletes vastagságúra vékonyítjuk. A mastoid sejtek elfűrésével, a tegment, valamint a középső scalat és a sinus sigmoideust borító csontlemez elvékonyításával fejeződik be a corticalis mastoidectomia (3. 10.)

3. 10. ábra: Corticalis mastoidectomia utáni cadaver kép (lsc: canalis semicircularis lateralis, MDF: középső scala dura, psc: canalis semicircularis posterior, SDA: sinus-dura szöglet, SS: sinus sigmoideus).

3. 2. 3. 2. Posterior epitympanotomia

A hátsó hallójáratfal felső részének megtartásával az atticust hátulról nyitjuk meg. A posterior atticotomia során anterior irányba kell feltágítani az atticust olyan mértékben, hogy az teljes mértékben áttekinthető és ellenőrizhető legyen (3. 11. ábra).

3. 11. ábra: Posterior epitympanotomia utáni cadaver kép (i: incus, m: malleus, lsc: canalis semicircularis lateralis).

3. 2. 3. 3. Posterior tympanotomia

A külső hallójárat hátsó falát egy nagyobb méretű gyémántfúróval egyenletesen elvékonyítjuk. Folyamatos hűtés mellett az arcideg mastoideális szakaszát keressük meg. Ehhez a művelethez eleinte nagyobb vágó-, majd gyémántfúró használható. Lényeges szempont, hogy az arcidegen csupán vékony csontborítás maradjon, melyen keresztül az ép arcideg áttűnik. Kellő gyakorlással a chorda tympani arcidegből történő eredése is megtalálható, az idegek megsértése nélkül. Ezután gyémántfúró segítségével a chorda

tympani és a nervus facialis közti teret, a recessus faciaлист nyitjuk meg. A posterior tympanotomia végzését követően az incudo-stapedialis ízület, az ovális ablak és a kerek ablak környéke jól áttekinthetővé válik (3. 12. ábra).

3. 12. ábra: Poserior tympanotomia utáni cadaver kép (ChT: chorda tympani, FN: nervus facialis, i: incus, lsc: canalis semicircularis lateralis, RW: kerek ablak, St: stapes).

3. 2. 4. Tanácsok a zárt technikájú tympanoplastica csontmunkájához.

a.) A mastoid üreg határainak gyémántfűrővel történő polírozása, valamint a sinus-dura szöglet kidolgozása alapvető fontosságú. A sinus-dura szöglet kidolgozása nélkül – megfelelő rálátás hiányában - a posterior tympanotomia csak nehézségek árán, az arcideg megsértésének fokozottabb kockázatával vitelezhető ki.

b.) A hallójárat hátsó falát nem szabad túlságosan elvékonyítani, ugyanis néhány hónap elteltével a vékony csont atrophizálódhat.

c.) A *posterior epitympanotomia* során:

- Törekedni kell arra, hogy a fűrő ne érintse a hallócsontláncolatot. Szükség esetén az incudo-stapedialis ízület szétválasztásával az iatrogén idegi halláscsökkenés megelőzhető.
- Az atticus szintjében a középső scala dura inferior irányba hajlik. Fontos ezt tudni a durasérülés megelőzése szempontjából.
- Törekedni kell arra, hogy a hallójárat hátsó fala ne sérüljön meg. Ha ez mégis bekövetkezik, akkor a sérült szakaszt le kell zárni (pl: porccal).
- Cholesteatoma esetén az atticus recessus anteriorját a *cog* fűrővel vagy curettel történő eltávolításával kell megnyitni. Szükség esetén a kalapács feje

eltávolítandó. A posterior epitympanotomia akkor tökéletes, ha az atticus felől rálátunk a fülkürt szájadékára.

d.) A *posterior tympanotomia* során:

- A nervus facialis korai identifikálása a legjobb módszer az ideg sérülésének megelőzése céljából.
- A canalis semicircularis posterior ampullája és az arcideg rendkívül közel vannak egymáshoz. A távolság legtöbbször 2 mm, de az ampulla elhelyezkedhet közvetlenül medialisan is az ideghez képest, ezáltal fokozva a sérülés veszélyét.
- Ép hallócsontláncolat esetén az incus védelme céljából célszerű meghagyni egy kis csonthidat az incus rövid nyúlványától inferior irányba (incus butress).
-

3. 2. 5. Köszönetnyilvánítás

Köszönetemet szeretném kifejezni Mario Sanna Professzornak, aki 1993-ban, a piacenzai magánklinikáján rendezett első nemzetközi cadaver dissectiós fülsebészeti kurzuson történő részvételemet szponzorálta. Sanna Professoror készséggel engedélyezte, hogy az intézetében készült cadaver dissectiós ábrákat (3. 5. – 3. 12. ábrák) értekezésemben felhasználjam.

3. 3. A KTP LASER HATÁSA A KÖZÉPFÜL-SEBÉSZETBEN ALKALMAZOTT IMPLANTÁTUMOKON .

3. 3. 1. Bevezetés

Az elmúlt két évtized során a különféle laserek középfülsebészeti alkalmazása egyre szélesebb körben vált elterjedtté. Napjainkban a laserrel asszisztált tympanoplasticák (Thedinger 1990, Gerlinger 1999, McGee 1983, Mc Kennan 1990) és stapidotomiák (Lesinski 1989, Vincent 1996, Bartels 1990) mellett számos szerző alkalmaz lasert az acustikus tumorok sebészetében is (Nissen 1996, Gamache 1990). A CO₂ laser mikroszkóphoz adaptált mikromanipulátor segítségével főként a stapes sebészetében használatos, ugyanakkor a látható fény tartományába eső, mikromanipulátor és száloptika segítségével egyaránt alkalmazható laserek (argon, KTP) a stapidotomiákon kívül tympanoplasticák és acustikus tumorok sebészetében is bevezetésre kerültek. Manapság a középfül-sebészetben használt, számos cég által gyártott, különféle anyagokból készült új implantátumok valamint a laserek népszerűvé válásának egyidejűleg lehetünk tanúi, ezért felmerül a kérdés, hogy vajon milyen kölcsönhatás van a laserfény és a fülsebészeti implantátumok között, s ha van ilyen kölcsönhatás, akkor mi annak a klinikai jelentősége. A napjainkban leggyakrabban alkalmazott implantátumokat a 3. 1. táblázatban foglaltuk össze.

3. 1. táblázat: A hallócsontláncolat rekonstrukciójára használt anyagok.

Szintetikus anyagokból készült implantátumok régóta használatosak a fülsebészetben, azonban kezdetben számos kritika érte ezeket az implantátumokat, ugyanis gyakran kilökődtek, vagy pedig elmozdultak a középfülben. Ennek következtében az autograft és homograft porc- és csontprotézisek továbbra is népszerűek maradtak (Bauer 2000 és Veldman 1988). Mára nyilvánvaló lett, hogy egyes betegségek (AIDS, Creutzfeld-Jacob kór) a

homograftok által átvihetőek (Davis 1988, Glascock 1988), ezért a figyelem ismét a biokompatibilis anyagokból (Polycel, Proplast, Plastipore) a biokerámiából (hydroxylapatit, alumínium hidroxid, Ceravital) valamint újabban aranyból és titánból készült protézisek felé irányult (Emmett 1989, Gjuric 1998, Stupp 1999). Az utóbbi években számos szerző hívta fel a figyelmet arra, hogy a KTP és argon laserek ideális eszközök stapes műtétek és tympanoplasticák reoperációi során az előzőleg használt protézisek eltávolítására illetve cseréjére, ugyanis a protézisek körüli sarjszövet vaporizálása valamint a hegek átvágása a hallócsontláncolatán történt manipuláció, azaz iatrogen idegi halláscsökkenés okozása nélkül elvégezhető (McGee 1993, McGee 1990, Silvertstein 1994).

Kísérletes munkánk, valamint az irodalom alapos áttekintése során azt vizsgáltuk, hogy az elmúlt 45 év során hogyan változott a középfül-sebészetben alkalmazott protézisek népszerűsége, másrészt arra kerestük a választ, hogy milyen a kölcsönhatás az intézetünkben rendelkezésre álló KTP –532 Orion laser és az egyes implantátumok között.

3. 3. 2. Anyag és módszer

3. 3. 2. 1. A világirodalom áttekintése kompjuteres analízis (Medline) segítségével.

A Medline kompjuteres program segítségével arra kerestünk választ, hogy az elmúlt 20 év során hogyan változott az egyes protézisek alkalmazásának népszerűsége a középfülsebeszetben. Az elmúlt 20 évet 5 éves periódusokra osztottuk fel. A kompjuteres analízis során 250 fül-orr-gégészeti szaklap közleményeit elemeztük, s kulcsszavakként az egyes implantátumok nevét megadva olyan grafikonot szerkesztettünk, mely 5 éves periódusokra bontva mutatja, hogy a különböző típusú protézisek alkalmazásáról hány közlemény jelent meg az irodalomban. Az így kapott grafikonunkat a Smith által korábban szerkesztett grafikon adataihoz kapcsoltuk (Smith 1982).

3. 3. 2. 2. A laserfény és különböző középfül implantátumok kölcsönhatásának vizsgálata.

A kézbefogható laserszonda segítségével száloptikán át elvezetett KTP laserfény (KTP-532 Orion Laser, Laserscope, UK) és az egyes implantátumok kölcsönhatását operációs mikroszkóp alatt vizsgáltuk. Az implantátumokat a laserrel történő kontaktus előtt és után is lefényképeztük, a laserezés folyamatát pedig mindegyik implantátum esetében videóra rögzítettük. A KTP laserfényt egyrészt a saját korábbi klinikai tapasztalataink, másrészt a laserrel asszisztált középfül-sebészettel foglalkozó közlemények utalásai alapján 1-4 Watt teljesítménnyel alkalmaztuk a különböző implantátumokon. A pulzusok időtartama 0, 1 és 1 secundum között változott. A vizsgálatba bevont implantátumok a következők voltak: szilikon lemez (Xomed), Teflon fluoroplasztic piston (Richards Inc., Memphis) TAM hydroxilapatit total prothesis, (HC Implants B.V., Leiden, The Netherlands), ionomer protézis (IONOS[®] Ossicle Total, Xomed), arany stapes piston (K-piston-gold, Kurz) és titán középfül protézis (Titanium–Total-Middle-Ear Implant, Spiggle & Theis). A középfül-sebészetben gyakran használt spongostant is vizsgáltuk, arra keresve a választ, hogy vajon KTP laserrel történt kölcsönhatás mellett megítélhető-e a laser penetrációja.

A laserrel való kölcsönhatást valamennyi protézis esetében először a frissen bontott, tiszta, száraz implantátumokon, majd pedig az implantátumokra cseppentett frissen vett humán vér jelenlétében vizsgáltuk. A laser teljesítményét és az egyes impulzusok időtartamát fokozatosan emeltük, s minden beállított érték mellett észlelt elváltozást jegyzőkönyvben rögzítettünk.

3. 3. 3. Eredmények

Az egyes homograft és allograft középfül implantátumok népszerűségének az elmúlt 45 év során történő változását a 3. 13. ábra szemlélteti.

**3. 13. ábra: A hallócsontláncolat rekonstrukciójára használt homograft anyagokról
beszámoló közlemények száma 5 éves periódusokban (1956-2000).**

Az adatok analíziséből kiderül, hogy a homograftként alkalmazott porc, kortikális csont valamint hallócsontok népszerűsége napjainkra jelentősen mérséklődött. Ennek oka valószínűleg egyrészt az, hogy az operatőrök egyre szívesebben választják a biokompatibilitásukat tekintve mindinkább megbízhatóbb gyári protéziseket, másodsorban pedig mára nyilvánvalóvá vált az a tény, hogy egyes vírusbetegségek (AIDS, Creutzfeld-Jacob kór) a homograftok révén átvihetők. Valószínűleg ezen utóbbi ok a magyarázata annak a 3. 14. ábrán jól érzékelhető tendenciának, hogy az elmúlt 20 év során az autogén kortikális csontból illetve autogén hallócsontokból faragott protézisek népszerűsége egyenesen maradt

**3. 14. ábra: A hallócsontláncolat rekonstrukciójára használt autogén anyagokról
beszámoló közlemények száma 5 éves periódusokban (1981-2000).**

A 3. 15. ábra adataiból azt a következtetést vonhatjuk le, hogy a korábbi években népszerű biokompatibilis anyagokból készült protézisek az elkövetkező években egyre kevésbé maradnak népszerűek, bár még mindig megfelelő alternatívának tekinthetők.

**3. 15. ábra: Biokompatibilis anyagokból készült középfül implantátumokról szóló
közlemények száma 5 éves periódusokban (1981-2000).**

A 3. 16. ábra azt tükrözi, hogy az elmúlt évtized során népszerűvé vált ionomer cementből és különféle fémekből (arany, titán) készült középfül implantátumok igen megbízhatóak, könnyen formálhatóak, s egyre több operatőr előszeretettel alkalmazza őket.

**3. 16. ábra: Ionomer cementből és fémből (arany, titán) készült középfül protézisekről
szóló közlemények száma 5 éves periódusokban (1981-2000)**

A KTP laser és a különböző középfül implantátumok kölcsönhatásának vizsgálatakor azt az általános következtetést vontuk le, hogy a száraz, tiszta implantátumokon a laserezést követően semmilyen elváltozás nem volt megfigyelhető. Közismert, hogy a KTP laser elsősorban pigmentált szövetekben (vér, melanin) abszorbeálódik, ezért a vizsgálatokat az implantátumokra cseppentett friss humán vér jelenlétében is megismételtük. Tapasztalatainkat a 3. 2. táblázatban foglaltuk össze.

3. 2. táblázat: KTP laser hatása különböző középfül implantátumokon.

Szilikon lemez

A KTP laserfény a tiszta, száraz szilikonlemezen maradandó elváltozás okozása nélkül haladt keresztül. Amikor vért cseppentettünk a szilikon lemez alá, akkor az abszorbálódott laserfény következtében a lemez az alsó felszínétől kezdve fokozatosan megégett, majd kilyukadt (3. 17. ábra). Ez a jelenség már 1 Watt teljesítmény és 0,1 sec pulzushossz mellett megfigyelhető volt. Amikor a vércseppeket a lemez felszínére helyeztük, akkor a laser energiájának direkt hatása következtében égett illetve olvadt meg a szilikon lemez.

3. 17. ábra: Vér jelenlétében a szilikon lemez a laserezést követően megégett majd kilyukadt.

Teflon (Fluoroplastic)

A KTP laserfény a tiszta, száraz Teflon pistonon nem okozott látható elváltozást. Amikor azonban a pistonra vért cseppentettünk, akkor 1 W teljesítmény és 0,1 sec pulzushossz mellett a protézis felszíne már egyetlen pulzust követően megégett, ismételt laserpulzusokat követően pedig a protézis megolvadt. Amikor 2 W-otra emeltük a laser

teljesítményét, akkor ismételt pulzus kibocsátást követően a protézis vaporizálódott (3. 18. ábra).

3. 18. ábra: Ismételt laserpulsusok hatására a Teflon piston vaporizálódott.

Hydroxilapatit

Tiszta, száraz hydroxilapatit implantátumon a KTP laser nem okozott érzékelhető elváltozást, még akkor sem, ha a teljesítményt 4 W-ra, a pulzushosszt pedig 1 sec-ra emeltük. Vér jelenlétében azonban meglepő kölcsönhatást tapasztaltunk: 1-2 Watt teljesítmény mellett egyetlen 0, 1 sec hosszú pulzus még csak minimális felszíni elváltozást okozott, azonban ismételten adott 2 Watt, 0, 1 sec pulzusok mellett a protézis kettétört (3. 19. ábra).

3. 19. ábra: A laserfény hatására kettétört hydroxilapatit implantátum.

Ionómer cement protézis

A többi protézishez hasonlóan a tiszta, száraz ionómer cementből készült protézisen sem láttunk elváltozást a laserfényrel történt kölcsönhatást követően. Vér jelenlétében 1 Watt teljesítményű, 0, 1 sec hosszú egyes pulzusokat követően apró lyukak keletkeztek a protézis felszínén. 2 Watt teljesítmény és pulzus sorozatok adását követően a ionómer cementből készült protézis erősen deformálódott (3. 20. ábra).

3. 20. ábra: Laserfény hatására a ionómer protézisen apró lyukak keletkeztek, majd a protézis deformálódott.

Arany stapes piston and titán hallócsont protézis

Az aranyból és titánból készült száraz, tiszta implantátumokon 4 watt teljesítmény és 1 másodperc pulzushossz mellett, operációs mikroszkóp alatt vizsgálva sem észleltünk elváltozást a KTP laserrel történt kölcsönhatást követően. A protézisek felszínére cseppentett vér jelenlétében megismételve a vizsgálatot azt tapasztaltuk, hogy sem az arany (3. 21. ábra), sem a titán (3. 22. ábra) implantátum nem szenvedett maradandó elváltozást a középfül-sebészetben használatos laser-paraméterek alkalmazásakor.

3. 21. ábra: Az arany pistonon a laserfény látható elváltozást nem okozott.

3. 22. ábra: A titán implantátumon a laserfény látható elváltozást nem okozott (a protézisen a laserfényt abszorbeált néhány vércsepp látható).

Spongostan

Fiziológiás sóoldattal átitatott spongostan nem abszorbeálta a KTP laserfényt. Pigmentált anyag jelenlétében 1 Watt teljesítmény és 0, 5 másodperc időtartamú egyes pulzusok mellett felületes elváltozás nyomait észleltük. Ugyanarra a helyre többször adott laserpulzust követően a laserfény a spongostanon keresztül haladt s minél magasabb volt a laserfény energiája (1-4 Watt) s minél hosszabb (0, 1-1 másodperc) az ismételt pulzusok időtartama, annál gyorsabban penetrálódott és okozott vaporizációt a KTP laserfény. Természetesen a penetrációt a spongostan réteg vastagsága is befolyásolta, azaz vastagabb spongostan rétegen lassabban haladt keresztül a laserfény.

3. 3. 4. Megbeszélés

Középfülsebészettel foglalkozók részéről már évtizedekkel ezelőtt megfogalmazódott az az igény, hogy a felhasznált implantátumok tartósak, a szervezet által jól toleráltak legyenek s

emellett megfelelő hangátvezetést is biztosítanak. A kezdetben alkalmazott, szintetikus anyagokból készült implantátumokkal kapcsolatos tapasztalatok nem voltak egyértelműen kedvezőek, mivel gyakran előfordult, hogy a protézisek kilöködtek, vagy elmozdultak a középfülben. Valószínűleg e tapasztalatoknak köszönhetően a szintetikus anyagokkal szemben az autograft és homograft implantátumok egészen mostanáig rendkívül népszerűek maradtak a fülsebészek körében.(Bauer 2000, Veldman 1988). Napjainkban azonban az implantátumokat illetően egyfajta szemléletváltásnak lehetünk tanúi, mely több forrásból is táplálkozik. Egyfelől az újabb implantátumok biokompatibilitása nagymértékben javult, egyes protézisek esetében biointegrációról is beszélhetünk, másrészt számos szerző preferálja a gyári, különféle méretekben előregyártott implantátumok alkalmazását, ezáltal elkerülve a protézisek időigényes, műtét közben történő végleges kialakítását. Ugyancsak nem elhanyagolható szempont, hogy egyes betegségekről (AIDS, Creutzfeld–Jacob kór) kiderült, hogy a homograftok révén átvihetőek, következésképpen a homograftoknak számos területen – többek között a középfül-sebészetben – történő alkalmazása kérdésessé vált (Davis 1988, Glasock 1988).

A biotechnológiai kutatások fejlődésével valamint az újabb típusú középfül implantátumok előállításával párhuzamosan a különböző lasereknek a középfül-sebészetben történő térnyerésének is tanúi lehetünk (Lesinski 1989, Vincent 1996, Bartels 1990, Nagel 1997). Egyrészt ugyanis megoldódott a különféle laserek operációs mikroszkóphoz történő adaptálásának problémája, másrészt a látható fény spektrumát képviselő laserek (KTP, argon) száloptika illetve kézbe fogható laserszonda segítségével a középfül legrejtettebb zugaiba is elvezethetők. A CO₂, a KTP és az argon laserek egyaránt használatosak a stapes és az acusticus tumorok sebészetében (McGee 1983, Lesinski 1989, Bartels 1990, Nissen 1996, Gamache 1990), ezen túlmenően azonban a KTP és az argon laser kiváló hatásokkal alkalmazható a cholesteatoma sebészetben, a hallócsontláncolat rekonstrukciójakor valamint

tympanoplasticák revíziós műtéteiben (Thedinger 1990, McKennan 1990). Természetesen a laserek fülsebészeti bevezetésével párhuzamosan számos tanulmány vizsgálta a laserfénynek a belsőfülre kifejtett hatását (Vollrath 1982). Az állatkísérletes tapasztalatok és számos klinikai tanulmány – többek között saját tapasztalataink - alapján is ma a legtöbb szerző egyetért abban, hogy gyakorlott, a különféle laserek fizikai tulajdonságait jól ismerő fülsebész kezében mind a CO₂, mind pedig a KTP és argon laserek biztonságos eszközök (Bartels 1990, Lesinski 1989, Gherini 1985). A hasonló paraméterekkel rendelkező KTP és argon laserek előnyeit eddig is számos szerző hangsúlyozta elsősorban revíziós stapes műtétekben és tympanoplasticák reoperációi kapcsán az elmozdult, nem megfelelően funkcionáló vagy fixálódott implantátumok eltávolítása céljából (Thedinger 1990, McGee 1993, Silverstein 1994). Ennek tükrében meglepő, hogy a látható fény spektrumába eső laserek és főként az újabb típusú implantátumok kölcsönhatásáról milyen kevés adat áll rendelkezésünkre.

Saját, KTP laserrel végzett vizsgálataink alapján – a KTP laser fizikai paramétereiből következően - nem meglepő, hogy a tiszta, száraz, pigmentált anyagot nem tartalmazó implantátumokon a laserezést követően semmiféle elváltozást nem észleltünk. Nem volt célunk ugyan az KTP laser és az egyes implantátumok kölcsönhatásának a belsőfül funkcióját érintő vizsgálata, de érzésünk szerint a biztonságos és jó hatásfokú műtéti tevékenység érdekében az implantátumok behelyezését a középfülben történt laserezést követően célszerű elvégezni.

A szilikon lemezen áthaladó KTP laser a középfül medialis falán lévő néhány csepp vérben és a pigmentben gazdag medialis fali nyálkahártyában oly mértékben abszorbeálódhat, hogy a következményes hőhatás nemcsak a szilikon alulról történő megolvadását, hanem a látóterünk perifériás részén lévő képletek (n. facialis, kerek ablak membrán stb.) sérülését is okozhatja. Vélményünk szerint, pl. primeren végzett cholesteatoma műtétnél a hámzsák eltávolítását követően, a szilikon lemez méretre szabása előtt célszerű elvégezni a műtéti

terület laseres átfésülését a reziduális cholesteatoma kivédése céljából. Revíziós műtéteknél pedig a középfülben talált hegek vérmentes laseres átvágása előtt célszerű a korábban behelyezett szilikon lemezt eltávolítani.

A hydroxylapatit implantátumnak a KTP laserrel történt kölcsönhatást követő törésének klinikai jelentősége az, hogy a stapes talpra helyezett hydroxylapatit implantátum a laserrel történt kölcsönhatást követően kiszámíthatatlan belsőfűlsérülést okozhat. Következésképpen revíziós műtetek során, előzetesen alkalmazott hydroxylapatit protézisek laserrel asszisztált eltávolítása lehetőleg kerülendő.

A teflon piston egy-egy laserpulzust követően csupán felületes égést szenvedett, ismételt laserpulzusok hatására megolvadt, majd emelve a laser teljesítményét vaporizálódott. Ebből az következik, hogy teflon pistonnal végzett, sikertelen stapidotomia során a diszlokálódott protézis illetve a környező granulációs szövet vaporizációja valamint a protézis körüli hegek átvágása megfelelő gyakorlattal megkísérelhető, azonban mindenképpen kerülendő a laser és a belsőfűl folyadék tartalmának kontaktusa. Hasonló tapasztalatokról számolt be Wanamaker, aki polycel protéziseket argon laser segítségével az incusra illetve a stapes fejére "olvasztott", ezáltal mintegy stabilizálva a hallócsontláncolatot (Wanamaker 1993).

Az ionomer protézis és az ionomer cement ragasztók elterjedése kapcsán fennáll a lehetősége annak, hogy laserrel asszisztált fűlműtétek kapcsán ionomer-laser kölcsönhatás jön létre. Megfigyeléseink szerint a laser hatására apró lyukak keletkeztek a protézis felszínén, ismételten adott nagyobb teljesítmény mellett pedig deformálódott az ionomer protézis. Ezért érzésünk szerint a laser-ionomer kölcsönhatás lehetőleg kerülendő a középfűlben, annak ellenére, hogy nem tapasztaltuk az ionomer implantátum egyértelmű vaporizálódását.

Bartels véleménye szerint a fűziológias sóoldattal átitatott tiszta spongostan a laseres középfűl-műtétek során védő réteget képez a mélyebben fekvő képletek felé (Bartels 1990).

Kétségtelen tény, hogy a fiziológiás sóoldat felületén a KTP laser nem abszorbeálódik, tehát a mélybe terjedés a laserezés időtartamától, s az alkalmazott teljesítménytől függ. Fokozott óvatosságra van szükség akkor, ha a spongostan réteg vékony, s vérrel átitatódik, ilyenkor célszerű gyakrabban cserélni a spongostant és ellenőrizni a spongostan réteg alatti műtéti területet.

Az újabban népszerűvé vált arany piston és titán implantátumok valamint a KTP laser kölcsönhatása során egyik implantátum esetében sem tapasztaltunk felületi sérülést vagy deformálódást. Ebből azt a következtetést vontuk le, hogy e protézisek környezetében a legbiztonságosabb a laser használata elsősorban a revíziós műtétek során.

Az elmúlt évtizedben a lasertechnológia fejlődésének és az új típusú középfül-implantátumok megjelenésének egybeesése új távlatokat nyitott meg a középfül-sebeszetben. A KTP laser és a különböző típusú implantátumok kölcsönhatásának ismerete hasznos tanulsággal szolgálhat a klinikus számára, elsősorban revíziós műtétek során. Vizsgálataink szerint a KTP laser a legtöbb középfül implantátum környezetében biztonsággal használható, azonban egyértelműen kerülendő a direkt kontaktus a KTP laser és a hydroxylapatit implantátumok között. Primér műtéteknél az implantátumok behelyezése a laser használata után javasolt, revíziós műtéteknél pedig az előzetesen behelyezett szilikon lemez a laser használatát megelőzően eltávolítandó. Diszlokálódott teflon protézis vége a laser segítségével óvatosan vaporizálható, így a protézis mobilizálható. Az aranyból és titánból készült protézisek környezetében a laser biztonsággal használható. Nedves spongostan a laserezés során védő réteget képezhet a középfülben, azonban vérrel átitatott spongostan jelenlétében fokozott óvatosság ajánlott.

3. 3. 5. Irodalom

Bartels, J.J.: KTP laser stapedotomy: is it safe?

Otolaryngol.. Head Neck Surg. 103, 685-692 (1990)

Bauer, M.: Ossiculoplasty: autogenous bone grafts, 34 years experience .

Clin. Otol. 25, 257-263 (2000)

Davis, A.E.: Homograft materials in otorhinolaryngology: the risk of transmitting

human immunodeficiency virus. Clin. Otol. 13, 159-161 (1988)

Emmett, J.R.: Biocompatible Implants in Tympanoplasty.

Am. J. Otol. 10, 215-219 (1989)

Gamache, F.W., Patterson, F.H.: The use of potassium titanyl phosphat (KTP) laser in

neurosurgery. Neurosurgery 26, 1010-1013 (1990)

Gerlinger, I.: KTP laserrel asszisztált tympanoplastica.

Fül-, orr-, gégegyógy. 99, 111-112 (1999)

Gherini, S., Horn, K., Causse, J.B. at al: Fiberoptic argon laser stapedotomy: is it safe?

Am J Otol 99, 359-362 (1985)

Gjuric, M., Schegerl, S.: Gold prosthesis for ossiculoplasty.

Am. J. Otol. 19, 273-276 (1998)

Glasscock, M. E., Jackson, C.G., Knox, G.W.: Can acquired immuno-deficiency syndrome and Creutzfeld-jacob disease be transmitted via otologic homografts?

Arch. Otolaryngol. 114, 1252-1288 (1988)

Kodali, S., Harvey, S.A., Prieto, T.E.: Thermal Effects of Laser Stapedectomy in an Animal Model: CO₂ versus KTP. Laryngoscope 107, 1445-1450, 1997)

Lesinski, S.G., Stein, G.A.: Stapedectomy revision with the CO₂ Laser

Laryngoscope 99, 13-19 (1989)

Lesinski, S.G., Palmer, A.: CO₂ Laser for Otosclerosis: Safe Energy Parameters.

Laryngoscope 99, 9-12 (1989)

McGee, T.M., Diaz-Ordaz E.A., Kartush, M.A.: The role of KTP laser in revision stapedectomy. Otolaryngol. Head Neck Surg. 109, 839-843 (1993)

McGee, T.M.: The Argon Laser for Chronic Ear Disease and Otosclerosis.

Laryngoscope 93, 1177-1182 (1983)

McGee, T. M.: Laser application in ossicular surgery.

Otolaryngol. Clin. N. Am. 23, 7-18 (1990)

McKenna, K.X.: "Tissue Welding" With the Argon Laser " in Middle ear Surgery

Laryngoscope 100, 1143-1145 (1990)

Nagel, D.: The Er:YAG laser in ear surgery: first clinical results

Lasers Surg. Med. 21, 79-87 (1997)

Nissen, A.J., Sikand, A., Welsh, J.E., Curto, F.S.: Use of the KTP Laser in Acoustic

Neuroma Surgery. *Laryngoscope* 107, 118-121 (1996)

Silverstein, H., Bendet, E., Rosenberg, S., Nichols, M.: Revision Stapes Surgery With

and Without Laser: a Comparison. *Laryngoscope* 104, 1434-1438 (1994)

Smith, M.F.W.: Middle ear transformer reconstruction. In: *Otolaryngology I. Otolology*,

pp: 49-56. London: Butterworth International Reviews (1982)

Stupp, C. H., Dalchow, C., Grün, D., Stupp, H.F., Wustrow, J.: Three years of

experience with titanium implants in the middle ear

Laryngorhinootol. 78, 299-303 (1999)

Thedinger, B.S.: Applications of KTP Laser in Chronic Ear Surgery.

Am. J. Otol. 11, 79-84, 1990

Veldman, J.E., Kuijpers, W.: Experimental and clinical immunobiology of allograft

tympanoplasty, In: Babighian, G., Veldman, J. E. (eds) *Transplants and Implants in*

Otolology, pp. 3-16. Amsterdam/Berkeley/Milano: Kugler & Ghedini Publ (1988)

Vincent, R., Gratacap, B.: Argon Laser and Gherini-Cause Endo-Otoprobe™ in

Otologic Surgery *ENT-Ear Nose & Throat Journal* 75, 770-780 (1996)

Vollrath, M., Schreiner, C.: The effects of argon laser on temperature within the cochlea
Acta Otolaryngol. (Stockh) 93, 341-348, (1982)

Wanamaker, H.H., Silverstein, H.: Compatibility of the Argon and KTP Lasers With
Middle Ear Implants. *Laryngoscope* 103, 609-613 (1993)

3. 4. KTP LASERREL ASSZISZTÁLT TYMPANOPLASTICA

3. 4. 1. Bevezetés

A látható fény tartományát képviselő KTP laser 1986-ban került bevezetésre a klinikai gyakorlatba (Ossoff 1987). A lasertechnológia gyors fejlődésének következtében napjainkban már a holmium:YAG (Stein 1990), az erbium:YAG (Nuss 1988), az excimer (1988) és a dióda (Eloy, 2000) laserek is egyre inkább a mindennapos klinikai gyakorlat részévé válnak.

A laser középfül-sebészetben való alkalmazására először 1967-ben került sor. Sataloff in vitro kísérletes eredményei, melyek során neodymium:YAG laserrel próbált stapedotómiát végrehajtani, a kezdeti biztató jelek ellenére nem kerültek be a klinikai gyakorlatba (Sataloff 1967).

Az elmúlt másfél évtized során a KTP lasernek stapedotomiák során történő alkalmazása a mindennapos sebészi gyakorlat részévé vált (Bartels 1990, Strunk 1992, McGee 1993, Antonelli 1998), azt a téves benyomást keltve, hogy a KTP laser csupán a stapes fixatio sebészetében alkalmazható. Napjainkban már közismert, hogy az acusticus neurinomák műtéti megoldásánál a KTP laserrel végzett dissectio kivitelezhető (Nissen 1997). A KTP laser alkalmas a középfülben elhelyezkedő kisebb fejlődési rendellenességek és vascularis tumorok excisiójára is (Molony 1998, Supiyaphun 2000). Krónikus otitis externában szenvedő betegekben – a hallójáratban kialakult fibrózis esetén – KTP laserrel asszisztált meatoplasticakkal szerzett kedvező tapasztalatairól számolt be Kumar (Kumar 1997). A betegek hallása 24 dB-el javult a beszédfrekvenciák átlagában. Ígéretes állatkísérletes adatok szerint KTP laserrel végzett paracentézisek során – különösen, ha előzetesen mitomycin C-t is helyeztek a dobhártyára – a perforációk szignifikáns módon időtállóbbnak bizonyultak (Estrem 2000). A Ménière betegség sebészi kezelésével foglalkozó

újabb állatkísérletes adatok szerint endolymphaticus hydops esetében a KTP laserrel szelektív vestibularis ablatio végezhető a hallás károsítása nélkül (Adamczyk 2000).

A krónikus szuppuratív középfülgyulladások esetén a KTP laserrel asszisztált tympanoplastikák napjainkban egyre inkább elterjedtté válnak (Thedinger 1990, Pyykko 2000). A KTP laser a pigmentált, haemoglobinban gazdag, krónikusan beteg középfül nyálkahártyában kiválóan abszorbeálódik. A laserrel az esetlegesen ép hallócsontláncolat a környező hypertrophysált nyálkahártyából vagy sarjszövetből a hallócsontláncolat érintése nélkül kibontható, miközben a laserfény végig elsőrangú haemostasist biztosít az operatőr számára. A hagyományos műtéti technikával szemben a cochlearis trauma laser alkalmazásával jelentősen csökkenthető.

Az alábbiakban a PTE ÁOK Fül-, orr-, gége Klinikáján az elmúlt ével során KTP-532 Orion (Laserscope, UK) típusú laserkészülékkel (3. 23. ábra) tympanoplasticák során szerzett tapasztalainkat szeretném ismertetni, hangsúlyozva az alkalmazás gyakorlati részleteit.

3. 23. ábra: KTP-532 Orion laser (Laserscope, UK)

3. 4. 2. Beteganyag

A PTE ÁOK Fül-, orr-, gége Klinikáján 1997 decembere és 2000 decembere között végzett, KTP laserrel asszisztált 46 tympanoplastica során levont tapasztalatokat összegeztük a rendelkezésünkre álló műtéti dokumentációk alapján. A lasert 14 alkalommal használtuk dobhártyapótlás során, 32 esetben pedig otitis media suppurativa chronica cholesteatomatosa miatt végzett, kétszakaszosra tervezett zárt típusu tympanoplastica első szakasza kapcsán. Valamennyi műtétre intratracheális narkózisban került sor. A betegek közül 29 volt férfi és

17 nő. Legfiatalabb betegünk 4 éves volt, legidősebb pedig 66, a betegek átlagos életkora 32,5 év volt.

3. 4. 3. Módszer

A lasersugár teljesítménye minden alkalommal 1 - 3 Watt volt, leggyakrabban 2 W teljesítményt használtunk. Az alkalmazás módja folyamatos-vagy pulzáló üzemmód volt, utóbbi esetben egy pulzus időtartamát leggyakrabban 0, 2 másodpercnek választottuk. Az alkalmazott száloptika vastagsága 0, 2 mm volt, ami egyúttal a laser fókuszfoltjában mért sugár átmérőjét is jelenti. A laserfényt kézbefogható laserszondába helyezett flexibilis száloptika segítségével juttattuk el a műtéti területre (3. 24. ábra).

3. 24. ábra: A kézbefogható laserszonda a 0,2 mm átmérőjű száloptikával.

A műtétek során a középfülben észlelt patológiai elváltozásoktól függően a KTP lasert vágásra, vaporizációra vagy koagulációra használtuk.

Vágás

A KTP laser kiválóan használható a hallócsontláncolatot körülvevő összenövések átvágására (3. 25. ábra).

3. 25. ábra: Adhesiók laseres átvágása a stapes szárai körül.

A dobhártyában lévő tympanosclerotikus foltok kivágásakor a hallócsontláncolattal történő kontaktus, következésképpen a felesleges cochleáris trauma elkerülhető (3. 26. ábra).

3. 26. ábra: Tympanoscleroticus plaque excíziója a dobhártya elülső negyedeiből.

A stapes szárai között elhelyezkedő, esetleg a szárat körülvevő cholesteatoma mátrix eltávolítása technikailag esetenként rendkívül nehéz feladatot jelenthet. A laser segítségével a stapes szárok átvágását követően a mátrix már könnyebben, a stapes talp megsértésének veszélye nélkül eltávolítható (3. 27. ábra).

3. 27. ábra: Stapes superstructura eltávolítása KTP laserrel a szárok közé betejedő cholesteatoma miatt.

Reoperációk alkalmával a korábban behelyezett protézisek körüli heges összenövések oldásánál, vagy a hallócsontláncolat egyes tagjainak szétválasztásakor a laser használata ugyancsak rendkívül előnyös lehet (3. 28. ábra).

3. 28. ábra Incus és stapes szétválasztása KTP laserrel.

A dobhártya perforáció szélének felfrissítésekor, vagy a dobhártya medialis oldala felé befordult hám eltávolításakor a laser atraumatikus vágóeszköznek bizonyult.

Vaporizáció

Tympanoplasticák során gyakori lelet, hogy a hallócsontláncolat tagjait hypertrophisált nyálkahártya, vagy sarjszövet veszi körül, esetenként nyálkahártya borítja a dobhártya lateralis felszínének egy részét. Ilyen esetekben a laser előnye a hagyományos műszerekkel végzett tympanoplasticákkal szemben abban rejlik, hogy a beteg szöveteket a hallócsontláncolat érintése nélkül vaporizálja (3. 29. ábra).

3. 29. ábra: Granulációs szövet vagy hyperplasiás nyálkahártya vaporizációja a stapes körül.

A beteg szövetek szinte elolvadnak a hallócsontok körül, s egyrészt, mivel a hallócsontok nem abszorbeálják a lasert, másrészt, mivel fehér színük is eltérő a környezettől, bizonyos

fokú gyakorlattal a hallócsontláncolat körüli vaporizáció biztonsággal kivitelezhető. Az egyidejűleg érvényesülő koagulációs hatás a laser alkalmazása mellett kitűnő látási viszonyokat teremt.

Egy másik jól ismert klinikai szituáció, amikor ép hallócsontláncolat mellett, a krónikus középfülgyulladás következtében lateralizálódott a dobhártya, s alatta 2-3 mm vastag heges fibrotikus szövet helyezkedik el. Ez a hegszövet rétegről rétegre fokozatosan vaporizálható, amíg a malleus fejének szintjéig el nem jutunk, közben a hallócsontláncolat mechanikai traumája elkerülhető (3. 30. ábra).

3. 30. ábra: A lateralizált dobhártya és az alatta lévő hegszövet vaporisatiója.

Koaguláció

A KTP laser kitűnő koaguláló eszköz, melynek segítségével a középfülben végzett műtétek során megfelelő hemostasis biztosítható. Ennek az a magyarázata, hogy a KTP lasert a haemoglobin jól abszorbeálja. A gyakorlatban a koaguláció úgy érhető el, hogy a sugarat enyhén defókuszáljuk, azaz a száloptikát kissé eltávolítjuk a műtéti területtől, vagy mikromanipulátor használata esetén a sugár átmérőjét nagyobbra állítjuk. A stapesfülke környezetében az enyhén defókuszált lasersugárral elért megfelelő hemostasis mellett sokkal könnyebben távolítható el pl. a cholesteatoma matrixa, vagy a hypertrophysalt nyálkahártya (3. 31. ábra).

3. 31. ábra: Apró vérzés koagulációja a stapes talpán a látási viszonyok javítása céljából.

A KTP laserrel történt gyakorlati munka további részleteit a 3. 3. és a 3. 4. táblázatban foglaltuk össze.

3. 3 táblázat: KTP laserrel törtéző vágás a dobüregben.**3. 4. táblázat: KTP laserrel törtéző vaporizáció és koaguláció a dobüregben.***Statisztikai analízis*

Valamennyi műtétet megelőzően, majd az operációk után is küszöbaudiometriás vizsgálatokat végeztünk. A betegek hallását az 500 Hz-től 4 kHz-ig terjedő frekvenciákon vizsgáltuk. A Wilcoxon teszt segítségével a műtétek előtti és utáni csontvezetési értékeket hasonlítottuk össze valamennyi vizsgált frekvencián.

3. 4. 4. Eredmények

A pre- és posztoperatív csontvezetési értékek összehasonlításakor statisztikailag szignifikáns különbséget egyik vizsgált frekvencián sem észleltünk ($p < 0,05$). Az eddig elvégzett, KTP laserrel asszisztált 46 tympanoplastica során szerzett tapasztalataink alapján a laser középfül-sebészetben való alkalmazása biztonságos és hatásos beavatkozásnak tűnik. Annak ellenére, hogy cholesteatomás esetekben a lasert gyakran használtuk a kerek- és az ovális ablak valamint a labirintus és a nervus facialis körül, az arcideg parézise vagy paralizise egyetlen esetben sem alakult ki. A laser alkalmazására fogható iatrogen idegi halláscsökkenés eddigi gyakorlatunkban nem fordult elő. A posztoperatív időszakban észlelt szédülést illetően sem észleltünk lényeges különbséget a laserrel asszisztált és a hagyományos módon operált betegek között. A dobhártyapótlások alkalmával az a benyomásunk alakult ki, hogy a laser nem befolyásolta hátrányosan a musculus temporalis fascia megtapadását, messzemenő következtetések levonására azonban csakis hosszabb követési idő elteltével

kerülhet sor. A laserrel asszisztált fülműtétek során a posztoperatív időszakban infekciók kialakulását nem tapasztaltuk, öt betegünk azonban mérsékelt fülfájdalomról panaszkodott még a harmadik posztoperatív nap elteltével is. A cholesteatomás esetekben elvégzett 32 műtétnél eddig 19 esetben került sor a tervezett második szakaszra. Residuális cholesteatomát eddig csupán 2 esetben találtunk (10 %). Ez a tény a KTP laserrel nagy tapasztalattal rendelkező szerzők azon észlelését látszik alátámasztani, hogy a cholesteatoma matrix eltávolítását követően a műtéti terület laserrel való "átfésülése", következésképpen a mikroszkópos méretű hámszigetek vaporizációja csökkenti a residuális cholesteatomák számát. Eddigi adataink természetesen csakis kezdeti benyomásainkat tükrözhetik, nagyobb beteganyag, megfelelő követési idővel végzett prospektív vizsgálat végzése jelenleg folyamatban van.

3. 4. 5. Megbeszélés

Laserrel asszisztált tympanoplastikát először Escudero végzett (Escudero 1979). Az általa közölt 7 esetben az argon laser segítségével a novomembránnak a dobhártya maradványhoz illetve a csontos dobgyűrűhöz történő biztonságosabb megtapadását (welding) segítette elő a laser. DiBartolomeo ugyancsak argon laser segítségével jó koagulációs hatást ért el, beszámolt a hallócsontok körüli összenövések oldásáról, illetve a reimplantációhoz szánt csontcolumellák laserrel történő végleges kialakításáról (DiBartolomeo 1980). McGee az argon lasernek 500 tympanoplastica során történő alkalmazása során nyert kedvező tapasztalatairól számolt be (McGee 1983).

A KTP laser biológiai hatásai hasonlóak az argon laseréhez, lényeges különbség viszont, hogy pulzáló üzemmódban is használható, s mivel vágásra, vaporizációra és koagulálásra is egyaránt alkalmas, ezért az elmúlt másfél évtized során a középfül-sebészetben leginkább alkalmazott lasertípussá vált (Thedinger 1990, Gerlinger 1998, Pyykko 2000). A sebészi gyakorlatba minden újonnan bevezetett eszközzel szemben támasztott alapvető követelmény,

hogy biztonságos legyen. A KTP laser használatával jelentősen csökkenthető a cochleáris trauma mértéke, azonban az operatőrnek szem előtt kell tartania, hogy a kerek- és az ovális ablak, valamint a labirintus közelében dolgozva a belsőfül esetleg termikus károsodást szenvedhet. Volleath állatkísérletes munkája igazolta, hogy argon laser mellett a belsőfül folyadéktartalmának hőmérséklete ép stapes talp mellett is jelentősen emelkedhet (Volleath 1983). A laserrel asszisztált tympanoplasticák során az operatőr számára több lehetőség is adott a belsőfül hőterhelésének megelőzésére. Mivel a KTP laser (az argon laserrel ellentétben) pulzálva is üzemeltethető, ezáltal az egyes pulzusok között elegendő idő áll rendelkezésre a túlmelegedés elkerülésére. Szívó állandó használata, valamint a karbonizált nyálkahártya gondos és rendszeres eltávolítása ugyancsak a belsőfül védelmét szolgálja a túlzott hőterhelés kivédésére. Mivel a KTP laser vízben nem abszorbeálódik, ezért a műtét közben alkalmazott vízzel történő irrigáció ugyancsak előnyös lehet, ugyanis a laser az irrigáló folyadékon keresztül is a célterületre juttatható, s közben a túlmelegedés elkerülhető. Amíg a mikromanipulátorral célba juttatott lasersugár rendkívül collimált, divergenciája kb. 2 fok, addig a száloptikát elhagyó lasersugár divergenciája 14 fok (3. 32. ábra).

**3. 32. ábra: A száloptikát elhagyó lasersugár divergenciája 14°,
a mikromanipulátort elhagyó lasersugaré 2°.**

Középfülben alkalmazva a KTP lasert, a laserfény hőmérséklete a száloptika végétől számítva gyorsan csökken, s a gyakorlatban a belsőfül hőterhelése valószínűleg ezért nem észlelhető.

A középfülben dolgozva a nervus facialis hőterhelésének s a következményes parézis (esetleg paralízis) kialakulásának a megelőzése alapvető szempont. KTP laserrel végzett stapedotomiákat követően Ng két esetben is észlelt a postoperatív időszakban jelentkező inkomplett arcidegbénulást (Ng 1999). A jelenségért valószínűleg a KTP laser által okozott

termikus stressz illetve ennek következtében az arcidegben élő vírusok által okozott neuritisz tehető felelőssé.

A nervus facialis tápláló apró erek jól abszorbeálják a KTP lasert, ezért a laserrel asszisztált középfülműtétek során az ideg irányába történő laserezés kerülendő, főképpen akkor, ha az ideg csontborítása hiányzik, vagy erre van gyanúnk. Az ovális ablak környékén lévő hypertrophisált nyálkahártya vagy sarjszövet esetén az ideg lefutásához képest leginkább inferior irányból kell elkezdeni a laserezést. A laser energiája (Watt) és az időtartam (sec) beállítása során mindig a kisebbtől a nagyobb teljesítmény alkalmazása felé való haladás elvét kell követni a kívánt szöveti hatás függvényében. Kényes területek felett a pulzáló üzemmód (akár egyes pulzus) választandó, a pulzusok között megfelelő időt hagyva a lehüléshez, majd először a laser energiáját (Watt) emeljük, s amennyiben kívánatos, csak ezután váltsunk folyamatos üzemmódra.

A tympanoplasticák során a kézbe fogható laserszondán átvezetett száloptika alkalmazása rendkívül előnyösnek bizonyult (Thedinger 1990, Pyykko 2000). A hajlított végű laserszonda segítségével, esetleg apró tükör közbeiktatásával a lasersugár a középfül legrejtettebb zugaiba (recessus facialis, sinus tympanicus) is eljuttatható. A száloptikával - két laserezés között - esetenként a szövetek szétválaszthatók, s így nem kell a műtét folyamán eszközt cserélni.

A KTP laser alkalmazásakor az előnyök hangsúlyozása (vérmentes műtégi terület, kevesebb cochleáris trauma, kevesebb residuális cholesteatoma) mellett szem előtt tartandó, hogy a laser nem helyettesíti a hagyományos műtégi technikát, s nem kompenzálja az operátor esetleges tapasztalatlanságát sem (Thedinger 1990, Pyykko 2000). Gyakorlatunk szélesedésével egyre többször alkalmazzuk a lasert olyan fülműtéteknél, ahol a használatától nyilvánvaló előny várható, ugyanakkor, pl. száraz centrális perforációk esetén a lasernek nincs sok gyakorlati haszna. A megfelelő tapasztalat megszerzésével a műtétek időtartamának átmeneti meghosszabbodása fokozatosan kiküszöbölhető.

A korábban felsorolt előnyök mellett meg kell jegyeznünk, hogy a KTP laser rendszeres karbantartást igénylő, meglehetősen drága eszköz, viszont ha egy intézményen belül több szakterület is (urológiai, nőgyógyászat, szájsebészet, plasztikai sebészet, szemészet stb.) megosztva használja, akkor hasznos, hosszútávon megtérülő befektetés lehet.

3. 4. 6. Irodalom

Antonelli PJ, Gianoli GJ, Lundy LB, Larouere MJ, Kartush JM: Early post laser stapedotomy hearing thresholds. *Am. J. Otol.* 19, 443-446 (1998)

Bartels, L.J.: KTP laser stapedotomy: is it safe?
Otolaryngol. Head neck Surg. 103, 685-692 (1990)

DiBartolomeo, J.R.: The argon laser in otology. *Laryngoscope* 90, 1786-1796 (1980)

Eloy, P., Trussart, C., Jouzdani, E., Collet, S., Rombaux, P., Bertrand, B.:
Transcanalicular diode laser assisted dacryocystorhinostomy.
Acta Otolaryngol. Belg. 54, 157-163 (2000)

Escudero, L.H., Castro, A.O., Drummond, M.: Argon laser in human tympanoplasty
Arch. Otolaryngol. 105, 252-253 (1979)

Estrem, S.A., Vanleeuwen, R.N.: Use of mitomycin C for maintaining myringotomy patency. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 122, 8-10 (2000).

Kumar, B.N., Walsh R.M., Courteney-Harris, R.G., Wilson, P.S.: Treatment of chronic otitis externa by KTP/532 laser. *J. Laryngol. Otol.* 111, 1126-1129 (1997)

McGee, T. M.: The argon laser in surgery for chronic ear disease and otosclerosis.
Laryngoscope 93, 1177-1182 (1983)

McGee, T.N., Diaz-Ordaz, E.A., Kartush, J.M.: The role of KTP laser in revision
stapedotomy. Otolaryngol. Head Neck Surg. 109, 839-843, (1993)

Molony, N.C., Salto-Tellez, M., Grant, W.E.: KTP laser assisted excision of glomus
tympanicum. J. Laryngol. Otol. 112, 956-958 (1998)

Morelli, J.G., Chani, Kibbiet, A., Boll, J.: 193 nm excimer laser selective ablation of in
vivo guinea pig epidermis. J. Invest. Dermatol. 91, 532-535 (1988)

Ng, M., Maceri, D.R.: Delayed facial paralysis after stapedotomy using KTP laser.
Am. J. Otol. 20, 421-424 (1999)

Nissen, A.J., Sikand, A., Welsh, J.E., Curto, F.S.: Use of the KTP-532 laser in acoustic
neuroma surgery. Laryngoscope 107, 118-121 (1997)

Nuss, R.C., Fabian, R.L., Sakar, R.: Infrared laser bone ablation
Lasers Surg. Med. 8,381-391 (1988)

Ossoff, R.H., Torivmi, D.M., Duncavage, J.A.: The use of lasers in head and neck surgery
In: Myers, E.N.,ed. Advances in Otolaryngology-Head and Neck Surgery. Chicago: Year
Book Medical; 217-240 (1987)

Pyykko, I., Pope, D., Ishizaki, H.: Laser assisted myringoplasty –technical aspects.

Acta Otolaryngol. Suppl. 543135-8 (2000)

Sataloff, J.: Experimental use of laser in otosclerosis

Arch. Otolaryngol. 85,614-616 (1967)

Stein, E., Sedlacek, T., Fabian, R.L.: Acute and chronic effects of bone ablation with a pulsed holmium laser. Lasers Surg. Med. 8, 381-391 (1990)

Strunk, C.L., Quinn, F.B., Bailey, B.J.: Stapedectomy techniques in residency training.

Laryngoscope 102, 121-124 (1992)

Supiyaphun, P., Snidvongs, K., Shaungshoti, S.: Salivary gland choristoma of the middle ear: case treated with KTP laser. J. Laryngol. Otol. 114, 528-532 (2000)

Thedinger, B.S.: Applications of the KTP laser in chronic ear surgery.

Am. J. Otol. 11, 79-84 (1990)

Volleath, M.,Schreiner, C.: Influence of argon laser stapedotomy on inner ear function and temperature. Otolaryngol. Head Neck Surg. 91, 521-526 (1983)

4. A KTP-532 ÉS A HOLMIUM:YAG LASER ALKALMAZÁSA AZ ENDOSZKÓPOS MELLÉKÜREG-SEBÉSZETBEN

4. 1. CADAVER DISSECTIÓS VEZÉRFONAL A LASERREL ASSZISZTÁLT ENDOSZKÓPOS MELLÉKÜREG-SEBÉSZET (FUNCTIONAL ENDOSCOPIC SINUS SURGERY, FESS) GYAKORLÁSÁHOZ.

4. 1. 1. Bevezetés

Napjainban a funkcionális endoszkópos orrmelléküreg-sebészet (functional endoscopic sinus surgery, FESS) népszerűsége, s egyúttal a műtéti technika megtanulása iránti igény fokozatosan növekszik. Egy közelmúltban végzett brit felmérés szerint Nagy-Britanniában minden harmadik fül-orr-gégész konzultáns alkalmazza rutinszerűen az endoszkópos technikát (Robin Young, ENT News, January-February 1996, p.13). A Magyar Fül-, orr-gége Orvosok Társaságán belül hazánkban is megalakult az Endoszkópos Szekció, s az érdeklődők az immár rendszeressé vált kurzusokon elsajátíthatják az alapvető gyakorlati és elméleti tudnivalókat. A FESS általános elterjedésének azonban még mindig számos akadálya van, melyek meglátásunk szerint többek között a következők:

1.) A FESS megtanulása, oktatása és a műtétek dokumentálása szempontjából alapvetően fontos audiovizuális háttér, valamint az endoszkópos készlet kétségkívül drágák, s napjaink recessziós időszakában számos kórház nem engedheti meg ezt a beruházást. A computer tomográfiás háttér hiánya ugyancsak számos nehézséggel jár.

2.) A rendelkezésre álló idegennyelvű tankönyvek méregdrágák, részletes magyar nyelvű tankönyv még nem jelent meg, s a kurzusok részvételi díja is komoly összeg.

3.) Azok, akik rendelkeznek már az alapvető elméleti és gyakorlati tudnivalókkal, cadavereken végzett gyakorlatokon szerezhetik meg az élő betegen végzett műtéthez szükséges kellő magabiztosságot. A cadaver gyakorlatok végzését nagyban megkönnyíti az

alábbi dissectio vezérfonal, amelyet bonctermi tapasztalataink alapján, KTP laserrel asszisztált melléküreg-műtétek megkezdése előtt állítottunk össze.

E rövid dissectio vezérfonalat azok számára lehet hasznos, akik már rendelkeznek az orr és a melléküreg anatómiájának (4. 1.ábra) és élettani működésének részletes ismeretével, s a FESS élőben való elkezdése előtt bonctermi gyakorlatokat kívánnak végezni.

4. 1. ábra: Az orrüreg lateralis falának csontos struktúrái: 1: a rezekált felső orrkagyló széle 2: a rezekált kp. kagyló széle, 3: a rezekált alsó kagyló széle, 4: bulla ethmoidalis, 5 : processus uncinatus, 6: hiatus semilunaris, 7: agger nasi, 8: az alsó kagyló csontja, 9: könnycsont, 10: a maxilla processus frontalis, 11: foramen sphenopalatinum, fa: fontanella anterior, fp: fontanella posterior.

4. 1. 2. A cadaver dissectioról

A cadaver dissectio több szempontból is különbözik az élőben végzett műtétől. Fontos tisztában lennünk ezekkel az eltérésekkel, nehogy a műtét sikerét hátrányosan befolyásoló rossz szokások alakuljanak ki az operatőrben.

1.) Élőben végzett műtétnél a nyak enyhe flexiójával a beteg fejét hajtsuk 15^o-al előre. Ezáltal nemcsak a várható vérzés mennyisége csökken, hanem a mellső scala síkja is függőleges helyzetbe kerül. Ez a tájékozódás szempontjából is fontos, mert így jobban elkerülhető a mellső koponyaalap megsértése. Az orrüregben hátrafelé haladva a koponyaalap inferior irányba süllyed.

2.) Az élőben végzett műtétet időnként megnehezítő vérzés cadaveren nem fordul elő. Ha a dissectio során apró nyálkahártya darabkák kerülnek az endoszkóp végére, ez vérzéssel egyenértékűnek tekinthető. Ez azt jelenti, hogy az endoszkóp bevezetését nem eléggé gondosan végeztük.

3.) A műtét jelentős részében a 0^o-os endoszkóp használata elegendő, a recessus frontálisban a 30^o-os és 45^o-os optika alkalmazható. A 30^o-os és 45^o-os optika azt az érzetet keltheti, hogy előrefelé, az adott struktúrához közel dolgozunk, valójában azonban kissé superior irányba haladunk, s az orrüreg teteje megtévesztően közelinek tűnhet.

Hasznos tanácsok a cadaver gyakorlatok elkezdéséhez:

1.) Szokjuk meg, hogy az endoszkóp bevezetésének megkönnyítése céljából a nem domináns szemünk is maradjon nyitva.

2.) A szívót és az egyéb kéziműszereket mindig az endoszkóp előtt, annak kontrollja mellett vezessük az orrüregbe. Így egyrészt elkerülhetők a septum és az orrkagylók mikrotraumás vérzései, s az endoszkópot sem kell túl gyakran tisztítani. Másrészt az előre bevezetett szívó segítségével elérhető, hogy az endoszkóp lencséje sokkal tovább tiszta maradjon, mivel a vérzés a szívón át eltávozik. Ha mégis az endoszkópot kívánjuk előre bevezetni, akkor használjunk olyan szívót, amelynek a tetején egy kis lyuk van, melyet csak akkor fogjunk be, ha a szívót már az endoszkóp elé vezettük. A mélység megítélését elősegítheti, ha a szívót centiméterskálával látjuk el.

3.) Az endoszkópot bal kezünk három ujjával középtájon fogjuk meg, mintha egy tollat tartanánk, kisujjunkkal illetve a tenyér szélével vagy az orrgyökön vagy pedig a beteg arcán támaszthatjuk meg a kezünket (4. 2. ábra). Az endoszkóp alatt bevezetett műszerekkel gyakoroljuk az orrüregen belüli manipulációt az endoszkóp tengelye körül. A műszereket mindig zárt állapotban, az endoszkóppal párhuzamosan vezessük be az orrüregbe.

4. 2. ábra: Az endoszkóp helyes tartása.

4.) A 30^o-os és 70^o-os endoszkópok használatához megfelelő rutinra van szükség. Kezdetben a következő módon gyakoroljuk a különböző optikájú endoszkópokkal való

munkát: vezessük be a 0^o-os endoszkópot a trokár hüvelyében egy adott képlethez, majd a hüvely mereven tartása mellett cseréljük a különböző optikájú teleszkópokat, s figyeljük meg a különbségeket.

5.) A széles látószögű, éles endoszkópos kép miatt a kezdő vizsgáló általában igyekszik minél közelebbre kerülni az orrüreg képleteihez. Mindig gondoljunk arra, hogy az endoszkópos kép kétdimenziós, s ha túl közel megyünk a képletekhez, akkor egyrészt kevesbé látjuk a fontos tájékozódási pontokat, másrészt a mélységérzet megítélése sokkal nehezebbé válik. A hátsó rostasejteken és az iköblökben dolgozva ilyen esetben könnyen egy szűk csatornát fogunk kialakítani, s a műtéti komplikáció rizikója is nagyobb lesz.

6.) Megfelelő rutin esetén a műszerek cseréje egyre könnyebben és gyorsabban fog sikerülni, azonban kezdetben a műszerek bevezetését és cseréjét direkt szemkontroll mellett végezzük, s többször ellenőrizzük az eszközöknek a mélységét, illetve a koponyaalaphoz és az orbitához való viszonyukat. A koponyaalap síkja körülbelül a belső szemzugot a külső hallójáráttal összekötő képzeletbeli egyenes.

4. 1. 3. Az orrüreg endoszkópos vizsgálata

Amíg a műtétek során leginkább a 4 mm átmérőjű endoszkópokat használjuk, addig az ambuláns és posztoperatív vizsgálatok céljára a 2,7 mm-es, 30^o-os optika a legelterjedtebb. A vizsgálat előtt legalább öt perccel helyezzünk az orrba locál anaestheticummal és vasoconstrictorral átitatott tamponokat. Tartsuk szem előtt a közös orrjárat, a recessus frontális, a középső és alsó orrjáratok gondos érzéstelenítését.

Az orrüreg endoszkópos vizsgálatát az alábbi sorrendben végezzük.

1.) Vezessük az endoszkópot először az orrüreg egy tágasabb részébe. Ez leginkább az alsó orrjárat, ahol csak ritkán találkozunk pathológiás elváltozásokkal. Az alsó kagyló hátsó pólusa polyposusan hypertrophisalt lehet. A septum hátsó szélén illetve az epipharynx hátsó falán lecsorgó mucopurulens váladék a hátsó rosták illetve a sinus sphenoidalis érintettségére

utalhat. Tekintsük át az epipharynxot, keressük meg a fülkürtök szájadékait. A ductus nasolacrimalis nyílása az alsó kagyló mellső pólusa alatt 8 mm-el, distális irányban általában egy nyálkahártyakettőzetben található.

2.) Vizsgáljuk meg a középső orrjáratot. Ehhez először is helyezzük az endoszkópot az alsó és a középső kagyló közé, majd gördítsük óvatosan laterál felé, ezután lassan haladjunk hátról előrefelé a középső kagyló alatt. Figyeljük meg a bulla ethmoidalist, a hiatus semilunarist, majd a processus uncinatust. A középső kagyló mellső pólusa előtt az orrüreg lateralis falán az agger nasi bedomborodása ismerhető fel. A könnyebb tájékozódás kedvéért a középső kagyló lemeze esetenként mediál felé tolható, azonban ez a beteg számára kellemetlen lehet, s tartsuk szem előtt, hogy a kp. kagyló a koponyaalapon rögzül. Ha a kp kagyló mellső harmadát rezekáljuk, igyekezzünk meghagyni a lateralis fallal érintkező áthajlást, ez később jó tájékozódási pont lehet. Meglepő, hogy a kp kagyló alatt milyen gyakran találhatunk pathológiás elváltozásokat, melyek a rhinoscopia anterior számára rejtve maradnának. Az ethmoid infundibulum medialis határát képező processus uncinatus hátsó éle mögött látható ostium járulékos, nem a valódi ostium.

3.) Keressük meg a processus uncinatus hátsó szélét. A sinus maxillaris valódi ostiuma a processus uncinatushoz képest anterior és lateral irányba található.

4.) Vizsgáljuk meg a lamina cribrosát. Ehhez az endoszkópot a kp. kagyló medialis oldalára kell áthelyeznünk. A szaglóhám területén a nyálkahártya enyhén sárgás színű elszíneződést mutat. Mindig tartsuk szem előtt, hogy a lamina cribrosa általában mélyebben helyezkedik el, mint a mellső ethmoidokat felülről határoló koponyaalap.

5.) Keressük meg a sinus sphenoidalis ostiumát, ami kiterjedt orrpolyposis és a hátsó rostasejteken végzett műtétek során fontos tájékozódási pont lehet. Ehhez a kp kagylót gyakran kissé lateralizálnunk kell, azonban ambuláns vizsgálatok esetén nem ritkán még így sem sikerül a látótérbe hozás. Az ostium a sinus sphenoidalis mellső falán medialisan

található, kb. 8-12 mm-el a choana nyílásának felső széle felett. Az ostiumot a crista maxillarissal összekötő egyenes az orrfenékkel általában 30^o-os szöget zár be.

4. 1. 4. A sinus maxillaris endoszkópos vizsgálata

A sinus maxillarisba egyrészt a fossa caninán keresztül, másrészt az alsó orrkagyló alatt juttathatjuk be az endoszkópot egy trokár és a hozzátartozó kanül segítségével. A beavatkozásnak viszonylag szűk az indikációs területe, mivelhogy terápiás konzekvenciája csak ritkán van. Malignus- és specifikus betegségek gyanúja esetén az elváltozások sinoscopiával direkt módon megtekinthetők, ugyanakkor szövettani mintavételre és bakteriológiai vizsgálat végzésére, esetenként idegentestek eltávolítására is alkalom adódik. A sinoscópia a beteg klinikai tüneteinek és rtg leleteinek együttes értékelésével együtt elsősorban a pontos diagnózis felállítását segíti elő. Gyermekeknél a fogcsírok védelme érdekében az intranasálisan, narkózisban végzett sinoscopia javasolt, míg felnőtteknél a locál érzéstelenítésben végzett, a fossa caninán keresztüli behatolás elterjedtebb.

Gyakoroljuk cadaveren a fossa caninán történő behatolást az alábbiak szerint.

- 1.) A trokárt a fossa canina lateralis aspektusán keresztül, a 3. és 4. fogak gyökere, valamint a nervus infraorbitalis közötti távolság felénél vezessük be az arcüregbe. Bal mutatóujjunkat helyezzük a margó infraorbitalisra, majd a trokár hegyével az orális vestibulum nyálkahártyáján keresztül jelöljük ki a behatolás helyét (4. 3.ábra).

4. 3. ábra: A fossa caninán keresztül végzett sinoscopia helyes kivitelezése.

A nyálkahártya átszúrásakor óvatosan, körkörösén rotáljuk a trokárt, azonban a mellső fal elérése után erőteljesen jobbra-balra forgassuk a műszert, amíg be nem jutunk az arcüregbe. A

melső fal vastagsága igen változatos lehet. A hátsó fal megsértésének veszélye miatt a trokárt irányítsuk mindig a maxillo-ethmoidalis szöglet irányába (postero-superior irány mediál felé).

2.) A műveletet többször megismételve jól megkülönböztethetjük a következő fázisokat:

- a.) A nyálkahártyán keresztül haladva csak enyhe rezisztencia észlelhető.
- b.) A rezisztencia jelentőssé válik amikor a csonton haladunk keresztül.
- c.) A mellő falon átjutva a rezisztencia fokozatosan ismét csökken.

Távolítsuk el a trokárt, s vezessük be az endoszkópot az arcüregbe. Különböző szögű optikákat alkalmazva láthatjuk a második premolaris és moláris fogak benyomatát, a sinus maxillaris ostiumát, valamint a fontanellákon lévő járulékos ostiumokat is, sőt dehiscencia esetén az infraorbitális ideget is. A mellő falban lévő kanül általában elég mobilis ahhoz, hogy az egész arcüreget jól át tudjuk tekinteni.

3.) Próbáljunk idegen testeket (pl. vattadarabot, gyufaszálat) a kanülön keresztül az arcüregbe tenni, s a később részletezett kp. orrjárat antrostomián át megfelelő fogók segítségével azokat eltávolítani.

Tanácsok a sinoscopia komplikációinak elkerüléséhez.

1.) Az arc bőrének érzészavarát elkerülendő, a beavatkozást végezzük a fossa canina lateralis aspectusán át a n. infraorbitalis és a foggyökerek közötti távolság felénél. A n. infraorbitalis és a n. facialis rami buccales itt anastomizálnak, így egyik ideg esetleges megsértése nem okoz érzészavart.

2.) A sinoscopia után 48 órás orrfúvási tilalom javasolt az esetleges emphysema elkerülése végett.

3.) Arcüregi mycosis esetén ne helyezzünk antimycoticumokat az arcüregbe, mert azok a mellő fal nyílásán át a szövetekkel érintkezve granulációs folyamatot és erős fájdalmat provokálnak. Várjunk legalább 5-7 napot a kp. orrjárat antrostomián keresztül alkalmazott esetleges lokális antimycotikus kezelés indikálásával.

4.) A kanül eltávolítása előtt vezessünk szívódraint az arcüregbe, így a légyszövetek fertőződésének veszélye csökkenthető.

5.) A beavatkozást végezzük fekvő helyzetben, a fej megfelelő alátámasztása mellett, mert a tapasztalat szerint a betegek ezt a pozíciót jobban tolerálják, s a trokárral való manipuláció is könnyebb.

4. 1. 5. A FESS műtéti technikája - Messerklinger technika

A Messerklinger technika kifejlesztése a névadó grazi professzor érdeme, s a műtéti módszer világszerte történt népszerűvé tétele tanítványa, Heinz Stammberger Professzor nevéhez fűződik. A műtét alkalmas akár teljes sphenoethmoidectomya végrehajtására is, azonban erre csak igen ritkán kerül sor. A FESS alapvetően módosította az orrmelléküregeken végzett műtétek skáláját. Nevezetesen a sinus frontális helyett a műtét a recessus frontalis célozza, a sinus maxillaris helyett pedig az ethmoid infundibulum illetve az orrüreg laterális fala a műtéti tevékenység célpontja. Az operáció során nem a melléküregeknek egy közös, nagy, csontos falú ürregé történő összenyitása a cél, hanem éppen ellenkezőleg az, hogy megszüntessük az obstrukciót okozó, néha jelentéktelennek tűnő anatómiai eltéréseket, s hogy eltávolítsuk az ezen régiókban lévő beteg nyálkahártyát. Szem előtt tartandó, hogy csak a beteg nyálkahártyarész távolítandó el, azonkívül törekedni kell arra is, hogy minél kisebb csontfelszín maradjon fedetlenül.

4. 1. 6. A Messerklinger technika a gyakorlatban

Az alábbiakban az endoszkópos orrmelléküregsebészet műtéti technikáját kívánjuk részletezni. A FESS alkalmas akár teljes sphenoethmoidectomya végrehajtására is, azonban az

alábbi műtéti lépések nem szükségszerűen jelentik a mindennapi rutint. Mindig tartsuk szem előtt a "minimal invasive surgery" alapelvet.

4. 1. 6. 1. A processus uncinatus rezekciója (Infundibulotómia)

A krónikus melléküreg-betegségek során az esetek döntő többségében a mellső rostasejtek is érintettek, ezért a műtét első lépése az ethmoid infundibulum megnyitása, azaz a processus uncinatus rezekciója. A processus uncinatus egy vékony, nyálkahártyával botított csontlemez, amely az ethmoid infundibulum medialis határa (4. 4. ábra).

4. 4. ábra: A jobboldali lateralis orrfal horizontális (axiális) síkú metszete. A metszet csaknem

párhuzamos a kemény szájpad síkjával, pontosa a ground lamella horizontális lemeze felett készült. A fekete háromszög az orrcsúcs felé mutat. s: septum; cm: concha media; glm: ground lamella; dnl: ductus nasolacrimalis; lp: lamina papyracea; be: bulla ethmoidalis; 1: inferior hiatus semilunaris; 2: ethmoid infundibulum; 3: superior hiatus semilunaris; 4: sinus lateralis (újabbán: recessus suprabullaris).

A rezekcióhoz általában sarlószikét használunk, mellyel antero-superior irányból postero-inferior irányba haladva a kp. kagyló tapadása alól kiindulva rezekáljuk a lateralis fallal érintkező processus uncinatust. Az ethmoid infundibulum lateralis határát alkotó lamina papyracea megsértésének veszélye miatt a sarlószikét igyekezzünk a sagittális síkban tartani. Az infundibulum lehet akár 3 mm széles is, esetenként azonban atelektáziás (lásd. preoperatív CT fontossága). A processus uncinatus medial felé való diszlokációja után belátunk az infundubumba, amelynek a hátsó határát a bulla ethmodalis mellső fala alkotja. Ezután az egyenes, un. Blakesly-Weil fogóval fogjuk meg először a processus uncinatus felső tapadását, óvatosan rotálva válasszuk el a lateralis faltól, majd ragadjuk meg alul a processus uncinatust és távolítsuk el lehetőleg egyben (4. 5. ábra).

4. 5. ábra: A : A fenestrált kp. kagylón keresztül történő nézet. A kis fehér nyilak mutatják a processus uncinatust, amint medialisan és felfelé van diszlokálva. A vastag fehér nyilak az ethmoid infundibulum fenekén rejtve elhelyezkedő ostium sinus maxillarist mutatják. B: A processus uncinatus rezekciója. C: A processus uncinatus mellső kétharmadának rezekcióját követően jól látható a lamina papyracea, közvetlenül az ostium felett. A processus uncinatus lateral felé a lamina papyracea felé deviál, létrehozva az un. recessus terminalist (fekete szaggatott vonal). A sinus frontalis ostiumán át szonda vezet a recessus frontalison keresztül (fehér szaggatott vonal).

Ne próbáljuk középen megfogva, rotálás nélkül egyből kivenni a processus uncinatust, mert a következményes nyálkahártyaszakadás illetve vérzés miatt a recessus frontális áttekintése igen nehézé válhat. Kiterjedt polypozis esetén a processsus uncinatus csontlemeze hiányozhat, más esetekben pedig meglepően kompakt csont. Néha nehéz lehet identifikálni a processus uncinatust, amely általában követi a kp kagyló mellső aspektusának ívét a lateralis falon. Kétséges esetben tapintsuk meg a csontlemezt, amely általában mobilis. Az uncinectomiát követően az infundibulum mélyén lateralisan elhelyezkedő ostium sinus maxillaris gyakran láthatóvá válik. Ha nem, akkor ennek két oka lehet: a.) vagy hypertrophysalt nyálkahártya tölti ki, b.) vagy pedig a processus uncinatus posterior-inferior maradványa mögött rejtve maradt. Kezdők számára ennek a kis csontlemez maradványnak a fel nem ismerése igen sok nehézséget okozhat. Az ostium megtalálását segíti, ha a fontanellákra enyhe nyomást gyakorlunk, s figyeljük a megjelenő légbuborékokat a lateralis falon. Ha a műtéti lelet illetve a CT alapján kiterjedt műtétet végzünk, akkor ezután a bulla ethmoidalis megnyitása, a hátsó rostasejtek kitakarítása, majd esetleg az iköblök megnyitása következzen, s utoljára dolgozzunk csak a recessus frontálisban, így elkerülhető a műtét alatti, a gravitáció által is segített vérzés a recessus frontalis felől.

Tanácsok az uncinectomia helyének pontos identifikálásához.

1.) A processus uncinatus tapadásánál általában egy sekély sulcus látható a medialis falon. Kétséges esetben a csontlemezek a tapintás során mobilisnak ítélt részét távolítsuk el először.

2.) Egy másik megoldás az, hogy keressük meg a processus uncinatus hátsó szabad szélét, s kis szeleteket elvéve, hátulról előrefelé dolgozva végezzük el az uncinectomiát. A lateralis fal nyálkahártyáját - a későbbi sarj- és hegszövetképződést, valamint felesleges vérzést elkerülendő - lehetőleg ne sértsük.

4. 1. 6. 2. A bulla ethmoidalis rezekciója (Ethmoidectomy anterior)

Ha a bulla ethmoidalis illetve a bulla ethmoidalis medialis lemeze és a kp kagyló lateralis felszíne közti teret (turbinate sinus) is gyulladt vagy polyposus nyálkahártya tölti ki, akkor a műtét következő lépése a bullectomia (4. 6. ábra).

4. 6. ábra: A bulla ethmoidalis elvételét követően a kp. kagyló ground lamellájához érkeztünk (fekete szaggatott vonal).

A bullectomiát akkor is elvégezzük, ha az egészségesnek tűnő bulla olyan nagy, hogy teljesen kitölti turbinate sinust, vagy ha állandó érintkezésben van a kp. kagylóval, vagy ha a bulla előrefelé olyannyira kiterjedt, hogy fedi a hiatus semilunaris s ezáltal elzárja a sinus maxillaris ostiumát. A bulla mellső falát medialisán alul nyissuk meg az egyenes Blakesly-Weil fogóval, s a beteg nyálkahártyát óvatos rotáló mozdulatokkal távolítsuk el. Ügyeljünk a medialis lemez eltávolítására, mely általában érintkezik a kp kagylóval, de amögött, annak átfedése miatt rejtve is maradhat. A bulla ethmoidalis esetenként hiányozhat vagy nagyon kicsi is lehet. A bulla felett és kissé anterior irányban még egy, néha kettő vagy három kisebb mellső rostasejt található, melyek kitapintásában és megnyitásában egy lekerekített végű szívó sokat segíthet. A bulla körül egy változatos kiterjedésű térség, a sinus lateralis helyezkedik el, mely lateralisán a lamina papyraceáig, medialisán a kp kagylóig, superior irányba a

koponyaalapig, posterior irányba pedig a ground lamelláig terjedhet, esetenként viszont teljesen hiányozhat. A mellső rosták elvétele után 30^o-os endoszkóppal próbáljuk megtalálni az arteria ethmoidalis anteriort. Az anterior ethmoidectomiát követően a műtéti terület határai a következők: medialisán a kp. kagyló, lateralisán a lamina papyracea, felül a mellső rosták tetejét képező koponyaalap, hátul pedig a ground lamella.

4. 1. 6. 3. A ground lamella perforációja (Ethmoidectomia posterior)

A hátsó rostasejtek megnyitását - azok érintettsége esetén - a kp. kagyló ground lamelláján keresztül, annak perforálásával érhetjük el. A ground lamella választja el a hátsó rostasejteket a mellső rostasejtektől, s a rajta lévő dehiscenciák vagy perforációk következtében a betegség a mellső rostákról a hátsókra terjedhet. A bullectomiát követően a ground lamella térbeli elhelyezkedése az endoszkóp segítségével könnyen nyomon követhető (4. 7. ábra).

4. 7. ábra: A: A jobb oldali kp. kagyló sematikus rajza. A hátsó horizontális és a középső frontális szakasznak a lamina papyraceához való insertiója jól látható az ábrán. A mellső harmad a koponyaalaphoz rögzül a lamina cribrosától lateralisán. A kp. kagyló egy kis horizontális szegmentjének eltávolításával jól demonstrálható a ground lamella horizontális szakasza (glm) ill. a kp. kagyló függőleges lemeze (vcm). B: A jobb oldali ground lamella perforációja. A fehér félkörív a korábban eltávolított ethmoid bulla körvonala.

A középső kagyló hátsó végénél ered, ahol a kp. kagyló horizontális síkú lemezét (ez a hátsó rosták alsó határa) alkotva a középső orrjárat felső határát képezi. A bulla ethmoidalis mögött csaknem függőleges síkúvá válik (ezt a szakaszt látjuk az endoszkóppal) és felfelé haladva lateralisán eléri a lamina papyraceát és esetenként a sinus maxillaris medialis falát. Tovább felfelé haladva eléri az agyalapot, majd ettől a ponttól 1,5-2 cm-re mediál felé kiterjedve a kp. kagylónak az agyalapon rögzülő függőleges lemezét alkotja. A ground lamella megtalálása kiterjedt sinus lateralis esetén általában nem okoz nehézséget, azonban a sinus lateralis hiánya esetén a bulla ethmoidalis hátsó fala összenőhet a ground lamellával,

vagy akár egyik képlet invaginálódhat a másikba. A hátsó rostasejtek megnyitása a ground lamella perforálásával érhető el, amit minél medialisabban és inferior irányba kell elvégezni, általában 3-4 mm-rel azon áthajlás felett, ahol a ground lamella horizontális lemeze függőleges síkúvá válik. A perforácót elvégezhetjük a Blakesley-Weil fogóval, viszont a nyílás megnagyobbítása előtt mindenképpen nézzünk körül a hátsó rostákban az endoszkóppal. Tartózkodjunk a ground lamella teljes eltávolításától, mivel ezáltal a középső orrkagyló teljesen instabillá válhat. A hátsó rosták megbetegedett nyálkahártyájának eltávolítása során tartsuk szem előtt, hogy a nervus opticus esetenként bedomborodhat a hátsó rosták felé (4. 8. ábra), ritkábban keresztülfut rajtuk, melyeknek laterális határa a posterior irányba hátrafelé nyúló lamina papyracea.

4. 8 ábra: A nervus opticus esetenként bedomborodhat a hátsó rosták (1) illetve a sinus sphenoidalis (2) felé.

A lamina papyracea lateralis oldalán ezen a területen a musculus rectus medialis helyezkedik el (lásd preoperatív axiális síkú CT jelentősége). A hátsó rostasejtek felé haladva a 0^o-os endoszkópnak a lágyszájpadal bezárt szöge megváltozik. Amíg ez a szög az infundibulotómia során 45^o, addig a hátsó rostasejtekben dolgozva kb. 30^o. Ezzel a változással fontos tisztában lennünk, a koponyaalap perforálásának elkerülése miatt.

Tanácsok a ground lamella perforálásának pontos kivitelezéséhez.

1.) A bulla ethmoidalis rezekcióját követően tekintsük át az endoszkóppal a középső orrjárat hátsó harmadát. Ennek felső határát a csaknem horizontális síkban futó ground lamella alkotja. Húzzuk lassan visszafelé az endoszkópot a ground lamella horizontális síkban lévő lemeze alatt addig a pontig, amíg az a vertikális sík felé (superior irányba) fordul. Ezen áthajlás felett 3-4 mm-el, amennyire csak lehet medialisan, a ground lamella a koponyaalap megsértésének veszélye nélkül perforálható. A koponyaalap megsértésének veszélye relatíve

nagyobb, amikor posterior irányba kiterjedt sinus lateralis van jelen, ami ráadásul még invaginálódhat a ground lamellába posterior-superior irányba.

2.) A zárt Blakesley-Weil fogóval végzett perforációt követően nyissuk ki, majd távolítsuk el a fogót, tekintsük át a hátsó rostasejteket az endoszkóppal, s csak ezután távolítsuk el a beteg nyálkahártyát illetve a hátsó rostasejteket elválasztó vékony csontseptumokat.

4. 1. 6. 4. Sphenoidectomy

Ha az endoszkópos műtét során a sinus sphenoidalist is meg kell nyitni, akkor a legfontosabb azt szem előtt tartani, hogy a hátsó rostákon keresztül az iköböl mellső falának a lateralis-superior aspektusa érhető el, nem pedig a természetes ostiumot magába foglaló medialis-inferior falrészlet. A másik fontos megjegyzendő a térbeli tájékozódás végett, hogy az iköböl mellső fala mediáról laterál irányba haladva kissé posterior irányba hajlik, a lateralis leghátsó (és rendszerint legnagyobb) hátsó rostasejt az Ónodi sejt pedig az iköböl lateralis oldalán egészen kiterjedt is lehet. Izolált sinusitis sphenoidalis esetén a természetes ostium a recessus sphenothmoidalison keresztül közelíthető meg, a kp. kagyló és a septum között hátrafelé haladva. A nervus opticus közelsége miatt a mellső fal lateralis felénél legyünk mindig óvatosak. Ha meg kell nyitnunk a mellső falat, akkor ezt végezzük a lehető legmedialisabban és inferior irányba dolgozva. A hátsó rostasejteket és a sinus sphenoidalison végzett műtét során az operatőrnek ismételt tanulmányoznia kell a műtőben lévő CT felvételt a nervus opticus, a sinus sphenoidalis és carotis interna egymáshoz való viszonya miatt. Az iköbölben dolgozva a lateralis falnál, ahol a nervus opticus a carotis interna felett helyezkedik el, igen óvatosnak kell lennünk, ezen utóbbi képlet az esetek negyedében dehiscens is lehet a sinus cavernosusnak megfelelően. Cadaveren mindkét képletnek megfelelő bedomborodás jól megfigyelhető a lateralis falon (4. 9. ábra). Gyulladt nyálkahártyarészlet, vagy csontos septum eltávolítása előtt azoknak a lateralis fallal való

viszonya mindig pontosan ellenőrzendő, és főleg reoperációk során curettáló vagy vágó jellegű eszközt sohase használjunk az iköbölben.

4. 9. ábra: A: A lefelé fordított curette kanál vége a sinus sphenoidalisban. B: A sinus sphenoidalis mellső falának perforációját követő kép. 1: nervus opticus, 2: arteria carotis interna.

Tanácsok a sinus sphenoidalis megtalálásához.

1.) A mellső és hátsó rostasejteken keresztül haladva a sinus sphenoidalis mellső fala medialisan-inferior irányban van legközelebb az operatörhöz. A mellső fal perforálása elvégezhető egy hajlított kanállal, azonban a kanál mindig lefelé nézzen a művelet során (4. 9. ábra). Ismételten hangsúlyozzuk, hogy még enyhe pneumatizáció esetén is a leghátsó posterior ethmoid sejt (Ónodi sejt) kissé lateralisan van a sinus sphenoidalistól, mivelhogy a mellső fal antero-mediál irányból postero-laterál irányba húzódik.

2.) Ha az iköböl mellső falának megtalálása nehézséget okoz a műtét során, akkor próbáljuk megkeresni a természetes ostiumot. Ehhez az endoszkópot a kp. kagylótól medialisan, a kp. kagyló és a septum között kell hátravezetni a recessus sphenothmoidalison keresztül. A choana felső szélé felett 8-10 mm-el a lehető legmedialisabban perforálva a csontfalat biztosan a sinus sphenoidalisba jutunk.

3.) Egy harmadik módja a sinus sphenoidalis megtalálásának az, hogy a felső orrkagylót keressük meg, ennek alsó szélét rezekáljuk s a rezekációs vonal mentén jutunk a sinus sphenoidalisba.

4. 1. 6. 5. A recessus frontalis megnyitása

A recessus frontalis megnyitásához a 45^o-os endoszkópra, egy felfelé vágó Blakesley-Weil fogóra és egy gombos végű hajlított szondára van szükségünk (4. 10. ábra).

4. 10. ábra: A: A recessus frontalist demonstráló cadaver metszet. A: A processus uncinatus rezekcióját követően a kp. kagylóyt felhajtottuk, a a szonda a sinus frontalisson át a recessus frontalisba hatol. 2: kp. kagyló 4: bulla ethmoidalis; 7: agger nasi; 8: recessus frontalis; 9: sinus lateralis, a,b, és c: kis benyomatok az infundibulum laeralis falán; sf: sinus frontalis; of: ostium sinus frontalis; fp: fontanella posterior; om: ostium sinus maxillaris. B: felfelé fordított fogó a recessus frontalisban. C: aea: arteria ethmoidalis anterior; 1: kis recessus az arteria előtt; 2: a sinus frontalis tényleges nyílása.

Ezzel a fogóval a kp. kagyló alatt superior irányba dolgozhatunk, a gombos szonda segítségével pedig submucosus preparálás végezhető. Ennek a régióknak az anatómiája igen nagyfokú változatosságot mutat, azonban a sinus frontalisba általában beláthatunk az ostiumon történt manipuláció nélkül is. Ehhez arra van szükség, hogy mindenképpen távolítsuk el a processus uncinatus craniális irányú kiterjedését. Az agger nasi kifejezett pneumatizációja esetén meglehetősen nehéz feladat a sinus frontalis ostiumának megtalálása. Ehhez el kell távolítani a processus uncinatus craniális irányú kiterjedését, majd innen visszafelé dolgozva elérhetjük és megnyithatjuk az agger nasi sejteket. Sok nehézséget okozhat az operatőrnek egy kiterjedt ethmoid bulla is, valamint a processus uncinatus craniális irányú kiterjedése. Amennyiben lateralis irányba hajlik, akkor elérheti a lamina papyraceát, s ilyenkor az infundibulum az un. recessus terminalisban végződik. Az ethmoid infundibulum és a recessus frontalis ilyenkor el vannak választva egymástól, s az ostium megtalálása meglehetősen nehéz. A processus uncinatus direkt superior irányba is kiterjedhet, de mediál felé hajolva akár össze is olvadhat a kp. kagylóval. Ezen utóbbi két esetben a recessus frontalis direkt az ethmoid infundibulumba nyílik, s az infekciók terjedése szempontjából ezt az összefüggést fontos ismernünk. A valóságban ennél a három egyszerűsített formánál jóval több anatómiai variáció képzelhető el, amelyek esetenként nagyon megnehezíthetik az ostium megtalálását. A kp. kagyló hóna alatt először posterior-superior, majd anterior-superior irányba kell dolgoznunk, s ha az ethmoid infundibulum recessus terminalisban végződik, akkor az ostium megtalálása lehet a műtét legnehezebb

szakasza. Ebben a régióban dolgozva mindig szem előtt kell tartani, hogy medialisan a mellső koponyaalap legvékonyabb csontos szakasza, a foveola ethmoidalis helyezkedik el. Ha gondot okoz az ostium megtalálása, akkor próbáljuk megtalálni az artéria ethmoidalis anteriort a mellső koponyaalapon, ez előtt általában egy sekély bemélyedés látható (emögött van a recessus supra orbitalis), s ettől még anterior irányba található a sinus frontalis. Amennyiben a szűk viszonyok miatt az endoszkóp és a fogó egyidejűleg nem vezethetők be a kp. kagyló alá, akkor eltávolíthatjuk helynyerés céljából a kp. kagylónak a lateralis fallal érintkező szakaszát. Néha a recessus frontalisban dolgozva légbuborékok, vagy kóros szekréció észlelése, esetleg a 70°-os optika segíthetnek a sinus frontalis lokalizálásában (4. 11. ábra). Az ostium feltágítására általában nincs szükség, s ha izolált recessus frontalis problémával állunk szemben, akkor a fenti műveletek elvégezhetőek akár a bulla ethmoidalis vagy a még mélyebb struktúrák érintése nélkül is.

4. 11. ábra: Bal. oldali recessus frontalis képe a kp. kagyló alá vezetett 30°-os endoszkóppal nézve. A bulla ethmoidalis mellső fala superior irányba a bulla lamellába megy át, mely az agyalapon rögzül. A bulla lamella medialisán a kp. kagyló tapadásába megy át. A sinus lateralis medial és lateral felől egyaránt határolja a bulla lamellát (hajlított nyilak), b₁: a bulla ethmoidalis mellső fala, b₂: a bulla ethmoidalis tapadása a lamina papyraceához, b₃: bulla lamella, cm: concha media, aea: arteria ethmoidalis anterio, sf: sinus frontalis, pu: processus ucinatus.

Tanácsok a műtétnek a recessus frontalist érintő részéhez.

1.) Tekintsük alapszabálynak, hogy a recessus frontalisban dolgozva az eszközöket ne fordítsuk mediál felé (fovea ethmoidalis), vagy ne vezessük kifejezetten superior irányba (koponyaalap), ugyanakkor emlékezzünk arra is, hogy a mellső ethmoid sejtek teteje általában magabban helyezkedik el mint a lamina cribrosa. Bizonyos fokú gyakorlattal rá fogunk jönni, hogy az anatómiai könyvekben leírt ductus nasofrontalis nevű képlet a valóságban nem létezik.

2.) Használjunk ebben a régióban olyan Blakesly-Weil fogót, aminek a "pofája" feneztrált, így direkt láthatjuk, amit el kívánunk távolítani. Hajlított gombos szonda segítségével submucosus preparálás végezhető, így maximális mértékű nyálkahártya megkímélésével, s a csontlemezek eltávolításával egyre közelebb kerülünk a sinus frontalis ostiumához.

3.) Előzetesen végzett műtétek követő hegyszövet és az anatómiai orientáció nehézsége esetén Boeck punctió végezhető, s ilyenkor felülről tekinthető meg a sinus frontalis fenéke, s közben alulról manipulálva megtalálhatjuk az ostiumot. Az ostium környékén a lehető legkevesebb manipulációt végezzük. Hegyszövet, csontos obstrukció vagy stenosis esetén a Messerklinger technika nem ideális műtéti megoldás.

4.) Kifejezett polyposis esetén a műtét közben az ismételten bevezetett tamponok következtében előbb utóbb megindulhat a szekréción, ami segítheti az ostium megtalálását.

5.) Lokálban végzett műtét során a recessus frontálisban dolgozva kérjük a beteget a fej enyhe extendálására, ami a látási viszonyokat nagyban megkönnyítheti.

6.) Az ostium keresése során a 45^o-os endoszkóp használatakor időnként a transillumináció jelensége is segíthet az ostium megtalálásában.

4. 1. 6. 6. A sinus maxillaris ostiumának megtalálása (Antrostomia meatus medius)

Indokolt esetben a műtét következő lépése a sinus maxillaris természetes ostiumának megtalálása és feltágítása. (Egyes szerzők a műtétnek ezt a lépését a bullectomia után javasolják elvégezni, mivelhogy a sinus maxillaris ostiuma a későbbiekben kitűnő anatómiai tájékozódási pont lehet). Ha az ostiumot a műtétnek ebben a szakaszában még nem látjuk, akkor ennek általában két oka lehet. Egyrészt vagy megbetegedett, hypertrophysált nyálkahártya tölti ki illetve zárja el, vagy még gyakrabban, a processus uncinatus posterior-inferior maradványa mögött rejtve maradt. Ezt a kis csontmaradványt egy kis curette kanállal vagy pl. hajlított kanállal billenthetjük mediál felé. Az alsó orrkagyló csontos tapadása felett

közvetlenül, egy hajlított, lekerekített végű szívóval tapogatva megtalálhatjuk az ostiumot, vagy az egyik fontanellát. Túlságosan superior irányba ne kalandozzunk el, mert megsérthetjük a lamina papyraceát illetve az orbitát. A nyákahártya-kettőzetek, vagy kis polypok közül kibukkanó légbuborékok is sokat segíthetnek az ostium megtalálásában. Ha végül ez sikerült, akkor egy visszafelé vágó fogóval vagy esetleg egy kis curette kannállal az ostium feltágítható. A valódi ostiumot a fontanellákon lévő járulékos ostiummal célszerű összekötni, így mintegy megakadályozhatjuk a szekréció recirculációját. Az ostium feltágításának a határa anterior irányba a ductus nasolacrimális kemény csontburka. Az ostium feltágítása nem rutin jellegű része a műtétnek, csak indokolt esetben végzendő. A sinus maxillarison belüli manipulációt két irányból is végezhetjük. Ha a trokár hüvelyét benthagytuk az előzetesen a fossa caninán keresztül végzett endoszkópos exploráció során, akkor most ismét bevezethetjük rajta keresztül az endoszkópot az arcüregbe, s a középső orrjárat antrostomián át bevezetett fogókkal polypokat, cystákat, idegen testeket, gombás lerakódásokat távolíthatunk el (4. 12. ábra).

4. 12. ábra: A sinus maxillaris feltágított ostiuma, melyen keresztül különböző beavatkozások végezhetők el. V₂: a nervus trigeminus második ágának bedomborodása a sinus sphenoidalis lateralis falán.

Tanácsok a sinus maxillaris természetes ostiumának megtalálásához.

1.) Kezdő operátor számára a sinus maxillaris természetes ostiumának keresése során igen sok nehézséget okozhat a processus uncinatus hátrahagyott, posterior-inferior irányú lemeze, valamint az ostiumot kitöltő hypertrophisalt, oedemás nyálahártya.

2.) A fontanellákra gyakorolt enyhe nyomást követően légbuborékok távozhatnak a természetes ostiumon át, ezáltal segítve a megtalálást.

3.) Az ostium keresése közben igyekezzünk közvetlenül az alsó kagyló csontos tapadása felett maradni, így elkerülhető az orbita akaratlan megsértése.

4.) Az ostium megtalálásának egy másik, ritkábban alkalmazott formája lehet, amikor a fossa caninán át bevezetett endoszkóp direkt kontrollja mellett, az orrüreg felől, egy kis hajlított kanállal keressük meg az ostiumot.

5.) Előfordulhat néha, hogy a kanállal leválasztjuk az arcüregi nyálkahártyát a medialis vagy a superior csontos falról, s azt csak befelé toljuk, anélkül hogy valójában megnyitottuk volna az arcüreget (4. 13. ábra). Ilyenkor tulajdonképpen a leválasztott nyálkahártya és a csontos fal között vagyunk, bár azt is gondolhatnánk, hogy már bejutottunk az arcüregbe. Az ilyen szituációt minél előbb fel kell ismerni és korigálni kell. Élőben végzett műtétnél például a beteget felkérhetjük, hogy zárja el az orrbemenetet (az endoszkóp és a műszer benmaradhat) és inhaláljon, ezáltal a negatív nyomás miatt a nyálkahártya mediál felé nyomul, s könnyen megragadható.

4. 13. ábra: A sinus maxillaris medialis falának fenestrációját követően a kanállal csak leválasztottuk, de még nem perforáltuk a nyálkahártyát. 1: sinus maxillaris csontos fala; 2: leválasztott nyálkahártya.

4. 1. 6. 7. A concha bullosa endoszkópos rezekciója

Ha a kiterjedt concha bullosa hozzájárul az ethmoid sejtek megbetegedéséhez, vagy önmaga is érintett, akkor az egész műtét legelső lépéseként a pneumatizált kp. kagyló lateralis lemeze távolítandó el. Ha élőben végzett műtétnél még nem döntöttük el, hogy a későbbiekben a lateralis falon is kívánunk dolgozni, (uncinectomia, bullectomia), akkor egyelőre csak a kp kagyló nyálkahártyája és csontfelszíne közé juttassunk localis anaestheticumot, így megelőzhetjük az előre beérzéstelenített lateralis fal felőli vérezgetést. A lateralis kagylórész eltávolítása után jól áttekinthetővé válik a kp. orrjárat, s a CT képet is figyelembe véve a műtét további lépései megtervezhetők. Az "intraoperative staging" az endoszkópos technika egyik nagy előnye. A concha bullosa megnyitásához használjunk éles sarlószikét, amivel a kp. kagyló legprominensebb pontján perforáljuk azt, majd óvatosan

hátrafelé és előre felfelé is nagyobbítsuk meg a metszést. Időnként a kp. kagyló legprominensebb pontja nem a mellső pólusnál található, hanem kissé posterior irányban. Ha a sarlószikével történő manipuláció nehézséget okoz, akkor egy egyenes olló vagy egy conchotom segítségével fejezhetjük be a lateralis kagylórész rezekcióját. Néha még az endoszkópot is sikerül bevezetnünk a pneumatizált kp. kagylóba, s annak ostiuma is megtalálható.

Tanácsok a concha bullosa endoszkópos rezekciójához.

1.) Ha a kp. kagylónak a lateralis falhoz való tapadása csak egy vékonyka csontlemez, akkor igen körültekintően kell elvégezni a concha bullosa perforációját.

2.) A perforációt követően a lateralis kagylófelet megragadva azt egy kissé toljuk posterior irányba, majd rotáló mozdulatokkal távolítsuk el az orrfélből. Kiterjedt pneumatizáció esetén a conchotom használata igen előnyös lehet.

3.) A lateralis kagylófél eltávolításakor tartsuk szem előtt, hogy az orrüreg lateralis falán posterior-superior irányba dolgozva egészen közel kerülhetünk a foramen sphenopalatinumhoz, s esetleg megsérthetjük az azon keresztülfutó ér- és idegképleteket.

4. 1. 7. A FESS komplikációiról

A FESS komplikációit két nagyobb csoportba oszthatjuk. Az *enyhe komplikációk* közé soroljuk a synechia képződést, az enyhe pathológiás elváltozások fel nem ismerését, a sinus maxillaris stenosisát, az esetenként előforduló postoperatív vérzést és az olyan egyéb komplikációkat mint pl. a lamina papyracea sérülését követően észlelt periorbitalis zsírszövet prolapsust. Még ritkábban szemhéj oedema, diplopia illetve orbita infekciók fordulhatnak elő. A *súlyos komplikációk* közé tartoznak a dura mater sérülését követő liquorcsorgás, a nervus opticus sérülése valamint az artéria carotis interna sérülése.

A komplikációk mesterséges előidézése cadaver gyakorlat során.

A komplikációk előben vezetett műtétnél való elkerülésének egyik legbiztosabb és a gyakorlatban igen jól bevált módszere, ha azokat mesterségesen előidézzük a cadaver dissectio során.

1.) A 45^o-os endoszkóp segítségével keressük meg az arteria ethmoidalis anteriort, majd a mellső rosták területén medialisán próbáljuk megtapintani a fovea ethmoidalist, esetleg perforálhatjuk és megkereshetjük a dura matert.

2.) Próbáljuk a mellső rosták tetejét alkotó koponyaalapot is perforálni, hasonlítsuk össze, hogy itt mennyivel vastagabb a koponyaalap.

3.) A lamina papyracea eltávolításával, majd az orbitalis periosteum bemetszésével lényegében orbita dekompresziót végezhetünk a cadaveren, a periorbitalis zsírszövet mozgatásával egyidőben (4. 14. ábra) figyeljük meg a bulbus mozgását is.

4. 14. ábra: A lamina papyracea elvételét és az orbitalis periosteum bemetszését követően a periorbitalis zsírszövet prolapsusa figyelhető meg.

4.) Ha a lamina papyraceát a hátsó rostáknak megfelelően is eltávolítjuk, akkor a musculus rectus medialis rostjait találhatjuk meg, azonban néha a nervus opticus és a carotis interna bedomborodása is felismerhető.

5.) A sinus sphenoidalis lateralis falán már könnyebb felismerni a nervus opticust és a carotis internát. Kövessük a képletek lefutását, távolítsuk el az ideg csontos borítását, próbáljuk az ideget átvágni, a carotist pedig megpungálni. Pungáljuk meg a sinus sphenoidalist a recessus sphenothmoidalison keresztül (tehát a természetes ostiumos át), hagyjuk itt a punkcióhoz használt eszközt, majd az endoszkóppal a hátsó rostákon illetve az iköböl mellső falán át a sinusba jutva sokkal könnyebben el fogjuk tudni képzelni a sinus sphenoidalis, az Ónodi sejt illetve a többi hátsó rostasejtek térbeli viszonyát.

A Messerklinger technika ismertetése és a műtét komplikációinak részletezését követően a 4. 15. ábrán még egyszer, mintegy az eddigiek összegzéseként tekintünk át azon régiókat illetve struktúrákat, amelyeket a cadaver dissectio során érintünk.

4. 15. ábra: A Messerklinger technika alkalmazása során 4 fontos lamellán (1-4) kell keresztül jutnunk, amíg elérkezünk a sinus sphenoidalisba. 1: processus uncinatus, 2: bulla ethmoidalis mellső fala (rózsaszín), 3: kp. kagyló gromund lamellája, 4: sinus sphenoidalis mellső fala. A további képletek sorrendben a következők: 5: recessus frontalis, 6: sinus lateralis, 7: sinus frontalis ostiuma, 8: sinus maxillaris ostiuma, 9: sinus sphenoidalis ostiuma, 10: Ónodi sejt, mely laterálról az iköböl mellé húzódik.

4. 1. 8. A műtét megtanulásának folyamata

Természetesen alapvető követelmény az orrüreg lateralis fala anatómiájának, és a lehetséges anatómiai variációknak az ismerete. A Messerklinger technika megfelelő műtéti indikáció mellett és gyakorlott kézben csak igen minimális kockázatot jelent a betegre nézve. Az első élőben elvégzett műtétet megelőzően azt javasoljuk, hogy legalább 30 alkalommal végezzünk bonctermi gyakorlatot, amikor nemcsak a diagnosztikus beavatkozást, hanem a terápiás műtéti szakaszt is gyakorolhatjuk. Az élőben végzett műtéteket célszerű a diagnosztikus vizsgálatokkal kezdeni, s csak fokozatosan haladva eljutni az első műtétiig, közben pedig a tökéletes műszerbiztonságot meg lehet szerezni. Kezdő endoszkópos sohasem operáljon orrpolyposist, főleg akkor ne, ha recurrens polyposisról van szó, ezenfelül mindenfajta reoperáció is inkább tapasztalt sebész kezébe való. Bárki, aki kedvet érez az endoszkópos technika megtanulásához, ugyanúgy készüljön az első műtétére, mintha az az első stapes műtétje lenne. Ez a műtéti technika is atraumatikus, és a megfelelő siker érdekében a betegek gondos utókezelése elengedhetetlen követelmény.

4. 1. 9. Köszönetnyilvánítás

Köszönettel tartozom Heinz Stammberger Professzornak, akinek intézetében, a Grazi Fül,-orr-, gége Klinikán 2000. februárjában 4 hetes rövid ösztöndíj keretében látogatást tehettem. Stammberger Professor készséggel engedélyezte a grazi cadaver dissectiós fényképfelvételeknek az értekezésben történő felhasználását.

4. 2. KTP-532 LASERREL ASSZISZTÁLT ENDOSZKÓPOS ORMELLÉKÜREG-SEBÉSZET

4. 2. 1. Bevezetés

Az endoszkópos technika alkalmazása a krónikus orrmelléküreg megbetegedések kezelésében egyre szélesebb körűvé válik. A laser technikának az endoszkópos orrmelléküreg-sebészet során történő alkalmazásáról napjainkban csak korlátozott számú irodalmi adat áll rendelkezésre (Johnson 1990, Levine 1989, Shapsay 1991, Shapsay 1992). A fül-orr-gégészek évtizedek óta alkalmazzák a CO₂ lasert elsősorban gégeszeti beavatkozások során. E lasernek az orrmelléküreg sebészetébe történő bevezetését sokáig hátráltatta az a tény, hogy a száloptikán történő elvezetés - a 10,6 μm hullámhossz miatt - megoldhatatlannak bizonyult. Ma már ugyan a CO₂ laser is elvezethető száloptikán át, de úgy tűnik, hogy a laser energiájának egy része ily módon abszorbeálódik. Kézidarabok alkalmazása során a CO₂ laser az orrüreg rejtettebb zugaiba nem juttatható el (Simpson 1982).

Az argon laser – a 0,488 - 0,515 μm hullámhosszból következően – kékesszürke színű sugárzás, mely elsősorban melaninban, pigmentált szövetekben és haemoglobinban abszorbeálódik. Flexibilis száloptikán át ugyan elvezethető, de fizikai paramétereiből következően alkalmazása elsősorban az orrüregben észlelt nyálkahártya- és vascularis elváltozások kezelésére szorítkozik (Lenz 1977, Parkin 1989).

A neodmium:YAG laser is elvezethető száloptikán át, de orrüregi alkalmazása veszélyeket és kockázatot jelenthet a beteg számára, ugyanis a nagyfokú szöveti penetrancia következtében az orbita, a nervus opticus, s a központi idegrendszer termikus károsodásából származó szövődmények léphetnek fel (Johnson 1990, Ohyama 1988).

A holmium:YAG laser ideális eszköznek bizonyult endoszkópos orrmelléküreg-sebészeti alkalmazásra. Laboratóriumi és klinikai tanulmányok (Parkin 1985, Shapsay 1991), valamint saját tapasztalataink is (Gerlinger 2000) igazolták, hogy ezzel az infravörös, 2,1 μm

hullámhosszúságú, száloptikán elvezethető laserrel hatásos csontabláció és megfelelő haemostasis érhető el.

A fentiekből következően felmerül a kérdés, hogy melyik az ideális laser az orrmelléküregek sebészetében?

Amíg a laseres gégeszeti műtéteknél elsősorban a szövetek vaporizációja történik, addig a melléküregek vonatkozásában olyan laserre van szükség, amely megfelelő módon ablálja az alacsony víztartalmú, vékony csontszövetet. Ha az adott laser a csontban csak gyengén abszorbeálódik, akkor az elhúzódozó laserezés a környezet hőterheléséhez vezet. Ha viszont a laser túl jól abszorbeálódik a csontban, akkor a szöveti penetráció sekély lesz, s a csonteltávolítás elégtelenné válik. Melléküregek lasersebészetében vékony szövetrétegeket kell precíz módon eltávolítanunk (ethmoid bulla, ethmoid sejteket elválasztó csontlemezek), alkalmanként viszont megfelelő teljesítmény beállításával nagyobb tömegű szövet vaporizációja válhat szükségessé (granulációs szövet, polypok).

A kitűnő haemostasis elengedhetetlen követelmény, hiszen a műtét során biztosított vérmentes környezet a szövödmények elkerülésének egyik alapfeltétele. Az ideális melléküreg-sebészeti lasernek alkalmasnak kell lennie 0,5 mm-nél nagyobb átmérőjű erek koagulálására is, mély szöveti penetrancia okozása nélkül, továbbá a szöveti nekrozis zónájának is a lehető legcsekélyebbnek kell lennie.

Lényeges szempont, hogy az ideális melléküreg-sebészeti lasert száloptika, valamint kézbe fogható, szívóval egybeépített laserszonda segítségével tudjuk eljuttatni a műtési területre, a melléküregek rejtettebb régiói felé. Bár a fenti kritériumoknak tökéletes mértékben a napjainkban elérhető laserek közül egyik sem felel meg, ezek a kritériumok mindig szem előtt tartandók az elkövetkező évtizedek orrmelléküreg-sebészeti lasereket érintő kutatásfejlesztésénél.

Jelen klinikai tanulmányunkban azt a kérdést kívántuk vizsgálni, hogy az intézetünkben elérhető KTP-532 laser alkalmas-e endoszkópos melléküreg-sebészeti beavatkozások biztonságos kivitelezésére. A KTP-532 laser hullámhossza az argon laseréhez közeli (0,532 μm), ezért a két laser biológiai hatása hasonló. Bár a két laser fizikai paramétereiből következően elsősorban nyálkahártya elváltozások és vascularis leziók kezelésére használatos az orrüregben (Levine 1989, Parkin 1985), az új típusú KTP laserekbe beépített ún. „star pulse“ üzemmód miatt az operatőrnek lehetősége nyílik vékonyabb csontlemezek – processus uncinatus, ethmoid sejtek – vérmentes átvágására.

Sebészi hipotézisünket tehát arra alapoztuk, hogy a „star pulse“ üzemmóddal rendelkező KTP laser a hagyományos sebészi technikával összemérhető hatékonysággal alkalmazható a krónikus orrmelléküreg-megbetegedések műtéti kezelése során. Feltételzésünk szerint megfelelő csontabláció, kitűnő haemostasis érhető el KTP laserrel az orrüregben, s egyidejűleg a vascularis- és nyálkahártya elváltozások vaporizációja is kiváló hatásfokkal kivitelezhető.

4. 2. 2. Anyag és módszer

1998 augusztusa és 2000 novembere között 24 betegen végeztünk KTP laserrel asszisztált endoszkópos orrmelléküreg műtétet. Valamennyi beteg kétoldali krónikus orrmelléküreg gyulladásban szenvedett. A betegek közül 16 volt férfi és 8 volt nő, a legfiatalabb 19, a legidősebb 73 éves. Átlagéletkoruk 44,1 év volt. A műtetre minden esetben helyi érzéstelenítésben, legalább 3 hetes előzetes sikertelen gyógyszeres kezelést követően került sor. Preoperatív CT felvétellel valamennyi betegünk rendelkezett. A műtét előtt, majd az első, negyedik, tizenkettedik és huszonnegyedik héten kérdőív kitöltését kértük a betegektől. A kérdőíven a tüneteknek a beteg által megítélt súlyosságára voltunk kíváncsiak mindkét oldalon, 1-10-ig terjedő ún. szubjektív skálát alkalmazva. A kérdőíven az alábbi tünetek szerepeltek: a.) fájdalom/nyomásérzés az orrgyök/középarc táján, b.)

teltségérzés/orrlégzési nehézség, c.) orrváladékozás, d.) váladékcsgorgás hátrafelé a garatba, e.) szaglászavar, f.) fejfájás, g.) ismétlődő orrvérzés, h.) orrviszketés. A tünetekre adott pontszámokat mindkét technika esetében átlagoltuk. Az egyes tünetekre adott válaszok statisztikai értékeléséhez a Wilcoxon-féle nem paraméteres próbát alkalmaztuk. A posztoperatív gyógyulás során mindkét technika esetében vizsgáltuk az oedema, a pörkképződés súlyosságát 0-4 pont (nem észlelhető, enyhe, mérsékelt, súlyos illetve nagyon súlyos) adásával. Az 5 vizsgált paraméterre adott pontszámokat összeadtuk, majd átlagoltuk.

Az első héten esedékes ellenőrzésen valamennyi beteg megjelent, a negyedik héten 22 beteg, a tizenkettedik héten 21 beteg a huszonnegyedik héten 17 beteg jelent meg.

A műtét egyik oldalon laser asszisztálásával, a másik oldalon hagyományos módon történt. A laserrel operált oldalon törekedtünk a műtét minél több lépését laserrel végezni (uncinectomia, ostium kitágítása, bulla ethmoidalis és concha bullosa megnyitása, ground lamella és sinus sphenoidalis mellső falának vaporizációja, polyposus szövetek eltávolítása). A randomizáció az operatőr elhatározásától függött, törekedve arra, hogy mindkét oldalon hasonló arányban történjen laserrel végzett műtét. Laser alkalmazására 13 esetben került sor a jobb oldalon, 11 esetben pedig a bal oldalon. A betegek nem tudták, hogy melyik oldalon történt a laseres beavatkozás, a vizsgálatok végső eredményét csak az utolsó ellenőrzéskor közöltük. Az ellenőrző vizsgálatokat az operatőr által végzett endoszkópos orrvizsgálat egészítette ki.

A KTP lasert 0,6 mm átmérőjű száloptika segítségével juttattuk el a műtéti területre. A száloptikát tartó, szívóval egybeépített kézidarab képe az 4. 16. ábrán látható.

4. 16. ábra: Szívóval egybeépített száloptika tartó.

A 4. 17. ábra az endoszkópra szerelt speciális szűrőt ábrázolja, mely az operatőr retináját hivatott védeni a beépített szűrő segítségével.

4. 17. ábra: Az endoszkóphoz erősített szűrő.

Kontakt módon történt vágásra 10-15 Watt teljesítmény alkalmazása mellett került sor, folyamatos üzemmódban. A leadott energia 484 Joule – 1778 Joule között változott a laserrel operált oldalon (átlagban 1224 Joule). Közeli-kontakt módban történt vaporizációra (granulációs szövet, kisebb polypok) 5-8 Watt teljesítmény alkalmazása mellett került sor folyamatos üzemmódban. Kisebb vérzések koagulációját 3-6 Watt teljesítmény mellett non-kontakt üzemmódban végeztük el.

A ground lamella, a bulla ethmoidalis illetve a sinus sphenoidalis laseres megnyitásánál a csillagpulzus (“star pulse”) üzemmódot választottuk. Ilyenkor 20-30 Watt teljesítmény mellett, másodpercenként 10 pulzust juttattunk a műtési területre, s az egyes pulzusok hossza 25-50 ms között változott.

A laserrel operált oldalon gondot fordítottunk arra, hogy a karbonizációs szövetet szívó vagy csipesz segítségével rendszeresen eltávolítsuk.

A műtétet követően mindkét középső orrjáratba Merocel tampon helyeztünk. A betegek egy éjszakát töltöttek a klinikán, a tampon eltávolítására elbocsátásuk előtt került sor. A posztoperatív szakban a betegeknek sósvizes orrzuhanyt javasoltunk.

4. 2. 3. Eredmények

A 4. 1. táblázatban foglaltuk össze, hogy betegeink előzőleg milyen egyéb műtési beavatkozásokon estek keresztül.

4. 1. táblázat: KTP laserrel asszisztált, 24 FESS műtéten átesett betegünkön végzett előzetes műtési beavatkozások.

4 betegünkön a preoperatív endoszkópos vizsgálat apró polypok jelenlétét igazolta a középső orrkagylók alatt. Laserrel asszisztált műtét 13 esetben történt a jobb oldalon, 11 esetben a bal oldalon. A mellső rostasejteket minden betegünkön kitakarítottuk, a műtét további kiterjesztésére a műtéti lelet illetve a CT felvétel alapján került sor (4. 2. táblázat).

4. 2. táblázat: KTP laserrel asszisztált, 24 FESS műtéten átesett betegünkön végzett további műtéti beavatkozások.

Intraoperatív komplikációt egyetlen esetben sem észleltünk. A műtétek időtartama 85 perc és 185 perc között változott, az átlag 135 perc volt, viszont gyakorlatunk fokozódásával a műtétek időtartamának csökkenő tendenciáját figyeltük meg.

Az orrgyökre, a középarc tájékra lokalizálódó fájdalom, a teltségérzés és az orrváladékozás az első posztoperatív hét végére mindkét műtéti technika esetében szignifikánsan javult ($p > 0,05$). Hasonló jellegű szignifikáns javulást tapasztaltunk az első posztoperatív hónap végén is ($p > 0,05$). A harmadik és a hatodik hónapban esedékes vizsgálatok során már nem tapasztaltunk lényeges változást a tüneteket illetően. A betegek körében leggyakrabban előforduló tüneteknek (fájdalom, teltségérzés, orrváladékozás) a posztoperatív időszakban észlelt összesített átlagának változását mutatja a 4. 18. ábra. A laseres oldalon mért posztoperatív átlag valamelyest meghaladta a hagyományos oldalon mért átlagot az összes vizsgált időpontban, de leginkább az első hét végén.

4. 18. ábra: A tünetekre (fájdalom, teltségérzés, váladékozás) adott pontszámok összesített átlaga a posztoperatív időszakban laseres- és hagyományos FESS műtéti technika alkalmazásakor.

A 4. 19. ábra a gyógyulás során vizsgált két paraméter (oedema, pörkösödés) átlagát mutatja az 1. posztoperatív hét végén. Az oedema elsősorban a laserrel operált oldalon, a pörkösödés pedig a hagyományos oldalon volt kifejezett. Pörkösödést a 4. héten azokon a

laserrel operált esetekben észleltünk még, ahol a concha bullosa lateralis lemezét eltávolítottuk. A 6. hónapos kontroll során 3 hagyományos módon operált betegen észleltünk összenövést a középső kagyló és a lateralis orrfal között.

**4. 19. ábra: Oedema és pörkösödés az első postoperatív héten
laseres-és hagyományos FESS műtéti technika esetében.**

4. 2. 4. Megbeszélés

A lasertechnikának a melléküreges endoszkópos sebészetében történő alkalmazása kihívást jelent a klinikus számára. Elengedhetetlen követelmény, hogy az operátor megfelelő jártassággal rendelkezzen a hagyományos műtéti technikában és ismerje az alkalmazott laser fizikai paramétereit is.

A krónikus orrmelléküreg-gyulladás általában kétoldali megbetegedés, így a betegek a két műtéti technika összehasonlításakor saját maguk kontrolljaiként szerepeltek. Az a tény, hogy a betegek nem tudták, hogy melyik oldalon történt a laseres beavatkozás, az eredmények hiteles értékelését nagymértékben elősegítette.

Legszembetűnőbb megfigyelésünk az volt, hogy a laserrel operált oldalon csupán minimális vérveszteség fordult elő a műtét kiterjesztésétől függetlenül. Ennek oka a KTP laser fizikai paramétereiben keresendő. A megfelelő haemostasis biztosítása a komplikációk elkerülése céljából elengedhetetlen az endoszkópos melléküreg-sebészetben.

A tünetek – fájdalom, teltségérzés, orrváladékozás – szubjektív javulása az első és a negyedik posztoperatív hét végén is szignifikánsnak bizonyult mind a két műtéti technika esetében. Amikor a fenti három tünetre adott pontszámokat átlagoltuk, akkor a laserrel operált oldalon észlelt magasabb pontérték elsősorban az első posztoperatív hét végén volt magasabb. Ezen értékek magyarázata valószínűleg az első hét végén észlelt erőteljesebb fájdalom és teltségérzés a laseres oldalon. Az első hét végén a laserrel operált oldalon észlelt nyálkahártya

oedema a laserfény hőhatásának a következménye. Ilyenkor általában a felületes nyálkahártya réteg lelokódése is megfigyelhető volt. Ez a jelenség magyarázhatja az első hét végén a laserrel operált oldalon tapasztalt erőteljesebb teltségérzést. A hagyományos módon operált oldalon az első hét végén észlelt pörkösödés megszűnt a harmadik hónap végére.

A laser hatásos eszköznek bizonyult folyamatos üzemmódban vékony csontlemezek – processus uncinatus, concha bullosa – átvágásakor, valamint „star pulse“ üzemmódban is a bulla etmoidalis, a hátsó rostasejtek, valamint a sinus sphenoidalis megnyitásakor. A hátsó rostasejtek területén dolgozva különösen ügyeltünk arra, hogy superior és lateralis irányba ne laserezzünk, megelőzve ezzel esetleges dura, ill. carotis és n. opticus sérülést.

Eddigi gyakorlatunkban a KTP laser további rhinológiai alkalmazására az alábbi esetekben került sor: revíziós melléküreg műtétekben, ismétlődő orrvérzések ellátásakor, vérzékenységben szenvedő vagy Syncumar tablettát szedő betegeken hegek illetve összenövések oldásánál. A KTP laser ideális eszköz Osler kóros betegek kezelésére is (Ohyama 1988), azonban ilyen jellegű személyes tapasztalatunk nincs. A középső orrkagyló részleges laseres rezekciója vagy a hypertrophysalt alsó orrkagylók kezelése (Parkin 1985) elvileg ugyancsak megkísérelhető, gyakorlatunkban ezt azonban rutinszerűen nem végeztük.

Hangsúlyozni szeretnénk, hogy a laser FESS-ben történő elterjedésének korlátai vannak. Egyrészt a műszer meglehetősen drága, valamint a műtéti idő – legalábbis eleinte – hosszabb, mint hagyományos esetben. További szempont, hogy laser alkalmazása esetén a műszer a vágás kivételével nem érinti az orrnyálkahártyát, s így a megszokott taktilitás hiánya gyakorlatlan kézben komplikációhoz vezethet.

4. 2. 5. Konklúzió

Megfigyeléseink alátámasztják, hogy a krónikus orrmelléküreg gyulladások kezelésénél a laserrel asszisztált FESS műtét éppolyan hatásos mint a hagyományos technika. A laseres módszer előnyének tartjuk, hogy kitűnő haemostasis biztosítható, a száloptika segítségével a

laserfény az orrüreg távoli sarkaiba is eljuttatható, s gondos csontmunka is végezhető. Elsősorban korábbi FESS műtétek reoperációi során a laseres technika előnyei (csontabláció, vérmentes műtét, granulációs szövetek vaporizációja stb.) jól kihasználhatók. A technika kétségtelen hátránya, hogy az eszköz drága, s a műtéti idő hosszabb.

4. 2. 6. Köszönetnyilvánítás:

A szerzők köszönetüket fejezik ki Dr. Jeges Sára tudományos főmunkatársnak (PTE ÁOK, Központi Kémiai Kutatólaboratórium) a statisztikai vizsgálatok elvégzésében nyújtott értékes segítségért. Ugyancsak köszönetünket fejezzük ki Lehoczki Gábor hatodéves Tudományos Diákkörös orvostanhallgatónak az ellenőrző vizsgálatok megszervezésében nyújtott segítségért.

4. 2. 7. Irodalom

Gerlinger, I., Bánhegyi, G., McCormick, M.: Endoszkópos holmium:YAG laser dacryocystorhinostomia. *Fül-, orr-, gégegyógy.* 46, 29-36 (2000)

Johnson, L.P.: Nasal and paranasal application of lasers. In: Davis R.K., ed. *Lasers in otolaryngology head and neck surgery.* Philadelphia: Saunders, 1990: 145-155

Lenz, H., Eichler, J., Salk, J.: Parameters for argon-laser-surgery of the human lower turbinates. *Acta Otolaryng. (Stockh)* 83, 360-365 (1977)

Levine, H.L.: Endoscopy and the KTP/532 laser for nasal sinus disease. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 98, 46-51 (1989)

Levine, H.L.: The potassium-titanyl-phosphate laser for treatment of turbinate dysfunction. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 104, 247-251 (1991)

Ohyama, M.: Flexible fiberoptic applications of the Nd:YAG laser – applications in chronic sinusitis. In: Joffe, S.N., Oguro, Y., eds. *Advances in Nd:YAG Laser Surgery.* New York: Springer-Verlag; 166-169 (1988)

Parkin, J.L., Dixon, J.A.: Argon laser treatment of head and neck vascular lesions. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 93, 211-216 (1985)

Shapsay, S.M., Rebeiz, E.E., Bohigian, R.K.: Holmium:yttrium aluminium garnet laser-assisted endoscopic sinus surgery: laboratory experience.

Laryngoscope (St. Louis) 101, 142-149 (1991)

Shapsay, S.M., Rebeiz, E.E., Pankratov, M.M.: Holmium:yttrium aluminium garnet laser-assisted endoscopic sinus surgery: clinical experience.

Laryngoscope (St. Louis) 102, 1177-1180 (1992)

Simpson, G.T., Shapsay, S.M., Vaughn, C.W.: Rhinologic surgery with the carbon dioxide laser. Laryngoscope (St. Louis) 92, 412-415 (1982)

4. 3. ENDOSZKÓPOS HOLMIUM:YAG LASER DACRYOCYSTORHINOSTOMIA

4. 3. 1. Bevezetés

A könnyelvezetés különböző okokra visszavezethető zavarai esetén napjainkban még mindig a Toti által 1904-ben leírt, külső feltárásból végzett dacryocystorhinostomia (DCR) a legelterjedtebb műtéti megoldás (Toti 1904). Az operáció lényege az, hogy az orrüreg és a könnytömlő között létrehozott anasztomózis kialakításával az ettől distalisan lévő elzáródás áthidalható (4. 20. ábra).

4. 20. ábra: A könnyelvezetés anatómiája.

Annak ellenére, hogy a szemorvosok az általuk alkalmazott Toti műtéttel a betegek 80-90 %-ban érnek el tünetmentességet, látnunk kell, hogy a külső feltárásból végzett DCR során számos alkalommal nem kívánt komplikációkkal kell számolnunk. Sérülhetnek a medialis szemzúg képletei, nem kívánt heg maradhat vissza az arcon, ezenkívül orrvérzés vagy periorbitális ecchymosis is szövődmény lehet. Az orrüregben a műtétet követően fellépő hegesedések illetve a melléküregek természetes kivezetőnyílásainak elzáródása okán esetenként ismétlődő sinusitisekkel is számolhatunk (Metson 1990, Metson 1991).

A múlt század végén Caldwell írta le a könnytömlő feltárásiának intranasalis módszerét (Caldwell 1893), mely során az alsó orrkagyló mellső részének eltávolítása után a ductus nasolacrimalist követve jutott el a könnytömlőig. Századunk elején West módosította Caldwell módszerét és az orrüreg laterális falának széles rezekcióját végezte a könnytömlő megközelítése céljából (West 1914). A huszas-harmincas években Mosher volt az, aki az intranasalis DCR népszerűsítésén fáradozott (Mosher 1921), azonban az operáció nem vált igazán elfogadottá fül-orr-gégészeti körökben.

A hazai fül-orr-gégészeti szakirodalomban a témakört érintően négy közlemény jelent meg az elmúlt negyedszázad során. Hartai 1972-ben számolt be újszülötteknél a ductus nasolacrimalis orrüregi szájadékának megnyitására (Hartai 1972). Mülfay 1986-ban ismertette a könnyutak retrográd szondázásának és tartós katéterezésének módszerét (Mülfay 1986). Kovács az endonasalis dacryocystorhinostomiákkal szerzett tapasztalatait foglalta össze 7 beteg kapcsán 1992-ben (Kovács 1992). Csokonai 1999-ben ismertette CO₂ laserrel asszisztált módszerét, mely során a gyémántfűrővel végzett intranasalis rhinostomiát követően CO₂ laser alkalmazásával nyitotta meg a könnyömlőt (Csokonai 1999).

Az endoszkópos orrmelléküregsebészet elterjedésével (Stammberger 1986, Stammberger 1986) napjainkban már adottak a feltételek a saccus lacrimalisnak az orrüreg felől történő, lényegesen kevesebb komplikációval járó feltárásához, azonban a könnyömlőt borító csontnak hagyományos endoszkópos eszközökkel történő eltávolítása nem mindig egyszerű feladat. Ezen csontfal mellső felét a maxilla meglehetősen vastag processus frontalis, hátsó felét pedig a könnyocsont vékony lemeze alkotja (Metson 1995).

Az elmúlt években számos közlemény foglalkozott a különféle laserek (argon, KTP-532, CO₂) intranasalis DCR-ok során történő alkalmazásával (Gonnering 1991, Massaro 1990, Metson 1994 Pearlman 1997, Woog 1993), de számos sikeres próbálkozás ellenére úgy tűnik, hogy esetenként elhúzódóvá vagy rendkívül nehézé válhat az orrüreg laterális csontos falának - főként a maxilla processus frontalisának - az eltávolítása (Metson 1995). Közleményünkben az eddig kevésbé ismert holmium:YAG laser és az endoszkópos technika együttes alkalmazásáról szeretnénk beszámolni a Liverpooli Egyetem Szemészeti és Fül-, orr-, gége Klinikáin végzett 16 endoszkópos DCR kapcsán.

4. 3. 2. Anyag és módszer

1995 és 1997 között 16 endoszkópos holmium:YAG laser DCR műtétet végeztünk a Szemészeti Klinika által gondozott betegeken, akiknek leggyakoribb panaszja epiphora,

mucopurulens szemváladékozás, és ismétlődő acut dacryocystitis volt. Az elzáródást a könnyutak átmosásának sikertelenségével minden esetben megerősítettük, esetenként dacryocystographiára is sor került, ezen felül minden esetben preoperatív orrendoszkópiát is végeztünk. A beavatkozásra helyi érzéstelenítésben került sor. A szemek körüli bőrterület dezinficiálását követően kb. 1 ml lokál anaestheticumot (2% Lidocain / 1 : 200 000 adrenalin) juttattunk mind a felső, mind az alsó szemhéjba a canaliculusok környékére, a harmadik injectiót a caruncula lacrimalison keresztül juttattuk le a könnytömlőig. Ezt követően az alsó és felső könnypontokat un. Nettleship dilatátor segítségével tágítottuk fel, oly mértékben, hogy a felső canaliculuson keresztül a 19 gauge-os vitroretinális száloptikás illuminátort (Storz, Tuttlingen) egészen a könnytömlőig vezethessük le (4. 21. ábra).

4. 21. ábra: A fénykábelt a könnypontok tágítását követően a felső canaliculuson keresztül a könnytömlőig vezetjük.

A könnytömlőn keresztül transzilluminálódó fényt endoszkóp segítségével az orrüreg felől könnyen megtaláltuk (4. 22. ábra).

4. 22. ábra: Az könnytömlőn át a jobb orrfélbe transzilluminálódó fény endoszkópos képe.

Az orrüregi nyálkahártyát 4%-os cocain oldattal érzéstelenítettük, ezen felül a könnytömlő környékének megfelelő orrüregi nyálkahártyát is belokáloztuk endoszkópos kontroll alatt. Az endonasalis rhinostomiához száloptikán keresztül az orrüregbe vezethető holmium:YAG lasert (Laserscope, UK) használtunk, ugyanis ezt a lasert a csont jól abszorbeálja.

Az orrüregi nyálkahártyát a transzilluminációnak megfelelően kb. 1 cm²-es területen vaporizáltuk near-contact üzemmódban, ezt követte a csont ablatiója ugyancsak near-contact üzemmódban (4. 23. ábra).

4. 23. ábra: Holmium:YAG laserrel végzett rhinostomia.

A 2,5-10 W energiájú lasert 600 µm vastagságú száloptikán keresztül vezettük az orrüregbe pulzáló üzemmódban (5-10 pulzus/mp, 250 µs /pulzus, 0,5-1 J/pulzus). Az égett nyálkahártya darabkákat mindig gondosan eltávolítottuk. Miután látótérbe került a könnytömlő medialis fele, azt laserrel vagy fogóval lyukasztottuk ki. Ezt követően a fényforrást eltávolítottuk, majd O'Donoghue típusu flexibilis tubust (Visitec, 5011 DCR Set) vezettünk le a canaliculusokon át, ezáltal a medialis szemzúgban zárt hurkot alakítottunk ki (4. 24. ábra).

4. 24. ábra: A középső orrjáratban megjelenő flexibilis tubus.

Az orrszárnyakon túlérő tubusvégekre kis műanyag hurkot húztunk fel, s a tubusvégeket a megfelelő magasságban elvágtuk. A műtétet követően antibiotikus szemkenőcsöt alkalmaztunk, a középső kagyló alá pedig Merocel tampont helyeztünk. A tampont 24 óra elteltével távolítottuk el, majd a postoperatív időszakban legalább két alkalommal a középső orrjáratban keletkező pörköket endoszkópos kontroll mellett eltávolítottuk. Hazabocsátásukat követően a betegeknek sósvizes-bicarbonátos (1 dl forralt majd lehűtött víz, késhegynyi só és bicarbonát) orrzuhanyt javasoltunk.

4. 3. 3. Eredmények

Tizenhat betegünk adatait a 4. 3. táblázatban foglaltuk össze. Kilenc nő- és hét férfibeteget operáltunk, akiknek átlagéletkora 63, 5 év volt. Néhány esetben az endoszkópos műtét kiegészítéseképpen septumplasticát, anterior ethmoidectomiát, valamint a concha bullosa lateralis falának eltávolítását is elvégeztük. Egy betegünknel 8 éve külső feltárásból könnytömlő mucocele miatt szemészeti műtét történt, ennél a betegnél a holmium laseres

műtétet reoperáció céljából végeztük. Egy betegünknel az anasztomózis elkészítését követően a stentet nem tudtuk levezetni, egy másik esetben pedig a korai postoperatív szakaszban a stent kicsúszott. Meglepetésünkre a későbbiek során mindkét esetben megszűnt a könnyelvezetés zavara, megkérdőjelezve a stent szükségességét. A behelyezett drainekeket legalább hat hónapig minden betegben benne hagytuk, a betegek átlagos követési ideje 24 hónap volt. Két betegnél a panaszokat nem sikerült megszüntetni, 2 betegnél a panaszok ugyan nagymértékben javultak, a könnyutak átmoshatóvá váltak, azonban mindkét páciens jelenleg is rövid ideig tartó, átmeneti obstructív panaszokkal küzd. A többi 12 betegünk (67%) a műtét óta panaszmentes.

4. 3. táblázat: Endoszkópos holmium:YAG laser dacryocystorhinostomián átesett betegek adatai.

4. 3. 4. Megbeszélés

Az endoszkópos orrmelléküreg sebészet elmúlt évtizedben tapasztalt elterjedésének eredményeként az intranasalis dacryocystorhinostomia ismét felkeltette a fül-orr-gégészek érdeklődését. Természetesen operációs mikroszkóp segítségével is elvégezhető a könnytömlő környékének orrüregén keresztül történő feltárása (Heerman 1986), azonban különböző látászögű endoszkópok segítségével a laterális orrral könnyebben áttekinthető, s nincs szükség a műtéti területre való közvetlen rálátásra, s a beteg apró fejhelyzetváltozásai sem zavaróak.

A különféle laserek közül az argon laser volt az első, melyet intranasalis DCR során alkalmaztak (Massaro 1990). Az argon laser és a KTP laser biológiai hatásukban nagymértékben hasonlítanak. Az előbbi hullámhossza 483-512 nm körül van, míg az utóbbié 532 nm. Mindkét laser a látható fény kategóriájába tartozik, orrsebészetben való alkalmazásuk egyre elterjedtebbé válik, egyaránt használhatók vaporisatióra (near contact mód), coagulálásra (non-contact mód) és a szövetek vágására (contact mód) is (Gonnering

1991, Woog 1993). A neodímium:YAG laser folyamatos üzemmódban ugyancsak gyorsan elolvasztja a csontot, azonban mély penetrációs képessége miatt a környező szövetekre komoly hőterhelést jelent (Woog 1993). Az infravörös tartományba tartozó, 10 600 nm hullámhosszúságú CO₂ lasernek a felső légutakban való alkalmazása hosszú évekre nyúlik vissza. A CO₂ laser a szövetek felszínén szinte teljes mértékben abszorbeálódik, így környezetére minimális hőterhelést jelent. Kítűnő vágólaser, kevésbé jól vaporisál, a haemostasis szempontjából viszont nem ideális (Massaro 1990). Amíg az argon és KTP-laserek szálóptikán keresztül az orrüregbe vezethetőek, addig a CO₂ laser főként mikroszkóphoz adaptálva használható, szálóptikás változata kísérleti stádiumban van. A csontabláció szempontjából a holmium:YAG laser és az erbium:YAG laser egyaránt ideális, hiszen mindkettőt jól absorbeálják a csontokban lévő anorganikus anyagok. Mindkettő infravörös laser, az előbbi hullámhossza 2100 nm, utóbbié 2940 nm, a holmium:YAG intranasalis alkalmazása mellett az a döntő érv, hogy szálóptikán keresztül is alkalmazható (Woog 1993). Az utóbbi néhány évben a dióda laser DCR-ok során történő alkalmazása került előtérbe. A transcanalicularisan a könnytömlőbe vezetett szálóptika segítségével a csontabláció és az anasztomózis kivitelezése retrográd módon történik (Eloy 2000).

A holmium:YAG laserrel végzett DCR egyértelmű előnye a külső feltárásból végzett beavatkozással szemben, hogy helyi érzéstelenítésben, egynapos sebészet keretében végezhető, s így költségkímélő műtéti beavatkozás. A műtétet követően csak mérsékelt posztoperatív fájdalommal kell számolnunk, s így a beteg gyors felépülése várható.

A könnytömlőt érintő malignus elváltozás gyanúja természetesen a műtét kontraindikációját jelenti, akárcsak bizonyított dacryolithiasis vagy a fossa lacrimalis csontos deformitása, melyre akkor kell gondolni, ha a transzillumináció jelenségét nem észleljük (McDonogh 1989, Metson 1994, Woog 1993).

A holmium:YAG laser DCR sikerét számos tényező befolyásolhatja. Woog azt hangsúlyozza, hogy az anasztomózis átmérője legalább 6-8 mm legyen, s a könnytömlő medialis falán kívül a ductus nasolacimalis proximális szakaszát is eltávolítja (Woog 1993). Ennek tükrében meglepő viszont Linberg megfigyelése, miszerint az általa külső feltárásból végzett gyógyult esetekben átlagosan 1, 8 mm átmérőjű anasztomózissal is teljes tünetmentesség érhető el (Linberg 1986). A sikertelenség leggyakoribb oka az anasztomózis és a kp. kagyló nyálkahártya vagy a septum között kialakuló synechia, mely gondos posztoperatív utókezeléssel, illetve az anasztomózis körüli nyálkahártya kiterjedt megsértésének és következményes gyulladással szűkületek elkerülésével megelőzhető. Valószínű, hogy két, átmeneti könnyelvezetési zavarral küzdő betegünknel is synechiaképződés lehet a panaszok hátterében. Fontos szempont lehet az anasztomózisnak a fossa lacrimalis hátsó-alsó részében történő kialakítása, hiszen itt a vékony könnycsont alkotja az orrüreg laterális falát, azonfelül a könnycsont ezen a helyen van szoros kontaktusban a könnytömlővel. Mannor megfigyelése alapján patoanatómiai okok is befolyásolhatják a műtét sikerét: amennyiben a preoperatív dacryocystographia dilatált könnytömlőt véleményezett, akkor beteganyagukban az anasztomózis hosszútávú fennmaradásának esélye nagyobb volt (Mannor 1992). Hosszú ideig és szükségtelenül magas teljesítményű laserezés felesleges hőterhelést és nemkívánatos hegesedést okozhat, következésképpen a műtét laserrel való elkezdése majd gyémántfúróval történő folytatása előnyös lehet (Woog 1993). Felmerül a kérdés, hogy a könnyutakba vezetett flexibilis stent feltétlenül szükséges-e (Allen 1989, Griffiths 1991)? Egy esetünkben a stent idő előtt kicsúszott, egy másik esetben a stentet nem sikerült bevezetni, azonban mindkét beteg anasztomózisa átjárható maradt.

Mint minden új műtéti technika esetében, a holmium:YAG laser DCR megtanulásához és eredményes alkalmazásához is tanulási ciklusra (learning curve) van szükség. Ennek tükrében megállapíthatjuk, hogy eredményeink nem rosszabbak az irodalomban említetteknel, azonban

úgy érezzük, hogy további, nagyobb beteganyagon és hosszabb követési idővel végzett vizsgálatok lesznek hivatottak eldönteni, hogy a holmium:YAG laser DCR kiválthatja-e a csaknem évszázados múlta visszatekintő, külső feltárásból végzett operációt.

4. 3. 5. Irodalom

Allen, K., Berlin, A.J.: Dacryocystorhinostomy failure: association with nasolacrimal silicone intubation. *Ophthalmic Surg.* 20, 486-490 (1989)

Caldwell, G.W.: Two new operations of obstruction of the nasal duct in cases of stenosis
N.Y. Med. J. 57, 581 (1893)

Csokonai, V.L., Liktó, B., Fodor, M., Flinszter, T.: Endoscopos dacryocystorhinostomia laserrel. *Fül-, orr-, gégegyógy.* 45, 79-84 (1999)

Elopy, P., Trussart, C., Jouzdani, E., Collet, S., Rombaux, P., Bertrand, B.:
Transcanalicular diode laser assisted dacryocystorhinostomy. *Acta oto-rho-laryngol. Belg.*
54, 157-163 (2000)

Gonnering, R.S., Lyon, D.B., Fisher, J.C.: Endoscopic laser assisted lacrimal surgery
Am. J. Ophthalmol 111, 152-157 (1991)

Griffiths, J.D.: Nasal catheter use in dacryocystorhinostomy
Ophthalmic Plast. Reconstr. Surg. 7, 177-181 (1991)

Hartai, P.: A dacryocystitis neonatorum fül-orr-gégészeti megoldása
Fül-, orr-, gégegyógy. 18, 230-232 (1972)

Heermann, J., Neues, D.: Intranasal microsurgery of all paranasal sinuses, the septum, and the lacrymal sac with hypotensive anesthesia.

Ann. Otol. Rhinol. Laryngol 95, 631-637 (1986)

Kovács, F., Vízkelety, T., Bodó, G., Sárdi, K.: Az endonasalis dacryocystorhinostomiáról
Fül-, orr-, gégegyógy. 38, 220-223 (1992)

Linberg, J.V., Anderson, R.L., Bumsted, R.L.: Study of intranasal ostium in external dacryocystorhinostomy. Arch. Ophtalmol. 100, 1758-1762 (1986)

Mannor, G.A., Millmann, A.L.: The prognostic value of preoperative dacryocystography in endoscopic intranasal dacryocystorhinostomy.

Am. J. Ophtalmol. 113, 134-137 (1992)

Massaro, B.M., Russel, S., Gonnering, S., Harris, G.J.: Endonasal laser dacryocystorhinostomy A new approach to nasolacrimal duct obstruction.

Arch. Ophtalmol. 108, 1172-1176 (1990)

McDonogh, M., Meiring, J.H.: Endoscopic transnasal dacryocystorhinostomy.

J. Laryngol. Otol 103, 585-587 (1989)

Metson, R., Woog, J.J., Puliafito, C.A.: Endoscopic laser dacryocystorhinostomy.

Laryngoscope 104, 269-274 (1994)

Metson, R.: Endoscopic dacryocystorhinostomy - an update on techniques.

Op. Techniques Otolaryngol- Head and Neck Surg. 6, 217-220 (1995)

Metson, R.: Endoscopic revision dacryocystorhinostomy.

Laryngoscope 100, 1344-1347 (1990)

Metson, R.: Endoscopic surgery for lacrimal obstruction.

Otolaryngol Head Neck Surg 104, 473-479 (1991)

Mosher, H.P.: Mosher-Toti operation on the lacrimal sac.

Laryngoscope 31, 284-287 (1921)

Mülfay, L.: Rinológiai lehetőségek a dacriostenosisok diagnósisa és kezelése terén.

Fül-, orr-, gégegyógy. 32, 202-207 (1986)

Pearlman, S.J., Michalos, P., Leib, M.L., Moazed, K.T.: Translacrymal transnasal laser-assisted dacryocystorhinostomy. Laryngoscope 107, 1362-1365 (1997)

Stammerberger, H.: Endoscopic endonasal surgery. Concepts in treatment of recurring rhinosinusitis. Part I. Anatomic and pathophysiologic considerations

Otolaryngol. Head Neck Surg. 94, 143-146 (1986)

Stammerberger, H.: Endoscopic endonasal surgery. Concepts in treatment of recurring rhinosinusitis. Part II. Surgical technique.

Otolaryngol. Head Neck Surg 94, 147-152 (1986)

Toti, A.: Nuovo metodo conservatore di cura radicale delle suppurazioni croniche del sacco lacrimale (dacriocistorhinostomia). Clin. Moderna (Firenze) 10, 385-387 (1904)

West, J.M.: A window resection of the nasal duct in cases of stenosis
Trans. Am. Ophtalmol. Soc. 12, 654-658 (1914)

Woog, J.J., Metson, R., Puliafito, C. A.: Holmium : YAG laser dacryocystorhinostomy
Am. J. Ophtalmol. 116, 1-10 (1993)

5. FÜGGELÉK - LASER SZÓTÁR.

Abláció:	A szövetek egy részének vaporizációval történő eltávolítása.
Abszorbcio:	A lasersugárnak a szövetekben való elnyelődését követő energia átalakulás, melynek során hőenergia keletkezik.
Abszorbcios koeficiens:	Adott hullámhosszúságu laser vízben való abszorbcios képességének a mértéke.
Aktív médium:	Az a közeg, melynek gerjesztésével a lasersugár előállítható.
Amplifikáció:	A stimulált emisszió révén keletkező lasersugárnak a közeg két végén elhelyezkedő tükrök segítségével történő felerősítése.
Amplitudó:	A hullám maximális magassága, mely arányos a lasersugár teljesítményével.
Apertura:	Az a nyílás, melyen keresztül a lasersugár elhagyja a laser médiumot.
Argon (Ar +):	Laser médiumként használt gáz, a kékeszöld látható fény tartományba eső lasersugár hullámhossza: kb. 488-514 nm.
Attenuáció:	A lasersugár energiájának mérséklődése abszorbcio vagy szóródás következtében.
Biostimuláció:	Kisteljesítményű lasersugárral (milliwatt) indukált szubcelluláris szintű metabolikus aktivitás, melyet sebgyógyulás elősegítésére és fájdalomcsillapításra lehet használni.
Célzó sugár:	Infravörös, vagy egyéb, láthatatlan lasersugárral együtt coaxiálisan alkalmazott hélium-neon (He-Ne) lasersugár.
Denaturáció:	A szövetek összetételének megváltoztatása laserrel, destrukció okozása nélkül. Szövetragasztáshoz használható módszer.
Depigmentáció:	Melanin szemcsék eltávolítása a bőrből laser segítségével.
Elektromágneses sugár:	Olyan sugárzás, melynek elektromos és mágneses komponense is van, melyek perpendikulárisan oszcillálnak egymással.
Elektron:	Negatív töltésű részecske, az atom alkotórésze.
Energia forrás:	A laser médium gerjesztéséhez használt magas feszültségű elektromosság, vagy intenzív felvillanásokra képes ívlámpa.
Energia sűrűség:	A lasersugár energiájának felületegységre eső mértéke.

Energia:	A munkavégző képesség mértéke. A lasersugár energiáját a teljesítmény (Watt) és az alkalmazás időtartamának (sec) szorzata határozza meg, mértékegysége a Joule (Wattsec).
Filter:	Szűrőberendezés, mely bizonyos hullámhosszúságú sugarak átengedését megakadályozza.
Fókuszfolt:	A lasersugárnak a szövetfelszínen egy pontban való koncentrálása, fókuszálása. Itt a legnagyobb a teljesítmény sűrűség.
Fókusz távolság:	Általában milliméterekben megadott távolság, mely a műtéti területnek a fókuszáló lencsétől való távolságát méri.
Folyamatos hullám:	A lasersugár alkalmazásának azon formája, amikor a sugárnyaláb nincs megszakítva (lásd még: pulzáló hullám).
Fotodinamikus terápia:	Cytotoxicus reakció előidézése fotoszenzibilis anyag (pl: porphyrin) és általában 500-600 nm hullámhosszúságú laser alkalmazásával, daganatszövetek szelektív elroncsolására. A fotoszenzibilizáló anyagot szelektíven abszorbeáló daganatszövet besugárzása a tumorterápia egy ígéretes útja lehet.
Fotokoaguláció:	Lasersugár alkalmazásával okozott koaguláció vagy szövetnekrózis.
Foton:	A fény azon legkisebb egysége, amely még rendelkezik a nyaláb összes fontos fizikai paraméterével (frekvencia, hullámhossz).
Fototoxikus:	Fényenergia által okozott kóros reakció (pl: égési sérülés napozás után).
Gerjesztés:	A laser médium atomjainak magasabb energiájú állapotba hozása általában ívlámpával vagy elektromos úton.
Gerjesztett stádium:	Az atom elektronjainak magasabb energiájú állapota.
Hélium Neon (He-Ne):	Járulékos vörös színű laser, amelyet láthatatlan laserek (CO ₂ , neodymium:YAG) mellett alkalmaznak célzósugárként.
Hertz (Hz):	Másodpercenként mért oszcilláció.
Holmium:YAG laser:	2100 nm hullámhosszúságú pulzáló laser.
Hullámhossz:	Két azonos fázisú pont távolsága egy periodikus hullámban.
Infravörös sugárzás:	Elektromágneses sugárzás, melynek hullámhossza 0.7µm-1 mm.

Inkandeszcencia:	A karbonizáció bekövetkezte után a további laserezés által okozott nagyfokú hőelnyelés, egyidejűleg a szén vaporizációja is végbemegy (kb. 2000 °C).
Ismételt pulzus:	Folyamatos hullámú laser állandó működtetése kapcsán az egymást követő pulzusok láncolata.
Joule:	Az energia mértékegysége 1 Joule = 1 Watt x 1 sec
Karbonizáció:	A szövetek felszínének elszenesedése, melyet fokozott hőelnyelés követhet további laserezés során.
Koaguláció:	Szöveti destrukció okozása hőenergia segítségével, miközben tényleges szöveteltávolítás nem történik (lásd még vaporizáció).
Koherens:	A lasersugarat alkotó hullámok térben és időben azonos fázisban vannak.
Kollimáció:	A lasernyalábot alkotó sugarak mindegyike párhuzamosan halad, a divergencia mértéke elhanyagolható.
Kontakt mód:	Lasersebészeti technika, amellyel vágni lehet a szöveteket. A kézbe fogható laserszonda direkt kontaktusban van a szövetekkel.
KTP laser:	A látható fény tartományába sorolható zöld színű laserfény, amelynek hullámhossza 532 nm.
Látható sugárzás:	Szabad szemmel is látható elektromágneses sugárzás Gyakran használt terminus a 400-700 nm hullámhosszúságú sugárzás jellemzésére.
Laser médium:	Bármilyen anyag, amely lasersugár előállításának forrása lehet.
Megszakított pulzus:	A lasernyaláb ritmikus megszakítása abból a célból, hogy az egyes pulzusok között elegendő idő álljon rendelkezésre a szövetek lehűlésére.
Mikromanipulátor:	Mikroszkóphoz vagy endoszkóphoz csatlakoztatható adaptor, mellyel a lasersugár iránya megváltoztatható.
Monokromatikus:	A laserfény csupán egyetlen hullámhosszal illetve színnel jellemezhető.
Nanometer (nm):	A laserfény hullámhosszának jellemzésére gyakran alkalmazott mértékegység, amely 10^{-9} métert jelent (a méter billiomod része).
Nanosecundum (nsec):	A másodperc billiomod része, 10^{-9} secundum.

Near contact:	A laser alkalmazásának egyik módja. A laserszonda csaknem érinti a szövetet, így magas energia esetén vaporizáció, alacsony energia esetén depigmentáció a besugárzás következménye.
Neodymium:	Rendkívül ritka ásvány, mely infravörös laser médiumként használható (neodymium:YAG laser, 1064 nm hullámhossz).
Non-contact:	A laser alkalmazásának egyik módja. A laserszondát a szövetek felszínétől eltávolítva koaguláció következik be.
Optikai tengely:	A lasersugár középső nyalábja.
Pulzáló laser:	Olyan laser, amely egyetlen pulzus vagy egy pulzuszáncolat formájában közvetíti energiáját a szövetekhez.
Pulzus tartam:	A pulzáló laser egyetlen pulzusának időtartama.
Sebészi dózis:	A szöveteket érő teljes energiamennyiség mértéke. Mértékegysége a $\text{Watt} \times \text{sec} / \text{cm}^2$.
Spontán emisszió:	Az atom magasabb energiájú állapotból alacsonyabb energiájú állapotba való természetes átalakulása, amely egy foton kibocsátásával jár.
Stand-by üzemmód:	A laser inaktíválása anélkül, hogy a készüléket kikapcsolnánk.
Stimulált emisszió:	Foton ütközése egy magasabb energiaállapotú atommal, s miközben az atom alacsonyabb energiaállapotba kerül egy újabb foton kerül kibocsátásra.
Sugárzás:	Hullámok vagy részecskék kibocsátása fény- hang- vagy hőenergia formájában.
Sugárzó energia:	Sugárzás formájában kibocsátott, továbbított vagy elnyelt energiamennyiség mértéke, melynek mértékegysége a Joule.
Szuperpulzáló üzemmód:	A laser alkalmazásának egyik módja, melynek során igen rövid idő alatt igen nagyteljesítményű laserfény kerül kibocsátásra. Folyamatos üzemmód esetén ilyen teljesítményű pulzust nem lehet előállítani.
Száloptika:	A laserfény célbajuttatásának egyik módja, melynek során a fény számos hajszálvékony üvegszálon halad végig belső szóródást követően.
Szemvédő filter:	Endoszkóphoz vagy mikroszkóphoz csatlakoztatható szűrő, mely védi a retinát a sugárkárosodástól.

Széndioxid (CO₂):	Laser médiumként használható gáz, a kibocsátott láthatatlan, infravörös lasersugár hullámhossza 10 600 nm.
Szóródás (scatter):	A laserfény feltöredezése és számtalan irányba való tovahaladása.
Teljesítmény sűrűség:	A laser teljesítményének felületegységre eső mértéke. Mértékegysége a Watt/cm ²
Termális effektus:	A környező szöveteket ért besugárzás mértéke.
Transzmisszió:	A sugárzásnak egy bizonyos közegen való áthaladása.
Ultraviola sugárzás:	Elektromágneses sugárzás, melynek hullámhossza kisebb, mint a látható fény hullámhossza.
Változtatható laser:	Különböző hullámhosszúságú sugárzás előállítására alkalmas laser.
Vaporizáció:	A laser szöveti effektusának egyik formája, melynek kapcsán a szövetek térfogata csökken (ellentétben a koagulációval).
Visszaszóródás:	A laserfény szóródása, melynek következtében a sugár iránya az eredetivel ellentétessé válik (backscatter).

