

Lääkelaitoksen julkaisusarja 4/2003

**Hammaslääketieteessä, suu- ja kasvokirurgiassa
sekä korva-, nenä- ja kurkkutaudeissa
käytettävät biomateriaalit**

Jouni Heikkilä
Yrjö T. Konttinen
Jukka Salonen



LÄÄKELAITOS
LÄKEMEDELVERKET
NATIONAL AGENCY
FOR MEDICINES

**HAMMASLÄÄKETIETEESSÄ, SUU- JA
KASVOKIRURGIASSA
SEKÄ KORVA-, NENÄ- JA KURKKUTAUDEISSA
KÄYTETTÄVÄT BIOMATERIAALIT**

Osa 2

Toimittaneet

Jouni Heikkilä
Yrjö T. Kontinen
Jukka Salonen

Julkaisija:

Lääkelaitos
Terveystieteiden tutkimuskeskus –osasto
PL 55
00301 Helsinki
Puh. 09 47334 242
Fax 09 47334 266
www.nam.fi

ISBN 952-5099-57-1
ISSN 12238-8777

Sisällysluettelo

1.	Yhteenvedo hammaslääketieteessä käytettävistä biomateriaaleista.....	4
1.1.	Kirjallisuutta:	6
2.	Hammaslääketieteessä ja suukirurgiassa käytettävät biomateriaalit.....	8
2.1	Hampaiden kiinnityskudosten hoidon tukena käytettävät biomateriaalit	8
2.1.1	Luusiirteet ja luun korvikkeet.....	8
2.1.2	Kudoskasvua ohjaavat kalvot (GTR-kalvot)	10
2.1.3	Hammasjuuren pintakäsittelyyn tarkoitettuja aineita.....	11
2.1.4	Kasvutekijät	11
2.2	Hampaiden oikomishoidossa käytettävät biomateriaalit	11
2.2.1	Ortodonttiset materiaalit	12
2.2.2	Kirjallisuus.....	13
2.3	Juurihoidossa käytettävät aineet	13
2.3.1.	Juurikanavan käsittelyaineet (huuhtelu, puhdistus, desinfektio ja väliaikaiset täytteet)	14
2.3.2	Juurikanavan täyteaineet ja saumatiivisteet (sealerit).....	15
2.3.3	Kirjallisuutta.....	15
2.4	Korjaavassa karieshoidossa käytettävät biomateriaalit	15
2.4.1.	Esikäsitellyaineet, eristysaineet, alustäytteet, sidosmuovit ja väliaikaiset täyteaineet.....	16
2.4.2	Varsinaiset (pysyvät) täyteaineet ja niiden edut ja haitat.....	17
2.4.3	Täyteaineen valinta.....	21
2.4.4	Lasi-ionomeeri	22
2.4.5	Muovi-ionomeerit	22
2.4.6	Yhdistelmämuovit.....	23
2.4.7	Hammasamalgaami (hopea-tina-amalgaami)	23
2.4.8.	Muut täytemateriaalit	24
2.5	Proteeseissa käytettävät biomateriaalit	25
2.5.1	Polymeerit.....	25
2.5.2	Metallit.....	27
2.5.3	Keraamit.....	28
2.5.4	Yhteenvedo.....	29
2.5.5	Kirjallisuus.....	29
2.6	Yhteenvedo polymeerien käytöstä	29
2.6.1	Korvaavassa karieshoidossa (paikkaushoidossa) käytettävät polymeerit.....	30
2.6.2	Protetiikassa käytettävät polymeerit	30
2.6.3	Oikomishoidossa käytettävät polymeerit	31
2.6.5	Yhteenvedo.....	31
2.7	Yhteenvedo metallien käytöstä	32
2.7.1	Kehitystaustaa.....	32
2.7.2.	Vaatimuksia ja olosuhteita käyttöalueiden perusteella arvioituna	32
2.7.3	Kirjallisuus.....	36
2.8.	Hammasimplanttimateriaalit	37
2.8.1.	Yleistä	37
2.8.2.	Endosseaaliset implantit.....	37
2.8.3	Subperiosteaaliset implantit	39
2.8.4	Implanttipinnoitteet.....	39
2.8.5	Kirjallisuus.....	43
2.9	Hammaslääketieteessä ja suu- ja leukakirurgiassa käytettävien materiaalien haittavaikutukset	44
2.9.1.	Johdanto	44
2.9.2	Perusmekanismit	44
2.9.3	Kliiniset ilmenemismuodot	44
3.	Kasvokirurgiassa, korva-, nenä- ja kurkkutaudeissa käytettävät biomateriaalit.....	46
3.1	Yleistä	46
3.2	Murtumalevyt	46
3.3	Osteosynteesiruuvit	47
3.4	Osteosynteesilanka.....	47

3.5 Metalliklipsit	47
3.6 Silmäkuopan pohjalevyt	48
3.7 Kudosliima	49
3.8 Kudospuutosten korvausmateriaalit ja leikkausontelon täyttömateriaalit	49
3.9 Kuuloluuproteesit	50
3.10 Korvatorviproteesi	50
3.11 Kuulon apuvälineet	50
3.12 Ulkokorvan proteesi	51
3.13 Välikorvan ilmastointiputket	51
3.14 Nenän sivuontelokirurgia	52
3.15 Nenäkirurgia	52
3.16 Kurkunpääproteesi	52
3.17 Trakeaproteesit	52
3.18 Tyroplastiainplanti	53
3.19 Trakeostomiakanyylit	53
3.20 Ruokatorviproteesi	53
3.21 Gastrostomat	54
3.22 Silmäluomien painot	54
3.23 Kirjallisuusluettelo	54

1. Yhteenvedo hammaslääketieteessä käytettävistä biomateriaaleista

Yrjö T. Kontinen, Antti Yli-Urpo

Hammaslääketieteessä käytetään enemmän ja monipuolisemmin biomateriaaleja kuin millään muulla lääketieteen alalla. Tämän vuoksi myös kaikki eri biomateriaalikategoriat ovat käytössä sovelluksissa, joissa niitä käytetään kontaktissa syljen, ientaskunesteen, hammas- ja ientukikudoksen, luun ja veren kanssa erilaisiin hoidollisiin tarkoituksiin. Yleensä niistä ei ole paikallisia eikä systeemisiä haittoja isännälle, mutta mekaanisia peittämissä (kuluminen, viruminen, hajoaminen) ja toksisia ja allergisia reaktioita esiintyy (Park 1995). Toisinaan vierasesineet altistavat infektioille ja häiritsevät kudosten normaalia kasvua, kehitystä ja muovautumista tai paranemisprosessia. Nämä haitat liittyvät osin siihen, miten hyvin aiheita ja miten hyvällä tekniikalla näitä biomateriaaleja asennetaan, ja missä määrin absoluuttiset ja relatiiviset vasta-aiheet on huomioitu niiden käytössä. Tilaaajan toivomuksesta ja selvityksen luonteen vuoksi selonteossa on keskitytty lähinnä itse biomateriaaleihin, niiden hyviin ja huonoihin puoliin. Nämä edut ja haitat voidaan myös esittää tiivistetysti taulukon muodossa (Taulukko 1).

Biomateriaaleja käytetään hammaslääketieteessä moninlaisiin tarkoituksiin. Metalliseoksia käytetään täytemateriaaleina, kruunuina, siltoina ja luunsisäisinä ja luukalvon alaisina hammasimplantteina (Lemons 1996). Polymeerejä käytetään täyteaineina, valumuotteihin, hammasproteesien pohjalevyihin, urheilijoiden hammassuojoihin, lujitemuovikiskoihin, kiinnityssementteinä, hammasjuuritäyteenä, oikomiskojeisiin ja niiden kumivetoihin sekä kuduskasvua ohjaaviin kalvoihin. Keraameja käytetään valumuotteihin, alloplasteihin, oikomiskojeiden kiinnikkeisiin, hammaskruunuihin, paikkoihin ja pintalaminaatteihin (Silver 1994). Luontoperäisten materiaalien käyttö on vasta aluillaan, mutta niihin liittyy suuri kehityspotentiaali, koska solu- ja kudosisäilytysteknikat sekä rekombinantti-DNA -teknologia mahdollistavat bioaktiivisten produktien tuoton. Komposiitit ovat jo nykyään käytössä esimerkiksi lasi-inomeereissa ja kuitulujitteisissa muovissa, ja ne ovatkin toinen nopeasti kehittyvä alue, koska uusien materiaalien ja niiden yhdistelmien tarkoituksenmukaisella käytöllä on paljon kehityspotentiaalia (Ambrosio ym. 1998).

Biomateriaaleilta edellytetään biokompatibiliteettia. Tämän vuoksi niiden on läpäistävä standardoidut I vaiheen testit, joissa selviää niiden sytotoksisuus, mutageenisuus, karsinogeenisyys, vaikutukset lisääntymiseen, myrkyllisyys, ärsytysvaikutukset, herkistävät ominaisuudet, hemokompatibiliteetti, mahdollisen sterilisaation aiheuttamien jäämien vaikutukset ja mahdollisen hajoamisen ja/tai kulumajäämän vaikutukset. Kun materiaali on tältä osin todettu soveliaaksi, siirrytään II vaiheen testeihin, joilla selvitetään materiaalin paikallisvaikutukset paikoilleen asennettuna. Esimerkiksi täytemateriaalin kohdalla selvitetään sen vaikutukset hammasyttimeen, tulehdukseen ja asentamista seuraavaan paranemisprosessiin koe-eläimissä. Tämä voi asettaa hammaslääketieteessä suuriakin vaatimuksia biomateriaaleille, koska ne voivat joutua kosketuksiin useammankin kudoksen kanssa, esimerkiksi limakalvon läpäisevät hammasimplantit luun, ienkudoksen ja syljen kanssa (Park ja Lakes 1992). III vaiheen testeissä biomateriaali ja siitä valmistetut tuotteet validoidaan ihmisillä tehtävien kliinisin kokein. Tämä on tärkeää useammastakin syystä. Yllämainitut standardoidut testit eivät testaa tuotteen muotoilua, joka on viime vuosina havaittu yhdeksi tärkeimmäksi ennustetekijäksi implantin käyttöikä ja -kelpoisuutta ajatellen. Standardoiduilla biomateriaalitesteillä pyritään nimenomaan sulkemaan pois haittavaikutukset, ja vaatimukset esitetäänkin yleensä negatiivisten muodossa. Hyvältä tuotteelta vaaditaan tämän lisäksi usein

positiivisiakin ominaisuuksia, jotka tukevat biomateriaalin ja siitä valmistetun laitteen käyttötarkoitusta, esimerkiksi kiinnittymistä hammasluuhun ja kiilteeseen.

Yksi hammaslääketieteessä käytettäville biomateriaaleille tyypillinen piirre on se, että ne valmistetaan usein *on-site* hammaslääkärin vastaanotolla, jopa potilaan suussa. Tämän johdosta hammaslääkärin ja -tekniikon taidot yhtenä onnistumiseen tai epäonnistumiseen vaikuttavana tekijänä korostuvat, kuten myös koulutuksen, kokemuksen ja taitojen merkitys. Toinen edellä mainitusta piirteestä johtuva erityisongelma on hoitohenkilökunnan altistuminen päivittäisen työskentelyn seurauksena esimerkiksi herkistävälle akryylimuoveille. Hoitohenkilöstön työturvallisuuteen ja toimipaikkakoulutukseen on panostettava riittävästi.

Monikaan ei tule ajatelleeksi, että esimerkiksi niinkin yksinkertaista biomateriaalia kuin terästä on useita tuhansia laatuja! Tuotantoprosessin kontrolli takaa sen, että biomateriaalilla ja tuotteella on siltä edellytettävät laatuominaisuudet ja että se vastaa hyväksytyjä luokituksia. Biomateriaalien ja vertailumateriaalien valmistus on standardoitu. Kriittiset vaiheet tunnistetaan tuotantoprosessissa, ja niiden toimivuus varmistetaan monitoroimalla. On tärkeää aina varmistaa, mikä on ollut kulloinkin tarkasteltavana olevan biomateriaalin valmistusmenetelmä ja se, että kyseessä olevalla biomateriaalilla ja tuotteella todellakin on siltä vaadittava laatumerkintä. Tämä jää viime kädessä implantin asentavan lääkärin vastuulle. Jos lääkäri käyttää implanttia, jolta puuttuu CE-merkintä, hän tietysti altistaa potilaansa turhille riskeille. Tällaisessa tilanteessa vastuuvakuutus ei tietystikään korvaa lääkärille potilasvahinkoa vaan mahdolliset korvaukset maksaa lääkäri itse.

Maailmanmarkkinoilla on saatavilla ja potilaisiin asennetaan hyvinkin vaihtelevanlaatuista materiaaleja. Suomalaisen potilaan turvallisuuden kannalta on siksi välttämätöntä pyrkiä takaamaan se, että markkinoillemme tulevat tuotteet dokumentoidaan asianmukaisesti ja että niiden valmistus ja laatu täyttävät hyväksytyt normit ja kriteerit. Tämä tapahtuu kehittyneissä maissa valvontaviranomaisten toimesta lakisääteisenä toimintana. Monissa maissa tällainen valvontajärjestelmä puuttuu tai se toimii hyvin huonosti.

Markkinoiden jälkeisellä seurannalla on tärkeä sijansa osana valvovaa viranomaistoimintaa implantologian alalla. Suomessa on 01.04.1994 lähtien toiminut hammasimplanttirekisteri (Pihakari ym. 1999). Hammaslääkäreillä on lainvoimainen velvollisuus raportoida kaikki asettamansa tai poistamansa hammasimplantit tähän koko maan kattavaan rekisteriin. Tätä ilmoitusvelvollisuutta on silti laiminlyöty, mistä voi olla ikäviäkin seurauksia asianosaisille jatkossa. Hammasimplanttirekisterin avulla voidaan seurata kehitystrendejä, alueellisia eroja, leikkausaiheita, komplikaatioita, irtoamisia ja niiden syitä. Näin voidaan tunnistaa kehityskohteita, koulutustarvetta ja vertailla eri implanttimallien paremmuutta. Rekisteri tuottaa sekä potilastyössä että terveyden- ja sairaanhoidon suunnittelussa tärkeää tietoa.

Laatu on menestystekijä ja siksi tärkeä Suomen kaltaiselle korkean teknologian ja tieto-aidon maalle. Pohjoismaat ovat olleet tiennäyttäjiä työssä, jossa on asiaperustein pyritty järkiperäistämään ja parantamaan hammaslääketieteessä käytettävien biomateriaalien valvontaa ja käyttöä. Alan nopean kehityksen ja kasvavien markkinoiden vuoksi alan tutkijoilla, klinikoilla ja valvovilla viranomaisilla on työntäyteiset ja kiinnostavat tulevaisuuden näkymät.

1.1. Kirjallisuutta:

Ambrosio L, Carotenuto G, Nicolais L: Composite materials. Kirjassa: Handbook of biomaterial properties. Toimittajat: Black J, Hastings G. Chapman & Hall, London, 1998

Lemons JE: Dental implants. Kirjassa: Biomaterials science. Toimittajat: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Academic Press, San Diego, sivut 308-319, 1996

Park JB, Lakes RS: Hard tissue replacement II: joints and teeth. Kirjassa: Biomaterials. An introduction. 2. painos. Plenum Press, New York, sivut 317-354, 1992

Park JB: Biomaterials. Kirjassa: The Biomedical Engineering. Handbook. Toimittaja: Bronzino JD. CRC Press and IEEE Press, Boca Raton, sivut 529-536, 1995

Pihakari A, Hirvonen A, Nevalainen J: The 1997 Dental Implant Yearbook. Publications of the National Agency for Medicines 1, 1999

Silver FH: Dental implants. Kirjassa: Biomaterials, medical devices and tissue engineering. An integrated approach. Chapman & Hall, London, sivut 220-235, 1994

Taulukko 1. Hammaslääketieteessä käytettävien biomateriaalien luokittelu ja ominaisuudet.

Edut	Haitat	Esimerkki
Lujia, kovia, työstettävissä, kulutuskestävyys, voidaan sekoittaa keskenään (lejeeringit), muisti(metallit)	Korroosio, painavia, sähkön- ja lämmönjohtokyky, metalliallergiat, epäesteettisyys	Korjaavassa karieshoidossa käytettävä amalgaami varsinkin kuormittuvilla alueilla molaareissa
Lujia, keveitä, muovailtavissa, esteettisyys	Viruminen, murtuminen, kuluminen, liukaisen monomeerijäämän aiheuttamat ärsytysreaktiot, allergiat	Korjaavassa karieshoidossa käytettävä yhdistelmämuovi esteettisesti tärkeillä alueilla, juurikanavan täyteaine guttaperkka
Biokompatibiliteetti, esteettisyys, puristuslujuus, korroosionkestävyys, kulutuskestävyys, inertia*	Hauraita	Hammaskruunut, hampaiden näkyvien pintojen laminaatit
Voivat korvautua omilla kudoksilla, edulliset interaktiot isännän solujen ja kudosten kanssa (bioaktiivisuus), kehityspotentiaali	Rajallinen saatavuus (autograftit), antigeenisuus, infektioriskit (HIV, hepatitis virukset), hajoaminen	Luusiirteet, kudoksen kasvua ohjaavat kollageenikalvot
Kestäviä, monia vaihtoehtoja, kehityspotentiaali	Vaikeita valmistaa	Lasi-ionomeeri täyteaineet, protetiikassa käytettävät kuitulujitteiset muovit

*Myös resorboituvia (esim. trikalsiumfosfaatti) ja bioaktiivisia (esim. biolasi) keraameja käytetään biomateriaaleina

**Sisältävät ainakin kaksi rakenteeltaan ja/tai ominaisuuksiltaan poikkeavaa faasia, esimerkiksi jatkuvan polymeerimatriisin ja epäjatkuvien lujitekuitujen muodostama komposiitti

2. Hammaslääketieteessä ja suukirurgiassa käytettävät biomateriaalit

2.1 Hampaiden kiinnityskudosten hoidon tukena käytettävät biomateriaalit

Jukka Salonen

Kirurgisessa parodontaaliterapiassa ien irrotetaan hampaasta ja luodaan tilanne, jossa hampaan infektoitunut juurenpinta voidaan pikkutarkasti puhdistaa ja kiillottaa mahdollisimman hyvissä olosuhteissa. Toimenpiteen yhteydessä poistetaan myös infektoituneeseen alueeseen rajautuva granulaatiokudos. Kirurginen puhdistus pysäyttää tulehduksen etenemisen mutta ei pysty palauttamaan ennalleen hampaan taudin aikana menettämää säie- ja luukudoskiinnitystä. Parodontaalikudosten regeneraatiota edistämään on pyritty kehittämään materiaaleja, joilla on menetettyjen kudosten kasvua tukevia ominaisuuksia. Menetelmät perustuvat yleisesti hyväksytyyn ajatukseen siitä, että eri kudoksilla on erilainen paranemisnopeus ja että hampaan leukaluuhun kiinnittävän juurikalvon soluilla (PDL-fibroblasti) on erityinen kyky erilaistua sekä luuta että juurisementtiä muodostaviksi soluiksi ympäristön sen salliessa. Materiaalit, joita on käytetty tavoitteen saavuttamiseksi ovat luonteeltaan 1) luutäytteitä, 2) kudoskasvua ohjaavia kalvoja ja 3) hammasjuuren pintakäsittelyyn tarkoitettuja valmisteita.

2.1.1 Luusiirteet ja luun korvikkeet

Luusiirteiden kehitystyö nojaa eri materiaalien fysikaalisiin ja kemiallisiin ominaisuuksiin sekä niiden vaikutusmekanismeihin kudostasolla. Tarkasteltavia muuttujia ovat: 1) luuta muodostava kyky, jolloin siirteen mukana on eläviä, luuta muodostavia soluja, 2) luunmuodostusta indusoiva kyky, jolloin siirre suosii erilaistumattomien mesenkyymisolujen muuttumista aktiivisiksi osteoblasteiksi ja 3) luun kasvua ohjaava kyky, jolloin materiaali tarjoaa erilaistuneiden solujen käyttöön pinnan, jonka päälle luukudos muodostuu ja jota pitkin se levittäytyy. Useimmilla käytössä olevilla materiaaleilla on enemmän kuin yksi toivottu ominaisuus. Siirretyypin valinnassa keskeinen tekijä on hoidettavan vaurion koko. Perussääntö on, että mitä suurempi leesio, sitä tärkeämpää on lisätä autogeenisen luun suhteellista osuutta siirteessä.

Autografti on luusiirre, joka on irrotettu potilaasta itsestään. Sen ominaisuudet siirteenä ovat yleensä parhaat mutta saatavuus on rajallinen. Muita helpommin saatavia ja runsaammin tarjolla olevia materiaaleja verrataan siihen. Siirteenä käytettävän autogeenisen luun rakenne voi olla kortikaalinen, hohkaluinen tai niiden yhdistelmä. Sillä on sekä osteogeenistä, osteoinduktiivista ja osteokonduktiivista potentiaalia. Parodontaalikirurgiassa käytetty luu otetaan yleisimmin leukaluusta, hammaskaarten takaa, eksostooseista tai leuan kärjestä.

Allografti saadaan saman lajin joko elävältä tai kuolleelta luovuttajalta. Allograftit ovat osteoinduktiivisia (*bone morphogenic proteins*, BMPs) ja osteokonduktiivisia materiaaleja, mutta niissä ei itsessään ole luuta muodostavia soluja. Allograftimateriaalit ovat joko käsiteltyä normaalia luuta (FDBA, *freeze dried bone allograft*) tai demineralisoitua luuta (DFDBA, *decalcified freeze dried bone allograft*). Allografteihin liittyy ongelmia, jotka koskevat materiaalien antigeenisyyttä, luovuttajan terveyskysymyksiä ja materiaalien asettamiseen vaikuttavia teknisiä vaikeuksia. Vierasesinereaktion vähentämiseksi allograftit esikäsitellään käyttämällä jäädytystä, jäähdytyskuivausta, säteilytystä ja kemikaalikäsittelyjä. Allograftit valmistetaan täydellisen steriilisti ja säilytetään luupankeissa. Monet potilaat vierastavat kuitenkin tuntemattomilta luovuttajilta peräisin olevia valmisteita ja haluavat itselleen asetettavan synteettisiä luusiirteitä eli alloplasteja

Alloplastit ovat keinotekoisesti muokattuja luonnonmateriaaleja tai synteettisiä materiaaleja, jotka ovat osteokonduktiivisia, turvallisia ja hyvin siedettyjä. Alloplastisten materiaalien regeneratiivinen,

hampaan kiinnityksestä vastaavan kudoksen kompleksin (juurisementti, juurikalvo ja luu) ennalleen palautumiseen suuntautuva potentiaali on pieni. Sen sijaan niiden osuus luukudosta muodostavana ja sitä säilyttävänä materiaalina, yksin tai yhdessä autogeenisen siirteen kanssa on merkittävä. Alloplastisia materiaaleja on tarjolla muodoltaan, rakenteeltaan ja kooltaan erilaisina partikkeleina tai kappaleina. Materiaalit voivat olla resorboituvia tai resorboitumattomia, tiiviitä tai huokoisia (mikrohuokoisia 1-5 µm tai makrohuokoisia 100-350 µm) ja olomuodoltaan amorfisia tai kiteisiä. Useat tekijät, kuten keraamien Ca/P -suhde, epäpuhtaudet ja ionien korvautuminen sekä erilaiset valmistustekniikat, lämpökäsittely ja sterilisointi vaikuttavat alloplastisten materiaalien käyttäytymiseen kudoksissa.

Yleisimmin parodontaaliterapiassa käytettyjä alloplasteja ovat **keraamit**: synteettinen tai luontoperäinen resorboitumaton **hydroksiapatiitti (HA)** ja synteettinen resorboituva **trikalsiumfosfaatti (TCP)**. Keraamien hyviä puolia ovat niiden tarjoama osteokonduktiivinen pinta ja hyvä puristuslujuus. Muuten ne ovat kuitenkin hauraita, ja ne kapseloituvat tai siirtyvät kudoksissa melko helposti mikäli eivät ole luun kanssa välittömässä kosketuksessa.

Kaupallisten HA-valmisteiden joukossa on tiiviitä, resorboitumattomia granuloita (Calcitite® HA ja Orthomatrix Hydroxyapatite 500® ja 1000®), luuperäisiä huokoisia granuloita (OsteoGraf® N), huokoisia (*low-density*) synteettisiä granuloita (OsteoGraf® LD), tiiviitä synteettisiä granuloita (OsteoGraf® D), hyvin huokoista kiteistä hydroksiapatiittia (OsteoGen®, HA Resorb®) ja huokoisia HA-TCP granuloita (Interpore 200®). Interpore 200® on valmistettu koralliperäisestä kalsiumkarbonaatista, joka antaa valmisteelle kolmiulotteisen, luuta muistuttavan mikrorakenteen. Jos valmistetta on kahta granulakokoa, pienempi on yleensä tarkoitettu parodontaalikäyttöön ja suurempi selvemmin ortopedisiin indikaatioihin.

HA-valmisteiden kliinisen käytön helpottamiseksi on kehitetty yhdistelmäkoostumuksia, joissa resorboituvana osapuolena on **kipsi** (kalsiumsulfaatti). HA:n sitomisen (Hapset®) lisäksi kipsiä on käytetty myös muiden luusiirteiden paikalleen sitomiseksi korjattavalle alueelle (Capset®). Kipsistä voidaan muodostaa myös pehmytkudosten kasvua rajoittava pinta siirteiden päälle (GTR, *Guided Tissue Regeneration*), mikä lisää itse luukudoksen paranemismahdollisuuksia.

Trikalsiumfosfaattia on kaupallisesti saatavana sekä huokoisessa muodossa (CalciResorb®) että tiiviinä joko pieninä (Synthograft®) tai suurempina granuloina (Augmen®).

Bio-Oss® on **epäorgaanista naudan luuta**, josta on kemiallisesti n. 300 °C:n lämpötilassa erotettu orgaaninen komponentti. Materiaalissa säilyy sekä luulle ominainen huokoisuus että kolmiulotteinen mikrorakenne, jonka tarjoama suuri hydroksikarbonaattiapatiitista muodostunut pinta toimii osteokonduktiivisena, proteiineja ja kasvutekijöitä adsorboivana kasvualustana. Materiaalia käytetään luudefektien täytteenä parodontaalikirurgiassa ja muualla kasvojen ja leukojen alueella. Materiaalin indikaatioalue laajenee, kun sitä käytetään yhdessä autogeenisen luun kanssa.

Luutäytteeksi tarkoitettua **kalsiumkarbonaattia** eli BioCoralia® valmistetaan luonnon korallista. Materiaali on hyvin huokoista. Sen huokoskoko on suuruusluokkaa 150 µm, ja sitä markkinoidaan parodontologiisiin indikaatioihin granuloina, jotka ovat kooltaan 300-400 µm. Materiaalin etuna pidetään sitä, että se tarjoaa kudoksille "valmiin karbonaattipinnan". Samanlainen pinta alkaa muodostua apatiittityyppisille materiaaleille vasta kun ne asetetaan hoidettavalle alueelle, paikalleen kudokseen.

Synteettinen, luuta korvaava **mikrohuokoinen polymeeri** (Bioplant HTR®-24) on pintakäsitelty kalsiumhydroksidilla, joka myös muuttuu kudolosuhteissa kalsiumkarbonaatiksi. Materiaali toimitetaan resorboitumattomina huokoisina granuloina, jotka on muotoiltu sopiviksi tukemaan luun

konduktiivista kasvua sekä niiden pinnalle että sisään. Granuloiden erityispiirre on negatiivinen pintavaraus, jonka arvellaan estävän bakteerien kolonisaatiota materiaalin pinnalle, lisäävän materiaalin adheroitumista luukudokseen ja edesauttavan luun kantasolujen vaeltamista ja erilaistumista aktiivisiksi osteoblasteiksi. Materiaalia on menestyksellisesti käytetty sekä hampaiden poistokuoppien että parodontaalisten luutaskujen täyteenä.

Bioaktiivinen lasi (PerioGlas®, BioGran®) on amorfista, resorboituvaa keraamia, joka valmistetaan kalsium-, natrium- ja piioksidista, sekä pienestä määrästä fosfaattia (Ca, Na₂O, SiO₂, P₂O₅). Materiaalin perusominaisuus on sen ja kudoksen välillä tapahtuva kemiallinen reaktio, joka johtaa hydroksi-karbonaatti-apatiittikerroksen muodostumiseen lasin pinnalle. Muodostuva reaktiokerros kiinnittää materiaalin tiukasti luuhun, mutta se toimii myös proteiineja sitovana osteokonduktiivisena luusolujen kasvualustana. Pintareaktiossa syntyvä apatiittikerros sitoo lasin myös säikeiseen sidekudokseen. Lisäksi on mahdollista, että bioaktiivisesta lasista vapautuvilla ioneilla on määrättyissä pitoisuuksissa solujen kasvutekijätuotantoa, jakaantumista ja erilaistumista edistävää vaikutusta. Bioaktiivisen lasin emäksisyydestä ja siitä vapautuvien ionien korkeasta pitoisuudesta johtuen materiaali estää myös mikrobien kasvua. Bioaktiivista lasia voidaan käyttää erilaisten suun alueen luupuutosten (poistokuopat, traumat, parodontaaliset luutaskut, periapikaalileesiot) hoitoon ja pulpan suojaukseen. Erityistapauksissa, etenkin yhdessä autogeenisen luun kanssa, materiaalia voidaan käyttää luumassan lisäämiseen preproteettisena toimenpiteenä. PerioGlas® on kehitetty käytettäväksi parodontaalisten luupuutosten täyttöön. BioGran® -tuote on puolestaan bioaktiivista lasia, jonka erityispiirre perustuu raekokoon 300-355 µm: valitun raekoon omaavat partikkelit reagoivat kudoksissa muodostaen sisäänsä luuta suosivan suojaisan kasvukammion.

2.1.2 Kudoskasvua ohjaavat kalvot (GTR-kalvot)

GTR-kalvojen käyttö parodontaaliterapiassa perustuu käsitykselle, että ienleikkauksen jälkeen hampaan juuren pinnan valtaava solutyyppejä määrää sen, millaiseksi hampaan kiinnitys hoidetulla alueella muodostuu (*Guided Tissue Regeneration*). Kiinnityksen regeneraation kannalta toivotuin solutyyppejä on terveestä juurikalvosta vaeltava fibroblasti (PDL-fibroblasti). Nämä solut pystyvät erilaistumaan osteoblasteiksi ja sementoblasteiksi ja muodostamaan uutta juurikalvoa toisin kuin ikenestä peräisin olevat solut. Hoitotilanteessa kalvo asetetaan ikenen ja alveoliluun väliin ja tuetaan hampaaseen siten, että epiteelin ja ikenen fibroblastien vaellus regeneroituvalla alueella estyy. Kalvoja voidaan käyttää yhdessä luusiirteiden kanssa ja sovellettuna implanttihoitoon. Kalvot voivat olla resorboitumattomia tai kudoksissa resorboituvia.

Pisimpään käytössä olleet resorboitumattomat kalvot (GORE-TEX®) on valmistettu venytetystä **polytetrafluoroetyleenistä** (ePTFE). Venytys muuttaa pinnan säikeisen huokoiseksi. Huokoisuuden, joka on ePTFE:llä n. 5-30 µm, arvellaan vaikuttavan erityisesti epiteelin vaellusta rajoittavasti. Pyrittäessä vähentämään mikrobien kolonisoitumista materiaalin sisään huokoskokoa on pienennetty 0.2-0.3 µm välille (TefGen-FD®) tai eliminoitu (IMTEC BioBarrier®). Edellisellä, ns. nanopolytetrafluoroetyleenikalvolla arvellaan olevan myös tehokkaammin epiteelin vaellusta estävä vaikutus. PTFE-kalvojen käyttöä hankaloittaa niiden suhteellinen jäykkyys ja se, että ne täytyy kirurgisesti poistaa parantuvalla alueelta hoidon jälkeen.

Resorboituvia kalvoja valmistetaan sekä synteettisesti että luonnonmateriaaleista. Synteettisten kalvojen eniten käytetty perusmateriaali on maitohapon polymeeri - **polylaktidi, PLA** (PLLA/PDLA), jota on kehitetty edelleen yhä paremmin GTR-tarkoitukseen sopivaksi. Esimerkkejä tämäntyyppisistä kalvoista on Guidor®-kalvo, joka on valmistettu polylaktidin ja sitruunahapon estereistä, taipuisa GORE RESOLUT®-kalvo ja VICRYL®-kalvo (Polyglatin 910). Jälkimmäiset on valmistettu **poly-L-laktidin (PLLA) ja polyglykolidin (PGA) kopolymeereistä**. Materiaalit

tuotetaan kuituina, joista muokataan tai kudotaan kudokasvua ohjaavia kolmiulotteisia matriiseja. Myös **poly-D-laktidista** (PDLA) on valmistettu GTR-kalvoa (Atrisorb® Bioabsorbable Barrier). Tuote on siitä erilainen, että se toimitetaan liuotettuna *N*-metyyl-2-pyrrolidoniin. Päästessään kosketukseen veden tai kudosten kanssa valmiste alkaa kovettua. Kastamisen jälkeen materiaali voidaan muotoilla sopivan kokoiseksi, kalvomaiseksi, hyvin haavapintaan adheroituvaksi kudokasvua ohjaavaksi vyöhykkeeksi. PLA ja PGA muodostavat hajotessaan happoja, mikä saattaa laukaista kudoksissa tulehdusreaktion.

Kollageenista valmistetut kalvot (BioMend®, BIO-GIDE® Bilayer Collagen Membrane) ovat hitaasti resorboituvia kalvoja, joiden arvellaan suhteellisen kestävyytensä vuoksi suosivan nimenomaan luukudoksen regeneraatiota (GBR). Kollageenikalvot resorboituvat täydellisesti kudoksista kollageenaasientsyymien vaikutuksesta noin 12 viikossa. Kalvot integroituvat hyvin ympärillä oleviin kudoksiin ja päästävät lävitseen ravinteita. Nämä ominaisuudet vähentävät ikenen vetäytymisriskiä ja riskiä, että kalvo paljastuisi kudoksen alta paranemisvaiheen aikana.

2.1.3 Hammasjuuren pintakäsittelyyn tarkoitettuja aineita

Hampaan kiinnityskudosten regeneraatiota voidaan tavoitella käsittelemällä puhdistettu juurenpinta kiilleproteiinilla. Hampaan pintaan levitettynä eläinperäinen **kiilleproteiini amelogeniini** (EMDOGAIN®) edistää sementtiä muodostavien solujen kerääntymistä käsitellylle pinnalle. Sementtikerroksen kasvaessa siihen ankkuroituneet kollageenisäikeet kiinnittävät hampaan ympäröiviin kudoksiin. Kiilleproteiini toimitetaan pakastekuivattuna pulverina, joka sekoitetaan kuljettaja-aineen kanssa helposti levitettäväksi geeliksi. Tuote on biologisesti hajoava. Lajien kehityshistoriassa kiilleproteiinit ovat pysyneet pitkään muuttumattomina, minkä vuoksi vieraasta eläinlajista peräisin olevat valmisteet eivät aiheuta ihmisissä allergisia tai immunologisia reaktioita.

2.1.4 Kasvutekijät

Kudosten regeneraatio edellyttää solujen vaellusta, jakaantumista, erilaistumista ja solunväliaineen synteesiä. Siksi on luonnollista, että tutkijat ovat harkinneet myös **kasvutekijöiden** käyttöä parodontaaliterapiassa. Monilla kasvutekijöillä voidaan vaikuttaa sekä luun kasvuun että sen resorptioon. Kiinnostavia ovat esimerkiksi transformoiva kasvutekijä beta (TGF-β), verihiutaleista peräisin oleva kasvutekijä (PDGF), insuliininkaltaiset kasvutekijät I ja II (IGF-I ja IGF-II) ja fibroblastikasvutekijä (FGF).

Kasvutekijöiden ja sytokiinien kudokasvun nopeuteen vaikuttavasta ominaisuudesta poiketen luusolujen erilaistumiseen vaikuttavat proteiinit (**BMPs, bone morphogenic proteins**) ovat osteoinduktiivisia ja saavat aikaan luun muodostumista alueella, johon niitä implantoidaan. Normaalialueella luuta syntyy tällöin rustoisen välivaiheen kautta. Jotta BMP-proteiinit saataisiin kohdekudokseen on tärkeää löytää sopivia kuljettimia. Kokeiltavina ovat olleet ainakin Bioplant HTR®-24 ja Bio-Oss®. DFDBA-tuotteet sisältävät todennäköisesti jo itsessään jonkin verran BMP-proteiineja. Kasvutekijöillä ja BMP-proteiineilla rikastettujen tuotteiden tuominen markkinoille vaatii kuitenkin vielä kliinistä tutkimustyötä.

2.2 Hampaiden oikomishoidossa käytettävät biomateriaalit

Timo Peltomäki

Nykyaikainen hampaiden oikomishoito pyrkii perinteisen, ainoastaan hampaiden siirtoon kohdistuvan hoidon lisäksi myös vaikuttamaan kasvojen alueen kasvuun mm. ohjaamalla suturaalista

ja rustoperäistä kasvua. Hampaiden siirrossa on kyse biologisesta tapahtumasta, jossa oikomislaitteita hyväksikäyttäen hampaaseen kohdistetaan voima, joka saa aikaan ns. painepuolella alveoliluun resorboitumisen ja ns. venytyspuolella apposition, ja siis tuloksena hampaan siirtymisen. Lisäksi hammasta alveoliluuhiin kiinnittävässä periodontaalikudoksissa tapahtuu muutoksia. Vallalla olevan käsityksen mukaan pieni (40-70 g) ja jatkuva hampaaseen kohdistuva voima on edullisin hampaansiirrossa.

Oikomishoidossa käytettävät materiaalit toimivat lähes aina pelkästään hampaansiirron apuvälineinä, ja vain harvoissa tapauksissa materiaalit ovat vaikuttaneet itse biologiseen tapahtumaan. Näköpiirissä ei ole materiaaleihin kohdistuvia uudistuksia, jotka voisivat auttaa jo varsin hyvin tunnetussa hampaansiirron kudosreaktiossa.

2.2.1 Ortodontiset materiaalit

Suunsisäiset oikomishoidon materiaalit ovat etupäässä metalli- ja kumimateriaaleja. Erilaisista metallimateriaaleista valmistetaan renkaat, niihin hitsattavat putket, kiinnikkeet ja kaarilangat. Materiaalikehittelyssä kaarilankojen kehittyminen on huomattavimmin vaikuttanut oikomishoidon toteuttamiseen.

Kaarilankamateriaalina käytettiin oikomishoidon alkutaipaleella 1900-luvun alussa kultaseoksia, jotka ruostumaton teräs (nikkeli 8-10 %, kromi 17-19 %, ylijäämä lähes yksinomaan rautaa) sivuutti vuosisadan puolivälissä. Teräskaarilangan hampaaseen kohdistaman voiman suuruutta voidaan säädellä vain käyttämällä eri paksuisia lankoja, joista ohuet ovat voiman määrän suhteen sopivia, mutta niiden huonona puolena on ohuen langan deformatiivisuus. Teräslankoja käytetään edelleenkin kaarilankamateriaalina. Koboltti-kromi-nikkelikaarilangat (koboltti 39-41 %, kromi 19-21 %, nikkeli 14-16 %, molybdeeni 6-8 %, ylijäämä lähes yksinomaan rautaa) ovat ominaisuuksiltaan teräslankojen kaltaisia, mutta niiden taivutuslujuutta voidaan huomattavasti lisätä kaaren muotoilun jälkeen tapahtuvalla kuumakäsittelyllä. Teräs- sekä koboltti-kromi-nikkelikaarilankojen rinnalle on tullut 1970-luvulla joustavampia kaaria, joiden edut ovat huomattavia varsinkin silloin, kun niitä käytetään hoidon alku- ja loppuvaiheissa. Joustavien kaarien materiaaleja ovat nikkeli-titaani (nikkeli 55 %, titaani 45 %) sekä titaani-molybdeeni eli beetatitaani (molybdeeni 10-13 %, zirkonium 4.5-7.5 %, ylijäämä lähes yksinomaan titaania).

Ensimmäisen polven nikkeli-titaanikaarilangan kiderakenne oli martensiittinen ja stabiili, minkä etuna on hyvä muotomuisti teräslankaan verrattuna. Muotomuisti tarkoittaa sitä, että lanka pyrkii palaamaan alkuperäiseen muotoonsa vain vähän deformatiivuneena ja tuomaan hampaat siihen kiinnitettyinä kohti kaaren määräämää asentoa. Toisen polven nikkeli-titaanilangat ovat kiderakenteeltaan austeniittisia, mikä merkitsee käytännössä hyvän muotomuistin lisäksi superelastisuutta. Superelastisuudella tarkoitetaan nikkeli-titaanilangan erityisominaisuutta, jossa kaarilangan taivutusmäärä ei juurikaan vaikuta sen hampaaseen kohdistamaan voimaan. Eli hoidon alkuvaiheissa voidaan ko. kaari taivuttaa kaukanakin ideaalisesta asennosta oleviin hampaisiin, ja silti hampaaseen kohdistuva voima on sopivan pieni. Titaani-molybdeenilangan etu nikkeli-titaanilankaan nähden on puolestaan se, että sitä voidaan taivuttaa kuten teräspohjaisia kaarilankoja.

Joustavien kaarilankamateriaalien huonona puolena on kuitenkin se, että sidottaessa niitä oikomiskiinnikkeeseen ja käytettäessä menetelmää, jossa hampaan tulee liukua voiman ansiosta kaarilangan määräämässä suunnassa, niillä on suurempi kitka kuin teräspohjaisilla materiaaleilla.

Aivan viime vuosina on markkinoille tullut myös lasikuidusta valmistettuja kaarilankoja, joiden etuna on hyvä esteettisyys, mutta ongelmana se, että ne katkeavat helposti taivutettaessa. Kuitulujitteisesta muovista valmistetulla langalla on todennäköisesti hyvät sovellusmahdollisuudet

oikomishoidon jälkeisenä kiinteänä retentiolankana nykyisin käytettävien yksisäikeisten tai punottujen teräslankojen sijaan.

Yleensä molaarihampaisiin kiinnitettävät renkaat ja edelleen niihin hitsattavat putket on valmistettu ruostumattomasta teräksestä. Perinteiset ja edelleenkin ensisijaisesti käytetyt kiinnikkeet on myös valmistettu ruostumattomasta teräksestä (nikkeli 8-10 %, kromi 17-19 %). Markkinoilla on myös kiinnikkeitä, joissa nikkelin osuus on pienempi (3-5 %). Noin 10 vuoden ajan markkinoilla on ollut keraamisia (posliini) ja muovikiinnikkeitä, joiden huonona puolena on teräskiinnikkeitä suurempi koko ja rikkoutumistaipumus. Hampaanväristen kiinnikkeiden ainoana hyvänä puolena onkin se, että ne ovat esteettisempiä kuin teräskiinnikkeet. Aivan viime vuosina markkinoille on tullut myös kullalla päällystettyjä teräskiinnikkeitä sekä titaanista valmistettuja kiinnikkeitä.

Oikomishoidossa käytettävien metallimateriaalien yhteydessä puhutaan yleisesti allergioista ja etenkin nikkelin osuudesta yliherkkyyden aiheuttajana. Kliinisissä tutkimuksissa ei kuitenkaan ole havaittu oikomiskojeiden aiheuttavan kohonnutta nikkelisensitiivisyyttä eikä kohonneita nikkeli- tai kromikonsentraatioita syljessä. Päinvastoin pidetään mahdollisena, että oikomiskojeiden asentaminen aiheuttaa nikkelitoleranssin ja voisi siis estää myöhemmin esim. korvarenkaiden laittamiseen liittyvän mahdollisen nikkeliyliherkkyyden (Kerosuo ym. 1996, 1997).

Erilaiset yleisesti oikomishoidossa käytetyt kumivedot on valmistettu joko luonnon lateksista tai polyuretaanista. Potilaan itse vaihtamien kumivetojen pusseissa on maininta mahdollisesta lateksi-allergiasta, jolloin voidaan käyttää vaihtoehtoisena polyuretaanista valmistettuja kumivetoja. Yliherkkyyksireaktioita tavataan kuitenkin erittäin harvoin.

Kaarilankamateriaalina aikaisemmin lähes pelkästään käytetyn teräksen jälkeen ohuempien ja joustavampien kaarien materiaaliksi on otettu käyttöön mm. nikkeli-titaani ja titaani-molybdeeni (TMA).

2.2.2 Kirjallisuus

Kerosuo H, Kullaa A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Pettersen A: Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109:148-154, 1996

Kerosuo H, Moe G, Hensten-Pettersen A: Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111:595-598, 1997

2.3 Juurihoidossa käytettävät aineet

Veikko Luostarinen

Juurihoito tarkoittaa hampaan juurikanavasysteemin mekaanista ja kemiallista puhdistamista, antimikrobista paikallislääkitystä ja sen jälkeistä juurikanavien pysyvää täyttööä infektion uusiutumisen ehkäisemiseksi. Juurihoidon aiheita ovat akuutti ja krooninen pulpiitti, akuutti ja krooninen apikaalinen parodontiitti sekä sisäiset ja ulkoiset resorptiot. Trauman vaurioittamat tai kehityshäiriöiset hampaat voidaan juurihoitaa infektion ennaltaehkäisemiseksi. Juurihoito voidaan joutua tekemään myös tarvittaessa lisäretentiota kruunu- tai siltaproteesia varten, tai ennen kirurgisia toimenpiteitä.

Juurihoito tehdään infektion hoitamiseksi tai ennalta ehkäisemiseksi. Siksi se tulee aina toteuttaa mahdollisimman aseptisissa olosuhteissa. Parhaiten tämän takaa kofferdam-kumin käyttö, jonka avulla voidaan estää syljen ja suun mikro-organismien pääsy juurikanaviin. Juurikanavien mekaanisella preparoinnilla pyritään poistamaan infektoitunut kudos ja muotoilemaan kanavan apikaaliosa standardikokoiseksi ja -muotoiseksi tiivistä täyttöä varten. Mekaanisen puhdistuksen yhteydessä käytetään huuhteluaineita eli irrigantteja poistamaan infektoitunutta kudosta. Puhdistamisen ja laajentamisen jälkeen juurikanaviin laitetaan hoitokäyntien väliseksi ajaksi paikallislääkettä, jonka tehtävänä on eliminoida juurikanavasysteemiin kemomekaanisen preparoinnin jälkeen jääneet mikro-organismit. Kun infektion aiheuttamat subjektiiviset oireet ovat kadonneet eikä kliinisessä ja röntgentutkimuksessa havaita infektion pitkittymistä, juurikanavat täytetään tiiviisti.

2.3.1. Juurikanavan käsittelyaineet (huuhtelu, puhdistus, desinfektio ja väliaikaiset täytteet)

Natriumhypokloriitti (NaOCl) käytetään juurikanavien huuhteluun 0.5- tai 2.5-prosenttisena liuksena. Natriumhypokloriitti on verraten pitkäikäinen, reaktiivinen happiyhdiste. Siksi se tappaa bakteereja ja liuottaa juurikanavassa olevia orgaanisia aineita jo laimeinkin liuksina. Reaktiivisuutensa vuoksi hypokloriitti on myös kudoksia ärsyttävä aine. Jos sitä joutuu juuren kärjen kautta alveoliluuun, se voi aiheuttaa tulehdusta ja kovaakin särkyä. Laimean liuksen ärsytysvaikutus on vähäinen.

Etyleenidiaminotetraetikkahappo (17 % neutralisoitu EDTA-liuos, pH 7.0) ja **Decal®** ovat kanavien avaamista ja puhdistamista helpottavia huuhteluaineita, joita käytetään myös juurikanavan loppuhuuhdteluun ennen kuin juurikanavaan laitetaan lääkettä. Mekaanisen huuhteluvaikutuksen lisäksi ne liuottavat epäorgaanista ainetta kanavan seinämiltä. Muita juurikanavien huuhteluun käytettäviä aineita ovat **fysiologinen keittosuolaliuos ja Suomessa vain vähäisessä käytössä olevat vetyperoksidi, urea, 70-prosenttinen etanoli ja hapan formaldehydin metakresolisulfonihapon polymerisaatti**.

Kalsiumhydroksidi juurihoidossa käytettynä on vedessä tai keittosuolaliuksessa olevaa puhdasta kalsiumhydroksidia, jonka pH on 12.5. Röntgenkontrastin parantamiseksi mukana voi olla bariumsulfaattia. Nykyisin kalsiumhydroksidia on myös geelimuodossa. Sitä käytetään väliaikaisena täyteaineena juurikanavissa viikosta muutamaan kuukauteen ja liuksena kanavien huuhteluun. Kalsiumhydroksidi tehoaa useimpiin juurikanavassa oleviin bakteereihin. Hydroksyyli-ionien vuoksi kalsiumhydroksidilla on bakteereja tappava vaikutus. Kalsiumhydroksidi estää osteoklastien toimintaa ja aktivoi alkaalista fosfataasia. Sitä käytetään apikaalisen parodontiitin, radikulaarikystien ja juurten resorptioiden hoidossa. Muitakin kanavien paikallisia hoitoaineita ja kanavalääkkeitä on käytössä. **Dekvaliinasetaatin, deksametasonin ja natriumpropionaatin yhdistelmää** on käytetty suoraan pulpakudoksen päälle applikoituna akuutista ja kroonisesta pulpatulehduksesta aiheutuvien oireiden rauhoittamiseen pulpiittisen hampaan ensiapuna. **Fenolijohdannaista, sinkkieugenolia**, voidaan käyttää samaan tarkoitukseen. Siitä valmistetusta väliaikaisesta täytteestä vapautuu eugenolia, jonka uskotaan vaikuttavan estävästi kipuhermoihin, lisäävän bakteeritoksiinien puhdistumaa verenkiertoon ja estävän kipuhermoja herkistävien prostaglandiinien synteesiä. **Polyvidonijodia** käytetään 10-pros. liuksena kanavien huuhteluun ja lääkeaineena infektoituneiden kanavien hoidossa. Käytettäessä polyvidonijodia lääkeaineena infektoituneiden kanavien hoidossa sen annetaan olla kanavissa 2-3 vuorokautta, ja käsittely toistetaan muutamia kertoja. **Jodi-kaliumjodidi** sisältää 2 % jodia, 4 % kaliumjodidia ja 94 % tislattua vettä. Käyttötarkoitus ja -tavat ovat samat kuin polyvidonijodilla. Natamysiiniä ja muita **antimykotteja** voidaan käyttää juurikanavien sieni-infektioiden hoidossa applikoituna juurikanaviin 3-4 kertaa kahden vuorokauden välein. Muita kanavan paikallisia hoitoaineita ja

kanavalääkkeitä ovat esimerkiksi **klooriheksidiiniglukonaatti ja sen yhdistelmävalmisteet (esim. etanoli isopropanolilisällä), monoparaklorofenoli ja kloramfenikolin ja propyleeniglykolin yhdistelmä.**

Väliaikaisina paikka-aineina voidaan käyttää useita eri materiaaleja, joilla kanava suljetaan tiiviisti hoitokäyntien välillä. Näillä pyritään toisaalta estämään mikrobien pääsy juurikanaviin ja toisaalta juurikanavahoitoaineen laimentuminen. Tällaisia väliaikaisia paikka-aineita ovat **sinkkenoli, akryylimonomeerilla vahvistettu sinkkioksidi-eugenolipohjainen materiaali, eri kovuuksia sisältävä Cavit®-sarja, lasi-ionomeeri, yhdistelmämuovi, amalgaami, fosfaattisementti ja T.E.R.M.**

2.3.2 Juurikanavan täyteaineet ja saumatiivisteet (sealerit)

Juurikanavien täyttämiseen käytetään yleisimmin **guttaperkkanastoja**. Guttaperkan perusraaka-aine on kumipuusta saatava guttaperkka. Guttaperkkanastojen muita aineosia ovat sinkkioksidi, metallisulfaatit ja vahat tai resiinit. Juurikanavien täyttämiseen on käytetty myös hopea- ja titaaninastoja, ja viime aikoina guttaperkalla päällystettyjä muovi- ja titaaninastoja.

Guttaperkka ei kuitenkaan yksin täytä kanavia riittävän tiiviisti. Siksi nastojen ohella tarvitaan sealereita eli saumatiivisteitä, joita on sisältämiensä aineosien puolesta useita eri tyypejä. Niiden tulee olla tiiviitä, ne eivät saa resorboitua kanavista, eivätkä ne saa olla kudosta ärsyttäviä tai myrkyllisiä. **Kloroperkka**, jonka aineosina ovat mm. guttaperkka ja kloroformi, liuottaa guttaperkkanastoja ja parantaa täyteen adaptoitumista kanavien seinämiin. Haittapuolina ovat kloroformin toksisuus ja täyteen jälkikutistuminen. Kloroperkka kovettuu nopeasti, ja siksi kloroformin haittavaikutus jää vähäiseksi ja kestoltaan lyhyeksi. Positiivinen paine auttaa pehmenneen guttaperkan muovautumisessa juurikanavan muotoon. Adaptaatio on tärkeä, koska epätäydellinen juurikanavan täyttö johtaa helposti hoidon epäonnistumiseen. Biomateriaalilta edellytettävät muovautumisominaisuudet ovat tässä käyttötarkoituksessa tärkeitä, koska juuret ovat usein hyvin käyriä, kanavissa voi olla sivukanavia ja apikaalisessa osassa haarautumia.

Kalsiumhydroksidipohjaisten täyteaineiden katsotaan indusoivan luunmuodostusta. Juuren ulkopuolelle jouduttuaan ne aiheuttavat tulehdusreaktion, joka kuitenkin paranee nopeasti. Ylimennyt täyte resorboituu aikaa myöten. **Sinkkioksidi-eugenolipohjaisia** täyteaineita käytetään yleisesti. Joissakin eugenolipohjaisissa valmisteissa yli puolet eugenolista on korvattu ortoetoksibentsoehapolla. Eugenolin käyttöön liittyy ainakin teoreettinen allergiariski. Juurihoitoon liittyviä allergiatapauksia ei kuitenkaan ole raportoitu. **Resiinipohjaisten** täyteaineiden käyttöön liittyvä ongelma on kovettumisreaktiossa syntyvä formaldehydi. Joissakin valmistemuodoissa ei ole formaldehydiä. Niiden käyttöominaisuudet ovat hyvät, mutta pitkäaikaiskokemukset puuttuvat toistaiseksi. Käytössä on myös **lasi-ionomeerit** täyteaineita. Niitäkin käytetään yhdessä guttaperkkanastojen kanssa. Aineilla voidaan saavuttaa tiivis ja lujasti dentiiniin kiinnittyvä täyte.

2.3.3 Kirjallisuutta

Haapasalo M: Juurihoidon materiaalit. Kirjassa: Käytännön juurihoito. Painopaikka RT-Print Oy, 60-70, 1998

2.4 Korjaavassa karieshoidossa käytettävät biomateriaalit

Lennart Forsten

Korjaavassa karieshoidossa pyritään poistamaan kariotunut kiille ja dentiini ja korvaamaan se täyteaineella, jonka pitäisi olla käyttäjälleen turvallinen, mekaanisesti kestävä ja kosmeettisesti hyväksyttävä.

2.4.1. Esikäsitteilyaineet, eristysaineet, alustäytteet, sidosmuovit ja väliaikaiset täyteaineet

Korjaava karieshoito edellyttää **esikäsitteilyjä**. Kariotunutta dentiiniä voidaan pehmentää natriumhypokloriitti-voihappoliuoksella. Bakteerit pyritään luonnollisesti tappamaan affisioituneelta pinnalta desinfektioilla aineilla, kuten kalsiumhydroksiliuoksella tai antiseptisillä liuottimilla. Kiille ja dentiini voidaan käsitellä syövyttävillä hapoilla (esim. fosforihappo) eli etsata mikromekaanisen kiinnityksen aikaansaamiseksi. Dentiinin puhdistukseen ja aktivointiin voidaan käyttää tätä varten suunniteltuja yhdisteitä (*primer, conditioner*).

Eristysaineita (*liner*) käytetään varsinkin ohuiden dentiinikerrosten suojaavan vaikutuksen parantamiseksi sekä hyvin lämpöä johtavan amalgaamin (metallia) yhteydessä myös paksun dentiinikerroksen lämpöeristeeksi. Ennen käytettiin ZnO-eugenolia, fosfaattisementtiä tai näiden johdannaisia, nykyisin kermamaisia kalsiumhydroksidipohjaisia valmisteita. Markkinoilla on metyyliiselluloosapohjaisia (Hypocal®, Calasept®), perus- ja kovettajatahnamuodossa olevia (Dycal®, Life® jne.) sekä valokovetteisia yksikomponenttivalmisteita (Prisma VLC Dycal®). Näillä on myös antimikrobiaalisia ominaisuuksia, ja niitä voidaan käyttää mikroperforaatioiden sulkemiseksi.

Syvässä kaviteeteissa menetetty dentiini korvataan **alustäytteellä**. Tällä pyritään vähentämään niitä vaaroja, joita aiheutuu yhdistelmämuovin ja amalgaamin käytöstä (esim. jäännös- ja sekundaarikaries sekä hammaskudoksen murtuminen). Alustäyteaineena käytetään tavallisesti lasi-ionomeeritäyteainetta tai muovi-ionomeeria.

Täyteaineen ja hammaskudoksen välisiä **sidosmuoveja** (*adhesiiveja*) käytetään yhdistelmämuovin kiinnittämiseksi kiilteeseen ja dentiiniin. Vaikka amalgaamin ja hammaskudoksen välille ei ole aikaisemmin yritetty saada aikaan tarttumista, uusimmilla sidosmuoveilla voidaan saada jonkinlainen sidos myös dentiinin ja amalgaamin välille.

Tapauksissa, joissa kaviteettia ei voida täyttää pysyvästi, käytetään **väliaikaisia täyteaineita**. Näiden käyttö tulee kysymykseen esimerkiksi kaksivaiheisissa toimenpiteissä, joissa ensimmäisellä käynnillä hammaslaboratorioita varten valmistetaan malli toisen käynnin yhteydessä kiinnitettävää porssiini- tai kultahammasta varten. Väliaikaiset täyteaineet jäävät niin pehmeiksi, että niiden poistaminen käy helposti (esim. pehmeät Cavit® ja Fermin® tai kovempi IRM®).

Eristys- ja aluspaikka-aineiden valinta täyteaineen mukaan. Ohjeellinen suositus.

Täyteaine	Jäännösdentiini	Eristysaine
<i>Lasi-ionomeeri</i>	paksu ohut	ei eristystä kermamainen syvimpään kohtaan
<i>Yhdistelmämuovi</i>	paksu, sklerotisoitunut paksu, läpäisevä ohut	sidosmuovi kermamainen pulpaseinälle sidosmuovi Ca(OH) ₂ -pesu kermamainen pulpaseinälle

<i>Amalgaami</i>	paksu	lasi-ionomeeri alustäyte kermamainen (lämpösuoja) sidosmuovi
	ohut	Ca(OH) ₂ -pesu kermamainen lasi-ionomeeri alustäyte PAA (40%) -käsittely

2.4.2 Varsinaiset (pysyvät) täyteaineet ja niiden edut ja haitat

Karieksen aiheuttamat vauriot tai muut vajaukset ja virheet voidaan korjata käyttämällä ns. *plastisia* täyte- eli paikkausaineita. Nämä viedään pehmeinä kaviteettiin, jossa ne kovettuvat. Täyteaineet jaotellaan niiden kemiallisen luonteen perusteella neljään pääryhmään:

- 1) Lasi-ionimeerisementti (l. vain lasi-ionomeeri tai lyhennettynä LI, Li,li)
- 2) Muovi-ionomeeri (lyhennettynä MI,Mi,mi)
- 3) Yhdistelmämuovi (l. vain muovi tai lyhennettynä YM,Ym,ym)
- 4) Hammasamalgaami (l. vain amalgaami tai lyhennettynä AM, Am,am)

Näitä sanotaan myös pysyviksi täyteaineiksi, mutta ainoastaan amalgaami on kliinisesti pysyvä. Lasi-ionomeeri liukenee ja yhdistelmämuovi hajoaa vähitellen kemiallisesti suun olosuhteissa. Muovi-ionomeeri sekä liukenee että hajoaa kemiallisesti.

Aikaisemmin käytettiin hampaanvärisiä sementtejä ja muoveja etualueella ja amalgaamia (metalli) taka-alueella. Tänäpä raja ei ole näin selvä, vaan mahdollisuuksien mukaan yritetään lisätä lasi-ionomeerin ja yhdistelmämuovin käyttöä takahampaissa korvaamassa amalgaamia. Lasi-ionomeeria käytetään tänään yhä enemmän myös ns. alustäyteaineena, jolloin se peitetään kokonaan joko muovilla tai amalgaamilla. Täyteaineiden yhä vaihtelevampi ja monipuolisempi käyttötapo edellyttää entistä parempia tietoja niiden ominaisuuksista.

Täyteaineita voidaan tarkastella joko biologiselta kannalta, tai niiden kestävyuden, ulkonäön, röntgenkontrastin ja käsittelyominaisuuksien kannalta.

1. Biologiset tekijät

A. Yleisterveydelliset välittömät vaaratekijät

- I. Koostumus, haitalliset yhdisteet ja mekaaninen vaikutus (allergeenit, myrkyt, karsinogeenit)
- II. Fysikaalinen ja/tai kemiallinen hajoaminen + vapautuvat tai muodostuvat haitalliset aineet

B. Yleisterveydelliset välilliset vaaratekijät

- I. Täytteen saumavuoto + infektioriski
- II. Täytteen tai vastapurijan kuluminen + purenna muuttuminen
- III. Mekaaniset tekijät (hankaumat)

C. Hammas- ja tukikudoksiin liittyvät tekijät

- I. Kiinnittyminen hammaskudokseen + kudossäästö
- II. Kiinnittymisen pysyvyys + sauman tiiviys
- III. Pulpaa ja ientä ärsyttävät aineet + tulehdustilat
- IV. Fluorin vapautuminen + antikariogeeninen (*mineralisoiva*) ja -bakteriaallinen vaikutus

2. Kestävyyteen ja ulkonäköön vaikuttavat tekijät sekä rtg-kontrasti

- I. Liukoisuus ja kemiallinen hajoaminen

- II. Mekaaninen kestävyys: varhais- ja lopullinen lujuus.
- III. Jäykkyys/taipuisuus + kimmomoduuli
- IV. Kulumiskestävyys
- V. Ulkonäkö: aineen väri, läpikuultavuus ja taittokyky sekä näiden ominaisuuksien pysyvyys suun olosuhteissa
- VI. Röntgenvarjo: aineen erottuminen rtg-kuvassa kiilteestä ja dentiinistä

3. Käsittelyominaisuudet

- I. Vastustuskyky kostumiselle ja kuivumiselle täppäysvaiheessa ja sen jälkeen
- II. Työskentelyaika + ei ennaikaista kovettumista
- III. Annostelu, sekoittaminen ja täppäys
- IV. Viimeistely ja korjattavuus
- V. Purettavuus vahingoittamatta ympäröivää kudosta
- VI. Säilyvyys
- VII. Käsittelyvirheiden biologiset seuraukset

Allerginen herkistyminen ja allergiset reaktiot

Välittömät systeemiset vaikutukset ovat potilaan kohdalla harvinaisia (alle 0,1 %). Täyteaineista vapautuvien yhdisteiden aiheuttamat herkistymiset ovat harvinaisia, mutta yliherkkyysoireita (allergiset reaktiot) on näyttöä henkilöillä, jotka ovat herkistyneet aikaisemmin, esim. työperäisen altistumisen kautta. Näin ollen sellaiset allergeenit (esim. muovit, formaliini ym.), joita esiintyy runsaasti myös muualla ympäristössämme, ovat täyteaineissa vaarallisimpia.

Yhdistelmämuovit sisältävät joukon erityyppisiä yhdisteitä, nimittäin epäorgaanisten hiukkasten aineet (esim. strontium ja barium), muoviosan moninaiset yhdisteet ja lisäksi usein tuntemattomia epäpuhtauksia. Useimmat muoviosan yhdisteet on luokiteltu allergeeneiksi (esim. MMA, BISGMA, BIS-MA, TEGDMA, UEDMA, EGDMA, N-dimetyyli-p-toluidiini, 2-hydroksi-4-metoksibentsofenoni ja metyyli-diklooribentseenisulfonaatti). Yhdistelmämuovin hajoamistuotteena syntyvä formaldehydi (+ vesi = formaliini) tunnetaan myös voimakkaana allergeeninä. Koska yhdistelmämuovin polymerisointiaste on vain 50-70 %, allergeenit pysyvät "reaktiivisina" ja formaldehydiä pääsee muodostumaan. Muovien käytön yleistyessä on varauduttava välittömien terveysriskien lisääntymiseen. Herkistyneillä potilailla ne voivat johtaa yliherkkyysoireisiin aiheuttaen yleis- ja paikallisoireita. Hoitohenkilökunnan kohdalla on huomioitava herkistymisriski ja yleisoireiden mahdollisuus. 1970-luvun alussa, yhdistelmämuovin oltua käytössä muutamia vuosia, esiintyivät ensimmäiset tapaukset. Muutamit hammaslääkärit ja hoitajat olivat herkistäneet itsensä käsittelemällä muoveja varomattomasti. Tietoisuus ja turvallisemmat muovipakkaukset ovat lähes kokonaan poistaneet tämän vaaran varsinaisen paikkausaineen kohdalla, mutta sidosaiteiden kohdalla vaara on ilmeinen.

Amalgaamin sisältämä elohopea on tunnettu allergeeninä, joten amalgaamipaikkojen aiheuttamat allergiset reaktiot ovat teoriassa mahdollisia. Kirjallisuudessa on esitetty tapausselostuksia, jotka kuvaavat allergisia oireita amalgaamitäytteen valmistamiseen ja/tai purkamiseen liittyen. Yleensä oireet ilmenevät 1-24 tuntia toimenpiteen jälkeen häviten vähitellen muutaman viikon aikana. Nämä henkilöt reagoivat yleensä positiivisesti Hg-ihotesteille. Vaikka noin 1-2 % väestöstä reagoi positiivisesti Hg-ihotesteille, vain murto-osa tästä ryhmästä kärsii allergisista reaktioista amalgaamipaikan valmistamisen tai purkamisen yhteydessä. Herkistymisen ovat voineet aiheuttaa esim. Hg-pitoiset voiteet tai rokotteet (tuberkuloosirokote 50-luvun lopulla), tatuointi tai työperäinen altistuminen. Elohopealle yliherkillä henkilöillä esiintyy muita useammin myös likenoideja limakalvomutoksia alueilla, jotka ovat suorassa kontaktissa amalgaamitäytteen kanssa. Muutosten

syntymekanismi on osaksi tuntematon, mutta amalgaamissa olevaa elohopeaa ja kuparia epäillään osatekijöiksi. Mikäli kliiniset havainnot ja koepala viittaavat allergiseen reaktioon, asia varmistetaan ihotesteillä. Jos kaikki kolme testiä ovat positiivisia, potilas saa korvausta täyteaineen vaihtamisesta. Syy-yhteys ei kuitenkaan ole niin selvä kuin aikaisemmin on oletettu. Uusimmat tutkimukset ja kliiniset havainnot nimittäin osoittavat, että vaikka amalgaamin vaihtaminen muoviin usein aluksi parantaa limakalvomuutokset, nämä palautuvat monessa tapauksessa jonkin ajan kuluttua.

Hammashoitotiloissa työskentelevät henkilöt saattavat altistua elohopealle amalgaamitäytteitä täpättäessä, hiottaessa tai purettaessa sekä hoitotilaan levinneen ja sitä tietä höyrystyneen elohopean kautta. Hammashoitohenkilökunnan pitää aktiivisesti pyrkiä rajoittamaan työperäistä herkistymistä välttämällä kosketusta amalgaamin ja elohopean kanssa täytteiden valmistamisen ja puhdistamistyön yhteydessä. Tästä huolimatta amalgaamin ja elohopean käsittelyssä saattaa tapahtua vahinkoja, joiden seurauksena odottamattomia määriä elohopeaa voi levitä huonetilaan. Tämän vuoksi on tarkoin otettava huomioon kaikki elohopean käsittelyyn liittyvät varotoimenpiteet.

Lasi-ionomeerin koostumus on hyvin yksinkertainen käsittäen vain muutamia lähes "vaarattomia" yhdisteitä. Allergisia ongelmia ei ole odotettavissa, ei potilaiden eikä hoitohenkilökunnankaan kohdalla. Lasi-ionomeerin n. 20-vuotisen käytön aikana ei ole raportoitu yhtään tapausta, jossa olisi epäilty lasi-ionomeerin aiheuttaneen allergista reaktiota.

Nuori, terve limakalvo on vastustuskykyinen ärsykeille, mutta vastustuskyvyn alentuessa monet ärsykkeet saattavat aiheuttaa limakalvomuutoksia. Limakalvomuutosten syynä voi esim. olla plakki, joka peittää epätasaisia täyteen pintoja ja reunoja tai täyttöaineen aiheuttama mekaaninen ärsytys. Useimmiten mahdollisten limakalvomuutosten syy-yhteys täyteaineeseen ja aiheuttajamekanismit jäävät epäselviksi.

Myrkytys- ja syöpävaara

Nykykäsityksen mukaan vapautuvat ainemäärät ovat riittämättömiä aiheuttamaan myrkytystä. Yrityksistä huolimatta ei ole myöskään onnistuttu löytämään yhtään tapausta, jossa luotettavasti olisi voitu osoittaa paikkausaineiden aiheuttama myrkytys. Myrkytysvaara on näin ollen vain teoreettinen, ja sama koskee mahdollista syöpävaaraa. Yhdistelmämuovista syntyvällä ja vapautuvalla formaldehydillä on muta- ja karsinogeeninen (syöpää aiheuttava) vaikutus, joskaan tällä ei liene käytännön kliinistä merkitystä.

Jo 1800-luvulla väitettiin amalgaamista vapautuvan elohopean voivan aiheuttaa kroonisen myrkytyksen oireita potilaissa. Tähän ongelmaan palattiin 1920-luvulla ja vielä uudestaan 1970-luvun loppupuolella. Amalgaamin erittäin laajasta käytöstä huolimatta ei tähän mennessä kuitenkaan ole yhdessäkään tapauksessa voitu osoittaa täytteistä vapautuvan elohopean aiheuttaneen potilaassa myrkytykseen viittaavia oireita. Amalgaamin kohdalla myrkytysriski on olematon, koska amalgaamista vapautuu vain hyvin pieniä määriä esim. myrkyllistä elohopeaa. Syöpäriskikään ei tule amalgaamin kohdalla kyseeseen, koska se ei sisällä syöpää aiheuttavia aineita.

Lasi-ionomeerien **alumiini** ja **fluori** saattavat jonkun mielestä olla vaarallisia. On kuitenkin helppo osoittaa, että täytteistä mahdollisesti vapautuva päivittäinen Al-määrä on vain murto-osa tavallisessa ruoassa esiintyvästä määrästä (ks. alla oleva laskennallinen esimerkki). Fluoriakin vapautuu niin olemattomia määriä, etteivät ne muodosta mitään vaaraa terveydelle.

Liukoisen Al:n vapautuminen lasi-ionomeerista (teoreettinen arviointi)

Kokonais-Al -määrä lasi-ionomeerissa

< 80 mg/g Li

Liukoinen Al	< 5 mg/g Li
Mikäli kuvitellaan, että keskikokoinen Li-täyte (1 g) liukenee vuorokaudessa, siitä vapautuu liukoista Al	< 5 mg
Päivittäinen annos liukoista Al tavallisessa ravinnossa on	> 5 mg

Infektioriski

Hammaskudoksen terveyteen kohdistuvat vaikutukset ovat sitä vastoin huomattavasti yleisempiä varsinkin käytettäessä yhdistelmämuovia. Nämä vaikutukset voivat myös välillisesti vaarantaa yleisterveyttä. Yhdistelmämuovitäyteaineen saumavuoto johtaa bakteerikolonisaatioon, joka voi edelleen edetä kariekseen, pulpan tulehdukseen, leukaluun osteomyeliittiin ja jopa yleisinfektioon. Hyvin tehdyn amalgaamitäytteen kohdalla ei ole odotettavissa välillistä infektioriskiä, koska täytteen sauman tiiviys paranee ajan myötä.

Purennan muuttuminen ja hankaumat

Purupinnoilla käytettävän yhdistelmämuovin kuluminen johtaa purennanmuutoksiin, joista voi olla seurauksena purentaelinperäisiä kipu- ja särkytiloja. Kaikki paikka-aineet voivat, jos ne pääsevät aiheuttamaan hankausta, johtaa paikallisiin limakalvoreaktioihin mekaanisista syistä ja mahdollisesti bakteeriplakin ja yliherkkyyksien välityksellä.

Hammas- ja tukikudoksiin liittyvät tekijät

Täyteaineen valinnassa pitää suosia sellaisia aineita, jotka kiinnittyvät mahdollisimman tukevasti ja pysyvästi sekä kiilteeseen että dentiiniin. Tällöin tervettä hammaskudosta ei tarvitse poistaa täytteen kiinnittämiseksi (kudossäästö). Tämän lisäksi täyteaine ei saisi täyttämisen jälkeen vaarantaa hammas- tai tukikudosten terveyttä (kudosityhteensopivuus). Olisi toivottavaa, että täyte lisäisi hampaan vastustuskykyä kariesta vastaan (antikariogeeninen vaikutus).

Eri aineiden mahdolliset kemialliset haittavaikutukset

- I. Lasi-ionomeerin ja etsaushapon alhainen pH (happamuus)
- II. Muovien jäännösmonomeeri
- III. Dentiinin puhdistus- ja sidosaineissa esiintyvät yhdisteet
- IV. Muovien hajoamistuotteet (esim. formaldehydi)
- V. Muovien lisäaineet sekä mahdolliset epäpuhtaudet

Eri aineiden fysikaalisista ominaisuuksista johtuvat haittavaikutukset

- I. Muovien kutistumisesta aiheutuvat jännitykset hampaassa > kiillemurtumat
- II. Amalgaamin laajeneminen ja korroosio > jännitykset hampaassa > kiillemurtumat
- III. Vuotavien muovitäytteiden painevaihtelut ja bakteeri-invaasio
- IV. Muovien kovettumislämpö
- V. Lämmön johtuminen amalgaamitäytteiden kautta

Kestävyys, ulkonäkö ja röntgenkontrasti sekä käsittelyominaisuudet

Yleisesti käytettävistä täytemateriaaleista amalgaami on kestäväntä ja lasi-ionomeeri heikointa. Yhdistelmämuovit ovat väriltään eniten normaalia hammasta muistuttavat. Amalgaamipaikat erottuvat hyvin hampaasta ja kiilteestä, jolloin hammastarkastus ja röntgenkuvien tulkinta on

helppoa. Sylki ja ruoka aiheuttavat amalgaamitäytteiden kemiallista korroosiota ja tummumista, joka ei ulotu pintaa syvemmälle. Sähköiset tapahtumat (galvaaniset virrat) suussa kiinnostavat nykyisin jopa julkista sanaa. Asia ei kuitenkaan ole uusi, vaan suussa esiintyviä sähkövirtoja on tutkittu yli 200 vuotta. Näiden olemassaolo nähdään mm. amalgaamitäytteiden korrodoitumisena (syöpyminen) ja/tai satunnaisesti ilmenevänä galvaanisena shokkina. Viime aikoina on väitetty galvaanisten virtojen aiheuttavan mitä moninaisimpia terveydellisiä yleisvaivoja (*“galvanismioireyhtymiä” tai “metallisyndrooma”*). On myös väitetty, että korroosion kautta amalgaamista vapautuvat aineet, ensisijaisesti elohopea, olisivat yleisterveydelle vaarallisia. Amalgaamitäytteen korrodoituessa kemiallisesti ja galvaanisesti täytteen pintaan muodostuu vähitellen eristävä kerros (passivointi), jonka syntymisen jälkeen edellä mainittua oikosulkua ei enää pääse tapahtumaan. Eri täyteaineiden biologiset, fysikaaliset ja käsittelyominaisuudet voidaan esittää myös vertailevana taulukkona:

Täyteaine	Etu	Haitta
<i>Li</i>	Yleisterveydellinen turvallisuus Hyvä kiinnittyminen hampaaseen > kudossäästö ja tiivis sauma Fluorivaikutus > remineralisointi	Liukeneminen > purentamuutos Alhainen lujuus > murtuminen Ulkonäölliset puutteet Herkkyyys kuivumiselle
<i>Ym</i>	Hyvä kiinnittyminen kiilteeseen > kudossäästö Hyvä ulkonäkö Tyydyttävä lujuus	Yliherkkyyys- (allergia) reaktiovaara Fysikaaliskemiallinen hajoaminen > purentamuutos Saumavuoto > karies ja tulehdusvaara Käsittelyn vaatavuus - virheiden biologiset seuraukset
<i>Am</i>	Lujuus ja pitkäikäisyys Tarkastuksen helppous Käsittelyn helppous	Elohopean ympäristövaikutukset Kudosmenetyt Huono ulkonäkö Hampaan rakennetta heikentävä vaikutus Yleisön kielteinen suhtautuminen

2.4.3 Täyteaineen valinta

Suomessa vallitsevan käsityksen mukaan on ensisijaisesti harkittava, onko mahdollista käyttää biologisesti edullisinta materiaalia kuten lasi-ionomeeria. Mikäli tämä materiaali on vasta-aiheinen, esim. purentarasituksen vuoksi, harkitaan seuraavaksi yhdistelmämuovin käyttöä. Vasta jos molemmat ovat vasta-aiheisia, valitaan amalgaami.

Uusi, biologisia näkökohtia suosiva tärkeysjärjestys aineen valinnassa on virallisesti esitetty ensimmäiseksi Suomessa (Lääkintöhallitus 1987) muiden Pohjoismaiden seurattessa perässä. Muualla maailmassa mekaaninen näkemys on yleensä edelleen etusijalla.

TÄYTEAINEEN OMINAISUUDET - UUSI TÄRKEYSJÄRJESTYS

1. Biologiset ominaisuudet

- I. Yleisterveydellinen turvallisuus
 - II. Hammaskudosta säästävät ja säilyttävät ominaisuudet
 - A. kiinnittyvyys hammaskudokseen - kudossäästö
 - B. kudostähtävyys - dentiinin ja pulpan säilyminen terveinä
 - C. antikariogeenisuus - lisävaurion esto
 - III. Kivuton kariespoisto
2. Kemialliset ja mekaaniset ominaisuudet
- I. Täyteen kestävyys - pitkäikäisyys

2.4.4 Lasi-ionomeeri

Lasi-ionomeereja kaupataan jauheena, joka sekoitetaan joko polyakryylihappoon (40 %) (esim. Fuji® tuotteet) tai veteen (esim. ChemFil® -tuotteet). Jälkimmäisen, ns. *vesikovetteisen* valmisteen jauhe sisältää ilmatyhjiössä kuivattua happoa varsinaisten jauhekomponenttien ohella. Useimmat lasi-ionomeerituotteet toimitetaan myös kapselimuotoon pakattuina. Näissä neste on polyakryylihappoa. Kapseli on varustettu ruiskutuskärjellä.

Täyteaineen lisäksi lasi-ionomeereja valmistetaan eristysaineiksi, kiinnitysmenteiksi (esim. Fuji® D) ja fissuura-pinnoitteiksi (esim. Fuji® III). Nämä eivät koostumukseltaan eroa paljoakaan tavallisesta lasi-ionomeeritäyteaineesta. Ne on kuitenkin kehitetty sellaisiksi, että ne kovettuvat sopivan nopeasti, vaikka ne sekoitetaan kermamaisiksi.

Lasi-ionomeerijauheen valmistusprosessi

Kvartsi + alumiini + kryoliitti + fluoridi + Al-fosfaatti
yhteensulattaminen
 Al-silikaattilasi
hienontaminen
 jauhehiukkasia ($\emptyset = 50 \text{ m}$)

Hopealla ja titaniumdioksidilla vahvistettu lasi-ionomeeri (*cermet*) valmistetaan sulattamalla yhteen metallit (40 paino-%) silikaattilasin kanssa.

2.4.5 Muovi-ionomeerit

Perinteisen lasi-ionomeerin suurin puute on riittämätön lujuus. Lisäämällä lasi-ionomeeriin muovia on kehitetty lujempi ja sitkeämpi aine. Lisäetuna voidaan pitää sitä, että muoviosa on kovettavissa valolla, jolloin ainakin näennäisesti tapahtuu yhtä nopea kovettuminen kuin valokovetteisessa yhdistelmämuovissa. Lasi-ionomeeriosa kovettuu kuitenkin edelleen yhtä hitaasti kuin perinteinen lasi-ionomeeri. Paljon käytetty nimike "valokovetteinen" lasi-ionomeeri on siten harhaan johtava, koska lasi-ionomeeriosa ei kovetu valolla. Tämän vuoksi Suomessa ruvettiin käyttämään sanaa muovi-ionomeeri. Nimike on osuva, ja myöhemmin englanninkieleen onkin vakiintunut nimike "*resin-modified glass ionomer*". Useimmat muovi-ionomeerit sisältävät rtg-varjoainetta, jonka ansiosta täyte erottuu heikosti dentiinistä.

Edut

Nopeampi kovettuminen (mutta vain muoviverkoston osalta)
 Suurempi taivutuslujuus
 Vähäisempi liukeneminen
 Vähemmän herkkä kostumiselle ja kuivumiselle
 Parempi ulkonäkö
 Käsittelyominaisuudet tuntuvat mukavilta - pitempi työskentelyaika

Haitat

Muoviverkoston tuomat haitat

- I. monimutkainen koostumus ja rakenne
 - > ennakoiminen vaikeaa
 - > tuotteiden vertailu vaikeaa
- I. suurempi allergiariski ja pulpaärsytysriski
- II. nopea kovettumiskutistuminen > sauma voi aueta
- III. veden imeytyminen
 - > laajeneminen
 - > hampaan murtuminen
 - > täytteen kuluminen purennassa
- I. alhaisempi kimmomoduuli
 - > li-kerros taipuu tai painuu muovikerroksen alla; alustäyte

2.4.6 Yhdistelmämuovit

Useimmissa tämän päivän yhdistelmämuovivalmisteissa muoviosa on edelleen BIS-GMA:n ja sen muunnelmien ja TEGMA:n seos. Toisena päävaihtoehtona on uretaanimuovi.

BIS-GMA:n (bis-fenoli-A-glysidyylidimetakrylaatti) viskositeetti on korkea ja TEGDMA:n (trietyleeniglykolidimetakrylaatti) alhainen, ja näiden suhde vaihtelee eri valmisteissa.

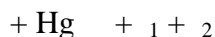
Yhdistelmämuovi sisältää lisäksi pieniä määriä muunkinlaisia muoviyhdisteitä.

Yhdistelmämuoveissa usein esiintyvät epäpuhtaudet saattavat vaikuttaa epäedullisesti täytteen ominaisuuksiin. Muoviin on myös lisätty aineita, jotka säätelevät kovettumisreaktiota, polymerisaatiota. Kovettumisreaktio ei kuitenkaan tapahdu loppuun asti päinvastoin kuin lasi-ionomeerin kohdalla. Kovettuneessa muoviosassa on 30-50 % vapaita, reagoimattomia metyyylimetakrylaattipäätteitä. Nämä voivat myöhemmin reagoida eri aineiden kanssa, jolloin muovin väri saattaa muuttua. Hapen kanssa reagoidessaan metakrylaattiryhmät muodostavat mm. formaldehydiä (formaldehydi + vesi = formaliini). Rakenteen mukaan yhdistelmämuovit voidaan jakaa karkearakeisiin ja hienorakeisiin.

2.4.7 Hammasamalgaami (hopea-tina-amalgaami)

Non-gamma 2 amalgaamijauheet

Hammasamalgaami on metalliseos, joka muodostuu sekoitettaessa nestemäistä elohopeaa hopea-tinaseoksen (pulveri tai pilleri) kanssa. Koska elohopea on huoneenlämmössä nestemäistä, se reagoi hopean ja tinan kanssa muodostaen plastisen massan, joka voidaan täpätä kaviteettiin, jossa se kovettuu. Se saavuttaa 1/4 lujuuden yhdessä tunnissa ja lähes lopullisen lujuutensa yhdessä päivässä. Syntynyt paikka kiillotetaan sileäksi korroosion vähentämiseksi. Elohopean (Hg), hopean (Ag) ja tinan reaktiota kuvataan usein yhtälöllä:



jossa $= \text{Ag}_3\text{Sn}$, $_1 = \text{Ag}_2\text{Hg}_3$ ja $_2 = \text{Sn}_{7-8}\text{Hg}$. Amalgaamin koostumusta muutettiin 1960-luvulla tarkoituksena parantaa sen ominaisuuksia, varsinkin korroosionkestävyyttä. Ensimmäiseksi kehitettiin Dispersalloy® (*dispersion strengthed alloy*), joka koostuu sekä rakeista että pallomaisista hiukkasista. Rakeet vastaavat koostumukseltaan tavallisen amalgaamijauheen rakeita, mutta pallot sisältävät vain hopeaa ja kuparia. Tinan osuus on näin ollen noin 10 % pienempi kuin tavallisessa amalgaamissa, ja kuparin osuus on noin 10 % suurempi. Tavallisessa amalgaamitäyhteessä $_2$ -tyyppisen tina-elohopea-yhdisteen osuus on melkoinen, ja se on erittäin korroosioaltis. Sekoitettaessa dispersiojauhetta elohopeaan tina-elohopeayhdistettä syntyy erittäin vähän, koska sen lisäksi että tinaa on alun perin vähemmän kuin tavallisessa amalgaamissa, suurin osa tinasta sitoutuu palloissa olevaan kupariin.

Amalgaamijauheiden luokittelu

	Ag	Sn	Cu	Hiukkaset
<i>Tavalliset jauheet, joissa alhainen Cu-pitoisuus (Cu < 15%)</i>	Raeamalgaamit			
Palloamalgaamit				
Ardent, ANA 68 ym.	> 65	< 29	< 6	rakeita
Kerr Spheraloy	> 65	< 29	< 6	palloja
<i>NG 2 -jauheet, joissa alhainen Cu-pitoisuus</i>				
Dispersiojauheet				
Dispersalloy, Luxalloy	~ 70	~ 16	~ 13	rakeita 2/3 palloja 1/3
Pallomainen kolmekomponenttijaue				
Tytin	60	27	13	homogeeniset
Indiloy (5% In)	60	22	13	pallot
Sferoidinen kolmekomponenttijaue				
Oralloy	59	28	13	pyöreäreunaiset
<i>NG 2 -jauheet, joissa korkea Cu-pitoisuus (Cu > 20%)</i>				
Homogeeninen raeamalgaami				
ANA 2000 (esiamalg.)	43	29	25	rakeita
Dispersioseos				
Ardent Futura	44	30	26	rakeita + palloja
Arjalloy	45	31	24	
Pallomainen kolmekomponenttijaue				
Sybralloy	40	30	30	

2.4.8. Muut täytemateriaalit

Kultaa ja keraameja käytetään, paitsi kruunuihin, myös *inlay*- ja *onlay*-tyyppisinä täyteaineina. Tällöin hammaslääkäri ottaa ensimmäisen käynnin yhteydessä impressiomallin kaviteetista, joka lähetetään hammastekniseen laboratorioon. Potilaalle laitetaan kaviteettiin väliaikainen täyteaine. Mallin mukaan voidaan valmistaa valumuotti tai -malli, jonka avulla voidaan tehdä kullasta tai keraamista valmistettu täyte. Toisen käynnin yhteydessä väliaikainen täytemateriaali poistetaan, täyte sovitetaan ja, jos se on onnistunut, sementoidaan hampaaseen. Hammaskulta ja keraami ovat

hyvin inerttejä ja kestäviä. Keraamin väriominaisuudet ovat hyvät. Kulta ja keraamit eivät juurikaan aiheuta allergioita.

2.5 Proteeseissa käytettävät biomateriaalit

Pekka Vallittu, Jarmo Hautaniemi

2.5.1 Polymeerit

Proteesipohjalevyjen akrylaatit

Hammaslääketieteessä käytetään polymeerejä proteesien materiaalina, paikkausmateriaalina ja sidosaineina. Määrällisesti suurin polymeerien käyttökohde on proteesien pohjalevyt, joita on valmistettu akrylaateista 1940-luvulta saakka. Pohjalevypolymeerien koostumus on pysynyt suurin piirtein samana vuosikymmenten ajan, ja pohjalevypolymeerin tärkeimmät komponentit ovat polymetyylimetakrylaatti (PMMA) -jauhe ja metyylimetakrylaatti (MMA) -monomeerineste. Monomeerineste sisältää lisäksi noin kymmenen prosenttia jotakin ristiinsitomismonomeeria kuten etyleeniglykolidimetakrylaattia (EGDMA) tai butaanidimetakrylaattia (BDMA).

Polymeerijauheen ja monomeerinesteen sekoittamisen jälkeen akryylimassa kovetetaan joko keittämällä vedessä (ns. keittoakryylit) tai autopolymeraation avulla alhaisemmassa lämpötilassa (ns. kylmäakryylit). Kovettuneeseen pohjalevypolymeeriin jää aina kovettumatonta monomeeria, ns. jäännösmonomeeria. Jäännösmonomeerin määrä on suurin proteesien korjauksessa ja pohjauksessa käytettävissä kylmäakryyleissa (3 - 5 paino-%). Suurin osa jäännösmonomeereista vapautuu polymeerista proteesin käytön yhteydessä kolmena ensimmäisenä päivänä. Jäännösmonomeerien vapautuminen hyvin pieninä määrinä jatkuu kymmeniä vuosia. Keittoakryylissa jäännösmonomeerien määrä on alhaisempi kuin kylmäakryylissa (0,2 - 0,7 paino-%). Keittoakryylin polymeroimislämpötilan on kuitenkin tällöin oltava 100 °C, ja akryylin on oltava tässä lämpötilassa vähintään 30 minuuttia.

Proteesin pohjalevypolymeerien jäännösmonomeereilla ei ole toksista vaikutusta potilaaseen. Proteesin pohjalevystä vapautuvat jäännösmonomeerit hapettuvat ja hydrolysoituvat metakryylihapoksi, joka poistuu virtsan mukana. Jäännösmonomeerien merkitys allergian kehittymisen kannalta on kuitenkin otettava huomioon. Potilas saattaa vuosien aikana tehtävien proteesin korjausten ja pohjausten yhteydessä altistua MMA:lle ja muille metakrylaattimonomeereille. Monomeereihin liittyvä allergisen reaktion tyyppi on viivästynyt allerginen reaktio, jonka voi laukaista ns. ristireaktion avulla myös jokin muu allergeeni kuin proteesista vapautuva monomeeri. Proteesipohjalevypolymeereihin liittyvät allergiset reaktiot ovat kuitenkin vielä tällä hetkellä hyvin harvinaisia. Tilanne saattaa muuttua tulevaisuudessa, kun uudet monomeerikoostumukset yleistyvät pohjalevypolymeereissa. Yleistymässä olevia monomeereja ovat erilaiset dimetakrylaattimonomeerit ja oligomeerit, joiden kovettuminen saadaan aikaan valon tai mikroaaltosäteilyn avulla.

Väliaikaisten siltojen polymeerit

Kiinteitä siltaproteeseja valmistettaessa tarvitaan hiottujen hampaiden suojaksi muutaman viikon tai kuukauden ajaksi ns. väliaikainen silta. Väliaikainen silta valmistetaan hammaslaboratoriossa autopolymeroituvasta (ns. kylmäakryyli) akrylaatista, jonka jauhe on esimerkiksi

polyetyylimetakrylaattia (PEMA) ja neste butyyylimetakrylaattia (BMA). Kovettunut polymeeri on hieman joustavaa ja kestää väliaikaisen käytön aiheuttamat rasitukset paremmin kuin lasimaisen kova PMMA. Väliaikaisen sillan polymeerista vapautuu jäännösmonomeereja kuten autopolymeroituvasta proteesipohjalevyakryylista.

Hammaslääkäri voi valmistaa väliaikaisen sillan suoraan potilaan suussa muun muassa PEMA-BMA -akrylaatista. Koska polymeroitumislämpötila on suussa alhaisempi kuin hammaslaboratorion käyttämässä painekattilassa, kovettuneeseen polymeeriin jää suurempi määrä jäännösmonomeereja, jotka vapautuvat potilaan elimistöön. Hammaslääkärit ovat viime vuosina ruvenneet käyttämään yhä enemmän autopolymeroituvia tai valopolymeroituvia (sininen valo, aallonpituus noin 480 nm) monomeereja väliaikaisten siltojen materiaaleina. Näistä polymeereista vapautuvien monomeerien määrästä ei ole vielä saatavilla raportoitua tietoa.

Kruunujen ja siltojen fasadimuovit

Kultakruunujen ja kuitulujitteisten kruunujen näkyvät pinnat ja hampaiden purupinnat päällystetään kerroksella yhdistelmämuovia, jonka koostumus on samankaltainen kuin hampaiden paikkauksessa käytettyjen yhdistelmämuovien koostumus. Yhdistelmämuovin polymeerimatriksina ovat yleensä valokovetteiset monomeerit kuten bis-fenoli-A-glysidyylidimetakrylaatti (BIS-GMA) tai uretaanietylidimetakrylaatti (UEDMA), ja lujitehiukkaskasina noin yhden mikrometrin kokoiset lasihiukkaset. Lujitehiukkaset antavat yhdistelmämuoville kulumiskestävyyttä, mikä on erityisen tärkeää takahammasalueella purennan säilymisen kannalta. Aikaisemmin käytettyjen yhdistelmämuovien kulumiskestävyys on ollut joko liian alhainen tai muovi on ollut liian kovaa, mistä on seurannut muovin lohkeaminen.

Yhdistelmämuovi kiinnitetään hammaslaboratoriossa metalliseoksen pintaan metallipinnan piioksidikäsitteilyn avulla. Metallipintaan saadaan piioksidi (SiO₂) -kerros kiinnitettynä ns. *silicoater*-menetelmällä lämmön avulla tai hiekkapuhaltamalla metallipinta piioksidihiekalla. Metallipinnassa olevaan piioksidikerrokseen yhdistelmämuovi kiinnitetään silaanitartunta-aineiden avulla.

Yhdistelmämuovien riittämätön kulumiskestävyys purennessa vuosien aikana ja yhdistelmämuovien huonohko kiinnittyvyys metallipintaan ovat riskejä, joita yhdistelmämuovien käyttämiseen liittyy. Kruunujen pinnoilla käytettävistä yhdistelmämuoveista voidaan valmistaa myös laboratoriovalmisteisia paikkoja, jotka hammaslääkäri kiinnittää hampaaseen yhdistelmämuovisementin avulla. Nämä paikat ovat halvempia kuin keraamiset paikat, ja niiden osuus saattaa lisääntyä tulevaisuudessa merkittävästi. Yhdistelmämuoveista vapautuvien monomeerien määrä on vähäinen monomeerien suuren molekyylikoon takia.

Kuitulujitteiset muovit

Kuitulujitteisten muovien hammaslääketieteellinen käyttö on lisääntynyt viime vuosina. Kuitulujitteisista muoveista valmistetaan siltaproteeseja, kuiduilla lujitetaan irrotettavia proteeseja ja väliaikaisia siltoja, ja kuitulujitteisilla muoveilla kiskotetaan heiluvia hampaita toisiinsa kiinni. Kuitulujitteisissa muoveissa lujitekuituina käytetään silaanipinnoitettuja pitkiä lasikuituja (paksuus 5 - 15 μm) ja polymeerimatriksina käyttökohteen mukaan lähes kaikkia hammaslääketieteessä käytössä olevia monomeereja. Kuitulujitteinen muovi voidaan valmistaa hammaslääkäreiden käyttämistä valokovetteisista muoveista tai hammasteknikon käyttämistä valokovetteisista, autopolymeroituvista

tai kuumapolymeroituvista monomeereista. Kuitulujitteisesta muovista vapautuvien monomeerien pitoisuudet ovat hieman alhaisemmat kuin lujittamattomasta polymeerista vapautuvien monomeerien pitoisuudet, koska kuidut vähentävät polymeerin tilavuusosuutta rakenteessa.

Jatkuvakuitulujitteisista (pitkät kuidut) muoveista ei ole raportoitu haittavaikutuksia potilaille, mutta jo 1960-luvulla raportoitiin lyhyiden lujitekuitujen ärsyttävän mekaanisesti potilaan limakalvoja. Vaikka nykyään käytössä on lähes ainoastaan jatkuvakuituisia kuitulujitteisiä muoveja, kuitulujite pyritään peittämään aina kerroksella lujittamatonta muovia, jonka pinta voidaan kiillottaa.

Kiinnityssementit

Kiinteiden silta- ja kruunuproteesien kiinnittämisessä käytetään kasvavassa määrin yhdistelmämuovisementtejä. Perinteiset kiinnityssementit ovat sinkkifosfaattisementit, polykarboksylaattisementit ja lasi-ionomeerisementit. Sinkkifosfaattisementin käyttö on edelleen hyvin yleistä, ja sitä käytetään lähinnä metallisten ja metallokeramisten kruunujen ja siltojen kiinnittämisessä hampaaseen. Sinkkifosfaattisementin huono puoli on kovettuneen sementin liukeneminen suun nesteisiin pitkällä aikavälillä. Tästä aiheutuu kruunun reunan saumatiiyvyyden menettäminen, mikä saattaa johtaa hampaan reikiintymiseen tai hammasytimen kudosten tulehdukseen tai infektiin.

Kiinteiden proteettisten rakenteiden kiinnittämisessä hampaaseen käytetään myös yhdistelmämuovisementtejä (polymeerisementtejä), jotka on lujitettu pienillä lasihiukkasilla. Näitä sementtejä käytetään erityisesti keraamisten paikkojen ja kruunujen kiinnittämisessä sekä kuitulujitteisten rakenteiden kiinnittämisessä. Polymeerimatriksi on BIS-GMA -monomeerin ja trietyleeniglykolidimetakrylaatin (TEGDMA) kopolymeeri, jonka viskositeetti ennen kovettamista on melko alhainen. Polymeroitumisreaktio käynnistetään joko valon avulla tai autopolymeraation avulla. Kovettava kiinnityssementti kiinnittyy hampaan pintaan (etsattu kiille tai hammasluu) ns. sidosmuovien avulla. Sidomuovit ovat samoja monomeerejä kuin mitä hampaiden paikkauksessa käytetään. Sidomuovien monomeerit ovat esim. hydroksietyylimetakrylaattia (HEMA) ja BIS-GMA:ta. HEMA on potentiaali allergeeni, joka voi aiheuttaa herkistymistä etenkin hammashoitohenkilökunnalle. Potilaiden allergisoituminen sidomuoveille on harvinaista, mutta ihotesteillä joidenkin potilaiden on todettu olevan allergisia esimerkiksi HEMA:lle. Yhdistelmämuovisementtien huonona puolena on niiden käytön tekniikkaherkkyys: jo pienet virheet voivat heikentää sidoslujuuutta merkittävästi. Yhdistelmämuovisementtien hyviä puolia ovat niillä saatavat hyvä kruunun reunan saumatiivyys ja luja sidos, sekä se, että ne eivät liukene suun nesteisiin.

2.5.2 Metallit

Valuseokset

Valaminen on yleisin metallien valmistustapa hammaslääketieteessä käytettäville kruunu- ja siltamateriaaleille. Valuseokset ovat perinteisesti olleet jalometalleja, koska seosten on kestävä korroosiota suun olosuhteissa. Yleisimmin käytettävät jalometallit ovat kulta (Au), hopea (Ag), platina (Pt) ja palladium (Pd). Valuseoksissa käytetään lisäksi seosaineina useita epäjalometalleja, kuten indiumia (In), rautaa (Fe), tinaa (Sn), galliumia (Ga), sinkkiä (Zn) ja kuparia (Cu). Niillä vaikutetaan seoksen mekaniisiin ominaisuuksiin, lämpölaajenemiseen, sulamisalueeseen, raekokoon, hapettumiseen, korroosioon, väriin jne. Epäjalometalleille tyypillinen ominaisuus on niiden reaktiivisuus ympäristön kanssa.

Tärkeimmät kultaseokset luokitellaan niiden koostumuksen ja mekaanisen kovuuden perusteella. Tyyppi I sisältää eniten kultaa (≥ 83 p-%), ja se on pehmein luokitelluista seoksista. Muissa tyypeissä (II => IV) kullan pitoisuus laskee ja seoksen kovuus nousee. Kovuus määrää pitkälle sen, minkälaisiin tilanteisiin seostyyppiä voidaan käyttää.

Epäjalojen seosten käyttö perustuu niiden alhaiseen hintaan ja hyviin mekaanisiin ominaisuuksiin.

Metalli-keramiset

Metalli-keramiset tarkoittavat metallisia valuseoksia, joiden päälle poltetaan keramikerroksia. Materiaalit luokitellaan niiden koostumuksen perusteella jaloihin ja epäjaloihin seoksiin. Jaloihin kuuluvat korkea kulta -seokset (Au-Pt-Pd), kulta-palladium- (Au-Pd), palladium-hopea- (Pd-Ag) ja korkea palladium -seokset. Epäjalojen seosten koostumus pohjautuu nikkeli-kromi- (Ni-Cr) ja koboltti-kromi- (Co-Cr) seoksiin. Uusimpana vaihtoehtona on titaani (Ti) käyttö kruunu- ja siltamateriaalina.

Metallokeramisten seosten käyttö yleistyi 1950-luvulla sopivien keramioiden kehittämisen myötä. Ensimmäiset seokset olivat korkea kulta -seoksia, mutta kullan hinnan nousun myötä siirryttiin Au-Pd-Ag -pohjaisiin materiaaleihin. Hopea kuitenkin korvattiin palladiumilla johtuen keramioiden värjäytymisestä. Ominaisuuksiltaan Au-Pd -seoksia voidaan pitää erittäin sopivina hyvien valuominaisuuksien, korroosioneston ja lujan metalli-keramiliitoksen vuoksi (1). Epäjalojen metallien etuna on niiden alhainen hinta ja hyvät mekaaniset ominaisuudet.

Tärkein kriteeri materiaalin valinnassa on keramioiden hyvä sitoutuminen metalliin. Tämä aikaansaadaan sisällyttämällä metalliin pieniä määriä helposti oksidoituvia metalleja. Ennen keramioiden polttoa seos hapetetaan korkeassa lämpötilassa ohuen oksidikerroksen synnyttämiseksi metallin pinnalle. Oksidikerros sitoutuu kemiallisesti keramiin saaden aikaan lujan sidoksen metallin ja keramioiden välille. Jalometalleilla yleisimmin käytettävät hapettuvat aineet ovat indium (In), tina (Sn) ja gallium (Ga). Titaani poikkeaa kaikista muista seoksista siinä mielessä, että se on erittäin helposti hapettava, jolloin hapettumisesta muodostuu ongelma. Tämä asettaa suuret vaatimukset keramioiden polttotekniikalle (2). Metalli-keramiliitoksen arviointi on vaikeaa, koska mitään yleisesti hyväksyttyä standardoitua menetelmää ei ole käytettävissä. Erityyppiset sidoslujustukset antavat vaihtelevia tuloksia.

Muita metalleille asetettavia vaatimuksia ovat riittävän hyvät mekaaniset ja valuominaisuudet. Lisäksi soliduslämpötilan on oltava riittävän korkea, jotta seos kestäisi keramioiden polttolämpötilat. Mikäli metalleista valmistetaan pitkiä siltoja, seosten on oltava riittävän jäykkiä estämään elastinen deformaatio. Kimmokerroin E kuvaa metallin kykyä vastustaa elastista muodonmuutosta. Metallin väsyminen taas on seurausta syklistä mekaanisesta rasituksesta, jolle kruunu- ja siltamateriaalit altistuvat.

2.5.3 Keraamit

Hammaskeraamit koostuvat lasimatriksista, joka sisältää joko kiinteitä hiukkasia tai kiderakenteita. Hammaskeraamit ovat biologisesti lähes inerttejä materiaaleja suun olosuhteissa, ja ne sopivat siten hyvin hammaslääketieteellisiin tarkoituksiin. Hammaskeraameilla on suuri puristuslujuus, mutta

melko alhainen taiputuslujuus ja väsymiskestävyys, mikä on otettava huomioon hammaskeraameja käytettäessä. Hammaskeraameja on kahta päätyyppiä: sintratut posliinit ja lasikeraamit. Sintratut posliinit koostuvat lasimatriksista, jossa on erityyppisiä faaseja. Tyypillisesti nämä keraamit koostuvat maasälvästä ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ja vaihtelevasta määrästä alumiinioksidia (Al_2O_3). Keraamit sisältävät lisäksi opalisoivia aineita ja väriaineita.

Kokokeraamisten kruunujen ja paikkojen lujuutta voidaan lisätä valmistamalla kruunun rungoksi sintrattu tai jyrstetty luja alumiinioksidirunko, jonka päälle hammasposliini poltetaan. Toinen menetelmä lujittaa kokokeraamisia rakenteita on käyttää leusiittikiteillä lujitettuja keraameja. Leusiittikiteillä lujitetun keraamin läpikuultavuus on parempi kuin alumiinioksidin, ja siksi ulkonäöllinen lopputulos leusiittivahvistetuilla keraameilla on parempi kuin alumiinioksidivahvistetuilla keraameilla. Lisäksi leusiittikiteillä vahvistettu lasikeraami saadaan kiinnitettyä yhdistelmämuovisementillä paremmin hampaaseen kuin alumiinioksidikeraami. Yhdistelmämuovisementti kiinnittyy fluorivetyhapolla etsattuun keraamin pintaan mikromekaanisesti ja osittain kemiallisesti silaanitartunta-aineiden avulla.

Kokokeraamisten rakenteiden käyttäminen on indisoitua hammaspaikoissa, kruunuissa ja hampaiden näkyvien pintojen laminaateissa. Kokokeraamisia siltoja ei voida vielä valmistaa luotettavasti. Kokokeraamisten rakenteiden käyttämisen yhteydessä ilmenevät riskit liittyvät sekä yhdistelmämuovisementtien monomeerien hoitohenkilökuntaa herkistävään potentiaaliin että keraamisten rakenteiden murtuma-alttiuteen. Keraamisten rakenteiden valmistaminen vaatii hammaslääkäriltä suurta kokeneisuutta ja perehtyneisyyttä. Oikein käytettynä ne ovat nykytietämyksen mukaan luotettava hoitomuoto.

2.5.4 Yhteenveto

Metalliseosten käyttämiseen hammaslääketieteessä liittyy riskejä lähinnä valettujen metalliseosten, erityisesti titaaniseosten haurauden ja titaani-keraamiliitosten heikkouden suhteen. Biologiselta sopivuudeltaan titaani ja titaaniseokset ovat osoittautuneet parhaiksi. Mekaanisilta ja valmistusteknologiselta kannalta riskittömämpiä metalliseoksia ovat korkean kultapitoisuuden seosmetallit. Kullan käyttämiseen saattaa kuitenkin liittyä vähäinen kulta-allergian riski. Polymeeri- ja komposiittimateriaaleja on vaikea liimata metalliseoksiin, mikä johtaa usein rakenteen hajoamiseen suun olosuhteissa.

2.5.5 Kirjallisuus

Hautaniemi J: Oxidation and procelain veneering of Ti and Pd alloys. Department of Applied Physics, University of Turku, Finland, Dissertation, 1993.

Pask JA. In: Alternatives to gold alloys in dentistry. Ed: Valega TM, DHEW Publication, p. 235, 1977

2.6 Yhteenveto polymeerien käytöstä

Pekka Vallittu

Hammaslääketieteessä polymeereja käytetään puuttuvien hampaan osien tai kokonaisten hampaiden korvaamisen lisäksi purentaelimen hoidossa käytettyjen kojeiden materiaaleina. Polymeerit ovat suuontelossa tämän takia joko vain muutaman päivän, tai polymeerinen hampaan täyte tai hammas

asetetaan potilaan suuhun pysyväksi rakenteeksi. Polymeeriset rakenteet ovat suurimmaksi osaksi suun limakalvon päällisiä rakenteita, mutta ne voivat olla kokonaan tai osittain myös ienkudoksen alaisia.

2.6.1 Korvaavassa karieshoidossa (paikkaushoidossa) käytettävät polymeerit

Korvaavan karieshoidon polymeerit jaetaan itse täytemateriaaleihin (paikkausaine) ja niiden sidosaineisiin. Täyteinä käytettävät polymeerit ovat hampaan värisiä yhdistelmämuoveja, jotka koostuvat polymeerimatriksissa olevista lasi- tai kvartsihiukkasista (hiukkaskoko 0,01 - 3 µm). Polymeerimatriksi on yleensä aromaattinen tai uretaanidimetakrylaattioligomeeri kuten bisfenoli-A-glysidyyldimetakrylaatti (BISGMA) tai uretaanidimetakrylaatti (UDMA). Koska oligomeerimolekyylien viskositeetti on korkea, monomeeriin on lisätty viskositeetiltaan alhaisempaa monomeeria, kuten trietyleeniglykolidimetakrylaattia (TEGDMA). Monomeerinen yhdistelmämuovimassa kovetetaan sinisen valon avulla (aallonpituus noin 450 nm) hampaaseen porattuun kaviteettiin. Jotta täyteenä käytetty yhdistelmämuovi kiinnittyisi hampaan kiilteeseen ja hammasluuhun, hampaan pinta on käsitelty ennen yhdistelmämuovin ruiskuttamista kaviteettiin sidosmuovilla. Sidosmuoveina käytetään samoja monomeereja kuin mitä yhdistelmämuovissa käytetään (BISGMA, UDMA, TEGDMA), mutta ne on laimennettu liuottimella (esim. aseton). Koska hampaan pinta on aina hieman kostea, sidosmuoviin on lisätty hydrofiilista monomeeria, kuten hydroksietyylimetakrylaattia (HEMA). Sidosmuovi polymeroidaan sinisen valon avulla hampaan pintaan kiinni. Valokovetteisten täyte- ja sidosmuovien lisäksi on käytössä myös itsestään polymerotuvia muoveja, joita käytetään erityiskäyttökohteissa.

Hampaiden täyteaineelta vaaditaan hyvää kiinnittymistä hammaskudokseen ja hyvää kulumiskestävyyttä. Aikaisempien yhdistelmämuovien kulumiskestävyys oli niin alhainen, että niitä ei voitu käyttää takahammasalueen purupintapaikkoina. Yhdistelmämuovien kulumiskestävyys on kuitenkin parantunut viime vuosina selvästi, samalla kun yhdistelmämuovin hampaaseen kiinnittävät sidosmuovit ovat kehittyneet. Tämän takia yhdistelmämuovit ovat ilmeisesti lunastamassa paikkansa amalgaamitäyteaineen korvaajana. Ongelmana yhdistelmämuovien käytössä on kuitenkin edelleen se, että kelvollisen täyteen valmistaminen vaatii suurempaa tarkkuutta kuin amalgaamitäyteen valmistaminen ja valmistusprosessi on herkkä virheille. Eräs tapa vähentää näitä ongelmia on käyttää hammaslaboratoriossa valmistettuja yhdistelmämuovitäytteitä, jolloin hammaslääkärin tehtäväksi jää kaviteetin poraaminen, täyteen sidostaminen hampaaseen ja purenna hiominen.

2.6.2 Protetiikassa käytettävät polymeerit

Protetiikassa eniten käytettyjä polymeereja ovat proteesin pohjalevypolymeerit. Tyypillisesti nämä polymeerit valmistetaan sekoittamalla polymeerijauhetta (polymetyylimetakrylaatti, PMMA) monomeerineesteeseen (metyylimetakrylaatti, MMA; etyglykolidimetakrylaatti, EGDMA), ja kovettamalla muodostunut massa muotoon joko kemiallisten katalyyttien avulla noin 50 °C:ssa (ns. kylmäakryylit) tai keittämällä massaa kiehuvaassa vedessä (ns. keittoakryylit). Kovettunut proteesipohjalevypolymeeri on rakenteeltaan monifaasinen. Proteesipohjalevypolymeeri kiinnittyy tehdasvalmisteisiin proteesihampaisiin polymeroinnin aikana. Nykyään on saatavilla myös valokovetteisia ja mikroaaltokovetteisia proteesipohjalevypolymeerejä, mutta niiden käyttö ei ole eräiden teknisten ongelmien takia vielä yleistynyt.

Proteesipohjalevymateriaalien lujuus ei ole useinkaan kliinisesti riittävä, vaan proteesi hajoaa suussa väsymismurtumien takia. Ongelma on ratkaistu käyttämällä lasikuitulujitetta proteesin lujittamiseksi. Lasikuitulujitteen toiminnan periaate on se, että pieni määrä korkealaatuista esivalmistelujitetta sijoitetaan proteesiin todennäköiselle murtuma-alueelle. Kliiniset ja *in vitro* -tutkimukset ovat osoittaneet lasikuitulujitteen poistaneen proteesin väsymismurtumaongelmat.

Protetiikassa käytetään metallista valmistettujen kiintoproteesien (sillat ja kruunut) näkyvillä pinnoilla hampaanvärisiä polymeerejä (fasadipolymeerit), joiden koostumus vastaa korjaavassa karieshoidossa käytettyjen yhdistelmämuovien koostumuksia. Hammaslaboratoriossa käytettävät fasadipolymeerit sidostetaan metallin pintaan käyttämällä apuna metallipinnan oksidointia ja silanointia. Protetiikassa käytettyihin polymeereihin kuuluvat myös siltojen ja kruunujen kiinnityksessä käytettävät polymeeriset kiinnityssementit. Polymeeriset kiinnityssementit ovat korvaamassa perinteisiä sinkkifosfaatti- ja lasi-ionomeerisementtejä, joiden huonona puolena on niiden liukenevuus suun olosuhteissa. Polymeeriset kiinnityssementit ovat koostumukseltaan hieman muunneltuja yhdistelmämuoveja, jotka kovettuvat sekä valon avulla että autokatalyyttisesti.

Urheilijoiden hammassuojat voidaan valmistaa kipsimallin päällä plastisoiduista akrylaateista proteesien pohjalevyjen tapaan. Nykyään suurin osa hammassuojista valmistetaan kuitenkin termoplastisista muoveista lämmön avulla muokkaamalla. Purentaelimen toiminnallisten häiriötilojen (mm. leukaniveldysfunktio) hoidossa käytetään ulkonäöltään hammassuojan näköisiä purentakiskoja, jotka on valmistettu proteesipohjalevy polymeerin kaltaisesta monifaasisesta akrylaattipolymeerista.

Uusien lasikuitulujitteisten muovimateriaalien tultua markkinoille lasikuitupolymeerejä on ruvettu käyttämään myös siltojen ja kruunujen materiaaleina perinteisen kullan ja koboltti-kromilejeeringin sijasta. Lasikuituesivalmisteista tehdyt sillat ovatkin joissakin käyttökohteissa syrjäyttämässä perinteiset materiaalit huokeamman hintansa ja yksinkertaisen valmistustekniikkansa ansiosta. Lasikuitulujite-esivalmisteesta tehdyt sillat ovat koostumukseltaan PMMA:ta ja valokovetteisia dimetakrylaatteja.

2.6.3 Oikomishoidossa käytettävät polymeerit

Hampaiden oikomishoidossa käytettävät irrotettavat oikomiskojeet valmistetaan myös proteesipohjalevy polymeerin kaltaisesta akrylaattipolymeerista hammaslaboratoriossa. Nykyaikainen oikomishoito suoritetaan hampaisiin kiinteästi asetettavilla kojeilla, joissa hampaassa kiinni olevat osat on liimattu yhdistelmämuovisementillä (vrt. korjaavassa karieshoidossa käytettävät yhdistelmämuovit) hampaaseen.

2.6.4 Parodontologiassa käytettävät polymeerit

Tukikudoksiltaan heikentyneiden hampaiden hoitamisessa käytetään nykyään kuitulujitteisia muoveja. Lasikuituesivalmisteesta tehdyllä lujitemuovikiskolla hammaslääkäri voi kiskottaa heiluvat hampaat kiinni tukevampiin naapurihampaisiin. Lasikuituvahvistettu kisko on polymeeriosaltaan monifaasinen polymeeri, joka koostuu yleensä sekä PMMA:sta että valokovetteisista dimetakrylaateista. Lasikuituvahvistainen kisko kiinnitetään hampaaseen samoilla sidosmuoveilla kuin mitä käytetään korjaavassa karieshoidossa. Vaihtoehtoisesti hampaat voidaan kiskottaa toisiinsa käyttämällä paikkaushoidon yhdistelmämuovia ja metallilankoja.

2.6.5 Yhteenveto

Polymeerien ja komposiittien käyttäminen nykyaikaisessa hammashoidossa on välttämätöntä ainakin adhesiiviliitosten aikaansaamiseksi. Rakenteellisesti polymeerit ja komposiitit ovat alttiita pitkäaikaisen vesiabsorption aiheuttamalle hydrolyysille, joka plastisoi polymeerifaasia ja heikentää filleripartikkelien ja polymeerien välistä sidosta. Tästä aiheutuu pitkän ajan kuluessa materiaalin heikkeneminen, mikä pitää ottaa huomioon rakenteen (esim. silta tai hammaspaikka) mitoituksessa.

Polymeeristen komposiittien murtuma-alttiutta voidaan oleellisesti vähentää käyttämällä kuitulujitteita partikkelifillerihiukkasten ohella. Hammashoitohenkilökunnan altistuminen monomeereille pitää minimoida oikealla työskentelytekniikalla ja riittävällä työtilan ilmastoinnilla. Potilaan altistumista monomeereille voidaan minimoida oikealla työskentelytekniikalla ja riittävällä työtilan ilmastoinnilla, sekä käyttämällä ns. kofferdam-kumisuojausta hampaiden paikkauksen yhteydessä ja varmistamalla polymeerien ja komposiittien riittävä polymerisoituminen.

2.7 Yhteenveto metallien käytöstä

Antti Yli-Urpo

2.7.1 Kehitystaustaa

Hammaslääketieteellisten metallien käytöllä on pitkä historia muinaisten egyptiläisten, etruskien ja foinikialaisten ajoilta, jolloin käytettiin puhdasta kultaa ja hopeaa erilaisten sidosten tekemiseen ja levyjen valmistamiseen (kirurginen papyros 1700 e.Kr.; Luxor; Eberin papyros 1500 e.Kr.; Gize 3000 - 2500 e.Kr.; 400 e.Kr. Tarquinia/museo dell'Accademia Etrusca, Cortonassa). Hammassillan ja nastakruunun valmistuksen metallista on esittänyt Pierre Fauchard v. 1746 laatimassaan kirjassa.. Metalleja sekoittamalla saatiin lujitettuja jalometalleja ja juotteita, ja ns. karaattikultaseosten avulla valmistettiin 1900-luvun alussa tarkkuusvaluna sulasta metallista kruunuja ja siltoja. Lujittaminen perustui kulta- ja kupariatomien järjestäytymiseen niiden jähmettyessä sulasta.

Dentaalimateriaalien standardisoimista varten *American Dental Association* perusti v. 1928 *National Bureau of Standardsin*.

2.7.2. Vaatimuksia ja olosuhteita käyttöalueiden perusteella arvioituna

Lujuus

Hampaiston kulumista ja muokkausta aiheuttavissa olosuhteissa materiaalit joutuvat ainutlaatuisen kovalle koetukselle vuosien ja vuosikymmenien aikaisessa käytössä. Koko purentaelimen voima saattaa kohdistua eri tilanteissa vajaan 1mm^2 :n alalle pitkäaikaisena toistuvana rasituksena tai lyhytaikaisena iskumaisena voimana. Purentarasituksen alaisena terve elävä hammas painuu vähän kasaan ja palautuu kun rasitus loppuu. Vastaavaa muotoutumista toivotaan ideaalilta materiaalilta. Yllämainittujen tekijöiden vuoksi hammasmetallilta odotetaan riittävää elongaatiota, kovuutta ja kimmolujuutta. Metalleilla elongaatio \times kovuus kuvaa käytännössä parhaiten rasituksen alaisena tarvittavaa sitkeää lujuutta (= *toughness*). Toisaalta liika kovuus tuo kokonaisrakenteeseen epäfysiologista jäykkyyttä, mikä voi tehdä isosta hammassiltarakenteesta epäfysiologisen "tunnottoman" ja keinotekoisena. Ideaali olisi hammasta jäljittelevä kerrosrakente, jossa pinta on kova ja sisäosa peräänantava eli ns. lasityynyefekti, joka siis toimii elävässä terveessä hampaassa. Yleisesti rajoittavia tekijöitä ovat riittävän tilan puuttuminen purennassa ja hampaan anatomia. Anatomian ohella hampaiston esteettisyys ja kosmeettisuus on nykyaikana ohittamaton tekijä, joka on osa terveyttä. Hammaskullan tai metallin näkyminen hyväksytään vain "pikanttina" tekijänä muuten hampaanvärisissä pinnoissa. Metallit siis pinnoitetaan muovilla tai keraamisilla materiaaleilla, joiden myös tulee kestää kulutusta ja värjäytymistä. Huomattava on, että yhteenlaskettu tila joka saadaan on yleensä 0,5 - 2,5 mm, koska jokaisen hampaan yksilöllistä anatomista muotoa joudutaan noudattamaan purennallisista ja ulkonäöllisistä sekä hygieenisistä syistä.

Kudokseen sopivuus

Lujuusvaatimusten lisäksi korroosionkestävyys on keskeinen tekijä sekä rakenteen kestävyys että kudosturvallisuuden eli bioyhteensopivuuden vuoksi. Metallit eivät saa olla toksisia eivätkä allergisoivia tai muuten kudosta ärsyttäviä.

Teknologia

Tekninen soveltuvuus ja työstettävyys sekä valmistuslaboratoriossa että potilastyöskentelyssä suun olosuhteissa on keskeinen vaatimus. Kiinteissä proteesirakenteissa tarkkuuden tulee olla yleisesti 20 - 100 µm luokkaa lopputuloksessa, kun valmiste (kruunu tai silta) on käynyt läpi lukuisia erilaisia työvaiheita.

Metallirungon lujuusvaatimukset kasvavat sitä mukaa kun kruunun tai sillan rakenteen laajuus (= jännevälit) kasvavat. Metalliseosten sulamispisteiden säätely tulee tehdä sellaiseksi, että kytkentäjuotokset voidaan tehdä n.100 °C alemmassa lämpötilassa, ja edelleen ns. metallokeraminen poltto joko ennen juotosta tai juotoksen jälkeen. Eri käyttötarkoituksiin tarvittavien metalliseosten arvot ilmoitetaan siis standardien mukaisesti taulukoissa, joiden ohjeita noudatetaan. Valumetallien sulamispiste eli sulamislämpötila määrää valumuotin valumassamateriaalin laadun yhdessä metallin valukutistuman kanssa. Sulamispiste on yleisesti 860 – 1650 °C metallista riippuen, ja valukutistuma 1,2 - 2,5 %. Epäjaloilla metalleilla on yleensä korkein sulamispiste ja suurin valukutistuma sekä suurin kovuus. Suuri kovuus ja alhainen kitkakerroin sekä vähäinen kuluminen kuuluvat yhteen.

Yleisin valmistusmenetelmä on yksilöllinen valu jokaiselle potilaalle ja jokaiseen hampaaseen. Uusin metodi on kopiojyrnsinperiaatteella titaanista tehty sillan runko, joka pinnoitetaan muovilla tai keraamilla.

Metalliseosten rakenne

Jalot metallit ovat homogeenisiä, kun taas epäjalot metallit ovat epähomogeenisiä, ja niillä on yleensä dendriittinen eli jakautunut kiderakenne.

Kulta (Au), sp. 1064 °C, on jaloissa seoksissa perusmetallina, ja siihen seostettu hopea (Ag) sp. toimii sulamispisteen alentajana ja täyte- ja muokkausaineena, koska se liukenee kaikissa suhteissa eikä muodosta erillisiä faaseja. Kupari (Cu), sp. 1084 °C, on konventionaalinen kultaseosten kovettaja, liukenee kaikissa suhteissa ja muodostaa kolmea eri faasia pitoisuudesta riippuen. Kulta-kupariseosten faasikovettuminen perustuu tähän (ns. Karaattikulta) ja on sellaisenaan epähomogeeninen ja korroosioherkkä ilman homogenisointikäsittelyä.

Platina (Pt) ja palladium (Pd) nostavat sulamislämpötilaa ja saavat raekoon pienenemään sekä nostavat lujuutta ja kovuutta erkaumiskarkenemisen kautta. Lisäksi ne vaalentavat kultaseoksen väriä harmaaksi ja vähentävät korroosiota. Platina vähentää seoksen metallurgista käsittelyherkkyyttä eri vaiheissa. Palladium on sulana herkkä erityisesti hiilen kontaminaatiolle, joten valun palladiumkarbidit haurastuttavat valun. Sinkkiä (Zn) käytetään pieniä määriä (1 – 2 %) konventionaalisisissa kuparia sisältävissä kultaseoksissa ns. uhrautuvana hapettajana valuprosessin suojaksi. Tämä sama periaate toimii uusimmassa ns. matalan lämpötilan (920 °C) metallokerami-kultaseoksessa (LM-Ultra, Golden Gate).

Rauta (Fe), Iridium (Ir) ja Ruthenium (Ru) sekä Rhodium (Rh) hyvin pieninä määrinä käytettyinä antavat seokselle kovuutta ja lujuutta ja pienentävät raekokoa. Raekoon pienentäminen tapahtuu pieninä erkaumina kiteissä tai kiderajoilla.

Vähemmän jalojen metallien listassa on mainittu esim. nikkeli (Ni), beryllium (Be), koboltti (Co), kromi (Cr), titaani (Ti) ja alumiini (Al). Mainittuja aineita sisältäviä jalometalleja ei Suomessa eikä muissakaan hyvin valvotuissa maissa käytetä suuren korroosion ja haitallisten kudosvaikutustensa vuoksi. Yllämainittuja aineita esiintyy yleisesti ns. "etelämaissa" ja "kaukomailla" tehdyissä "edullisissa" hoitotöissä, minkä vuoksi asia on syytä mainita. Samaan kategoriaan kuuluvat kiinteät terässillat ja Co-Cr-Mo -lejeerinkiset sillat. Irtoproteeseissa epäjalot metallit ovat hyväksyttäviä, koska haittojen ilmaantuessa ne on helppo jättää käytöstä pois jos esim. allergiaa ilmenee. Kokonaan epäjaloista metalleista valmistetuissa kiinteissä silloissa Suomessa käytetään valettuna tai kopiojyrsittynä puhdasta titaania, joka on rakenteeltaan a- ja b-faasia. Aikaisemmin myös Ti6Al4V-seos on ollut valukäytössä.

Karaattikultaseosten tilalle tulivat nykyaikaiset ns. lejeeratut, jalot seosmetallit 1960-luvun alusta alkaen yleiseen käyttöön. Lisäkovuutta saatiin erkautumiskarkenemisellä. Vasta 1970-luvulla yleistyivät uudet jalot metallokeramiset ns. päällepolttometalliseokset, joihin voitiin kemiallisesti polttaa kiinni hammasposliini (Yli-Urpo 1975). Mainittu metallokeramia on nykyään vallitseva käytäntö kruunu- ja siltaprotetiikassa kaikissa kehittyneissä maissa, joskin ns. konventionaaliset lejeeratut seosmetallit ovat myös yleisessä käytössä. Suomessa hammaskultaseosten valmistus alkoi v. 1976 Outokummun ja LM-Dentalin yhteistyönä. Nykyisten metallien ja keraamien kehitys on jatkunut siis linjassaan jo 4000 - 5000 vuotta.

Hammaslääketieteellisten metallien jako:

1. Hammaskultaseokset

- 1.1. Jalot valettavat seokset, tyypit 1 - 4; ISO 1562 (Au+Pt+Pd > 75 wt%)
- 1.2. Vähemmän jalot valettavat seokset, tyypit 3 - 4; ISO 8891 (Au+Pt+Pd > 25 - < 75 wt%)
- 1.3. Jalot päällepolttoseokset ISO 9693^x
- 1.4. Vähemmän jalot päällepolttoseokset ISO 9693^x
- 1.5. Esivalmistetut jalot kiskot, nastat ja langat
- 1.6. Esivalmistetut jalot erikoiskiinnittimet
- 1.7. Kultajuoteseokset

2. Epäjalot metalliseokset

- 2.1. Epäjalot valumetallit irtoproteeseja varten; ISO 6871
- 2.2. Epäjalot valumetallit metallokeramiaa varten; ISO 9693^x
- 2.3. Ruostumattomat teräkset (nastoissa ja langoissa) esivalmisteina
- 2.4. Superplastiset NiTi-nol -seokset ja langat
- 2.5. Valettava puhdas titaani
- 2.6. Juotteet

^x NIOM:lla on hyväksymisohjelma joka poikkeaa ISO standardista.

3. Hammasamalgaamit (ei käsitellä tässä yhteydessä)

Vaihtoehtoinen metallien jako erilaisten seossysteemien ja alkuaineiden perusteella tehtynä on:

- A. Kultaperusteiset seokset
- B. Palladiumperusteiset seokset
- C. Yhdistetty kulta-palladium-hopea epäjalot metallit
- D. Koboltti-kromiseokset
- E. Nikkeli-kromiseokset
- F. Ruostumaton teräs

G. Nikkeli-titaani, puhdas valettava titaani
H. Hopeapohjaiset juotosmetallit

Taulukko 1. Hammaslääketieteellisten metalliseosten alkuaineet ja käyttösovellusalueet

Käyttöalue	Jalot	Vähemmän jalot	Epäjalot
Kruunut Sillat Inlayt Nastat	Au, Pt, Pd, Ag, Cu, Sn, Zn, Fe, Ir, Ru, In, Rh	Au, Pt, Pd, Ni, Sn, Zn, Ge, Be, Fe, Cu, Co, Cr, Ti, Al, In	Co, Cr, Fe, Ni, Mo, W, Ti, Cu, V, Ga, Si, Nb, Mn, B, Be, Mu, La, Al
Ortodonttiset käyttöalueet	Au, Ag, Cu, Pd, Pt, Zn, Ni		Ti, Ni, Co, Cu, Fe, C, Si
Osaproteesit	Au, Pt, Pd, Cu, Ag Sn, Zn, Fe, Ir, Ru		Co, Cr, Fe, Ni, Mo, Ti, W, Ga, Mn, Si, Be, C
Juotteet		Au, Pd, Ni, Fe, Cr, Ag, Cu, Pt	Ni, Cr, Co Fe, Sn
Implantit		Co, Cr, Fe, Mo, Mn, W, Ti, Al, V, C	

Kliinisten käyttösovellusten perusteella tehty jako erilaisiin tyyppeihin.

Jako perustuu havaittuihin lujuustarpeisiin, joita vastaavat tietyt jalometallipitoisuudet ns. konventionaalisilla seoksilla.

1. Mekaaniset ominaisuudet. ISO 1562/korkea jalometallipitoisuus; Au + Pd + Pt > 75wt%)

Tyyppi	Tila	Vickers kovuus HV 5		0,2% - myötöraja N/mm ² , min.	Venymä % min.
		min.	max.		
1	pehmennetty	50	90	80	18
2	--	90	120	180	12
3	--	120	150	240	12

4	pehmenetty	150	-	300	10
	karkaistu	120	-	450	2

2. Mekaaniset ominaisuudet. ISO 8891 (vähemmän jalot seokset, joissa jalometallipitoisuus on 25% - 75%)

Tyyppi	Myötöraja, $R_{p0,2}$ N/mm ² = Mpa		Venymä % murtumassa	
	pehmenetty min.	karkaistu min	pehmenetty min.	karkaistu min.
1	80	-	18	-
2	180	-	12	-
3	240	-	12	-
4	300	-	10	2

3. Posliinilla pinnoitettavat metalliseokset noudattavat vaatimuksia, jotka ovat lähellä 4-tyypin vaatimuksia: Min. 0,2 % myötöraja min 300 Mpa, min. Venymä 4%, max. raekoko 50 mm ja min. Solidus 100°C suositeltavan posliinin polttolämpötilan yläpuolella.

Korroosionkestävyys ja värjäytyminen

1. ISO 1562 metalleille (Au + Pd + Pt > 75%) ei ole vaatimuksia, koska niillä ei tunnetusti ole havaittavia ongelmia mikäli muutoin seurataan laatustandardeja kaikissa valmistusvaiheissa.

2. ISO 8891 metalleilla (Au + Pd + Pt = 25 - 75%) korroosion tulee olla < 0,1 mg/cm² painonhäviöltään NaCl + maitohappoliuoksessa. Värjäytymää ei saa näkyä metallissa, joka on ollut kolme päivää Na₂S-liuoksessa. Värjäytymät (Ag₂S) johtuvat epähomogeenisuudesta erkautumien tai monifaasirakenteiden seurauksena. Tarvittaessa tulee tehdä erillinen homogenisointihekutus 700°C:ssa ja sitä seuraava päästöjäähdytys. ISO 8891 metalleilta vaaditaan hyväksytyt biologinen testi.

3. Posliinilla pinnoitettavissa metalleissa max. C-pitoisuus on 0,0035 wt% ja jos metalli sisältää myrkkijä: Be, Cd tai Ni, täytyy valmistajan osoittaa biokompatibiliteetti (ISO TR7405).

Muita vaatimuksia

Erityismääräyksiä esim. lämpölaajenemisesta, valutarkkuudesta, valun suorituksesta ja metallin posliiniliitoksista sekä mikrorakenteesta virheitä myöten on tarkemmin selostettu yksityiskohtaisissa alan ohjeissa.

2.7.3 Kirjallisuus

International Workshop. Biocompatibility, toxicity and hypersensitivity to alloy systems used in dentistry, University of Michigan, School of Dentistry, Ann Arbor, Michigan, 1985

2.8. Hammasimplanttimateriaalit

Uula Kitty, Jian Ma, Seppo Santavirta, Antti Pihakari, Mauno Könönen, Irja Ventä, Yrjö T. Kontinen

2.8.1. Yleistä

Hammasimplantteja eli hammasistutteita käytetään korvaamaan puuttuva tai poistettu hammas. Joissain erikoistapauksissa, kuten metabolisissa häiriötiloissa, traumojen seurauksena tai synnynnäisissä hammaspuutoksissa, implantti on jopa ainoa tapa korvata puuttuva hammas, kun tavanomaista irto- tai kiinteätä proteesia ei voida käyttää. Eri implanttityyppien päätarkoitus on palauttaa purentaelimen toiminta välittömästi ja pitkäaikaisesti ennalleen muodostamalla tuen tai alustan implanttien varaan rakennetulle kiinteälle tai irtoproteesille (silta, kokoproteesi jne.).

Hampaiden korvaaminen biomateriaaleilla on haastava tehtävä, koska suun kemiallinen koostumus, mikrobifloora, pH ja lämpötila muuttuvat jatkuvasti. Lisäksi implantti läpäisee eri kudoksia (alveoliluu, side- ja epiteelikudos). Implanttimateriaali on kestävämpi kuin luu. Luun tulee kestää implantista luuhun välittyvää energiaa eri muodoissaan. Implanttimateriaalien sen sijaan pitäisi kestää purentaan aikana implantiin ympäröivästä alveoliluusta välittyvää puristusta, vetoa, taivutusta ja kiertoa. Implanttimateriaalien ohella implanttien pitkäikäisyyteen ja ominaisuuksiin vaikuttavat myös implantin muoto ja malli. Uusia biomateriaaleja kehitettäessä pyritään parantamaan veto-, puristus- ja taivutuslujuutta. Edellä mainittujen ominaisuuksien parantamisen ohella pyritään vähentämään implantin pinnan muodonmuutoksia, murtumaherkkyyttä, metallin väsymistä, lämmön ja sähkön johtumista sekä kulumakappaleiden irtoamista ja korroosiota.

Suomessa on Lääkelaitoksen ylläpitämä hammasimplanttirekisteri. Sen avulla seurataan hammasimplanttimateriaaleja, ja sinne rekisteröidään myös implanttien hoitotuloksia. Rekisterin avulla voidaan arvioida ja kehittää implanttihoidossa käytettyjä menetelmiä ja materiaaleja.

Hammasimplantit luokitellaan yleisesti endosseaalisiin ja subperiosteaalisiin implantteihin. Endosseaaliset implantit jäljittelevät hampaan muotoa ja kokoa. Niiden alveoliluuun asettamisen tavoitteena on implantin kiinnittyminen luuhun. Subperiosteaaliset implantit eroavat endosseaalista implanteista sekä käyttötarkoituksensa että valmistuksensa suhteen. Subperiosteaaliset implantit valmistetaan tavallisessa hammaslaboratoriossa alveoliharjanteelta otetun jäljennöksen tai röntgen-tietokone-mallinnuksen (*rapid prototyping*) avulla. Subperiosteaalisten implanttien käyttöindikaatiot ovat tänä päivänä vähäiset; niitä on aiemmin käytetty voimakkaasti resorboituneille alveoliharjanteille. Tavallisesti luuta on kuitenkin riittävästi *Foramen mentalisten* välissä 2-5 endosseaalista implanttia varten, joiden varaan voidaan rakentaa kiinteä silta tai peittoproteesi, eikä subperiosteaalisia implantteja tarvita.

2.8.2. Endosseaaliset implantit

Tutkimustulokset eri implanttimateriaalien, nimenomaan ruuvien ja sylinterien muodon, kudossyhteensopivuudesta vaihtelevat paljon johtuen mm. tutkijoiden käyttämästä tekniikasta, tutkimusaineiston valinnasta ja arviointikriteereistä. Lisäksi ongelmana on hyvin pienet potilasaineistot. Tämän takia uusimpien implanttimateriaalien, kuten hiililasi-implanttien, kestävyyttä ei voida ennustaa.

Suurin osa endosseaalista ruuvi- ja sylinterimuotoisista implanteista on tehty titaanista tai titaani-6-alumiini-4-vanadiiniseoksesta. Nykyään ainoastaan titaanista ja sen seoksista valmistetut implantit täyttävät ISO-laatuvaatimukset. Implanttien pintakerroksen nopeamman ja paremman luutumisen edistämiseksi niitä on pinnoitettu polytetrafluoroeteenillä (PTFE) ja erilaisilla keraamisilla aineilla, kuten aluminalla (Al_2O_3), zirkonilla ja hydroksiapatiitilla. Äskettäin eräät tutkijat ovat kokeilleet epäorgaanisen luun ja akryylipolymeerin (PMMA) yhdistelmää luukudoksen kasvun ohjaamiseksi tai kiihdyttämiseksi. Tätä menetelmää he kokeilivat aiemmin epäorgaanisen luun täyttämiin implantin pinnan aukkoihin. Yhdistelmällä on yritetty parantaa myös implantin kiinnittymistä luuhun.

Titaani ja titaani-6-alumiini-4-vanadiinin seos

Titaani yksinään ja titaani-6-alumiini-4-vanadiini -seokset ovat tämän päivän käytetyimmät materiaalit hammasimplantologiassa. Titaani on hyvin kudosystävällinen, eikä se ole toksinen. $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ -seoksen kimmokerroin on 110 GPa. Se on noin puolet ruostumattoman teräksen tai kobolttipohjaisten seosten kimmokertoimesta. Purentavoimat jakautuvat tämän johdosta fysiologisemmin ympäröivään alveoliluuhun. Myös zirkonia ja niobiumia on äskettäin yhdistetty titaaniin ($\text{Ti}_{13}\text{Zr}_{13}\text{Nb}$). Nämä seokset ovat lujia, ja niillä on matala kimmokerroin (65-80 GPa). Titaani on kevyttä. Sen tiheys on 4.51 kg/dm^3 , joka on noin puolet muiden biometallien tiheydestä. Titaanin kulumiskestävyys ei ole hyvä, mutta sitä voidaan parantaa eloksoimalla, ioni-implantaatiolla tai titaaninitridipinnoituksella. Titaanifikstuuran eli keinojuuren irtoamista voidaan huomattavasti vähentää fikstuuran venyttämällä, joka tehdään valmistusprosessissa. Venytys virittää komponentit riittävälle jännitykselle, jotta materiaali myötää kimmokertoimen määrittelemässä rajoissa. Tämän seurauksena komponentit myötäävät, mutta pysyvät silti koossa puristuksesta ja ulkoisista voimista huolimatta. Metallin pidentyminen tai venyminen on suhteessa kimmokertoimeen, joka taas on riippuvainen materiaalityypistä, implantin leveydestä ja muodosta sekä rasitusvoiman määrästä pinta-alaa kohti. Kultaan verrattuna titaani on jäykempi, mutta sen rasituskestävyys on parempi.

Titaani ja titaaniseokset muodostavat hapen kanssa implantin pintaan oksideja. Titaani hapettuu (passivoituu) huoneen lämpötilassa ja normaaleissa kudostenesteissä suurimmaksi osaksi TiO_2 :ksi, ja vähäisessä määrin Ti_2O_3 :ksi ja TiO :ksi. Hapettuminen minimoi biokorroosiota ja siten suojaa hammasimplanttia. TiO_2 :n kiderakenteella on kolme muotoa: "rutile", "anatase" tai "brookite" (engl.). Yksi oksidikerroksen hyvistä ominaisuuksista on sen niin sanottu uudelleen hapettuminen, jota tapahtuu implantin asettamisen yhteydessä naarmuuntuneilla tai rikkoontuneilla implanttipinnoilla. Joidenkin tutkimusten mukaan oksidikerros kasvaa ajan myötä jopa 200 nanometrin paksuiseksi. Tätä pidetään edullisena implanttihoidon onnistumiselle.

Oksidikerroksessa tapahtuu harvoin rikkoontumista. Sellaista arvellaan aiheutuneen elimistön nesteiden liuottavasta vaikutuksesta. Titaani korrodoituu ja kuluu vähän. Siksi peri-implanttikudoksista, keuhkoista, maksasta, munuaisista ja pernasta on löydetty vain erittäin pieniä titaanipitoisuuksia. Pienien kulumispartikkelien on todettu aiheuttavan myös vierasesinereaktion, jonka ei ole todettu olevan hammasimplanttien kohdalla vakava ongelma. Jatkuva oksidikerroksen hajoaminen, esimerkiksi hankautumisen seurauksena, voi heikentää korroosiokestävyyttä. Titaani ja kobolttipohjaiset seokset ovat elektrokemiallisesti samankaltaisia. Titaanista ja sen seoksista irtoaa vähemmän ioneja kuin teräs-kromi-nikkeli-molybdeenin tai kromi-kobolttin seoksista. $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ kestää paremmin korroosiota kuin kobolttipohjaiset seokset. Mekaanisesti titaani taipuu enemmän kuin titaaniseokset.

2.8.3 Subperiostealiset implantit

Subperiostealisia implantteja käytetään peittoproteesien kiinteänä alustana sellaisilla potilailla, joilla alveoliharjanne on ohut. Niitä tosin ei juurikaan käytetä enää, sillä luuta on lähes aina tarpeeksi endosseaalisten implanttien osseointegraation onnistumista varten. Endosseaalisia implantteja voidaan tällöin käyttää irtoproteesien alustana. Materiaaleina subperiostealisissa implanteissa käytetään primäärisesti metalleja (nykyään lähinnä titaania ja sen seoksia), koska niitä on helppo työstää laboratoriossa.

Koboltti-kromi-molybdeeniseokset ja teräs-kromi-nikkelipohjaiset seokset

Kobolttipohjaisia seoksia käytetään yleisimmin sellaisten implanttien valmistuksessa, joissa tarvitaan tarkkuusjäljennöstä implantin metallurgista valmistusta varten. Näin voidaan suunnitella ja valmistaa esimerkiksi räätälöityjä subperiostealisia implantteja. Seos koostuu pääasiassa koboltista, kromista ja molybdeenistä, ja vähäisessä määrin nikkelistä, mangaanista ja hiilestä. Koboltti määrää implantin perusominaisuudet. Kobolttipohjaisista seoksista liukenee jonkin verran ioneja. Koboltti, kromi, molybdeeni, nikkeli, mangaani ja hiili yhdessä tekevät implantista neljä kertaa umpiluuta vahvemman ja erittäin kulutuskestävän. Kromi vähentää implantin korroosiota siitä syntyneen oksidikerroksen vaikutuksesta, mutta on toisaalta yksi yleisimmistä allergisten reaktioiden aiheuttajista. Molybdeeni lisää implantin rungon korroosionkestävyyttä ja lujuutta. Nikkeliä on löydetty biokorroosiotuotteista. Implanteissa hiilen määrän täytyy olla oikeassa suhteessa muihin aineisiin, jotta implantin mekaaniset ominaisuudet, kuten taipuisuus säilyvät.

Teräs-kromi-nikkelseosten yhteydessä on havaittu kloridi-ionien aiheuttamaa passiivisen kerroksen paikallista särkymistä. Tämän seurauksena vaurioitumiskohtaan saattaa syntyä korroosiokuoppia. Tämä muutos johtuu yleensä siitä, että Fe-Cr-Ni -seoksissa on liian vähän passiivista kerrosta koossa pitäviä elementtejä, kuten kromia tai molybdeeniä, tai implantteja käsitellään niiden käyttötarkoituksen vastaisesti. Teräs-kromi-nikkelseoksia ei saa enää käyttää pohjoismaissa pitkäaikaiseksi tarkoitettuihin rakenteisiin eikä varsinkaan limakalvon sisään asetettaviin tukielementteihin, kuten subperiostealisiin implanteihin. Fe-Cr-Ni -seosta käytetään yleisimmin takorautaisissa ja lämpökäsitellyissä metallurgisissa yhteyksissä. Se on erittäin vahva ja venyvä metalliseos. Fe-Cr-Ni -seosta ei käytetä varsinaisesti hammasimplanteissa. Sen sijaan seosta käytetään tavallisimmin sukirurgisissa operaatioissa, kuten stabilointinastoissa, ramusterässä, -kehikossa, -verkossa ja -levyssä.

2.8.4 Implanttipinnoitteet

Kaksi tavallisinta implanttipinnoitetta ovat titaani yksinään ja hydroksiapatiittipinnoitteet. Nämä kiinnitetään implantin runkoon plasmasuihkulla. Pinnoitteiden karkeus- ja huokoisuusasteet vaihtelevat eri implanteissa. Ne vaikuttavat olennaisesti kuormituksen jakautumiseen implantin ja luun rajakerroksessa.

Titaani-plasmasuihkulla (TPS) valmistetut pinnoitteet

Plasmasuihkulla pyritään luomaan implantin pintaan huokoinen pinnoite, joka lisää jopa 600 %:lla implantin pinta-alaa implantin ja luun rajakudoksessa. Adheesiopinta-alan lisäys stimuloi joidenkin tutkimusten mukaan luun muodostusta. Implantin kuormituskyky lisääntyy TPS:n ansiosta 25-30 %. Implantin huokoinen, 150-400 mikrometriä paksu pinta lisää taivutuslujuutta implantin ja alveoliluun rajakudoksessa sekä vaimentaa ja hidastaa kuormitusvoimien välittymistä luuhun. TPS:n

kannattajien mielestä huokoinen pinta tekee mahdolliseksi implantin mikroliikkeen kudosten paranemisvaiheen aikana. Pinnan karkeus saattaa edistää myös mekaanisesti implantin kiinnittymistä alveoliluuhun. Joidenkin tutkimusten mukaan rajakudos muodostuu pinnoitteen avulla nopeammin, mutta yhtä mieltä ei olla siitä, lyhentääkö rajakudoksen nopeampi muodostuminen peri-implanttikudosten kliinistä paranemisaikaa. Jotkut kirjallisuuslähteet varoittavat implantin asettamisen yhteydessä rasitusvoimista, jotka syntyvät kohonneiden lämpötilojen ja rajavyöhykkeeseen liunneen materiaalin vuoksi ja jotka saattavat murtaa ja silottaa TPS-pinnoitteiden huokoisen pinnan. TPS-pinnoitteita suositellaan käytettäväksi pehmeäkössä luussa.

Hydroksiapatiittipinnoite (HA)

HA-kiteistä koostuvat pinnoitteet ovat kemiallisilta ja mekaanisilta ominaisuuksiltaan hyvin yhteensopivia hammasimplanttien ja alveoliluun kanssa. HA-pinnoitteilla on sama karkeus mutta laajempi toiminnallinen pinta-ala kuin TPS-pinnoitteilla. HA-pinnoite muodostaa alveoliluun kanssa ns. luusiteen, joka on vahvempi kuin TPS:n ja luun välille syntyvä liitos. Tämä parantaa koko implanttisysteemin biomekaniikkaa ja kuormankantokykyä. Koirilla suoritetuissa kokeissa on havaittu HA:n ja luun rajakudoksessa kiihtynyttä luukudoksen kasvua ja kypsymistä. HA nopeuttaa implantin asettamisen jälkeen luun ja implantin väliin syntyvän raon paranemista. HA parantaa implantin kudosityhteensopivuutta. Alveoliluun matriksin muodostava kollageeniverkosto kiinnittyy hydroksiapatiittiin. Tämän kollageeniverkoston on raportoitu olevan paremmin järjestäytynyt ja mineralisoituneempi kuin muiden pinnoitemateriaalien yhteydessä. HA vähentää myös metallin korroosiota, mikä on tärkeää etenkin kromi-koboltiseoksia pinnoitettaessa. $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_3\text{OH}_2$ -keraamipinnoitteita kokeillaan ja käytetään implanttitekniologiassa melko paljon niiden biologisten ominaisuuksien johdosta.

Titaaniplasmasuihku- ja hydroksiapatiittipinnoitteen edut taulukoituna

1. Lisääntynyt implantin pinta-ala
2. Lisääntynyt pinnan karkeus parantaa alkukiinnittymistä
3. Vahvempi luu-implanttirajakudos

Hydroksiapatiitin lisäetuja

1. Rajakudoksen nopeampi paraneminen
2. Nopeutunut luun ja HA:n välissä olevan raon paraneminen
3. Vahvempi rajakudos kuin TPS:llä
4. Vähemmän korroosiota kuin TPS:llä
5. Kudoksia (kalsium, fosfori, happi ja vety) muistuttava kemiallinen koostumus
6. Hyvä kudosityhteensopivuus
7. Luo kemiallisen ja fysikaalisen esteen ionivaihdolle
8. Kimmokerroin lähempänä luuta kuin suurimmalla osalla biomateriaaleista
9. Samanlainen väri kuin luulla, dentiinillä ja kiilteellä
10. Laajasti tutkittu tieteessä, teknologiassa ja eri sovelluksissa

Pinnoitteiden haittoja

1. Hiutaleiden irtoaminen, murtuminen, viruminen, suomuttuminen
2. Lisääntynyt plakkiretentio luun yläpuolella olevan pinnoitteen pintaan

3. Lisääntynyt bakteerikuoppien ja onkaloiden määrä ja siten bakteeri-infektioiden riski
4. Nostavat implantin hintaa
5. Liukenevat joskus
6. Aiheuttavat vierasesinereaktioita

Muut keraamiset pinnoitteet

Alumiinioksidi (Al_2O_3) -keraamia on tutkittu paljon sen luu- ja pehmytkudoksen integraatioon vaikuttavien pintaominaisuuksien takia. Keraamisten (Al_2O_3) pinnoitteiden on osoitettu lisäävän korroosionkestävyyttä ja parantavan metalli-implanttien, etenkin kirurgisen ruostumattoman teräksen sekä Ni-Cr- ja Co-Cr-seoksien kudosityhteensopivuutta. Keraamisia pinnoitteita käytettäessä saattaa kuormituskadon vuoksi ilmetä demineralisaatiota implantin ympärillä olevassa luussa.

Hiili ja hiili-piiyhdisteet (C ja CSi)

Hiili yksinään ja hiili-piiyhdisteet ovat jäykkiä ja kemiallisesti passiivisia yhdisteitä. C ja CSi johtavat hyvin lämpöä ja sähköä. C ja CSi ovat erittäin hyvin kudosten kanssa yhteensopivia. Niiden kimmokerroin on lähes sama kuin luulla. C ja CSi eivät sellaisenaan ole juurikaan kliinisessä käytössä. Niitä käytetään kuitenkin jossain määrin metallien ja keraamisten materiaalien pinnoitteina. Niiden etuja ovat hyvä kudoksiinnittyvyys, fysiologista ympäristöä muistuttavat komponentit, värien säätelyn mahdollisuus ja aktiivisten biomolekyylien tai synteettisten yhdisteiden liittämismahdollisuus. C:n ja CSi:n käytön rajoitukset liittyvät sellaisiin asioihin, kuten ainesosien ja pinnoitteiden mekaanisiin kestävyysominaisuuksiin, ajasta riippuvien ominaisuuksiin muutoksiin ja biodegradaatioon. Edellä olevien rajoitusten rikkoutuminen, varsinkin huonohygieenisellä potilaalla, johtaa implantin luuhun kiinnittymisen huonontumiseen, naarmuuntumis- tai vaurioitumisriskin kasvamiseen sekä sterilointivaikeuksiin. Hiili ja hiili-pii ovatkin vielä kokeilukäytössä. Jos edellä mainittuja rajoituksia ei huomioida, seurauksena on, varsinkin huono(heikko?)hygieenisten potilaiden kohdalla, implantin huonompi kiinnittyminen luuhun, naarmuuntumis- tai vaurioriskin kasvaminen ja sterilointivaikeudet.

Polymeerit ja komposiitit

Kuitulujitteiset polymeerit tarjoavat monia etuja:

- voidaan suunnitella jäljittelemään kudosityhteensopivia ominaisuuksia
- voivat olla anisotrooppisia suhteessa mekaanisiin ominaisuuksiin
- voidaan pinnoittaa implantti-kudosliitosta varten
- voidaan valmistaa edullisesti
- ei-toksisuus
- ei-karsinogeenisyys
- hyvä kudosityhteensopivuus
- hallitusti luonnossa hajoavia
- kemiallisesti inerttejä ja stabiileja
- sopiva paino ja tiheys
- massatuotantoon sopiva hinta ja steriloitavuus
- hyvät kemialliset ja fysikaaliset ominaisuudet

Hammasimplanttipinnoitteisiin on tutkimusten edistyessä odotettavissa sellaisia lisämuunnoksia, joita IMZ®-implanttijärjestelmässä on jo käytössä. Siinä implanttiin kohdistuvista kuormitusvoimista osa kohdistuu implantin liittimiin ja osa jakautuu ympäröivään luuhun.

Rakenteelliset lääketieteelliset polymeerit (SBP)

SBP-ryhmään kuuluvat polytetrafluoroeteeni (PTFE), polyeteenitereftalaatti (PET), polymetyylimetakrylaatti (PMMA), suurimolekyylipainoinen polyeteeni (UHMWPE), polypropyleeni (PP), polysulfoni (PSF), polymetyylisiloksaani (PMS) ja silikonikumi (SR). Ne ovat elektrokemiallisesti vielä passiivisempia kuin edellisessä kappaleessa käsitellyt polymeerit, mutta niiden kuormituskyky on heikompi. Näillä polymeereillä on venytettäessä ja puristettaessa korkeampi kimmokerroin ja murtumisvaara kuin muilla biomateriaaleilla. SBP:t ovat erinomaisia lämmön- ja sähköneristeitä ja lisäksi luonnossa lähes hajoamattomia. Ne ovat olomuodoltaan huokoisia ja kiinteitä. SBP:t tiivistävät distanssin ja fikstuuran välistä liitosta. SBP:tä käytetään kudosten korvaajina. Niitä käytetään myös implanttien pinnoitteina, jotta purentavoimat jakautuisivat edullisemmin implanttia ympäröiviin pehmeisiin ja koviin kudoksiin. Joillekin polymeereille (PMMA ja SR) on tyypillistä viruminen, partikkelien irtoaminen ja huono rasituslujuus. Toisaalta jotkut polymeerit ovat kovempia kuin muut eivätkä siksi väsy helposti (PP, UHMWPE, PTFE). PTFE naarmuuntuu ja kuluu helposti. PTFE:llä on taipumus myös virua paineen alla, eikä sen kulutuskestävyys ole niin hyvä kuin tiheimmän polyeteenin. Siksi PTFE ei sovellu käytettäväksi syklisen kuormituksen alla. Kovia polymeerejä käytetäänkin joissakin implanttityypeissä jakamaan, vaimentamaan ja hajottamaan implanttiin kohdistuvia voimia. Polymeerien tärkeimmät käyttökohteet liittyvät nimenomaan kuormitusvoimien jakamiseen osseointegroituneiden implanttien liittimissä, joiden tarkoitus on jäljitellä hampaan biomekaanisia olosuhteita.

Komposiitit

Useisiin elektrokemiallisesti passiivisiin polymeereihin on yhdistetty hiilikuituja, alumiinioksiedeja, hydroksiapatiittia tai lasipartikkeleita, jolloin niitä nimitetään komposiiteiksi. Niistä jotkut ovat huokoisia ja toiset kiinteitä. Joissain tapauksissa fikstuuroissa ja muissa sovelluksissa kalsiumfosfaatti-partikkeleita on yhdistetty luonnossa hajoaviin polymeereihin, kuten polyvinyylialkoholiin (PVA), polylaktideihin tai glykoliin, syanoakrylaattiin tai muuhun hydratoituvaan aineeseen.

Muut implanttien pintaominaisuuksia parantavat muunnokset

Nitridipinta tai metalliyhdisteiden ioni-implantointi lisäävät implanttien kovuutta ja kulumiskestävyyttä. Typetys on yleisimmin käytetty menetelmä. Elektrokemiallisesti titaaninitridit muistuttavat titaanioksiedeja (TiO_2). Nitridikerroksen vähittäinen katoaminen ei juurikaan heikennä implanttia. Implanttien typetystä yhdessä hiilipinnoituksen kanssa on kerrospäällysteenä suositeltu parantamaan ruostumattoman teräksen fysikaalisia ominaisuuksia. Titaani-implanttien pintaa on käsitelty myös joissain tapauksissa suolaliemellä, joka koostuu sulatetusta alkaalisesta suolasta. Tämä toimenpide on tehty nitridi- tai suolahappokäsittelyn jälkeen, ja sen tarkoituksena on ollut eliminoida metallisten tulehdustekijöiden, kuten teräksen haitallinen vaikutus. Implanttien pinnalle voi joskus nimittäin kertyä valmistusprosessien yhteydessä terästä tai joitain muita metalleja. Näistä materiaaleista koostuvat kulumisjätteet voivat aiheuttaa luun demineralisoitumista. Implantin pintaa on käsitelty myös tavanomaisella hiekkapuhallustekniikalla, kemiallisilla liuoksilla (esim. happo-etsaus), kaasureaktiolla, sähköllä, vaporisaatiolla tai ioni-implantoinnilla.

Pinnoitteen valinta

Pinnoitteen valinnan ja käytön tulisi perustua ennen kaikkea luun tiheyteen. Vahvoissa D1- ja D2-tyyppin luissa partikkelien irtoamisriski on suuri implantin asettamisen yhteydessä. Näihin luutyyppeihin suositellaan pinnoittamatonta mutta karkeaa pintaa, tasaista pintakuviointia ja lyhyttä implanttia (10-11 mm). D3-luutyyppi on n. 50 % heikompi kuin D2-luutyyppi. D3-luutyyppiin on suositeltu TPS-käsiteltyä, pinnoitettua implanttia. Pehmeä D4-luutyyppi on pinnoitteen kestävyys ja valinnan suhteen vaikein. Tämän luutyyppin kohdalla HA-pinnoite on suositeltavin.

Implanttien pinnalla tapahtuu monenlaista korroosiota, nimittäin yleinen korroosio, väsymisjännityskorroosio (ulkoinen voima ja korrodoiva ympäristö), rakokorroosio, kuoppakorroosio ja pyyhkiytymiskorroosio. Purentavoimat ja korroosio voivat yhdessä aiheuttaa metallien murtumisen. Galvaanista korroosiota tapahtuu, kun kaksi erilaista metallia ovat yhteydessä toisiinsa ja muodostavat elektrolyyttiparin, jossa elektronien liike pelkistää toista ja hapettaa toista metallia. Pyyhkiytymiskorroosiota tapahtuu sellaisessa korroosioympäristössä, jossa implantti on mikroliikkeessä ja syntyy kitkaa. Näin tapahtuu esimerkiksi silloin, kun implantin pinnan passiivinen kerros menee rikki ja purentavoimat pääsevät kuormittamaan kontaktipintoja. Suojaavan kerroksen menetys johtaa metalli-ionien kiihtyvään katoon implantin eri osien välillä.

Eri materiaalien implantologiset käyttöalueet tulevaisuudessa

Eri yhdistelmät ja seokset tekevät implanttien pinnoista entistäkin bioaktiivisempia ja ympäristöönsä soveltuvampia. Hammasimplanteista tulee nykyistä parempia, kun kudosten kasvua ohjaavia molekyyliä ja rakenteita lisätään ja transgingivaalista kiinnittymistä parannetaan. Implanttien pitkäikäisyyttä saattaa myös lisätä implanttiin yhdistetty kemiallinen ja fysikaalinen este pehmeän ja kovan kudoksen välisessä vyöhykkeessä.

2.8.5 Kirjallisuus

Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine. Ed. by B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons. Endorsed By the Society for Biomaterials. Academic Press. A Division of Harcourt Brace and Company, 525 B Street, Suite 1900, San Diego, California 92101-4495, USA.

Yleiskatsaus Biomateriaaleihin. Lääkelaitoksen Biomateriaaliselvitys. Ed. P. Törmälä. Kirjoittajat. A. Ho, Ö. Anderson, J. Heikkilä, J. Keränen, YT. Konttinen, R. Lappalainen, M. Lepojärvi, J. Nevalainen, S. Santavirta, J. Salenius, T. Tarvainen, P. Törmälä, P. Vallittu, V. Viljanen, E. Waris, V. Waris. Finland.1999.

The 1997 Dental Implant Yearbook. Ed. A. Pihakari, A. Hirvonen, J. Nevalainen. Publications of The National Agency for Medicines. Finland.1999.

Dental Implants: The Biomedical Engineering Handbook. Ed. J.D. Bromzino. Crc Press, INC., 2000 Corporate Blvd. N. W., Boca Raton, Florida. Published in Co-op. With IEEE Press. Trinity College, Hartford, Connecticut. USA. 1995.

Dental Implants. In Biomaterials Science and Engineering. Ed. J. B. Park. 1st Ed. A Division of Plenum Publishing Corporation, 233 Spring Sreet, New York. N.Y 10013. USA. 1984.

Dental Implants. In Biomaterials. An Introduction. Ed. J. B. Park and R. S. Lates. 2nd Ed. A Division of Plenum Publishing Corporation, 233 Spring Sreet, New York. N.Y 10013. USA. 1992.

2.9 Hammaslääketieteessä ja suu- ja leukakirurgiassa käytettävien materiaalien haittavaikutukset

Juhani Laine

2.9.1. Johdanto

Hammaslääketieteessä ja suu- ja leukakirurgiassa (HS) käytettävien materiaalien aiheuttamien sivuvaikutusten esiintyvyyttä ei tarkasti tunneta. Yleinen käsitys on, että suun limakalvolla yliherkkyyksireaktiot ovat huomattavasti harvinaisempia kuin iholla ja että suun alueelta syntyvät systeemiset vaikutukset ovat erittäin harvinaisia. Toisaalta HS:ssa käytetyt materiaalit sisältävät runsaasti mahdollisia herkistäjiä tai tuotteiden käsittelyvaiheessa primaaristi toksisia aineita. Myös eräiden suun limakalvosairauksien yhteys kosketusallergiaan tai muihin paikallisiin reaktioihin on ollut viime vuosikymmenen aikana vilkkaan tutkimuksen kohteena.

On arvioitu, että joko allergia- tai ärsytysmekanismilla laukeavia sivuvaikutuksia esiintyisi 1:700 potilaskäyntiä kohden. Esiintyvyydessä on eri hammaslääketieteen spesialiteettien välillä huomattavia eroja. Sivuvaikutusten määrä näyttäisi olevan suurin hammasproteettisen hoidon yhteydessä, jossa käytetään runsaasti niin erilaisia metallilejeerinkejä kuin muitakin tunnettuja herkistäjiä.

Yliherkkyyksireaktion diagnoosiin liittyvät ongelmat vaikeuttavat sivuvaikutusten rekisteröintiä. Allergisten reaktioiden testaus tehdään pääosin iholla, jolloin voidaan osoittaa herkistyminen kyseiselle aineelle, mutta tämä ei aina välttämättä ole osoitus allergiasta suuoireiden taustalla. Paikallisen kudosreaktion solukuva ei myöskään ole yleensä diagnoosiin johtava. HS:ssa käytettävien materiaalien aiheuttamien sivuvaikutusten diagnostiikka on tämän vuoksi yleensä useiden lääketieteen erikoisalojen yhteistyötä.

Tässä yleiskatsauksessa ei käsitellä lääkeaineiden aiheuttamia haittavaikutuksia.

2.9.2 Perusmekanismit

Suun alueen sivuvaikutusmekanismeista kosketusallergia (tyyppi IV, viivästynyt) on kliinisesti merkittävien. Tämän lisäksi erilaiset paikalliset ärsytysreaktiot ovat tavallisia, mutta toksisista systeemivaikutuksista on tieteellistä näyttöä ainoastaan eläinkokeissa.

Äkilliset yliherkkyyksireaktiot HS:ssa käytetyille materiaaleille ovat erittäin harvinaisia ja selittyvät joko allergisen (Ig-E-välitteinen) tai muun kuin allergisen reaktiomekanismin kautta. Tyypillisesti välittömät reaktiot eivät rajoitu ainoastaan suun ja leukojen alueelle vaan leviävät turvotuksena kurkunpään alueelle, nokkosrokkona iholle tai ilmenevät anafylaktisena reaktiona.

Suun kautta saatavilla antigeeneillä on ilmeisesti myös huomattava merkitys immuunitoleranssin kehittämisessä, etenkin jos antigeeniä annetaan ennen ihon kautta tapahtuvaa herkistymistä, kuten kokemukset nikkeli-allergiapotilailla osoittavat.

2.9.3 Kliiniset ilmenemismuodot

Viivästyneet yliherkkyyksireaktiot ilmenevät suun limakalvolla monimuotoisina limakalvomutoksina ja oireina (Taulukko 1.). Näistä oireista etenkin suun punajakälän yhteys yliherkkyyksireaktioihin

hammastäytemateriaalien korroosiotuotteille, lähinnä hammasamalgaamin elohopealle, on hyvin kuvattu kirjallisuudessa. Elohopealle herkistyneitä on väestössä 1-2 %, ja ilmeisesti ainoastaan pieni osa heistä reagoi hammasamalgaamin elohopealle.

Muista metalleista kullan ja nikkelin aiheuttamat herkistymät ovat lisääntyneet huomattavasti viime vuosikymmenen aikana. Nikkeli on kuitenkin varsin vähän käytössä HS:ssa, lähinnä vain oikomishoidossa. Viime vuosien tutkimusten mukaan nikkeli ei muodosta lisäherkistymisriskiä, ja se aiheuttaa vain harvoin suu- tai iho-oireita sille herkistyneille potilaille. Suun kautta saadun nikkelin on päinvastoin todettu lisäävän toleranssia myöhemmälle herkistymiselle, jos potilas ei ole aiemmin herkistynyt ihon kautta. Noin kymmenen prosenttia rutiini-ihotestatuista potilaista reagoi kultatiosulfaatile positiivisesti. Heistä kuitenkin harvat, arviolta vain 5-10 %, saavat allergiaoireita metallisesta kullasta. Muiden metallien osalta reaktiot ovat hyvin harvinaisia, mutta reaktioita voi liittyä palladiumiin, kobolttiin tai kromiin. Suomessa suu- ja leukakirurgiassa on kudoksiin asetettavissa levyissä ja implantoitavissa komponenteissa käytössä ainoastaan titaanilejeerinkejä, ns. "kaupallisesti puhdasta titaania" (titaanipitoisuus 98-99 %), tai resorboituvia poly-L-laktidikomponentteja, joilla ei ole *in vitro*- tai *in vivo* -tutkimuksissa todettu sivuvaikutuksia.

Akrylaattien ja komposiittien aineosat ovat voimakkaita herkistäjiä etenkin polymerisoitumattomassa muodossa. Yliherkkyysoireet näyttäisivät ainakin toistaiseksi näiden agenssien kohdalla rajoittuvan lähinnä työperäisiin kosketusreaktioihin, allergiseen nuhaan ja astmaan. Potilaille sivuvaikutuksia ei juurikaan ole raportoitu.

Metalliset ja erilaiset komposiitit ovat tärkeimmät sivuvaikutuksia aiheuttavat materiaaliryhmät HS:ssa. Tämän lisäksi monet orgaaniset yhdisteet saattavat aiheuttaa niin viivästyneitä kuin välittömiäkin sivuvaikutuksia. Tärkeimpiä näistä on esitetty Taulukossa 2.

Taulukko 1. Tyypillisiä hammaslääketieteessä ja suu- ja leukakirurgiassa käytettyjen materiaalien aiheuttamia sivuvaikutuksia

Oire	Esimerkki taustatekijästä
Punajakälän kaltaiset suumuutokset	Elohopea-allergia
Paikalliset stomatiitit	Kulta-, palladiumallergia, kolofoni
Työperäiset käsi-ihottumat	Akrylaatit, komposiitit
Kosketusihottuma, välitön allergia	Luonnonkumiallergia

Taulukko 2. Tavallisimmat yliherkkyysoireita hammaslääketieteessä ja suu- ja leukakirurgiassa aiheuttavat aineet. Taulukko ei sisällä lääkeaineita.

Metallit	Komposiitit/akrylaatit	Muut (luonnon/syntetisoidut)
Elohopea	Metakrylaatit	Kolofoni
Kulta	Diakrylaatit	Eugenoli
Palladium	Bis-GMA	Kanelialdehydi
Koboltti	Dietanoliamiini	Kumikemikaalit
Kromi	Kinonit	Luonnonkumi

3. Kasvokirurgiassa, korva-, nenä- ja kurkkutaudeissa käytettävät biomateriaalit

Matti Peltola

3.1 Yleistä

Kasvokirurgiassa, korva-, nenä- ja kurkkutautien erikoisalan sairauksien hoidoissa elimistöön voidaan tarvittaessa implantoida biomateriaaleja. Niiden tarkoituksena on tukea ja helpottaa optimaalista paranemista sekä korvata niin rakenteellisia kuin toiminnallisia kokonaisuuksia. Osa materiaaleista on suunniteltu jääväksi pysyvästi elimistöön, kuten esim. murtumien, osteotomioiden ja tuumoreiden hoidoissa käytettävät mikro- ja minilevyt, kuulonparannusleikkauksissa käytettävät kuuloluuproteesit ja sisäkorvaimplantit, korvalehden epämuotoisuuden hoidossa tarvittavat ulkokorvaimplantit sekä kurkunpään rekonstruktioissa käytettävät kurkunpääproteesit. Lisäksi joitakin aineita käytetään edellisiä materiaaleja lyhyempiä aikoja elimistössä, mutta niiden käyttö voi olla joskus pitkäaikaista tai pysyvääkin. Tällaisia materiaaleja ovat mm. välikorvan ilmastointiin tarkoitetut ilmastointiputket eli tympanostomiatuubit pitkäaikaisten välikorvantulehdusten hoidoissa sekä trakeostomiakanyylit pysyvän tai pitkäaikaisen trakeostomian yhteydessä. Nenän rakenteellisten ja toiminnallisten häiriöiden hoitamisessa voidaan käyttää biomateriaaleja, samoin nenän sivuonteloiden sairauksien hoidoissa. Biomateriaaleilla on voitu vähentää tai korvata perinteisten auto- ja allograftien käyttöä sekä parantaa hoidon rakenteellista ja toiminnallista tulosta.

3.2 Murtumalevyt

Erilaisia materiaaleja voidaan käyttää murtumien hoitoon tarkoitetuissa osteosynteesilevyissä. Levyn tarkoituksena on kiinnittää ja tukea murtuman luukappaleet toisiinsa optimaalisen osteosynteesin mahdollistamiseksi. Käytön aiheita ovat huonoasentoiset murtumat, jotka vaativat avoimen reduktion ja fiksoinnin, tuumorikirurgia, rekonstruktiiivinen ja korrektiiivinen kirurgia. Käytön vasta-aiheita ovat tulehtunut kudoks ja tunnettu allergia materiaalille tai sen osille. Levyjen käytön etuina ovat murtuman korjatun asennon pysyvyyden ja osteosynteesin varmistaminen sekä se, että metalliset levyt voidaan nähdä röntgenkuviissa. Levyjä voidaan myös muotoilla jonkin verran anatomisten muotojen mukaan. Kudoshaittoina voivat olla allergiset ja vierasesinereaktiot, infektoitumismahdollisuus ja kylmäntunne iholla metallilevyjä käytettäessä. Lisäksi on otettava huomioon, että esim. metalliset levyt saattavat häiritä MRI-tutkimusta ja peittää alleen rakenteita, joita ei siten voi nähdä esim. natiiviröntgenkuvassa. Joskus levyt voidaan joutua poistamaan.

Ruostumaton teräs on murtumalevyissä käytettävä metallimateriaali. Se on ei-magneettinen kromi-nikkeli-molybdeeni erikoisteräs (Martin®, Gebröder Martin, Saksa).

Titaani on metallinen mini- ja mikrolevyjen materiaali murtumien hoidossa. Se on kaupallista puhdasta titaania CP- tai Ti6Al4V -seosta (Leibinger®, Howmedica Leibinger GmbH&Co. KG, Freiburg, Saksa). Aineena se on hyvin kudoksen kanssa yhteensopiva ja korroosion kestävä. Osteoporoottinen luu, heikentynyt verenkierto, luun resorptio, huono paraneminen, leikkausalueen infektiot ja allergiset reaktiot ovat titaanin käytön vasta-aiheita.

Polymeerit ovat kudoksissa hitaasti sulavia materiaaleja. Niitä voidaan käyttää murtumien hoitoon tarkoitetuissa minilevyissä. Materiaalin erityinen ominaisuus on sen aluksi luja, mekaanista rasitusta

kestävä rakenne, joka heikkenee ajan kuluessa biologisen hajoamisen myötä. Levyjä ei tarvitse poistaa. Toisaalta aivan täsmällistä materiaalin (levyt ja ruuvit) sulamisaikaa on vaikea arvioida. Lisäksi levy on saatava täysin kudoksen peittoon leikkauksen yhteydessä, jotta leikkaushaava ei aukeaisi eikä syntyisi avoimen haavan aiheuttamia ärsytys- ja infektioreaktioita. Hajoamisen mukana levyn havaittavuus rgt-tutkimuksissa huononee, ja toisaalta murtuma-alueen seuranta levyn sulamisen jälkeen todennäköisesti helpottuu jonkin verran. Materiaalina on itselujittunut polyglykolidi (SR-PGA) ja poly-L-laktidi (SR-PLLA). Valmistaja on Bionx Implants Inc. Craniofacial, Tampere, Suomi.

3.3 Osteosynteesiruuvit

Ruuvien tarkoituksena on kiinnittää edellä esitellyt mini- ja mikrolevyt paikoilleen, tai joissakin tapauksissa ruuvilla sinänsä voidaan kiinnittää luun kappaleita toisiinsa murtumien hoidoissa, osteotomioissa, rekonstruktivisessa, korrektiivisessä ja tuumorikirurgiassa. Ruuvien käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat samat kuin vastaavilla levyillä. Käyttämällä samaa materiaalia sekä ruuvissa että levyssä vältetään reaktiot eri materiaalien välillä.

Ruostumaton teräs on ei-magneettista kromi-nikkeli-molybdeenierikoisterästä (Martin®, Gebröder Martin, Saksa), jota käytetään osteosynteesiruuvimateriaalina. Ruuveilla kiinnitetään ruostumatonta terästä olevat osteosynteesilevyt paikoilleen.

Titaaniruuveja käytetään puolestaan titaanisten osteosynteesilevyjen kiinnittämiseen. Materiaali on lääketieteellisesti hyväksyttyä titaania (CP tai Ti6Al4V -seos, Leibinger®, Howmedica Leibinger GmbH&Co. KG, Freiburg, Saksa).

Polymeeriruuveja käytetään samaa materiaalia olevien levyjen kiinnitykseen. Materiaalina on itselujittunut polyglykoli (SR-PGA ja poly-L-laktidi SR-PLLA, Bionx Implants Inc. Craniofacial Tampere, Suomi).

3.4 Osteosynteesilanka

Ruostumattomasta teräksestä tehtyä osteosynteesilankaa käytetään murtuma- ja luokappaleiden kiinnitykseen ja niiden paikoillaan pysymisen varmistamiseen. Käytön vasta-aiheita ovat infektoitunut kudos ja tunnettu allergia materiaalille tai sen osille. Etuina ovat luokappaleiden kiinnitys ja paikoillaan pysyminen ja näkyvyys röntgenkuvissa. Haittana voi olla allergisoituminen ja infektoriski. Lisäksi ruostumaton teräs saattaa haitata MRI-tutkimusta ja peittää alleen natiiviröntgenkuvissa nähtäviä rakenteita. Materiaali on ruostumaton kromi-nikkeliteräs (remaniumâ, Dentaurum, Ispringen, Saksa).

3.5 Metalliklipsit

Metallisia klipsejä eli nipistimiä käytetään putkimaisten rakenteiden tai verisuonten pysyvään sulkemiseen. Ligeerauksessa käytetyn klipsin ja kudoksen koon pitäisi vastata toistaan. Käytön aiheita ovat putkimaisten rakenteiden sulku, kuten esim. valtimot, nenäverenvuodon kirurginen ligeeraus hankalissa tai toistuvissa vuodoissa. Käytön vasta-aiheita ovat sellaiset rakenteet, joihin klipsiä ei ole tarkoitettu, kuten esim. munasarjat. Tunnettu allergia materiaaleille tai sen osille on käytön vasta-aiheena. Etuja klipsien käytöstä ovat verenvuodon sulku ja materiaalin

röntgenpositiivisuus. Haittoja voivat olla vierasesinereaktio, infektoriski ja allergisoitumisen mahdollisuus. Käytettävät klipsit saattavat peittää röntgenkuvissa muita rakenteita, ja ne voivat haitata MRI-tutkimuksia.

Ruostumattoman teräksen materiaali on 316L ruostumaton teräs (Ligaclip®, Ethicon Endo-Surgery, Inc, Johnson&Johnson Company, Cincinnati Yhdysvallat).

Tantalium (Ligaclip®, Ethicon Endo-Surgery, Inc., Johnson&Johnson Company Cincinnati, Yhdysvallat).

Titaania voidaan käyttää myös nipistimen materiaalina.(Ligaclip®, Ethicon Endo-Surgery, Inc., Johnson&Johnson Company, Cincinnati Yhdysvallat)

Uushopea voi myös olla klipsien materiaalina (Martin® 30-530-20) ja valmistaja on Gebröder Martin, Saksa.

3.6 Silmäkuopan pohjalevyt

Silmäkuopan pohjan luinen rakenne voidaan joutua korvaamaan keinotekoisella materiaalilla tilanteissa, joissa esim. trauman, tuumorin tms. vuoksi silmäkuopan pohja on menetetty ja vaaditaan uutta rakennetta ja kudostukea.

Bioaktiivinen lasi S53P4 on osteokonduktiivinen alloplastinen materiaali. Käytön etuna silmäkuopan pohjan murtumisissa on se, että materiaali kasvaa kemiallisten sidosten avulla kiinni ympäröivään kudokseen luoden suotuisat olosuhteet murtuman paranemiselle ja uudisluun muodostumiselle. Se on havaittavissa röntgenkuvissa. Etuna on lisäksi se, että materiaalia ei tarvitse poistaa ja se pysyy ilman ruuvikiinnitystä paikoillaan. Levyt ovat pinnaltaan kuperia, ja niiden muoto on munuaismainen. Materiaali sulaa hiljalleen pois elimistöstä ja korvautuu uudiskudoksella. Materiaalin käytön vasta-aiheita ovat infektoitunut kudos, tunnettu allergia materiaalille tai sen osille ja luja mekaaninen rasitus. Levyt ovat tällä hetkellä tutkimuskäytössä. Valmistaja on Abmin Technologies Ltd. Turku, Suomi.

Lyofilisoidun duran käytön aiheet ovat samat kuin edellä sekä lisäksi kovakalvodefektit. Vasta-aiheita käytölle ovat infektoitunut kudos, mekaaniselle rasitukselle altistuminen, verisuonten ja sydänlihaksen korjaus ja allergia materiaalille tai sen osille. Etuja ovat kudostuen aikaansaaminen keinotekoisesti sekä materiaalin korvautuminen elimistön sidekudoksella 1-3 kuukaudessa. Haittoina voivat olla sidekudoskiinnikkeet implanttiin. Materiaalina on naudan sydänpussin puhdas kollageeni, joka hajoaa aminohapoiksi ihmiselimistössä. Tuotenimi on Lyoplast® ja valmistaja on B Braun Surgical GmbH, Melsungen, Saksa.

Titaani on metallimateriaali. Käytön aiheet ovat samat kuin silmäkuopan pohjalevyillä yleensä. Vasta-aiheita käytölle ovat infektoitunut kudos ja allergia materiaalille tai sen osille. Etuja ovat materiaalin röntgenpositiivisuus, kudostuen aikaansaaminen, hyvä kudosityhteensopivuus, korroosionkestävyys sekä se, ettei materiaalia tarvitse yleensä poistaa. Mahdollisia haittoja saattavat olla infektoitumis- ja allergisoitumismahdollisuus, sekä se, että materiaali voi peittää röntgenkuvassa anatomisia rakenteita. Lisäksi se saattaa haitata MRI-tutkimusta. Materiaalina on kaupallinen puhdas titaani (CP) tai Ti6Al4V -seos (Leibinger® , Howmedica Leibinger GmbH&Co.KG, Freiburg, Saksa).

3.7 Kudosliima

Kudosliimaa voidaan käyttää monissa eri tilanteissa kiinnittämään kudokspaleita tai implanteja toisiinsa. Sen avulla on voitu lyhentää hoito- ja leikkausaikoja, estää vuotoja ja vähentää elimistölle vieraiden materiaalien käyttöä sekä vähentää verensiirtojen tarvetta. Kudosliima vaikuttaa verenvuotoa tyrehtyttävästi ja haavan paranemista edistävästi. Eri trombiinipitoisuuksia ja applikointimenetelmiä käyttäen voidaan vaikuttaa liiman käyttäytymiseen eri tilanteissa tarpeiden mukaan. Liimaan kuuluva tisseeliliuos sisältää fibrinogeenia, tekijä XII, fibronektiiniä, aprotiniinia ja plasminogeeni, ja vastaavasti trombiinilioksen muodostavat trombiini ja CaCl_2 . Käytön aiheita ovat rusto-, luu- ja tekoimplanttien kiinnitys, duura- ja faskiasiiirteet, aivo-selkäydinneste- ja nielufisteiden sulku, neuroanastomoosien hyydytyssulku, kielekkeiden ja siirteiden kiinnitys, haavojen tiivistys ja ompeleiden tiivistys. Vasta-aihe käytölle on tunnettu allergia aineelle tai sen osille (naudan proteiineille). Materiaalin etuja ovat: se lyhentää hoito- ja leikkausaikaa, vähentää elimistölle vieraiden aineiden käyttöä ja toimii elimistön hyytymismekanismien fysiologiaa muistuttavalla tavalla. Materiaali ja tuotenimi ovat tisseeliliuos ja trombiiniliuos (ks. yllä), Tisseel Duo Quick® ja valmistaja on Baxter Healthcare Corporation, Immuno AG, Itävalta.

3.8 Kudospuutosten korvausmateriaalit ja leikkausontelon täyttömateriaalit

Bioaktiivinen lasi S53P4:ää voidaan käyttää leikkauksissa, traumaissa ja tuumoreiden leikkauksissa syntyneiden kudospuutosten ja onteloiden täytössä. Materiaalin tarkemmat tiedot ovat materiaaliselvityksessä muualla. Käytön aiheita ovat leikkausonteloiden täyttö ja kudospuutosten korvaaminen sekä otsaontelon täyttö kokeellisessa sivuontelokirurgiassa. Vasta-aiheita ovat infektoitunut kudos tai hoitamaton implantaatioalueen infektio, tunnettu allergia materiaalille tai sen osille, implantaatio nekroottiseen kudokseen. Materiaalin etuja ovat: sen avulla vähennetään auto- ja allogeenisten siirteiden käyttöä; sitä ei tarvitse poistaa vaan se muuttuu elimistössä luuksi ja sidekudokseksi; se on ainakin aluksi hyvin röntgenpositiivinen ja sitä voidaan seurata kuvantamismenetelmillä; se on hyvin kudosityhteensopiva ja helposti käsiteltävä leikkauksessa. Materiaali on bioaktiivinen lasi S53P4 rakeina, ja valmistaja on Abmin Technologies Ltd Turku, Suomi.

Hydroksyyliapatiitti on keinotekoinen osteokonduktiivinen materiaali. Käytön aiheita ovat neurokirurgiset porausreikien, kraniotomian avausdefektien ja alle 25 cm^2 kallodefektien täyttö. Vasta-aiheet käytölle ovat pääsääntöisesti samat kuin bioaktiivisella lasilla. Muuta huomioon otettavaa ovat: reaktiot tuntemattomia munuaissairailta, metabolista luusairautta sairastavilla, raskaus, imetys, nenän sivuontelon täyttö (sinus obliteration), sädehoito ja solusalpaajahoidon vaikutus tuntematon, infektiot kolmen edeltävän kuukauden aikana.

Mahdollisia haittoja voivat olla allergisoitumis- ja infektoriski, turvotus ja nestekertymä sekä yllä olevan kudoksen oheneminen, jotka voivat aiheuttaa uusintaleikkauksen tai materiaalin poiston tarpeen.

Materiaali on rakeista hydroksyyliapatiittisementtiä (HAC), joka on sekoitus tetrakalsiumfosfaatista (TTCP) ja vedettömästä dikalsiumfosfaatista (DCPA). Ca/P suhde on sama kuin luulla 1,65-1,67. Tuotenimi on BoneSource® ja valmistaja on Pfizer Medical Technology Group Yhdysvallat.

Kollageenin käytön aiheita ovat luisten kudospuutosten ja defektien täyttö, traumojen ja tuumoreiden jälkeiset kudospuutokset, kraniofasiaalisten kudospuutosten ja muotovirheiden korjaukset, kroonisesti infektoituneiden onteloiden täyttö yhdistettynä puhdistukseen ja

antibioottihoitoon. Vasta-aiheita käytölle ovat akuutit implantaatioalueen infektiot, tunnettu allergia materiaalille tai sen osille, puutteellinen primaari kudossulku. Etuina ovat autogeenisten ja allogeenisten siirteiden käytön vähentäminen. Mahdollisia haittoja voivat olla täyttömateriaalin infektoitumisriski ja allergisoitumismahdollisuus. Käytetyn kollageenin materiaali on vasikan spongioottisen luun kollageenimatriksi ja tuotenimi on Osteovit® (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Saksa).

3.9 Kuuloluuproteesit

Kuuloluuproteesien avulla voidaan korvata sairauden ja trauman tuhoamia kuuloluita joko osittain tai kokonaan, ja niiden avulla voidaan palauttaa kuulo.

Otoskleroosin hoidossa leikkauksellisesti korvataan sairauden luuduttamat kuuloluut proteettisilla kuuloluilla. Näin ollen kuuloluiden toiminta ja liikkuvuus yritetään palauttaa mahdollisimman hyvin tervettä tilannetta vastaavaksi. Vasta-aiheita käytetyille proteeseille voivat olla hoitamaton infektio ja tunnettu allergia materiaalille tai sen osille. Haittoja voivat olla metallin aiheuttama häiriö esim. MRI-tutkimuksissa, infektoitumis- ja allergisoitumisriski. Materiaalit: Fluoroplastic (Teflon®) / ruostumaton teräs, fluoroplastic (Teflon®) / platina, kulta 99,99%. Tuotenimet ovat Richards: Fluoroplastic+ruostumaton teräs, Xomed: Fluoroplastic+platina, Kurz: Kulta. Valmistajat ovat Richards: Smith&Nephew Richards Inc. Yhdysvallat, Xomed: Surgical Products, Florida, Yhdysvallat, Kurz: Heinz Kurz Medizintechnik, Saksa.

Kuuloluita korvaavien totaaliproteesien käytön aiheita ovat täydellinen tai lähes täydellinen kuuloluiden korvaaminen ns. TORP- ja PORP-proteeseja käyttäen. Tarkoitus on korvata kuuloluuketju ja palauttaa toiminta. Vasta-aiheita ovat tunnettu allergia käytetyille materiaaleille ja hoitamaton infektio. Haittoja voivat olla vierasesineen aiheuttama reaktio, infektion ja allergian mahdollisuus. Proteesit voivat haitata esim. MRI-tutkimuksia. Materiaaleja ovat kulta, titaani, kulta+titaani, polycel H/A Flex (Hydroksyyliapatiitti)

Tuotenimet ovat Kurz: titaani, Kurz: kulta, Winkel-Piston: kulta+titaani, Bell-osaproteesi: titaani, Xomed: polycelâ H/A Flex. Valmistajat ovat kuten edellä Kurz ja Xomed.

3.10 Korvatorviproteesi

Korvatorven toimintahäiriöt ja krooniset ventilaatiohäiriöt voivat haitata korvan toimintaa niin, että korvatorveen joudutaan laittamaan proteesi. Sen avulla toimintahäiriö yritetään hoitaa.

Kulta on korvatorviproteesin materiaalina 99,99-prosenttisena seoksena. Etuna proteesin käytöstä on pysyvä *tuba auditivan* protetisointi ja materiaalin röntgenpositiivisuus. Haittana voi olla infektoitumis- ja allergisoitumismahdollisuudet. Tuotenimi on Kurz tube-conductor ja valmistaja on Heinz Kurz Medizintechnik, Saksa.

3.11 Kuulon apuvälineet

Kiinnitettävä kuulokoje on pysyvästi ja kiinteästi elimistöön laitettu kuulolaite. Kiinnitettävällä kuulokojeella voidaan konduktion avulla palauttaa kuulo potilaalle, jonka sisäkorvan ja kuulohermojen toiminta on jäljellä. Käytön aiheena on kuulon palauttaminen tai parantaminen kojeen avulla. Käytön vasta-aihe on tunnettu allergia kiinnitysruvien materiaaleille. Hoidon etuja ovat kiinteän kuulokojeen pysyvyys ja näkyvyys röntgenkuvassa. Haittana voi olla infektio- ja

allergiariski. Elimistöön kiinnittyvä ruuvimateriaali on titaani. Tuotenimet ovat BAHA® Cordelle, BAHA® Classic 300, BAHA® Superbass ja valmistaja on Nobel Biocare AB Ruotsi.

Sisäkorvaimplanti on väline, jonka avulla voidaan hoitaa vaikeaa kuulovammaa tai täydellistä kuuroutta johtamalla ulkoinen sähköiseksi muutettu kuuloimpulssi monikanavaisella anturilla kokleaan eli korvan simpukkaan. Sieltä se menee kuulohermoa pitkin keskushermostoon. Käytön aiheita ovat vaikea kuulovamma, kuurous, elämänlaadun parantaminen, puheen ja kuulonkehityksen varmistaminen. Vasta-aiheita ovat infektoitunut implantaatiokohta ja allergia implanttimateriaalille tai sen osille. Etuna on kiinteään kuulokojeen avulla tapahtuva pysyvä kuulon parannus tai palauttaminen ja laitteen metallisten rakenteiden havaittavuus röntgenkuvissa. Haittana voivat olla infektio- ja allergisoitumisriski sekä kojeen mahdollinen haittaavuus MRI-tutkimuksissa. Laitteessa on titaaninen kapseli, elektrodit platinaa, elektrodien johtimet platina-iridium (90/10%) -seosta ja silikoninen suojakapseli. Tuotteen nimi on Nucleus® Cochlear ja valmistaja on Cochlear Pty Limited 14 Mars Road Lane Cove NSW 2066 Australia.

3.12 Ulkokorvan proteesi

Korvalehden puutos tai vaikea epämuotoisuus voidaan korjata kiinteällä proteesilla eli epiteesillä. Käytön aiheena on korvalehden puuttuminen tai erittäin vaikea epämuotoisuus, rudimentaatio. Vasta-aiheita käytölle ovat infektio implantaatiokohdalla tai tunnettu allergia käytetyille materiaaleille. Kiinnitysruuviin materiaali on metallinen titaani, ja korvalehtiproteesi on silikonia. (Brånemark titaaniruuvit, Ruotsi).

3.13 Välikorvan ilmastointiputket

Kroonisen välikorvan tulehduksen ja ilmastointihäiriöiden vuoksi tärykalvoon voidaan joutua laittamaan putki, jonka avulla välikorva saadaan ilmastoitua ja infektioerite poistettua välikorvasta. Joskus hoito voi olla pitkäaikaista tai pysyvääkin, jolloin tuubia vaihdetaan tarvittaessa.

Silikoniputken käytön aiheena on välikorvan erittävä krooninen tulehdus. Putken avulla märkäkertymä ohjataan pois välikorvasta ja tulehtunut ontelo ilmastoituu. Toisaalta putken avulla voidaan välttää toistuvia tärykalvon pistoja. Käytön vasta-aiheena on tunnettu allergia materiaalille. Haittana hoidosta voi olla joskus pysyvä perforaatio putken kohdalla tärykalvossa, allergisoitumisen mahdollisuus ja korvien suojaaminen esim. pesuvedeltä yms. putkien läsnäollessa. Materiaali on silikoni Teflon® TympoVent® ja valmistaja on Atos Medical Ruotsi.

Titaani on metallinen tympanostomiaputkimateriaali. Sen käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat samat kuin edellisellä. Metalliputki on periaatteessa röntgenpositiivinen. Materiaali on titaani ja valmistaja Xomed Surgical Prod. Inc. Florida Yhdysvallat.

Kullattu hopea on metallinen putkimateriaali, jonka käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat samat kuin edellä. Sen edut ovat edellisten kaltaiset ja materiaali on periaatteessa röntgenpositiivinen. Materiaali on kullattu hopea ja valmistaja Heinz Kurz Medizintechnik, Saksa.

Hydroksyyliapatiitti ja silikoni voivat olla samanaikaisesti tympanostomiaputkimateriaalina. Käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat samat kuin edellä. Materiaalit ovat hydroksiapatiitti ja silikoni. Tuotenimi on Xomed ja valmistaja on Xomed Surgical Prod. Inc. Florida, Yhdysvallat.

3.14 Nenän sivuontelokirurgia

Nenän sivuonteloiden tulehdusten ja tuumoreiden hoidoissa voidaan joutua käyttämään elimistöön jäävää biomateriaalia joko ontelon tukkimisessa tai sen seinien rekonstruktioissa.

Bioaktiivinen lasi S53P4 on alloplastinen materiaali, jonka tarkempi koostumus on muualla tässä materiaaliselvityksessä. Käytön aiheena ovat ontelon obliteraatio ja kudospuutosten rekonstruointi. Hoidon etuja ovat toistuvan nenän sivuontelon tulehduksen estyminen ja se, että materiaali kasvaa elimistöön kiinni kemiallisilla sidoksilla. Lisäksi materiaalin avulla voidaan vähentää autograaftien käytön tarvetta, ja materiaali on havaittavissa kuvantamistutkimuksissa. Vasta-aiheita ovat akuutti tai hoitamaton infektio, tunnettu allergia materiaalille tai sen komponenteille. Materiaali on bioaktiivinen lasi S53P4 rakeina, ja se on tällä hetkellä tutkimuskäytössä. Valmistaja on Abmin Technologies Ltd Turku, Suomi.

3.15 Nenäkirurgia

Nenän väliseinän defektien korjauksessa ja nenän rakenteellisten poikkeavuuksien hoidoissa voidaan joutua käyttämään biomateriaaleja kudoksen korvaamisessa tai kudoksen vähyyden vuoksi täydentäjänä.

Bioaktiivinen lasi S53P4 on allogeeninen synteettinen materiaali, jonka tarkempi koostumus on muualla tässä materiaaliselvityskokonaisuudessa. Käytön aiheet ovat nenän väliseinän kudospuutosten korjaus ja leikatun nenän leikkausontelon pienentäminen. Vasta-aiheet käytölle ovat samat kuin edellä. Materiaalin edut ja mahdolliset haitat ovat samat kuin edellä. Materiaali on bioaktiivinen lasi S53P4 levyinä ja rakeina. Valmistaja on sama kuin edellä.

3.16 Kurkunpääproteesi

Kurkunpään ääniproteesia käytetään totaalilaryngektomian jälkeen mahdollistamaan puhekykyä kurkunpään ääntä tuottavien rakenteiden poiston jälkeen. Käytön aiheet ovat totaalilaryngektomioiden jälkitilat esim. karsinoomien leikkaushoidon jälkeen. Vasta-aiheita käytölle ovat tunnettu allergia materiaalille tai sen komponenteille ja yli 70 Gy:n sädeannokset 7 viikon aikana, jotka lisäävät kudosekroosin riskiä. Etuna on puhekyvyn mahdollistuminen totaalilaryngektomian jälkeen. Haittoina voivat olla vierasesineen paikallinen vaikutus, infektio- ja allergisoitumisriskit, candidan kasvu, vuoto proteesin ympäriltä, verenvuoto, granulaatiokudoksen kasvu. Materiaali on lääketieteellisesti hyväksytty silikonikumi ja tuotenimi Provox® 2. Valmistaja on Atos Medical AB, Hörby Ruotsi.

3.17 Trakeaproteesit

Trakeaproteeseja käytetään henkitorven stenoosin endoskooppisen dilataation jälkeen varmistamaan laajennuksen pysyvyyttä. Käytön aiheet ovat trakean dilataation pysyvyyden varmistaminen ja trakean pysyminen avoimena paineen aiheuttaman nekroosin jälkeen. Trakeaproteesin käytölle vasta-aiheena on tunnettu allergia materiaalille tai sen osille. Materiaali on silikonikumi ja tuotenimi:

Xomed® Silicone Tracheal Airway (Minnesota T-tube)®, The Hood Westaby T-Y Stent. Valmistaja on Xomed Inc., Florida Yhdysvallat, Hood Laboratories Washington Yhdysvallat

3.18 Tyroplastiimplantti

Tyroplastiassa tarvitaan allogeenista materiaalia tukemaan leikkauksessa saavutettavaa tulosta ja toimintaa, kun liikkumatonta äänihuulta on leikkauksellisesti siirretty implantin avulla kohti keskiviivaa. Toimenpiteen avulla yritetään vähentää aspiraatiota. Käytön aihe on haittaavan aspiraation kirurgisen hoidon tukimateriaali. Käytön vasta-aihe on tunnettu allergia materiaalille tai sen osille. Etuna implantin käytöstä on kurkunpään toiminnan parantaminen. Haittana voi olla infektoituminen tai allergisoitumisriski. Materiaali on silikoni ja valmistaja Boston Medical Product, Xomed Surgical Products, Yhdysvallat.

3.19 Trakeostomiakanyylit

Trakeostomiakanyylin tarkoituksena on pitää auki tehtyä trakeostomiaa ja varmistaa hengitysteiden auki pysyminen. Joissakin tilanteissa kanyylien käyttö voi olla pitkäaikaista tai pysyvääkin.

Hopea on metallinen kurkunpään avanteeseen laitettavan kanyylin materiaali. Käytön aiheena on hengitysteiden auki pysyminen trakeostomian avulla. Vasta-aiheena materiaalin käytölle on tunnettu allergia materiaalille. Etuna hopean käytössä on se, että samaa kanyyliä voidaan käyttää toistuvasti puhdistuksen jälkeen. Haittana voi olla vierasesineen paikallinen ärsytys ja allergisoitumis- ja infektoitumisriski. Materiaali on metallinen hopea (935:935 o/oo Ag; loppuosa Cu). Tuotenimi on Martin® ja valmistaja on Gebröder Martin, Saksa.

Uushopea on metallinen kanyylimateriaali, jonka edut, haitat, käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat kuten edellä. Puheläpän avulla on mahdollisuus puhekykyyn. Materiaali on uushopea (55-60% Cu, 16-28% Ni, ad 100% Zn). Tuotenimi on Martin® ja valmistaja on Gebröder Martin, Saksa.

Silikonisoitu polyvinyylidikloridi (PVC) on silikonin ja polyvinyylidikloridin yhdistelmä. Sen käytön aiheet ja vasta-aiheet ovat samat kuin edellä. Edut ja haitat ovat edellä vastaavia. Materiaali on kertakäyttöinen silikonisoitu polyvinyylidikloridi. Tuotenimi on Portex Blue Line Tracheostomy tube ja valmistaja on Sims Portex Limited Kent, Iso-Britannia.

Polyvinyylidikloridi (PVC) on vastaavanlainen trakeostomiakanyyli kuin edellinen, ja käytön aiheet, vasta-aiheet, edut ja haitat ovat samankaltaiset. Materiaali on polyvinyylidikloridi (PVC) ja tuotenimi on Shiley, Vygon. Valmistajat ovat Mallinkrodt Medical Inc. Yhdysvallat (Shiley), Laboratoires Pharmaceutiques Vygon Eccouen Ranska (Vygon)

Silkolatex on edellisten materiaalien kaltainen trakeostomiakanyyli, jonka käyttöaiheet ja vasta-aiheet ovat samat. Käytön edut ja haitat ovat edellisten kaltaiset. Materiaali on Silkolatex®: Silokoni+lateksi ja tuotenimi on Rusch. Valmistaja on Willy Ruschmag, Saksa.

3.20 Ruokatorviproteesi

Ruokatorven proteesin tarkoituksena on olla osa servikaalisen esofaguksen rekonstruktioita ja pitää ruokatorven luumenia avoimena. Käytön aiheita ovat tuumorikirurgian jälkitilat ja rekonstruktioita. Vasta-aiheena käytölle on tunnettu allergia materiaalille. Etuna hoidosta on ruokatorven yläosan auki

pysyminen. Haittana on allergisoitumis- ja infektoitumisriski. Materiaali on silikoni ja tuotenimi on Montgomery® Silicone series. Valmistaja on Boston Medical Products Inc., Yhdysvallat.

3.21 Gastrostomat

Gastrostomiaa käytetään silloin, kun suun kautta tapahtuva normaali ravitseminen ei ole mahdollista tuumorin tai esim. tuumorikirurgian vuoksi. Käytön aihe on suoraan mahalaukkuun tapahtuvan nutritionin tarve ja vasta-aihe tunnettu allergia materiaalille. Etu käytöstä on ravitsemuksen mahdollistaminen silloin, kun ruuan kulku normaalitietä ruokatorven kautta on tilapäisesti tai pysyvästi estynyt. Haittoina voivat olla allergisoitumis- ja infektioriskit. Letkun materiaali on polyuretaani ja kiinnityslevy on puolestaan silikonia. Tuotenimi on Flocare® PEG Set ja valmistaja on Nutricia Medical, Alankomaat.

3.22 Silmäluomien painot

Yläluomiin voidaan laittaa kullasta valmistettuja painoja, joiden tarkoituksena on helpottaa silmäluomen sulkeutumista kasvohermohalvauksen yhteydessä. Käytön aiheena on silmän sulkeutumisen heikkous ja vasta-aiheena on tunnettu allergia materiaalille tai sen komponenteille. Etuna on silmän sulkeutumisen helpottuminen, ja haittana on mahdollisesti paikallinen vierasesineärsytys, infektoitumis- ja allergisoitumisriski. Materiaali on keltainen hammaskulta tyyppi II (Au 79%, Pt 3,0%, Ag 12%, Cu 4,8%) LM2. Kullan tuotenimi on LM 2, Lääkintämuovi Oy, Turku, Suomi. Silmäluomien painot valmistaa Turun yliopiston hammaslääketieteen laitos, Turku, Suomi.

3.23 Kirjallisuusluettelo

Peltola M, Suonpää J, Aitasalo K, Varpula M, Yli-Urpo A, Happonen R-P. Obliteration of Frontal Sinus Cavity with Bioactive Glass. *Head&Neck* 20:315-319, 1998

Wilson J, Merwin GE. Biomaterials for Facial Bone Augmentation: Comparative Studies *Journal of Biomedical Materials Research: Applied Biomaterials* 22:159-177, 1988

Anderson JM. Monocytes, Macrophages and Foreign Body Giant Cells on Biomaterial Surfaces: The Foreign Body Reaction *Bioceramics* 11:13-16, 1998