

Pinja Puusaari

VOLFRAMIKARBIDIKOBOLTIN KÄYTTÖ HAMMASLÄÄKETIETEEN PORANTE- RISSÄ

Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta
Kandidaatintyö
Lokakuu 2021

TIIVISTELMÄ

Pinja Puusaari: Volframikarbidikoboltin käyttö hammaslääketieteen poranterissä
Tampereen yliopisto
Materiaalitekniikan tutkinto-ohjelma
Kandidaatintyö
Lokakuu 2021

Volframikarbidikobolttia (WC-Co) käytetään hammaslääketieteen poranterissä sen erinomaisen suorituskyvyn sekä mekaanisen kestävyuden vuoksi. Tässä kandidaatintyössä selvitetään ensin poranterän materiaalilta vaadittavia ominaisuuksia perehtymällä hampaiden porausproses- sin ja -ympäristön asettamiin erityisvaatimuksiin. Tämän jälkeen tutkitaan, miksi juuri volframikar- bidikobolttia käytetään hammaslääketieteen poranterissä. Lisäksi hammaslääketieteen porante- riin tutustutaan yleisellä tasolla. Lopussa tehdään katsaus volframikarbidikoboltin poranterissä käyttämisen tulevaisuudennäkymiin. Työ on tehty kirjallisuusselvityksenä.

Poranteriä käytetään hampaiden hoidossa monista syistä, joita ovat muun muassa hampaiden valmistelu niiden paikkaamista varten, paikkojen hionta ja viimeistely, implanttien asennus sekä kosmeettiset toimenpiteet. Poranterän materiaalin on kestävä hyvin kulumista, ja koska poraus tapahtuu ihmiselimestössä, on materiaalin oltava myrkytön ja inertti. Porausprosessissa on tärkeää kontrolloida kudosten lämmön nousua, mikä onnistuu huuhtelun sekä soveltuvien poran- terien käytöllä.

Poraamista on käytetty hampaiden hoidossa jo 1800-luvun loppupuolelta lähtien. Poranteriä on useita erilaisia eri käyttötarkoituksiin. Yleisimmät terien materiaalit ovat teräs, volframikarbi- dikoboltti sekä timantti. Poranterien pyörimisnopeus voi olla jopa 400 000 kierrosta minuutissa, joten terän materiaaliilta vaaditaan suurta mekaanista kestävyyttä.

Volframikarbidikoboltti on komposiittimateriaali, joka koostuu keraamisesta volframikarbidista ja metallisesta koboltista. Volframikarbidikoboltilla on korkea kovuus, sitkeys, kulumiskestävyys ja lujuus, joten se soveltuu erittäin hyvin poranterissä käytettäväksi. Volframikarbidikobolttiterien ominaisuuksia voidaan parantaa timanttipinnoitteilla, jotka voidaan valmistaa esimerkiksi kemial- lisella kaasufaasipinnoituksella. Timanttipinnoite muun muassa parantaa terän kulumisen kestoa ja pidentää siten sen käyttöikä.

Nykyäänä pyritään yhä enemmän painottamaan ennaltaehkäiseviä sekä noninvasiivisia hoitomenetelmiä, ja perinteistä porausta pyritään mahdollisuuksien mukaan välttämään. Myös vaihtoehtoisia porausmenetelmiä, kuten laserporausta, on tullut viime vuosikymmeninä käyttöön. Laserporauksessa on kuitenkin rajoitteita ja laitteisto on kallis, joten se ei kykene täysin korvaa- maan perinteistä poraamista. Volframikarbidikoboltti soveltuu ominaisuuksiensa puolesta erin- omaisesti poranterässä käytettäväksi, ja siksi sen käytön voidaankin nähdä jatkuvan tulevaisuu- dessa.

Avainsanat: Hammaslääketieteen poranterät, hampaiden poraus, volframikarbidi, volframikar- bidikoboltti

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin Originality Check -ohjelmalla.

ALKUSANAT

Tämä kandidaatintyö on tehty Tampereen yliopiston materiaalitekniikan koulutusohjelmaan vuoden 2021 kevään ja syksyn aikana. Kandidaatintyön aiheena on volframikarbidikoboltin käyttö hammaslääketieteen poranterissä.

Haluan kiittää kandidaatintyöni ohjaajaa Johanna Ruorasta hyvästä ohjauksesta työn tekemisen aikana sekä kaikesta ajasta, jonka hän siihen käytti. Lisäksi haluan kiittää Anni Tuomelaa, Veera Riikosta sekä Mika Syvänettä heidän tarjoamistaan neuvoista ja tuesta kirjoitusprosessin aikana.

Tampereella, 15.10.2021

Pinja Puusaari

SISÄLLYSLUETTELO

| | | |
|-------|---------------------------------------------|----|
| 1. | JOHDANTO | 1 |
| 2. | HAMPAAN PORAUSTAPAHTUMA JA -YMPÄRISTÖ | 3 |
| 2.1 | Hampaan rakenne ja syyt poraamiselle | 3 |
| 2.1.1 | Hampaan rakenne | 3 |
| 2.1.2 | Syitä hampaan poraamiselle | 4 |
| 2.2 | Porausprosessi..... | 6 |
| 2.3 | Porausolosuhteet | 7 |
| 3. | HAMMASLÄÄKETIETEEN PORANTERÄT | 10 |
| 3.1 | Käyttötarkoitukset..... | 10 |
| 3.2 | Terätyypit..... | 11 |
| 3.2.1 | Käsikappale ja poranterä..... | 11 |
| 3.2.2 | Lastuavat ja hiovat poranterät | 13 |
| 3.2.3 | Terien luokittelu | 15 |
| 4. | VOLFRAMKARBIDIKOBOLTTI PORANTERISSÄ | 17 |
| 4.1 | Volframkarbidikoboltti materiaalina..... | 17 |
| 4.2 | Käyttö terissä..... | 20 |
| 4.3 | Soveltuvuus poranterän materiaaliksi | 22 |
| 4.3.1 | Mekaaninen kestävyys | 23 |
| 4.3.2 | Olosuhteiden kesto..... | 25 |
| 4.3.3 | Soveltuvuus ihmiselimistöön | 26 |
| 4.4 | Tulevaisuudennäkymät | 26 |
| 5. | YHTEENVETO..... | 28 |
| | LÄHTEET | 30 |

KUVALUETTELO

| | | |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Kuva 1. | <i>Hampaan rakenne [8].</i> | 4 |
| Kuva 2. | <i>Erlaisia käsikappaleita ja volframikarbiditeriä [1].</i> | 12 |
| Kuva 3. | <i>Poranterän geometriaa [1].</i> | 14 |
| Kuva 4. | <i>Terätyyppejä [1].</i> | 15 |
| Kuva 5. | <i>Kulunut volframikarbidikobolttiterä [31].</i> | 24 |
| Kuva 6. | <i>Kulunut volframikarbidikobolttiterä pyyhkäisyelektronimikroskoopilla kuvattuna [31].</i> | 24 |

TERMIT JA LYHENTEET

| | |
|----------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| abraasio | materiaalin kuluminen hioutumalla |
| alumiinioksidi | |
| Al_2O_3 | alumiinin oksidi, alumiinista ja hapesta koostuva yhdiste |
| °C | Celsiusaste, lämpötilayksikkö |
| dentiini | hammasluu |
| ekstrakoronaalinen | hammaskruunun ulkopuolinen |
| hammasimplantti | leukaluuhun asennettava keinojuuri |
| hammasjuuri | ikenen sisäpuolella oleva osa hammasta |
| hammaskiille | hammasta päällystävä kova, mineraaleista muodostuva materiaali |
| hammaskruunu | hampaan näkyvä osa |
| hammaslaminaatti | hampaan päälle asetettava posliininen kuori |
| hammasplakki | bakteerien aiheuttama aines hampaan pinnalla |
| hammasproteesi | tekokruunu, joka rakennetaan hammasimplantin päälle |
| hammassementti | juurisementti, hampaan juuren alueella hammasluun ja ikenen välissä sijaitseva kudosis |
| hammasydin | ydinontelosta ja juurikanavista muodostuva hampaan juuren sisäpuolinen osa |
| hampaan preparointi | hampaan valmistelu paikkausta varten |
| hampaan restauroidi | hampaalle tehtävä korjaava toimenpide |
| happohyökkäys | plakin sisältämien kariesbakteerien hapon tuotto, jonka aikana paikallinen pH laskee ja kiilteen mineraaleja liukenee |
| inerti | muiden aineiden kanssa kemiallisesti reagoimaton materiaali |
| intrakoronaalinen | hammaskruunun sisäpuolinen |
| invasiivinen | tunkeutuva |
| isostaattinen puristus | muodonantomenetelmä, jossa jauhetta ympäröivän nesteen paine puristaa jauheen halutun muotoiseksi |
| jännitys σ | pinta-alaan kohdistuva voima |
| jäykkyys | materiaalin kyky vastustaa elastista muodonmuutosta voiman alaisena, kykyä kuvaa kimmomoduuli E |
| juurikanava | hammasjuuren alaosassa sijaitsevat kanavat, joista lähtevät verisuonet ja hermot yhdistävät hampaan elimistön verenkiertoon ja hermostoon |
| CVD | kemiallinen kaasufaasipinnoitus |
| karies | hammaskudosten vaurio, joka aiheutuu hammasplakissa olevista happoa tuottavista kariesbakteereista |
| käsi-instrumentti | kudoksen poistamiseen käytettävä ei-sähköinen väline |
| kemomekaaninen | hoitomenetelmä, johon sisältyy sekä kemiallista että mekaanista toimintaa |
| kiinnityskudossäie | säikeet, jotka kiinnittävät hampaan juuriosan leukaluuhun |
| kiinnityssementti | hampaan paikkauksessa käytettävän täyteaineen kiinnitykseen käytettävä materiaali |
| komposiitti- materiaali | kahdesta tai useammasta eri materiaalista koostuva materiaali |
| korroosio | materiaalin heikkeneminen ympäristön vaikutuksesta |
| kovuus | materiaalin pinnan kyky vastustaa muodonmuutosta |
| lämmönjohtavuus | materiaalin kyky johtaa lämpöä |
| lasi-ionomeeri | hampaiden paikkauksessa käytettävä materiaali |
| lujuus | jännitys, jonka materiaali kestää muuttamatta muotoaan |
| m | SI-järjestelmän mukaisen pituuden yksikön metrin tunnus |

| | |
|---------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| N | voiman SI-yksikkö |
| natriumkloridi NaCl | suola |
| nekroosi | solukuolema eli kuolio |
| odontoblasti | hammasluuta tuottava solu |
| pH | happamuus, liuoksessa olevien vetyionien määrä |
| piikarbidi | kerääminen yhdiste, jossa on piitä ja hiiltä |
| pistevirhe | kiteessä pistemäisellä alueella esiintyvä virhe eli poikkeama |
| polymeeri | toistuvista osista (monomeereista) koostuva makromolekyyl |
| rpm | kierrosnopeus |
| ruostumaton teräs | rautaseos, joka sisältää kromia yli 10 % |
| ruusuterä | pallomainen terä, jossa terän lavat ovat kiertyneet ympäri terän päätä |
| SEM | pyyhkäisyelektronimikroskooppi |
| sintraus | rakenteen tiivistämiseksi tehtävä lämpökäsittely |
| sitkeys | materiaalin kyky vastaanottaa (absorboida) energiaa ja muovautua plastisesti murtumatta |
| terminen | |
| vääristyminen | lämmöstä aiheutuva muodon muuttuminen |
| vääntömomentti | vääntävän liikkeen voima, yksikkö Nm |
| WC | volframikarbidi, materiaali, joka syntyy, kun volframia ja hiilen seosta kuumennettaessa syntyy karbideja |
| WC-Co | volframikarbidikoboltti, komposiittimateriaali, joka koostuu keräämifaasista (volframikarbidi WC) sekä metallisesta sidosaineesta koboltista (Co), joka sitoo volframikarbidipartikkelit matriisiin |

1. JOHDANTO

Hampaiden poraaminen on yksi nykypäivänä käytetyistä hampaiden hoitomuodoista. Poranteriä on monenlaisia ja niitä käytetään eri käyttötarkoituksiin. Hammaslääketieteen porantereän ensimmäinen versio kehitettiin jo noin 300 vuotta sitten. Moottorikäyttöisiä poria on käytetty hammaslääketieteessä 1800-luvun loppupuolelta lähtien, jolloin porantereän materiaalina käytettiin terästä. 1900-luvun alkupuoliskolla käyttöön tulivat myös timantti- ja volframikarbiditerät. [1]

Hammaslääketieteessä poranteriä käytetään kovien kudosten, kuten luun ja hampaan, leikkaamiseen [2]. Hampaan poraamista vaativia tilanteita ovat esimerkiksi karieksen poisto, paikkojen viimeistely ja kiillotus sekä hampaan pinnan hiominen proteeseja tai laminaatteja varten. Leukaluuta porataan implanttia asennettaessa ja tarvittaessa hampaan poiston yhteydessä. [3-7]

Porantereässä käytettävältä materiaalilta vaaditaan suurta mekaanista kestävyyttä. Materiaalilla on siis oltava korkea kulumisen kesto, sitkeys, lujuus ja kovuus. Lisäksi materiaalin on oltava myrkytön ja inertti.

Hammaslääketieteessä käytössä olevat porantereät ovat yleisimmin valmistettu timantista, ruostumattomasta teräksestä, volframikarbidista tai jostain näiden yhdistelmästä. Porantereä voi olla esimerkiksi teräksestä valmistettu ja pinnoitettu jollain kovalla materiaalilla, kuten volframikarbidilla. Terä voi myös olla kokonaan volframikarbidista valmistettu. [2]

Tässä kandidaatintyössä keskitytään volframikarbidin käyttöön hammaslääketieteen porantereissa ja syihin, joiden vuoksi volframikarbidia käytetään niissä. Työn tutkimuskysymykset ovat seuraavat: 1. Mitä vaatimuksia porantereässä käytettävälle materiaalille on? sekä 2. Miksi volframikarbidia käytetään hammaslääketieteen porantereissa? Porantereän materiaalin vaatimuksia selvitetään tutkimalla, mitä erityisvaatimuksia porausolosuhteet aiheuttavat. Syitä volframikarbidin käytölle tutkitaan selvittämällä, mitä ominaisuuksia materiaalia käyttämällä saavutetaan hampaiden poraamisessa ja mitä etuja volframikarbidista valmistetuilla terillä on verrattuna muista materiaaleista valmistettuihin teriin.

Ensimmäisessä teorialuvussa käydään läpi taustaa hampaan poraamiselle esittelemällä hampaan rakenne sekä tilanteita, joissa hampaan poraamista tarvitaan. Luvussa kuvail-

laan porausprosessia sekä olosuhteet, jotka vallitsevat suussa poratessa ja näiden tekijöiden poranterän materiaalille asettamat vaatimukset. Seuraavassa luvussa tutustutaan tarkemmin hammaslääketieteessä käytettäviin poranteriin sekä niiden käyttötarkoituksiin ja -tapoihin. Viimeisessä teorialuvussa perehdytään tarkemmin volframikarbidin käyttöön poranterissä. Materiaaliin ja sen ominaisuuksiin tutustutaan ensin yleisellä tasolla, minkä jälkeen esitellään sen käyttökohteita ja -tapoja hammaslääketieteessä sekä soveltuvuutta hammaslääketieteen sovelluksiin. Luvussa tutkitaan myös volframikarbidin soveltumista poranterän materiaaliksi muihin terissä käytettäviin materiaaleihin verrattaessa. Luvun lopussa tehdään vielä katsaus volframikarbidin käytön tulevaisuuden näkyymiin.

2. HAMPAAN PORAUSTAPAHTUMA JA -YMPÄRISTÖ

Tässä luvussa esitellään hampaan rakenne erityisesti porauksen näkökulmasta. Lisäksi käydään läpi syitä hampaan poraamiselle. Tähän liittyen esitellään poraamista vaativia tilanteita sekä sitä, mitä hampaan osaa näissä porataan ja miksi. Tämän lisäksi käydään läpi porausprosessia sekä porausolosuhteita, ja mitä vaatimuksia ihmiselimistössä poraaminen aiheuttaa poranterän materiaalille.

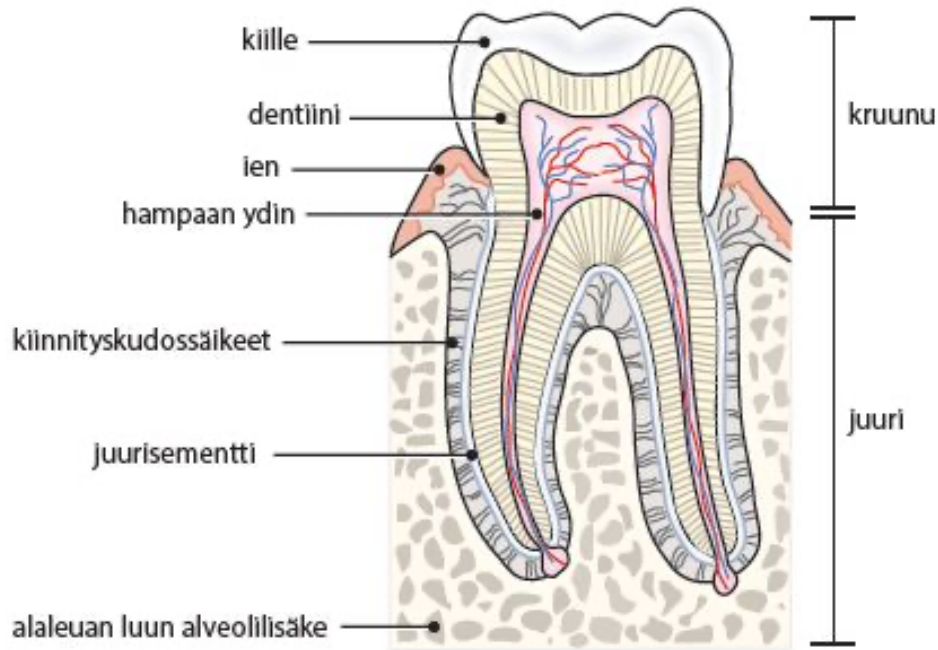
2.1 Hampaan rakenne ja syyt poraamiselle

Tässä alaluvussa käydään pääpiirteittäin läpi hampaan rakenne sekä hampaan eri osien tehtävät. Lisäksi käydään läpi syitä hampaan poraamiselle. Luvussa tutustutaan erityisesti hampaiden reikiintymiseen ja sen hoitoon, sillä hampaiden reikiintyminen on yleinen syy poraamiselle. Lisäksi käydään läpi muita poraamista vaativia toimenpiteitä, kuten proteesien asennus sekä hampaiden poisto.

2.1.1 Hampaan rakenne

Ihmisen hammas koostuu kolmesta kudoksesta, hammasluusta eli dentiinistä, hammaseli juurisementistä ja hammaskiilteestä. Näitä kudoksia tukee luu. Hampaan näkyvää osaa kutsutaan hammaskruunuksi ja sen alla oleva osaa hampaan juureksi. Hampaan juuriosa kiinnittyy leukaluuhun kiinnityskudossäikeillä ja ien kiinnittyy hampaan kaulaosaan. Hammaskruunua päällystää hammaskiille, joka on tunnetuista biologisista aineista kovin. Hammaskiilteen alla sijaitsee hammasluu, ja hammassementti sijaitsee hampaan juuren alueella hammasluun ja ikenen välissä. [8, 9]

Hampaan juuri muodostuu hammasluusta sekä sen sisällä olevista ydinontelosta ja juurikanavista, jotka muodostavat hammasytimen. Juurikanavat sijaitsevat hammasjuuren alaosassa, ja niistä lähtevät verisuonet ja hermot yhdistävät hampaan elimistön verenkiertoon ja hermostoon. Hammasydin ylläpitää sekä hammasluun että hammasluuta tuottavien solujen, odontoblastien, elinvoimaisuutta. Kuvassa 1 on esitetty hampaan rakenne poikkileikkauksessa. [8, 9]



Kuva 1. Hampaan rakenne [8].

2.1.2 Syitä hampaan poraamiselle

Syitä hampaan poraamiselle on monia. Näitä ovat esimerkiksi kariksen poisto, paikkojen hionta ja kiillotus sekä proteesien ja laminaattien asennus. Hammaslääketieteessä poranteriä käytetään myös leukaluuhun kohdistuvissa toimenpiteissä, joita ovat muun muassa hampaiden poisto ja implanttien laitto. [3-7] Eri toimenpiteissä käytettäviä poranteriä esitellään tarkemmin luvussa 3.

Karies eli hampaiden reikiintyminen on yksi yleisimmistä ihmisten taudeista. Karies on hammaskudosten vaurio, joka aiheutuu hammasplakissa olevista happoa tuottavista kariesbakteereista. Hampaiden reikiintymiseen vaikuttaa bakteerien suuri määrä plakissa, syljen ja hammaskudoksen ominaisuudet sekä erityisesti usein nautitut sokeripitoiset ruuat. Plakin sisältämät kariesbakteerit tuottavat sokeria sisältävistä ruuista happoa, mikä johtaa happohyökkäykseen. Happohyökkäyksessä paikallinen pH laskee ja kiilteen mineraaleja liukenee sylkeen. Sylki pyrkii neutralisoimaan happamuuden, jolloin mineraalit saostuvat takaisin hampaan pinnalle. Sylki ei kuitenkaan kykene neutralisoimaan happoa täysin, jos happohyökkäyksiä tapahtuu usein. Tällöin mineraalien uudelleensaostumista ei pääse tapahtumaan ja kiille vaurioituu pysyvästi, mikä johtaa reiän syntymiseen. [10, 11]

Pitkälle edennyt karies hoidetaan, jotta hampaan muoto, purentatoiminta ja ulkonäkö saadaan korjattua. Hoidossa kariksen vaurioittama hammaskudos poistetaan ja kudosis

korvataan täyteaineella. Useimmiten kudosta ei pystytä poistamaan pelkillä käsi-instrumenteilla, jolloin käytetään nopeakierroksista turbiiniporaa tai hitaasti pyörivää mikro-moottoriporaa. Nykyään käytössä on myös lasersäteiden valoenergiaa hyödyntäviä laserporia. Kun kariotunut kudos on poistettu, reikä korjataan vauriosta riippuen joko suoralla tai epäsuoralla paikkausmenetelmällä. [3]

Suorassa paikkausmenetelmässä yhdistelmämuoveista tai lasi-ionomeereista valmistettu täyteaine lisätään paikattavalle alueelle kerroksittain ja kerrokset kovetetaan valolla. Kemiallisesti kovettuvaa täyteainetta käytettäessä kaikki täyteaine lisätään yhdellä kerralla. Kovettunut täyteaine muotoillaan viimeistelyporalla hampaan alkuperäisen muodon mukaiseksi ja lopuksi paikan pinta kiillotetaan kiillotusporilla hampaan puhtaanapidon helpottamiseksi. Epäsuoraa menetelmää käytetään taaimpien hampaiden laajoissa kariiesvaurioissa ja siinä täyteaineena käytetään keraamia tai kultaa. Täyte jyrsitään paikattavan reiän muotoon 3D-ohjelmiston avulla, hammas hiotaan poralla täyteaineen laittoa varten ja täyteaine kiinnitetään hampaaseen kiinnitysmentillä. [3]

Hampaita joudutaan käsittelemään porilla myös hammaskruunujen ja siltaproteesien asennuksen yhteydessä. Hammaskruunuja käytetään vaurioituneiden hampaiden terien korjaamiseen ja siltaproteeseilla korvataan puuttuvia hampaita. Ennen siltaproteesin tai hammaskruunun laittoa hammas tai tukihampaat hiotaan pilariksi, jolloin kruunu saadaan kiinnitettyä yhdistelmämuovisementillä hampaan pintaan pysyvästi. [4]

Hampaita porataan myös kosmeettisten toimenpiteiden yhteydessä. Hammaslaminaatit ovat hampaiden päälle asetettavat posliiniset kuoret, joiden avulla korjataan hampaan ulkonäköä. Laminaatit kiinnitetään hampaaseen kiinnitysaineella, mutta hammasta joudutaan yleensä ensin hiomaan poralla, jotta kiinnitysaine tarttuu hampaaseen. Hampaan hiomisella varmistetaan myös, että valmis hammas ei ole liian paksu laminaatin asennuksen jälkeen. [5]

Haastavissa hampaan poistoissa ja hammasimplanttien asennuksessa joudutaan poraamaan myös leukaluuta [6, 7]. Hampaita voidaan joutua poistamaan muun muassa kariksen, sairauksien ja niiden hoidon, hampaiden virheellisen asennon tai vaurioiden, tapaturmien ja muiden toimenpiteiden vuoksi [12]. Leikkauksellisen poiston vaativat usein hampaat, jotka ovat väärässä asennossa ja siksi osittain tai kokonaan limakalvon tai luun sisällä. Leukaluuta voidaan tällöin joutua poraamaan hampaan tai hammasjuuren päältä, jotta hampaan luokse päästään. Jotta hammas saadaan poistettua, saateen tämän jälkeen vielä joutua pilkkomaan hammasta poralla osiin. [6]

Hammasimplanttien avulla voidaan korvata puuttuvia hampaita. Implantti on leukaluuhun asennettava titaanista valmistettu keinojuuri. Implantti porataan leukaluuhun kiinni, ja

luutumisen jälkeen sen päälle voidaan tehdä esimerkiksi kruunu tai silta- tai irtoproteesi. [7]

2.2 Porausprosessi

Tässä luvussa käsitellään hampaan porausprosessia erityisesti poranterän materiaalin soveltuvuuden kannalta. Luvussa esitellään hampaan ja leukaluun porauksessa vaikuttavat voimat sekä prosessin erityispiirteitä. Ihmiselimistö on vaativa porausympäristö, mikä asettaa erityisvaatimuksia poranterille sekä itse porausprosessille. Porausprosessi vaikuttaa laajasti materiaalin valintaan, sillä oikeanlaisella materiaalinvalinnalla pystytään vähentämään kudოსvaurioita ja parantamaan hoidon laatua.

Kuten edellisessä alaluvussa todettiin, suussa poraamiselle on useita eri syitä. Erilaisissa toimenpiteissä porausprosessi on hieman erilainen ja toimenpiteisiin käytetään erilaisia teriä. Tärkeitä toimenpiteiden onnistumiseen vaikuttavia tekijöitä ovat käytettävä poranterä sekä poraustapahtuman prosessiparametrit. Erityisesti lämmön nousun hillitseminen porauksen aikana on tärkeää kudოსvaurioiden välttämiseksi.

Operatiivinen hammashoito on pitkään ollut kaiken hammashoidon pohja, ja muut toimialat ovat kehittyneet siitä. Hoidon tavoitteena on potilaan omien hampaiden ja niitä tukevien rakenteiden säilyminen terveinä, kauniina ja toimivina. [13] Kariuksen hoitoon liittyvät toimenpiteet ovat merkittävä osa-alue operatiivista hammashoitoa, sillä karies on yksi yleisimmistä suun sairauksista. Porauksen näkökulmasta näitä toimenpiteitä ovat sekä hampaan preparointi eli valmistelu uutta paikkaa varten, että vanhojen paikkojen vaihtaminen ja kunnostus. Muita tärkeitä operatiivisen hammashoidon osa-alueita ovat esteettinen hammashoito sekä myös muut hampaan vaurioiden korjaukset. [14]

Hampaan onnistunut preparointi hoitoa varten on tärkeää hoidon onnistumisen kannalta. Preparointiin liittyy sekä vaurioituneiden osien poistaminen, että hampaaseen jäävän osan muotoilu siten, että paikka tai muu korjaus voi kiinnittyä siihen. Hampaan restaurointi voi olla intra- tai ekstrakoronaalista. Intrakoronaalisessa korjauksessa korjataan hammaskruunun sisäpuolista osaa, kun taas ekstrakoronaalisessa korjauksessa korjaus tehdään kruunun päälle. [14]

Elias et al. [15] selvittivät tutkimuksessaan leikkausvoimien suuruuksia hammasta poratessa. Tutkimustulosten mukaan leikkausvoimien suuruus riippuu lähinnä käsikappaleen tehosta. Poran käyttäjän terään kohdistamalla voimalla sen sijaan ei olisi kovinkaan suurta vaikutusta leikkausvoimaan, ja tutkimuksessa todettiin, että poran käyttäjä koh-

distaa intuitiivisesti terään sopivan suuruisen voiman. Leikkausvoimien suuruuksien selvittämiseksi käytettiin kahta erilaista käsikappaletta ja voimien keskiarvoiksi saatiin arvot 1.44 N ja 1.20 N. [15]

Hampaan porauksessa läsnä olevat voimat ovat siis pieniä. Poranterän materiaalilla tulee kuitenkin olla silti suuri jäykkyys sekä kulumisen kesto, sillä terän pyörimisnopeus on suuri ja porattava kudosis useimmiten erittäin kovaa. Kudosis poistetaan joko hiomalla tai lastuamalla, riippuen poranterän tyypistä ja materiaalista.

Lämmön nousun hillitseminen porauksen aikana on tärkeää. Lämmön aiheuttamaa kudoksen nekroosia eli solukuolemaa alkaa syntyä lämpötilassa 47 °C, ja koska luun lämmönjohtavuus on matala, kerääntyy siihen helposti lämpöä [16]. Lämmön nousu aiheuttaa nekroosin lisäksi muitakin kudosisvaurioita sekä poranterän tukkeutumista [17].

Lämpötilan pitämiseksi turvallisella alueella porauksen aikana käytetään steriiliä huuhtelua, jossa käytettävä liuos on 0.9 % natriumkloridia. Huuhteluletku on yleensä kiinnitetty suoraan poraan. Huuhtelulla pyritään sekä välttämään terän ylikuumentumista että parantamaan näkyvyyttä. [18] Huuhtelun käyttö myös parantaa terän leikkaustehoa, sillä leikkausvauhti on sitä nopeampi mitä kovempi vesisuihkun virtaus on [1, 19].

Poraaminen tulisi siis tehdä vesisuihkun alla lämmön nousun hammasyttimeen aiheuttamien vaurioiden minimoimiseksi. Vauriot voivat olla vakavia ja joskus mahdottomia korjata kudosten sisäisen lämpötilan nousun takia. Kemomekaanisilla menetelmillä, kuten lisäämällä pieniä määriä mono- ja trihydriisiä alkoholeja huuhtelunesteeseen, voidaan lisäksi saavuttaa parempi pinnanlaatu sekä pidentää restauroitoiden ja poranterän kestoa. Lämmön nousu voi myös vaurioittaa proteeseja ja muita restaurointeja. Kiillotus tulisi tehdä matalalla nopeudella matalassa lämpötilassa polymeeristen materiaalien (esimerkiksi hammasproteesit) termisen vääristymisen estämiseksi. [19]

Lämmön nousua porausprosessin aikana hillitään siis ensisijaisesti huuhtelun käytöllä. Kuitenkin myös materiaalivalinnoilla voitaneen jossain määrin vaikuttaa lämmön nousuun kudoksissa. Materiaali, jonka lämmönjohtavuus on korkea, ei todennäköisesti kerryttäisi yhtä paljon lämpöä porattavalle alueelle ja siten edesauttaisi lämmön pitämistä 47 °C:n rajan alapuolella.

2.3 Porausolosuhteet

Hammaslääketieteen operaatioiden porausympäristö on vaativa ihmiselimestön herkkyyden vuoksi. Porausolosuhteet asettavat paljon vaatimuksia poranterän materiaaleille

sekä prosessiparametreille, kuten nopeudelle ja lämpötilalle. Näiden oikeanlaisella yhdistelmällä saadaan kuitenkin poraustapahtumalle tehokkaasti ja turvallisesti haluttu lopputulos.

Koska poraus tapahtuu ihmiselimistössä, on poranterän materiaalien oltava myrkyttömiä ja inerttejä eli reagoimattomia. Myrkyttömyys on myös tärkeää terien ympäristöystävällisyyden kannalta. Terä kuuluu käytössä, jolloin siitä voi irrota partikkeleita myös suuhun, mikä lisää myrkyttömyyden ja reagoimattomuuden tärkeyttä. Myös mahdolliset allergiset reaktiot on huomioitava. Potilaan mukavuuden kannalta prosessin tulisi olla nopea ja mahdollisimman kivuton.

Suu on porausympäristönä korroosiota aiheuttava, mikä tulisi huomioida poranterän materiaalinvalinnassa, jotta materiaalit kestäisivät mahdollisimman hyvin. Suun pH-arvo voi olla välillä 6.7–7.4, eli happaman tai emäksisen puolella, joten materiaalin on kestävä erilaisia pH-arvoja [20]. Pääasiallinen poranterien korroosion aiheuttaja on kuitenkin terien sterilointiprosessi [2].

Nykyisin kiinnitetään yhä enemmän huomiota ennaltaehkäisevään hoitoon ja tätä kautta pyritään välttämään poraamista mahdollisuuksien mukaan. Ennaltaehkäisevää hoitoa sekä noninvasiivisia menetelmiä pyritään suosimaan, sillä jokainen operaatio rasittaa hammasta. Poraaminen on kuitenkin monissa tapauksissa välttämätöntä. [21]

Vaikka porausprosessi on pitkälle kehittynyt, on siinä myös haittoja. Näitä haittoja ovat esimerkiksi potilaan kokema epämukavuus sekä lämmön nousu kudoksissa. Joitain näistä voitaisiin kuitenkin välttää esimerkiksi laserporauksella.

Laserporaus perustuu laserin tuottamaan valon säteeseen, joka osuessaan kudokseen absorboituu siihen ja muuttuu lämmöksi. Tämä johtaa kontrolloituun paikalliseen lämmön nousuun. Lämmön nousun vaikutuksesta kudokset muovautuvat höyrystymällä ja uudelleenkiteytymällä. [1]

Laserporaa käytettäessä porausprosessi on vähemmän kivulias. Poraamisesta ei myöskään aiheudu kovaa ääntä tai tärinää, joten operaatio on muutenkin potilaalle mukavampi. Laserporausta ei kuitenkaan voida käyttää kaikkiin operaatioihin, kuten paikkojen poistoon. Tämän lisäksi hampaan pinta ei ole operaation jälkeen tasainen. Laseria käytettäessä porausprosessi voi myös kestää jopa 3 kertaa pidempään kuin perinteisellä poralla. Laserporaukseen vaadittava laitteisto on erittäin kallis, mikä on kenties suurin syy laserporauksen yleistymisen hitauteen. [22]

Huomionarvoista on myös poran käyttäjän turvallisuus sekä poraamisen mahdollisesti käyttäjänsä terveydelle aiheuttamat riskit. Lentävät pirstaleet voivat aiheuttaa vammoja päätyessään silmiin, ja poranterät ja muut leikkausinstrumentit voivat aiheuttaa pisto- ja

viiltohaavoja, mikä voi aiheuttaa riskin tautien tarttumiselle [23]. Tässä kandidaatintyössä keskitytään kuitenkin poraamisen turvallisuuteen potilaan näkökulmasta, sillä poranterän materiaali ei juurikaan vaikuta poran käyttäjän turvallisuuteen, vaan riskit ovat läsnä porauksessa terän materiaalista riippumatta.

3. HAMMASLÄÄKETIETEEN PORANTERÄT

Tässä luvussa tutustutaan tarkemmin hammaslääketieteen poranteriin. Ensin käydään läpi niiden käyttötarkoituksia ja esimerkkejä niiden käytöstä. Tämän jälkeen tutkitaan tarkemmin poranterän ja käsikappaleen rakennetta, näiden toimintaa sekä muita poranterien käyttöön liittyviä tekijöitä.

3.1 Käyttötarkoitukset

Hammaslääketieteen poranteriä käytetään useissa erilaisissa operaatioissa. Käytettävä terä ja sen pyörimisnopeus riippuvat monesta tekijästä, kuten esimerkiksi operaation tyyppistä, porattavasta kudoksesta sekä tavoitellusta lopputuloksesta. Tässä alaluvussa käydään läpi poraamisen hyötyjä ja haittoja sekä joitain esimerkkejä erilaisten poranterien käytöstä.

Poranterien oikeaoppiseen käyttöön hammashoidossa liittyy paljon etuja. Näitä ovat muun muassa terien tarkkuus, leikkauksen kontrollointi sekä tuntuman säilyvyys ja pirstaleiden poisto vedellä ja imulla. Haittoja ovat kipu, äänihaitat ja värinä, joka voi johtaa hampaan halkeamiseen tai murtumiseen. Terien hajoamiseen voi johtaa niiden jatkuva käyttö ja sterilointi. Tylsät terät tuottavat ylimäärin lämpöä ja aiheuttavat vaurioita hammasytimessä. Operaatiossa on myös aina ylileikkaamisen vaara, jos poran käyttäjä menettää laitteen hallinnan tai potilas liikkuu. [1]

Hammas voidaan preparoida kariesen hoitoa varten poraamalla, käsi-instrumentein tai kemomekaanisilla geeleillä. Jos käytetään poraa, hammasluu tulisi poistaa matalanopeuksisella ruusuterällä. Pyörimisinstrumenteilla päästään kiilteen läpi käsiksi vaurioituneeseen kudokseen, mutta tähän voidaan käyttää myös talttaa. Pienemmissä vaurioissa voidaan mahdollisuuksien mukaan jättää osa karioituneesta kudoksesta hammasluun ja kiilteen väliselle rajalle. Kun karioitunut kudoksesta poistetaan terällä, jossa on suuri halkaisija, saadaan automaattisesti paikattavalle alueelle haluttu muoto. Hampaan preparoinnissa paikkausta varten reikää ei kuitenkaan tule koskaan leikata ennalta määrätyn kokoiseksi, vaan porattavan reiän dimensiot tulisi määrittää aina tapauskohtaisesti riippuen kariesvaurion laajuudesta, käytettävästä täytemateriaalista ja jäljellä olevasta hampaan rakenteesta. [21]

Implanttien asennuksessa käytetään pientä kirurgista ruusuterää. Käytettävän terän koko riippuu muun muassa implantin koosta. Terällä tehdään pieni reikä leukaluuhun ja kun reikä on saatu oikean kokoiseksi, implantti asennetaan luuhun. Implantti voidaan

myös porata suoraan luuhun, mikä johtaa parempiin tuloksiin, sillä luuhun kohdistuvat lämpövauriot ovat näin pienemmät [7, 24].

Leukaluuhun kohdistuvissa toimenpiteissä tulisi käyttää eri poranteriä kuin hammaskiilteeseen ja hammasluuhun kohdistuvissa [25]. Kudostyypit ovat ominaisuuksiltaan erilaisia ja vaativat siksi erilaisia teriä kudostyypien minimoimiseksi sekä mahdollisimman hyvän lopputuloksen saavuttamiseksi. Lisäksi kudokset ovat kovuudeltaan hyvin erilaisia ja hammasluuta leikkaava terä ei välttämättä toimisi leukaluuhun.

Jos hammasta poistettaessa tarvitsee porata luuta, käytetään ruusuterää. Litteää tai suippoa halkaisuterää käytetään, jos hammaskruunu täytyy lisäksi halkaista ennen kuin hammas voidaan poistaa. Nämä kaksi terätyyppiä ovat yleisiä kirurgisissa operaatioissa käytettyjä teriä. Ruusuterää käytetään luun poistamiseen ja halkaisuterää hampaan pilkkomiseen poiston helpottamiseksi. [18, 26].

3.2 Terätyypit

Ensimmäinen hammaslääketieteellisessä poraamisessa käytetty moottori oli sovellus ompelukoneen mekaniikasta, ja se kehitettiin vuonna 1871. Ensimmäiset poranterät pyörivät erittäin matalilla nopeuksilla (300–1000 rpm) ja niitä käytettiin aluksi joko käsin tai jalkakäyttöisellä moottorilla. Vuonna 1874 otettiin käyttöön ensimmäinen sähkömoottori, jolla terän pyörimisnopeus oli 1000 rpm. Matalan nopeuden timanttiterät kehitettiin vuonna 1942 ja niiden pyörimisnopeus oli 5000 rpm. Suuren nopeuden sähkömoottorit volframkarbiditerien kanssa käytettäväksi kehitettiin vuonna 1947 ja niiden pyörimisnopeus oli 12 000 rpm. Vuonna 1957 tuuliturbiinit tulivat käyttöön moottorien rinnalle, kun nykypäivän ilmaturbiinin prototyyppi kehitettiin. Ilmaturbiinien pyörimisnopeudet olivat luokkaa 200 000 rpm. Ensimmäinen erittäin korkean nopeuden käsi-instrumentti kehitettiin vuonna 1960, ja sen nopeus oli 300 000 rpm. Nykyaikainen jäähdyttimellä varustettu ilmaturbiinikäsikappale, jonka pyörimisnopeus on 300 000–400 000 rpm, kehitettiin vuonna 1994. [1]

3.2.1 Käsikappale ja poranterä

Pyörivät leikkausinstrumentit eli poranterät pyörivät akselin ympäri, mikä saa ne leikkaamaan ja hiomaan hammasta. Poranterän pyörimisnopeus voi olla välillä 10–500 000 rpm, ja siksi poranterän materiaalin on oltava tarpeeksi luja, jotta se kestävä siihen kohdistuvat voimat vaurioitumatta. Terän on myös oltava kulutusta kestävä, sillä sen on kyettävä toimimaan erittäin korkeilla pyörimisnopeuksilla useiden käyttökertojen ajan. Käytettävä pyörimisnopeus riippuu tehtävästä toimenpiteestä sekä terätyypistä. Suurilla nopeuksilla

käytetään vesisuihkua jäähdyttimenä, mikä suojaa sekä terää että hammasta. Terät voivat olla esimerkiksi volframikarbiditeriä tai timanttiteriä, ja teriä löytyy eri karkeustasoisia. [1, 2, 19]

Poranterä on kiinnitettyä käsikappaleeseen, joka on kapea ja kevyt putkilomainen laite. Käsikappale johtaa terän pyörimiseen tarvittavan voiman ja sen avulla instrumenttia hallitaan suussa. Käsikappaleeseen on yleensä liitetty valo, joka auttaa hammaslääkärää porausprosessissa. Käsikappaleita on erilaisia, suoravartisia sekä kulmaisia. Kulmaisessa käsikappaleessa käsikappaleen pää on kulmassa sen varteen nähden, mikä helpottaa suussa työskentelyä parantamalla esteettömyyttä, näkyvyyttä ja stabiiliutta. [1]

Kulmainen käsikappale saa tehonsa kompressorin puristamasta ilmasta tai sähköisestä mikro- tai ilmamoottorista. Ilmaturbiinikäsikappaleiden pyörimisnopeudet voivat olla jopa luokkaa 500 000 rpm. Yleensä niitä käytetään kuitenkin nopeuksilla 20 000–50 000 rpm, riippuen terän halkaisijan koosta. Kompressorilla toimivan käsikappaleen nopeus on korkea ja vääntömomentti matala, ja sitä käytetään hampaan preparointiin sekä vanhojen restaurointien poistoon. Mikromootorilla toimiva kulmainen käsikappale saa voimansa sähköisestä mikromoottorista tai ilmamoottorista, ja sillä on matala nopeus ja korkea vääntömomentti. Näitä käsikappaleita käytetään viimeistely- ja kiillotustoimenpiteissä. Suoravartisessa käsikappaleessa terän pitkä akseli on samalla tasolla kuin käsikappaleen pitkä akseli ja se voi olla kiinnitettyä mikromoottoriin tai ilmamoottoriin. Suoravartista käsikappaletta käytetään suun kirurgisissa toimenpiteissä sekä laboratoriotoimenpiteissä. Kuvassa 2 on esitetty erilaisia käsikappaleita sekä volframikarbiditeriä. [1]



Kuva 2. Erilaisia käsikappaleita ja volframikarbiditeriä [1].

Erittäin nopeasti pyörivällä ilmaturbiinikäsikappaleella nopeus voi olla jopa 400 000 kierrosta minuutissa, mutta sen vääntömomentti on heikko. Matalanopeuksisia käsikappaleita (30–100 000 rpm) voidaan käyttää tilanteissa, kun vaaditaan korkeampaa vääntömomenttia. Keskinopeat, järeämmät sähköiset käsikappaleet omaavat ilmaturbiinia suuremman vääntömomentin. [19]

Poranterän osat ovat varsi, kaula ja pää. Varsi on osa, joka kiinnitetään käsikappaleeseen ja se ottaa vastaan pyörimisliikkeen käsikappaleesta sekä kontrolloi instrumentin kohdistamista ja konsentrisuutta. Kaula yhdistää terän varren ja pään ja sen tärkein tehtävä on välittää voima terän päähän, joka on instrumentin työosa. Tehokkuuden ja näkyvyyden varmistamiseksi kaulan dimensioiden tulisi olla mahdollisimman pienet, kuitenkin lujuutta kompromisoimatta. Riippuen terätyypistä instrumentti voi olla joko lapainen tai abrasiivinen, ja päitä on erikokoisia ja muotoisia. [1]

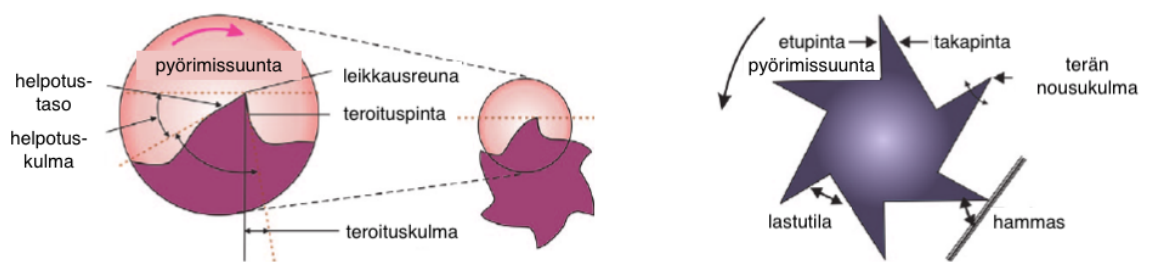
3.2.2 Lastuavat ja hiovat poranterät

Hammaslääketieteen poranterät poistavat materiaalia joko lastuamalla tai hiomalla. Terä voi olla valmistettu esimerkiksi ruostumattomasta teräksestä tai volframikarbidista. Ruostumattomasta teräksestä valmistetut poranterät ovat ensimmäiset kehitetyt hammaslääketieteen poranterät ja ne on tarkoitettu käytettäväksi matalilla nopeuksilla. Tällaisissa terissä on yleensä kahdeksan lapaa. Ruostumattomasta teräksestä valmistetut terät ovat kuitenkin hauraita ja siksi lyhytikäisiä. Teriä käytetään pehmeän karioituneen hammasluun leikkaamisessa sekä viimeistelytoimenpiteissä. Volframikarbiditerät ovat suunniteltu kestämaan suuria rasiuksia pidemmällä kestoajalla. Terät toimivat parhaiten yli 300 000 rpm nopeuksilla, sillä karbiditerien leikkausteho paranee nopeuden kasvaessa. Volframikarbiditerissä on yleensä kuusi lapaa. Terät leikkaavat hammasluuta erittäin tehokkaasti, mutta voivat aiheuttaa mikrohalkeamia kiilteeseen. [1]

Hiovat poranterät poistavat materiaalia abraasion avulla. Materiaalia poistettaessa sidosten katkeaminen sekä molekyylien uudelleenjärjestäytyminen muuttavat porattavan rakenteen pintaa. Poranterän abrasiivisten partikkelien koko määrittää porauksesta pintaan syntyvän jäljen. Poratun kohdan vaikutukset ulottuvat varsinaista työstettyä aluetta pidemmälle. Pintaa tasoitettaessa jännitys jakautuu epätasaisesti, mikä johtune siitä, että tasoitettavan pinnan ominaisuudet eivät ole samanlaisia joka suunnassa. Jännityksen epätasainen jakautuminen vaikuttaa pinnan taipumukseen kulua, murtua ja korrodoitua. Hampaan tai muun osan viimeistely nopeasti pyörivällä poranterällä aiheuttaakin vikoja aivan pintakerroksessa, sillä pinta vastustaa abraasiota, kulumista ja korroosiota heikommin. [19]

Terän materiaalin sekä leikkaavien partikkelien tai lapojen valintaan vaikuttavat tavoiteltu pinnanlaatu sekä leikkausnopeus. Suuret partikkelit poistavat materiaalia nopeammin kuin pienet, mutta voivat samalla aiheuttaa reunojen lohkeilua, karkeamman pinnanlaadun sekä huonommat mekaaniset ominaisuudet. Pienet partikkelit taas tukkivat terän helpommin, mutta toisaalta tuottavat paremman pinnanlaadun. Paine ja korkea nopeus vaikuttavat myös tukkeutumiseen ja lämmön nousuun. [27]

Lastuva poranterä koostuu tasaisesti jaetuista lavoista, joiden välissä on lastutilat eli syvennetyt alueet. Tyypillisesti terässä on 6, 8 tai 10 lapa. Kuvassa 3 on esitetty poranterän geometriaa. [1]



Kuva 3. Poranterän geometriaa [1].

Terän leikkaustehoon eli kudoksen poistonopeuteen vaikuttaa usea eri tekijä. Porausprosessissa on tavoiteltavaa leikata suuri määrä kudosta pienessä ajassa ja terän geometria vaikuttaa tähän usealla eri tavalla. Helpotuskulma vähentää kitkaa leikkausreunan ja työstettävän kappaleen välillä ja estää terää kaivautumasta syvemmälle kuin on tarkoitus. Suurempi teroituskulma pienentää terän nousukulmaa. Positiivinen teroituskulma parantaa terän leikkaustehoa, mutta pienempi nousukulma heikentää materiaalin poistumista, mikä voi johtaa lastutilojen tukkeutumiseen. Toimenpiteestä riippuen käytettäväksi valitaan pääty- tai sivuleikkausterä tai näiden yhdistelmä. Esimerkiksi ensimmäinen viilto kiilteeseen kannattaa tehdä päätyleikkausterällä ja preparaation ulkoreunat sivuleikkausterällä. [1]

Mitä suurempi leikkausinstrumentin nopeus on, sitä nopeampia ovat abraasio ja leikkaus. Nopeus ei saa kuitenkaan ylittää määrättyjä rajoja, koska ultranopeilla nopeuksilla keskipakovoimat alkavat vaikuttaa. Operaattorin työkalun päähän kohdistaman voiman tulisi suuren nopeuden instrumentteja käytettäessä olla pienempi kuin matalien nopeuksien instrumenteilla, sillä leikkausteho pienenee kuormaa lisättäessä. Tällöin myös työstettävällä pinnalla esiintyy lämmön nousua, mikä johtaa käsikappaleen kulumiseen. Po-

ranterän lämpökäsittely suojaa terän leikkausreunoja ja pidentää sen hyllyikää. Poranterässä on yleensä 6–8 lapaa. Pienempi määrä huonontaa leikkaustehoa, mutta toisaalta nopeuttaa pirstaleitten poistumista suuremman lastuvälin vuoksi. [1]

3.2.3 Terien luokittelu

Terät voidaan luokitella monella eri tapaa. Luokittelutapoja on esimerkiksi käsikappalekiinnityksen mukaan, materiaalien mukaan, liikkeen mukaan (pyöriessään myötäpäivään leikkaava tai pyöriessään vastapäivään leikkaava), terän pään pituuden mukaan, käyttötarkoituksen mukaan tai muodon mukaan (pyöreä, käänteiskartio, päärynänmuotoinen, rengas, suippo ja suora halkaisuterä, päänskatkaisuterä). Terän koolla tarkoitetaan terän pään halkaisijaa. Terille on käytössä numerointijärjestelmä, jossa eri numerot merkitsevät terän kokoa ja muotoa. Kuvassa 4 on esitetty erilaisia poranteriä. [1]



Kuva 4. Terätyyppejä [1].

Pyörimisinstrumentit voidaan jaotella myös niiden pyörimisnopeuden perusteella. Eri lähteissä käytetään hieman eri rajoja eri nopeuksille. Joissain lähteissä matalaksi nopeudeksi luokitellaan pyörimisnopeudet, jotka ovat alle 12 000 rpm, kun taas joissain kaikki nopeudet 100 000 rpm saakka. Keskisuuren nopeuden teriksi luokitellaan tyypillisesti välillä 20 000–200 000 rpm olevat instrumentit. Suuren nopeuden terät pyörivät yli 200 000 rpm nopeudella ja erittäin suuren nopeuden terät yli 400 000 rpm nopeudella. [1, 19]

Matalan nopeuden terien tyypillisin materiaali on teräs ja terää voidaan käyttää joko huuhtelun kanssa tai ilman. Teriä käytetään kiillotukseen, viimeistelyyn, reikien poraamiseen, implanttien asennukseen ja kariesin poistamiseen. Teriä käytettäessä tuntuma on hyvä, mutta niiden leikkausteho on huonompi kuin esimerkiksi volframikarbiditerien. Ne myös lisäävät potilaan epämukavuutta ja prosessi on pitkäkestoinen. Tästä huolimatta teräksestä valmistettuja teriä käytetään kuitenkin paljon, mikä johtunee erityisesti niiden alhaisesta hinnasta sekä hyvästä saatavuudesta. Keskisuuren nopeuden terä on

tyypillisimmin timanttiterä, ja sitä käytetään huuhtelun kanssa. Teriä käytetään hampaiden preparointiin sekä ylä- ja alahampaiden kosketuspintojen hiomiseen. Terillä operoitaessa tuntuma on melko hyvä, mutta niiden lämmöntuotto on korkeampi eivätkä ne sovellu laajempien preparointien tekemiseen. [1]

Suuren nopeudet terät ovat yleisimmin volframikarbidista valmistettuja ja niitä käytetään huuhtelun kanssa. Teriä käytetään hampaiden preparointiin, vanhojen restaurointimateriaalien poistoon sekä hammaskruunun preparointiin proteesin asennusta varten. Nopeasti pyörivillä terillä prosessiajat ovat lyhyempiä, mikä rasittaa vähemmän sekä potilasta että operaattoria. Koska prosessiaika on lyhyempi, ovat terät myös pitkäkestoisempia, sillä ne kestävät useampia käyttökertoja. Terillä voidaan tehdä laajojakin operaatioita tai useita operaatiota lyhyen ajan sisällä. Haittoja ovat kuitenkin ylileikkaamisen mahdollisuus, huonompi tuntuma sekä huonompi näkyvyys huuhtelun käytön vuoksi. [1]

Nopeasti pyörivien käsikappaleiden yleistyttyä myös poranteriin on jouduttu tekemään muutoksia. Suuremman halkaisijan karbiditerät on voitu korvata pienemmän halkaisijan terillä, sillä karbiditerien leikkausteho paranee pyörimisnopeuden kasvaessa. Haluttu lopputulos voidaan siten saavuttaa nopeasti käyttämällä pienempääkin terää. Pienemällä terällä myös leikkaustarkkuus ja prosessinhallinta ovat parempia. Nopeasti pyörivien terien kehittymisen myötä myös muita modifikaatioita on tehty. Esimerkiksi terän poikkileikkausten määrää on vähennetty, sillä korkeilla nopeuksilla ne tuottavat karkean pinnan. Terien päitä on myös pidennetty, jolloin leikattavaan kohteeseen kohdistuva paine on pienempi, mutta leikkausteho säilyy silti. Lisäksi terien terävät kärjet on pyöristetty. Tällöin leikattavaan pintaan jäävät kulmat ovat pyöristettyjä ja korjattavaan rakenteeseen jää pienempi jännitys. [1]

4. VOLFRAMKARBIDIKOBOLTTI PORANTERISSÄ

Tässä luvussa perehdytään volframikarbidikoboltin käyttöön hammaslääketieteen poranterissä. Ensin tutustutaan yleisellä tasolla volframikarbidin materiaalina sekä sen ominaisuuksiin. Tämän jälkeen käydään läpi erilaisia tapoja, joilla volframikarbidia voidaan käyttää terissä. Seuraavaksi tarkastellaan volframikarbidin soveltuvuutta hammaslääketieteen poranteriin sekä sen mekaanisen keston että ihmiselimistöön soveltuvuuden puolesta. Luvun lopussa tehdään vielä katsaus volframikarbidikoboltin käytön tulevaisuudennäkymiin.

4.1 Volframikarbidikoboltti materiaalina

Puhdas metallimuotoinen volframi (W) onnistuttiin erottamaan ensimmäisen kerran 1780-luvun alussa. Alkuaineen olemassaolo oli kuitenkin huomattu jo 1500-luvulla tinan sulatuksen yhteydessä. Volframikarbidin (WC) synteesi onnistui ensimmäisen kerran 1890-luvulla ja 1920-luvun alussa volframikarbidia yhdistettiin taipuisaan matriisiin muodostaen sementoituja karbideja eli volframikarbidikobolttia (WC-Co). [28]

WC-Co on siis komposiittimateriaali, ja se koostuu keraamifaasista (WC) ja metallisesta sidosaineesta, joka on tyypillisimmin koboltti (Co). Näin materiaalien hyviä ominaisuuksia, kuten korkeaa kovuutta, murtumisestkeyttä, kulumiskestävyyttä ja lujuutta, saadaan yhdistettyä parhaaksi mahdolliseksi lopputulokseksi. [29]

Sementoidut karbidit ovat olennainen osa monia valmistustekniikan aloja sekä rakennusalaan niiden korkean kovuuden, kulumisenkeston sekä muita materiaaleja paremman murtumisestkeytensä ansiosta. Sementoituja karbideja käytetäänkin siksi paljon suurta kulumisenkestoa vaativissa sovelluskohteissa. Näitä ovat esimerkiksi kallion- ja maanpöraaminen kaivostoiminnassa ja öljyntuotannossa. Materiaalia käytetään myös laajasti muidenkin työkalujen valmistuksessa, joita käytetään esimerkiksi metalli-, kaivos- ja rakennusteollisuudessa. [28, 29]

WC:n raekoko vaihtelee välillä 0.2 μm – 10 μm [28]. Pienen raekoon volframikarbidia (hienot, erittäin hienot ja lähes nanotason karbidiluokat (0.2–0.8 μm)) käytetään yleensä kulumisosien ja leikkaustyökalujen valmistuksessa. Suurimman osan teollisen luokan WC-Co-karbideista raekoko keskimäärin 2–5 μm , ja niitä käytetään kaivostoiminnassa ja rakennusteollisuudessa. [29]

WC-Co ei ole muuttunut huomattavasti keksimisensä jälkeen, mutta joitain kehityksiä on kuitenkin tehty esimerkiksi volframikarbidin kobolttipitoisuuteen ja raekokoon. Lisäksi parannuksia on tehty muun muassa WC:n raekoon kasvun estäjien nestefaasisintrauksen aikaisen käyttöön. Kobolttipitoisuutta ja WC:n keskimääräistä raekokoa muuttamalla voidaan laajalti vaikuttaa materiaalin kovuuteen, kulumisen keston, lujuuteen ja sitkeyteen. Kovuutta ja kulumisenkestoa voidaan kuitenkin parantaa vain murtumissitkeyden kustannuksella. Kobolttipitoisuus suurimmassa osassa kaupallista volframikarbidia vaihtelee välillä 6–16 %. Kobolttipitoisuus voi kuitenkin sovelluskohteesta riippuen olla myös niinkin alhainen kuin 3 % tai jopa 25 %. [28]

Volframikarbidilla on korkea kimmomoduuli, suuri kovuus ja korkea lämmönjohtavuus. Volframikarbidin kovuus on paljon suurempi verrattuna useisiin yleisiin keraamisiin materiaaleihin, kuten piikarbidin (SiC) tai alumiinioksidiin (Al_2O_3). Volframikarbidikoboltin kimmomoduuli ja kovuus ovat matalampia kuin puhtaan volframikarbidin, mikä johtuu koboltin vaikutuksesta komposiitin mikrorakenteeseen. WC-Co:n kovuus ja kimmomoduuli ovat kuitenkin paljon korkeampia kuin monien muiden yleisesti käytettyjen materiaalien, ja tässä yhdistelmässä koboltti parantaa murtumissitkeyttä huomattavasti. [28]

Volframikarbidikoboltin erinomainen kulumisenkesto johtuu sen suuresta kovuudesta ja lujuudesta. Sen kulumisenkesto onkin pääsyy sen käyttöön useimmissa eri käyttökoh-teissa. WC-Co:n kulumisenkestävyys riippuu kolmesta eri tekijästä, jotka ovat sen mekaaniset ominaisuudet, mikrorakenteen ominaisuudet sekä kulumisympäristö. Tärkein WC-Co:n kulumisenkeston määrittävä materiaaliominaisuus on sen kovuus ja sen kulumisenkesto on käänteisesti verrannollinen sen murtumissitkeyteen. [28]

Toinen tärkeä ero WC:n ja muiden keraamisten materiaalien välillä on, että WC on erittäin hyvä lämmönjohdin, kun taas suurin osa keraameista ovat lämmöneristeitä. WC:n lämmönjohtavuus on myös korkeampi kuin useiden metallien, mukaan lukien raudan, nikkelin ja koboltin. Mitä suurempi WC-Co:n sidosaineefaasin kobolttipitoisuus on, sitä matalampi materiaalin lämmönjohtavuus. Fotonien siroutuminen vaikuttaa aineen lämmönjohtavuuteen. Johtuen WC:n heksagonaalisesta kiderakenteesta ja pistevirheiden pienestä määrästä, fotonien sironta on matala ja lämpö johtuu paremmin. Erinomaiset lämmönjohtavuusominaisuudet ovat tärkeitä volframikarbidin tyypillisistä keraamisista materiaaleista erottavia tekijöitä, ja ominaisuudet mahdollistavat käytön sovelluskoh-teissa, jotka vaativat hyvän lämpövirtauksen yhdistettynä korkeaan kovuuteen ja kimmo-moduuliin. [28]

Volframikarbidikobolttiterien valmistukseen kuuluu monta eri vaihetta. Ensin valmistetaan volframikarbidi (WC), jonka jälkeen metallimatriisikomposiitti WC-Co muodostetaan

yhdistämällä volframikarbida ja kobolttia. Tämän jälkeen tuotteelle tehdään vielä muodonanto, lämpökäsittely sekä erilaisia viimeistelyvaiheita halutusta lopputuloksesta riippuen. [30]

Volframikarbidi (WC) valmistetaan tyypillisesti kuumentamalla jauhemaisessa muodossa olevien volframin (W) ja hiilen (C) seos noin 1800 °C lämpötilaan, jolloin muodostuu karbideja. Tämän jälkeen volframikarbidi sekoitetaan pulverimaiseen kobolttiin ja seos jauhetaan halutun raekoon saavuttamiseksi. Jauhatusessa käytetyn alkoholin poistamiseksi pulveri kuivatetaan, minkä jälkeen se vielä rakeistetaan jauheen juoksevuuden parantamiseksi. Rakeista seulotaan käytettävät granuliitit, jotta työstettävä materiaali olisi mahdollisimman tasalaatuista. [30]

Jauhemetallurgiassa kappaleen muodonanto tehdään puristamalla. Puristusmenetelmiä on useita erilaisia. Koska poranterä on pieni sarjatuotettava kappale, jonka pinnanlaatu ja ulkomitat ovat tärkeitä, muodonanto voitaisiin tehdä esimerkiksi isostaattisella puristuksella. Isostaattisessa puristuksessa ympäröivä paine puristaa jauheen halutun muotoiseksi ahioksi, joka esintrauksen jälkeen voidaan koneistaa lopulliseksi tuotteeksi. [30]

Puristuksen jälkeen tehdään sintraus eli lämpökäsittely rakenteen kovettamiseksi. Poranterät tulee todennäköisesti viimeistellä koneistamalla niiden tarkan geometrian vuoksi. Volframikarbidikoboltin korkean kovuuden vuoksi kappaletta ei voida koneistaa lopullisen sintrauksen jälkeen, joten niille tehdään esintraus tavanomaista sintrausta matalammassa lämpötilassa (n. 600–800 °C). Esintrauksen jälkeen kappale on vielä hieman pehmeä ja se voidaan koneistaa. Tämän jälkeen kappale sintrataan lopulliseen muotoonsa. Lopuksi voidaan tehdä vielä jälkityöstöjä, kuten hionta ja kiillotus, joiden avulla saavutetaan haluttu pinnanlaatu ja mittatarkkuus. [30]

Hiilipitoisuuden hallitseminen sementoidun WC:n sintrauksessa on tärkeää, sillä hiilipitoisuudella on suuri vaikutus materiaalin mekaanisiin ominaisuuksiin. Sekä liian suuri että liian pieni hiilipitoisuus voivat vaikuttaa haitallisesti materiaalin ominaisuuksiin. Jos materiaalin hiilipitoisuus on liian matala, muodostuu eta-faasi (η). Eta-faasi on hauras ja haitallinen mekaanisille ominaisuuksille, ja siksi sitä vältetään WC-Co:n lopullisessa mikrorakenteessa. Jos hiilipitoisuus on taas liian korkea, yhdistymätön hiili muodostaa vapaan grafiittifaasin mikrorakenteeseen. Yhdistymättömän grafiittifaasin partikkelit ovat ei-haluttuja mekaanisten ominaisuuksien näkökulmasta. [28]

Myös prosessiparametrit vaikuttavat lopullisen sintratun materiaalin hiilipitoisuuteen. Pulverin jauhatus ja sintraus ovat kriittisiä vaiheita sintrattujen osien hiilipitoisuuden määri-

tyksessä. Pulverin jauhatuksen aikana hiilipitoisuus riippuu pääosin raaoista WC-materiaaleista. Hiilipitoisuutta voidaan säätää lisäämällä esimerkiksi grafiittia vähentämään tai kasvattamaan sintrattujen osien hiilitasapainoa. Myös esimerkiksi uunin täyttötilavuus sekä tyhjiövuodot voivat vaikuttaa sintrattujen osien hiilipitoisuuteen. [28]

Perinteinen WC-Co:n sintrausprosessi on pitkäkestoinen terminen prosessi, mikä voi johtaa ei-haluttuun WC-rakeen kasvuun. Viime vuosina on kehitetty uusia sintrausmenetelmiä rakeen kasvun hallitsemiseksi sekä prosessin keston lyhentämiseksi. Yksi näistä on mikroaaltosintraus, joka on nopea prosessi, minkä ansiosta rakeenkasvu on hallittua ja saavutettava mikrorakenne on hieno. Joidenkin tutkimusten perusteella mikroaaltosintrauksella valmistetuilla WC-Co-tuotteilla on myös parempi abraasion, eroosion ja korroosion kesto ilman merkittävää heikentymistä kovuudessa tai murtumisriskitydessä. Parannusten uskotaan johtuvan menetelmällä saavutettavasta hienommasta mikrorakenteesta, tasaisesta kobolttifaasijakaumasta sekä puhtaasta kobolttifaasista. [28]

4.2 Käyttö terissä

Yleisimpiä hammaslääketieteen poranterän materiaaleja ovat teräs, volframikarbidikoboltti sekä timantti. Materiaaleja voidaan myös yhdistellä esimerkiksi sintraamalla volframikarbidilavat teräsvarteen tai pinnoittamalla volframikarbidikobolttiterä timantilla. Terä voi myös olla kokonaan volframikarbidista valmistettu. Eri materiaaleista ja niiden yhdistelmistä valmistetuilla terillä on erilaiset ominaisuudet ja siksi niitä käytetäänkin eri tavoin. [2]

Teräs on poranterissä käytettäessä nopeasti kuluva ja huonosti korroosiota kestävä materiaali. Matalilla pyörimisnopeuksilla sen kulumisnopeus kuitenkin pienenee huomattavasti. Pääasiallinen poranterien korroosion aiheuttaja on terien sterilointiprosessi, mutta suun korroosiota aiheuttava ympäristö vaikuttaa myös. Ruostumattomalla teräksellä on huonompi leikkausreuna kuin hiiliteräksellä, mutta sen korroosionkesto on parempi. Ruostumaton teräs on edullinen materiaali, joten se soveltuu hyvin kertakäyttöisiin teriin. [2]

Volframikarbidin korkea kovuus (2200–3600 H_v [28]) tekee siitä sen sijaan erittäin hyvin kulumista kestävän, mutta se on hauras materiaali verrattuna ruostumattomaan teräkseen. Tämän takia vain terän lavat tulisi olla valmistettu volframikarbidista, minkä jälkeen karbiditerät voidaan sintrata teräsvarteen. Volframikarbidi soveltuu käytettäväksi myös matalan nopeuden terissä silloin, kun terät ovat monikäyttöisiä. Volframikarbidista valmistetut terät ovat paljon ruostumattomasta teräksestä valmistettuja kalliimpia, mutta hintaero kompensoituu niiden pitkällä käyttöiällä. [2]

Volframikarbiditerissä on kobolttia noin 6 prosenttia sidosaineena, mikä lisää terän sitkeyttä. Materiaalin bulkkiominaisuuksia kontrolloivat koboltti/volframikarbidisuhde sekä volframikarbidin partikkelikoko. Yleisesti ottaen karkearakeinen volframikarbidi yhdistettynä korkeaan kobolttipitoisuuteen tuottaa paremman iskunkestävyyden- ja lujuuden. Toisaalta hienorakeinen volframikarbidi ja tästä johtuva materiaalin suurempi pinta-ala yhdistettynä matalampaan kobolttipitoisuuteen johtaa kovempaan ja paremmin kulumista kestäväään rakenteeseen. [2]

Poranterän päällystäminen timantilla parantaa terän kestoa ja pidentää sen käyttöikä. Timantilla päällystettyä terää voidaan käyttää monta kertaa ja se kestää hyvin toistuvat sterilointiprosessit. Timantti on materiaalina kova ja kemiallisesti inertti ja sillä on korkea lämmönjohtavuus sekä kulumisenkesto. [2]

Toisessa luvussa esiteltiin intra- ja ekstrakoronaaliset operaatiot. Koska hampaan rakenne ja porattavan aineksen kovuus ovat erilaisia kruunun sisällä ja päällä, käytetään näissä operaatioissa erilaisia teriä. Intrakoronaalisissa operaatioissa käytetään tyypillisimmin volframikarbiditeriä ja ekstrakoronaalisissa operaatioissa timanttiteriä. Tämä liittyy osittain siihen, että hammaskiille on erittäin kovaa, joten se vaatii kovemman terän. Kiilteen sisäpuolella oleva hammasluu ja hampaan ydin eivät ole yhtä kovia ja siksi volframikarbiditerä riittää hyvin sen poraamiseen. [19]

Viimeistelyyn käytettäviä volframikarbiditeriä eli WC-teriä on erilaisia ja terässä olevien urien määrä vaihtelee. Viimeistelyteriä käytetään preparointien viimeistelyn lisäksi myös muun muassa hiomiseen ja kiillottamiseen. Timanttiterissä, joissa timantteja on käytetty seospartikkeleina, timanttipartikkelit ovat upotettuina metalliseen runko-osaan. Sintrattujen terien timanttien partikkelikoko on pienempi, ja ne leikkaavat hitaammin kuin pinnoitetut terät, mutta toisaalta niillä saavutettava pinnanlaatu on parempi. Viimeistelyterien timantit ovat karkeudeltaan keskitasoisia tai hienoja (8–40 µm). Volframikarbiditerät ovat halvempia, mutta eivät yhtä pitkäkestoisia kuin timanttiterät. Kertakäyttöiset timanttiterät ovat halvempia kuin perinteiset monikäyttöiset instrumentit ja ne ovat hinnaltaan kilpailukykyisiä volframikarbiditerien kanssa. [19]

Poranterän leikkausteho huononee käytössä, koska terän pinta kuluu. Karkeiden ja keskikarkeiden sekä kerta- ja monikäyttöisten timanttiterien välisissä leikkaustehoissa ei ole eroja. Uuden WC-terän leikkausteho on timanttiterää parempi, mutta toisaalta se heikenee nopeasti käytön edetessä. Operaation lopputuloksessa ja korjausten ominaisuuksissa ei ole kuitenkaan paljon eroa WC- ja timanttiterän välillä. Timanttityökaluja käyte-

tään myös epäsuoralla menetelmällä hoidettavien kariesvaurioiden keraamisten täytteiden muotoiluun. Sekä timantti- että karbiditeriä voidaan käyttää keraamisten täytteiden viimeistelyyn. [19]

Kiillotus ja tasoittaminen tulisi aina tehdä aloittaen karkeimmasta terästä. Viimeistelylevyillä voidaan tehdä yksityiskohtaisempaa jälkeä kuin WC- ja timanttiterillä. Prosessi on levyillä myös yleensä turvallisempi. Useimpien levyjen abrasiivit ovat alumiinia, mutta myös piikarbid- sekä timanttiabrasiiveja käytetään. WC- ja timanttiterät ovat kuitenkin yhtä laajalti käytössä viimeistelyissä. Myös kumisia kiillotusvälineitä käytetään paljon, kun taas kiillotustahnojen käyttö on vähentynyt. Kumisiin kiillotusvälineisiin on upotettu timanttipartikkeleita ja niitä operoidaan matalilla nopeuksilla. Näitäkin käytettäessä on huomioitava mahdollinen lämmön nousu, erityisesti jos niitä käytetään ilman huuhtelua. [19]

Volframikarbiditerien ominaisuuksia voidaan parantaa pinnoitteilla. Pinnoitusmenetelmällä voidaan vaikuttaa moneen eri tekijään, kuten pinnoitteen pysymiseen, tarkkuuteen, kestävyys sekä hintaan. Kalliimpi, mutta kestävämpi pinnoite voi olla lopulta taloudellisempi vaihtoehto, koska teriä ei jouduta vaihtamaan niin usein pinnoitteen kulumisen vuoksi.

Pinnoitusmenetelmänä käytetään yleisimmin kemiallista kaasufaasipinnoitusta (CVD), jossa timantteja kasvatetaan ohutkalvona materiaalin päälle. Erilaisia CVD-menetelmiä on useita. Menetelmän peruseräteenä on ohutkalvon muodostaminen pinnalle korotetussa lämpötilassa kaasusta kemiallisen reaktion kautta. Timantit syntyvät, kun hiili, jossa on mukana lähtöaineita, hajoaa termisesti matalassa paineessa. Menetelmällä valmistettavilla synteettisillä timanteilla on paljon samoja hyviä ominaisuuksia kuin luonnollisillakin timanteilla. [2]

CVD-pinnoittamisen etuja ovat tasainen pinnoite monimutkaisillakin pinnoilla sekä pinnoitteen tehokas kiinnittyminen. Terän varsi voi olla valmistettu samasta materiaalista kuin terän pää tai pää voi olla erikseen kiinnitetty varteen juottamalla. Varren materiaali voi olla metallia, esimerkiksi terästä tai karbidia. [27]

4.3 Soveltuvuus poranterän materiaaliksi

Tässä alaluvussa analysoidaan tarkemmin volframikarbidikoboltin soveltuvuutta hammaslääketieteen poranterän materiaaliksi. Ensin käydään läpi materiaalin mekaanista kestoja ja perustellaan, miksi sitä käytetään poranterissä. Tämän jälkeen tutustutaan ma-

teriaalinen olosuhteiden kesto, sillä materiaailta vaaditaan myös korroosionkestoa porausympäristön sekä terien steriloinnin vuoksi. Viimeiseksi tarkastellaan volframikarbidikoboltin soveltumista ihmiselimistössä käytettäväksi.

4.3.1 Mekaaninen kestävyys

Taulukossa 1 [28] on vertailtu poranterissä käytettävien materiaalien mekaanisia ominaisuuksia volframikarbidin, volframikarbidikoboltin, timantin sekä teräksen osalta. Kimmokerroin kuvaa materiaalin jäykkyyttä, ja koska terä ei saa taipua porauksen aikana tai muutenkaan muuttaa muotoaan, on korkea kimmokerroin tärkeä ominaisuus poranterälle. Poranterän materiaalin tulee olla myös tarpeeksi kovaa. Terän materiaalin korkea lämmönjohtavuus vähentää lämmön nousua kudoksissa.

Taulukko 1. *Hammaslääketieteen poranterissä käytettävien materiaalien mekaanisia ominaisuuksia [28].*

| Materiaali | Kimmokerroin (GPa) | Kovuus (H_v) | Puristuslujuus (MPa) | Lämmönjohtavuus ($W\ m^{-1}\ ^\circ C^{-1}$) |
|------------|--------------------|------------------|----------------------|------------------------------------------------|
| WC | 625–700 | 2200–3600 | 3350–6830 | 55–80 |
| WC-Co | 400–650 | 700–2200 | 3000–9000 | 70–120 |
| Timantti | 1220 | 10 000 | 9000 | 2000 |
| Teräs | 150–200 | 240–300 | 250–1769 | 15–65 |

Taulukossa on vertailun vuoksi myös volframikarbidi, jota ei kuitenkaan sellaisenaan yleensä käytetä hammaslääketieteen poranterissä. Kun volframikarbidiin lisätään kobolttia, sen sitkeys paranee ja sitä kautta hauras pienenee, jolloin se soveltuu paremmin poranterässä käytettäväksi. Arvoista huomataan kuitenkin, että koboltin lisäys pienentää kimmokerrointa jonkin verran, mutta ei kuitenkaan merkittävästi.

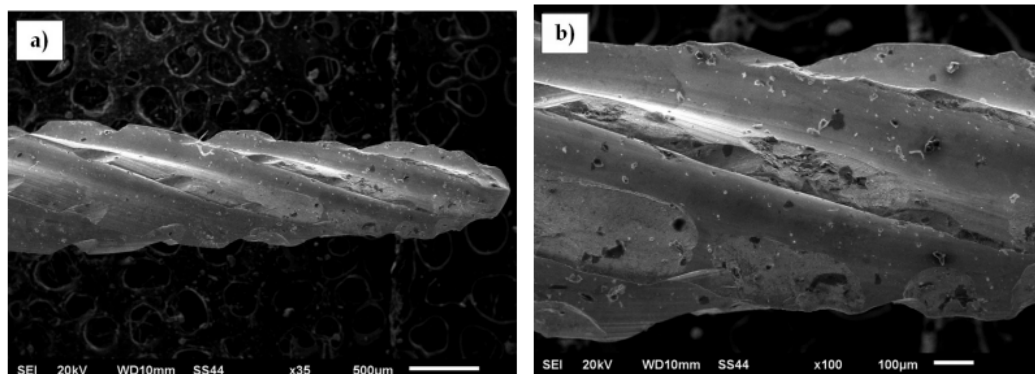
Koboltin lisäyksen myötä myös materiaalin lämmönjohtavuus paranee. Timantin lämmönjohtavuus ja kovuus ovat todella korkeita ja siksi se sopiikin hyvin terän pinnoitteena käytettäväksi. Teräksen ominaisuudet ovat heikompia ja siksi volframikarbidikoboltiterien suorituskyky onkin paljon parempi. Teräksestä valmistettuja teriä käytetään silti muun muassa niiden edullisen hinnan vuoksi.

Lisiecka [31] selvitti tutkimuksessaan hammasoperaatioissa kolmen kuukauden ajan käytetyn volframikarbiditerän kulumista. Tutkimuksessa analysoitiin terän pintaa sekä eroja kuluneen ja käyttämättömän pinnan kemiallisissa koostumuksissa. Tutkimukseen

käytetyn poranterän pää oli volframikarbidikobolttia ja terän varsi oli ruostumatonta terästä. Tutkimuksessa havaittiin terän lapojen reunojen kulumista sekä pinnan murene-
mista. Pyyhkäisyelektronimikroskoopilla (SEM) tarkasteltaessa terän pinnan havaittiin
kuluneen abraasion vaikutuksesta ja pinnalla oli erisuuruisia säröjä. Lisäksi terän päähän
oli kertynyt hammaskiillepölyä. Pinnan kemiallisen koostumuksen tutkimuksen perus-
teella selvisi, että kuluneessa terässä oli ylimääräisiä partikkeleita, jotka olivat peräisin
poratuista kudoksista sekä terien desinfioinnista. Alla olevissa kuvissa (kuvat 5 ja 6) on
esitetty poranterä käytön jälkeen kameralla sekä pyyhkäisyelektronimikroskoopilla ku-
vattuna. [31]



Kuva 5. Kulunut volframikarbidikobolttiterä [31].



Kuva 6. Kulunut volframikarbidikobolttiterä pyyhkäisyelektronimikroskoopilla kuvattuna [31].

Di Cristofaro et al. [32] selvittivät tutkimuksessaan volframikarbiditerien kulumista ja leikkaustehoa sekä käyttöiän ja kulumisen yhteyttä. Tutkimuksessa käytettiin 70 erilaista terää seitsemältä eri valmistajalta, ja niillä tehtiin leikkaustestejä koneistettavaan lasikeraamiin. Aitojen hampaiden ominaisuudet voivat erota suuresti toisistaan, joten leikkaustesteissä käytetään oikean hampaan tilalla koneistettavaa lasikeraamia, jonka ominaisuudet vastaavat hyvin hammaskiilteen ominaisuuksia. Tutkimuksessa todettiin, että terien käyttöikä jäi lyhyemmäksi, kun pinnan kulumista oli paljon. Terien leikkaustehoon

vaikuttaa usea tekijä, kuten muotoilu, prosessiparametrit sekä terän ominaisuudet. Tutkimuksessa kaikkien terien leikkausteho oli paras ensimmäisellä leikkauksella ja se huononi viimeistä leikkausta kohti. Parhaimmillaan leikkausteho oli ensimmäisten 3 minuutin aikana. [32]

Volframikarbiditerien terävä leikkausreuna kuuluu jokaisella leikkauksella, mikä selittää tutkimuksen tulosta. Tutkimuksessa todettiin myös, että terävämmät lavat johtavat parempaan leikkaustehoon ja pidempään käyttöikään. Tästä voidaan päätellä, että hyvä kulumisen kesto on tärkeää pitkän käyttöiän saavuttamiseksi. [32]

4.3.2 Olosuhteiden kesto

Porausympäristön aiheuttamat olosuhteet, joita poranterän tulee kestää, ovat lähinnä korroosio-olosuhteet. Suun pH voi olla joko emäksisen tai happaman puolella, joten poranterän materiaalin tulee kestää molempia näistä [20]. Suun ei kuitenkaan ole todettu olevan merkittävä poranterien korroosiota aiheuttava tekijä, vaan pääasiallinen korroosion aiheuttaja on terien desinfiointiprosessi [2].

Terien sterilointi on tärkeää, mutta toistuvat steriloinnit heikentävät terän leikkaustehoa, sillä ne kuluttavat terää. Hauptman et al. [33] arvioivat tutkimuksessaan terien steriiliyttä niiden saapuessa valmistajalta. Tutkittavat terät olivat timantti- ja karbiditeriä. Tyypillisesti terät kestävät 9–10 sterilointia. Jos terät saapuisivat steriilinä valmistajalta, voitaisiin ensimmäinen sterilointi jättää tekemättä ja näin ollen terän käyttöikä pidentää. Tutkimuksen tavoitteena oli etsiä ja tunnistaa bakteereja teristä, joista osa olivat autoklaavilla steriloituja ja osa sterilioimattomia. Tutkijat eivät löytäneet yhdestäkään steriloidusta terästä bakteereja, kun taas osasta sterilioimattomista teristä löytyi *Bacillus*-suvun bakteereja, jotka olisivat verenkiertoon päätyessään haitallisia. Terien valmistajien mukaan niiden sterilointi ei ole yleinen käytäntö. Terien sterilointi voisi kuitenkin olla hyödyllistä terien leikkaustehon ja käyttöiän parantamiseksi, mutta se ei välttämättä ole valmistajille taloudellisesti kannattavaa. Kertakäyttöiset terät sen sijaan tulevat yleensä valmistajilta valmiiksi steriloituina. [33]

Fais et al. [34] selvittivät tutkimuksessaan mikroaaltosteriloinnin vaikutusta karbiditerien leikkaustehoon verrattuna perinteisiin sterilointimenetelmiin. Tulosten perusteella kuivalla lämmöllä sterilointi vaikutti vähinten terän ominaisuuksiin. Mikroaaltosteriloinnin todettiin rasittavan teriä samassa suhteessa kuin perinteiset sterilointimenetelmät. [34]

Gonzaga et al. [35] tutkivat steriloinnin vaikutusta timanttiterien leikkaustehoon. Leikkaustehon todettiin heikenneen usean autoklaavisteriloinnin jälkeen [35]. Koska terien

sterilointi vaikuttaa negatiivisesti sekä volframikarbidikoboltti- että timanttiterien leikkaustehtoon ja ominaisuuksiin, ei steriloinnin kestoa tarvitse huomioida määrittävänä tekijänä terän materiaalia valitessa.

4.3.3 Soveltuvuus ihmiselimistöön

Ihmiselimistö porausympäristönä asettaa poranterän materiaalille paljon vaatimuksia. Erityisen tärkeää on materiaalin inerttiys ja myrkyttömyys, minkä puolesta volframikarbidikoboltti sopii hyvin poranterän materiaaliksi. Koska teriä käytetään ihmiselimistössä, on niiden puhtaus tärkeää, jotteivat terät välittäisi taudinaiheuttajia tullessaan kosketuksiin veren ja kudosten kanssa. Tämän takia terät steriloidaan ennen ensimmäistä käyttökertaa sekä jokaisen käyttökerran jälkeen, mikä tekee niistä turvallisia käyttää. Terien on myös kestävä suun korroosiota aiheuttavaa ympäristöä.

Suuri haaste hampaita ja luuta poratessa on porauksesta johtuva kudosaivourioita aiheuttava lämmön nousu. Lämmön nousua voidaan pyrkiä välttämään käyttämällä huuhtelua porauksen aikana. Tärkeimmät lämmön nousuun vaikuttavat tekijät ovat terän materiaali, terän geometria, porauksessa käytetty voima sekä prosessiparametrit, joten näitä säätelemällä lämmön nousuun määrään voidaan vaikuttaa. Terän kulumisen lisää lämmön nousua ja siksi kulumista hyvin kestävästä materiaalin käytöllä voidaan vähentää myös lämmön nousua. Materiaalin lämmönjohtavuus vaikuttaa myös osaltaan lämmön nousuun. Volframikarbidikobolttin lämmönjohtavuus on korkea, joten siihen ei varastoidu merkittävästi lämpöä porauksen aikana, mikä auttaa lämmön nousun ehkäisemisessä. [16, 17, 19, 28]

4.4 Tulevaisuudennäkymät

Vaihtoehtoisia ja noninvasiivisia hammaslääketieteen hoitomenetelmiä käytetään koko ajan lisääntyvässä määrin. Perinteistä porausta pyritään pitkälti välttämään painottamalla hoidossa ennaltaehkäisyä. Poraus on kuitenkin usein välttämätöntä ja tämän vuoksi perinteinen poraaminenkaan ei varmastikaan tule lähitulevaisuudessa loppumaan. [21]

Vaihtoehtoisilla porausmenetelmillä pyritään vastaamaan joihinkin perinteisen porauksen ongelmiin, kuten kudosten lämmön nousuun, prosessin koettuun epämukavuuteen sekä terän kulumiseen. Erityisesti laserporausta on viime vuosina tutkittu ja kehitetty paljon, mutta se silti on kallis menetelmä verrattuna perinteiseen poraamiseen. Todennäköisesti vaihtoehtoisten hoitomuotojen yleistymisessä on myös maantieteellisiä eroja,

sillä laserporien saatavuus erityisesti niiden korkean hinnan vuoksi voi olla esteenä niiden käyttöönotolle useilla alueilla. Vaihtoehtoisissa hoitomenetelmissä on myös rajoitteita, minkä takia perinteinen poraus ei varmastikaan ole väistymässä vielä pitkään aikaan. Tulevaisuuden kehityskohteena voisi myös olla esimerkiksi tekoälyn hyödyntäminen porausprosessin aikana. [22]

Volframikarbidikoboltti soveltuu poranterän materiaaliksi erinomaisesti. Erityisesti sen ominaisuuksista sen kulumisen kesto, kovuus, sitkeys sekä korkea kimmokerroin ja korkea lämmönjohtavuus tekevät siitä poranterän materiaaliksi erittäin hyvin soveltuvan. Aiheesta tehdään myös edelleen paljon tutkimusta. Tutkimusta tehdään muun muassa terän ominaisuuksien ja keston optimoimiseksi sekä uusien pinnoitusprosessien kehittämiseksi. Näiden perusteella voidaan todeta, että volframikarbidikobolttia käytetään hammaslääketieteen poranterissä vielä tulevaisuudessakin.

5. YHTEENVETO

Tämän kandidaatintyön tarkoituksena oli selvittää, minkälaisia vaatimuksia porausprosessi ja porausolosuhteet kohdistavat poranterässä käytettävälle materiaalille sekä miksi juuri volframikarbidikobolttia käytetään hammaslääketieteen poranterissä. Työ on tehty kirjallisuusselvityksenä.

Ihmiselimistö on porausympäristönä haastava herkkyytensä vuoksi. Poranterän materiaailta vaaditaan myrkyttömyyttä, inerttiyttä sekä suurta kulumisenkestoa. Porausprosessin aikainen lämmön nousu voi aiheuttaa kudosisvaurioita ja siksi sitä pyritään estämään huuhtelun sekä soveltuvan terän käytöllä. Poranterän materiaalin tulee myös kestää toistuvat steriloinnit.

Hampaiden hoitoon liittyy monia erilaisia operaatioita, joissa vaaditaan poraamista. Näitä ovat muun muassa kariuksen vaurioittaman kudoksen poisto, kiillotus, hionta, leukaluun poraaminen sekä hampaan pilkkominen. Koska operaatioissa porataan erityyppisiä kudoksia ja tavoitellut lopputulokset ovat erilaisia, tarvitaan monenlaisia poranteriä.

Yleisimmät poranterän materiaalit ovat volframikarbidikoboltti, timantti ja teräs. Terässä voidaan käyttää myös jotain näiden yhdistelmää. Eri toimenpiteisiin tarvitaan eri muotoisia, eri menetelmällä materiaalia poistavia sekä eri nopeuksilla pyöriviä poranteriä. Tämän takia poranteriä valmistetaan useista eri materiaaleista, sillä yksi materiaali ei pysty täydellisesti vastaamaan kaikkiin hoidon tarpeisiin.

Volframikarbidikoboltti on keraamisesta volframikarbidista ja metallisesta koboltista muodostuva komposiittimateriaali, jolla on erinomaiset mekaaniset ominaisuudet porauksen näkökulmasta. Sillä on korkea kovuus, sitkeys, kulumiskestävyys ja lujuus, minkä ansiosta se kestävä erittäin hyvin porausprosessissa ja myrkyttömyytensä ansiosta se soveltuu myös erittäin hyvin ihmiselimistössä käytettäväksi. Timanttipinnoitteita käyttämällä volframikarbidikobolttiterien ominaisuuksia voidaan parantaa entisestään ja erityisesti niiden käyttöikä pystytään pidentämään.

Vaikka ennaltaehkäiseviä sekä vaihtoehtoisia hoitomenetelmiä pyritään käyttämään jatkuvasti enemmän, eivät ne kuitenkaan kykene täysin korvaamaan perinteistä porausta. Useinkaan ennaltaehkäisevä hoito ei riitä ehkäisemään kaikkia vaurioita, ja niiden hoito vaatii porausta. Laserporauksen rajoitteita ovat muun muassa laitteiston korkea hinta sekä se, että laserporausta ei voida käyttää kaikissa toimenpiteissä. Tämän takia perinteinen poraus ei ole väistymässä muiden hoitokeinojen tieltä. Volframikarbidikobolttin erinomaisen kulumisenkeston sekä myrkyttömyyden ja inerttiyden vuoksi se soveltuu

erinomaisesti poranterissä käytettäväksi ja siksi sen käytön voidaan nähdä jatkuvan vielä tulevaisuudessakin.

LÄHTEET

- [1] G. Nisha, G. Amit, Textbook of Operative Dentistry, 3rd ed, DL, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2015, Chapter 6: Cutting Instruments, pp. 98-110.
- [2] W. Ahmed, H. Sein, M. Jackson, C. Rego, I.U. Hassan, K. Subramani et al., Chapter 15: Surface Engineering of Dental Tools with Diamond, in: K. Subramani, W. Ahmed (eds.), Emerging nanotechnologies in dentistry: materials, processes, and applications, Saint Louis, Elsevier Science & Technology Books, 2011, pp. 241-245.
- [3] S. Honkala, J. Helenius-Hietala, Hampaiden paikkaaminen, www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2019. Saatavissa (viitattu 15.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/trv00086>
- [4] J. Helenius-Hietala, Hammaskruunut ja siltaproteesit, www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2019. Saatavissa (viitattu 15.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/trv00094>
- [5] J. Helenius-Hietala, Esteettinen hammashoito, www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2019. Saatavissa (viitattu 16.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/trv00096>
- [6] J. Helenius-Hietala, Hampaan poisto ja muut suukirurgiset toimenpiteet, www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2019. Saatavissa (viitattu 15.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/trv00092>
- [7] N. Rogers, C. Pickett, Basic guide to oral and maxillofacial surgery, Hoboken, Wiley-Blackwell, 2017, Chapter 7: Trauma and complex procedures, pp. 132-133.
- [8] S. Honkala, Hampaiden rakenne ja kehittyminen, www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2019. Saatavissa (viitattu 11.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/trv00003>
- [9] A.R. Hand, M.E. Frank, Fundamentals of oral histology and physiology, Ames, Iowa Wiley-Blackwell, 2015, Chapter 1: Oral Structures and Tissues, pp. 4-5.
- [10] E. Könönen, Karies (hampaiden reikiintyminen), www.terveyskirjasto.fi Lääkärikirja Duodecim, Kustannus Oy Duodecim, 2016. Saatavissa (viitattu 15.3.2021): <https://www.terveyskirjasto.fi/dlk00704>
- [11] A.R. Hand, M.E. Frank, Fundamentals of oral histology and physiology, Ames, Iowa Wiley-Blackwell, 2015, Chapter 4: Enamel, pp. 80
- [12] Chapter 8: Extraction of Teeth, in: M.A. Pogrel, K. Kahnberg, L. Andersson (eds.), Essentials of oral and maxillofacial surgery, Chichester, West Sussex, United Kingdom, Wiley-Blackwell, 2014, pp. 63-65.
- [13] G. Nisha, G. Amit, Textbook of Operative Dentistry, 3rd ed, DL, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2015, Chapter 1: Introduction to Operative Dentistry, pp. 1.

- [14] G. Nisha, G. Amit, Textbook of Operative Dentistry, 3rd ed, DL, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2015, Chapter 7: Principles of Tooth Preparation, pp. 115.
- [15] E. Kanaan, A.A. Amis, D.J. Setchell, The magnitude of cutting forces at high speed, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 89, Iss.3, 2003, pp. 286-291.
- [16] V. Arora, S. Kumar, P. Kalra, R. Datta, Design and Development of 3D Printed Dental Drill Guide for Better Flow of Irrigant at Drilling Site, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Vol. 422, 2018, pp. 12019.
- [17] B. Rushworth, K. Anastasios, Oral surgery, Oxford Handbook of Clinical Dentistry, 2020, Saatavissa (viitattu 7.4.2021): <https://oxfordmedicine.com>
- [18] N. Rogers, C. Pickett, Basic guide to oral and maxillofacial surgery, Hoboken, Wiley-Blackwell, 2017, Chapter 4: Assessment clinics, equipment and medications used during complex procedures, pp. 48-50.
- [19] J.A. von Fraunhofer, Dental Materials at a Glance, 2nd ed, Hoboken, Wiley-Blackwell, 2013, Part III: Dental Biomaterials, pp. 93.
- [20] A.R. Hand, M.E. Frank, Fundamentals of oral histology and physiology, Ames, Iowa Wiley-Blackwell, 2015, Chapter 11: Salivary Glands, Salivary Secretion and Saliva, pp. 236.
- [21] B. Rushworth, K. Anastasios, Chapter 6 Restorative dentistry 2: repairing teeth, Oxford Handbook of Clinical Dentistry, 2020. Saatavissa (viitattu 8.4.2021): <https://oxfordmedicine.com>
- [22] P.M. de Freitas, M. Giannini, J. Tagami, S. Gonçalves Moretto, Chapter 10: Selective caries removal, cavity preparation and adhesion to irradiated tissues, in: P.M. de Freitas, A. Simões (eds.), Lasers in Dentistry: Guide for Clinical Practice, Somerset, Wiley-Blackwell, 2015, pp. 67.
- [23] K. Hailu, D. Lawoyin, A. Glascoe, A. Jackson, Unexpected Hazards with Dental High Speed Drill, Dentistry journal, Dent J (Basel), Vol. 5, 2017, pp. 10.
- [24] B. Rushworth, K. Anastasios, Orthodontics, Oxford Handbook of Clinical Dentistry, 2020, pp. 42. Saatavissa (viitattu 7.4.2021): <https://oxfordmedicine.com>
- [25] Chapter 5: Armamentarium for Basic Procedures, in: M.A. Pogrel, K. Kahnberg, L. Andersson (eds.), Essentials of oral and maxillofacial surgery, Chichester, West Sussex, United Kingdom, Wiley-Blackwell, 2014, pp. 37
- [26] N. Rogers, C. Pickett, Basic guide to oral and maxillofacial surgery, Hoboken, Wiley-Blackwell, 2017, Chapter 5: Extractions, pp. 79.
- [27] H. Sein, A. Maryan, J. Jones, N. Verran, U. Alil, C. Hassan et al., Dental Tool Technology, in: W. Ahmed, M.J. Jackson (eds.), Surgical Tools and Medical Devices, 2nd ed, Cham, Springer International Publishing, 2016, pp. 213-216.
- [28] Z.Z. Fang, M.C. Koopman, H. Wang, Chapter 1.04: Cemented Tungsten Carbide Hardmetal - An Introduction, in: D. Mari, L. Miguel, C.E. Nebel (eds.), Comprehensive Hard Materials, London, Elsevier, 2014, pp. 123-131.
- [29] I.P. Borovinskaya, A.A. Gromov, E.A. Levashov, Y.M. Maksimov, A.S. Mukasyan, A.S. Rogachev, Concise Encyclopedia of Self-Propagating High-

Temperature Synthesis: History, Theory, Technology, and Products, Kent, Elsevier Science & Technology, 2017, pp. 54-56.

- [30] Kovametallin valmistus, www.kovametalli-in.com. Saatavissa (viitattu: 12.7.2021) <http://www.kovametalli-in.com/kovametallin-valmistus.html>.
- [31] B. Lisiecka, The evaluation of wear of tungsten carbide dental bur, *Production Engineering Archives*, Vol. 19, Iss. 19, 2018, pp. 6-9.
- [32] D. Cristofaro, R.G. Riera, L. Giner, J.R. Mayoral, Comparative Study of the Cutting Efficiency and Working Life of Carbide Burs, *Journal of Prosthodontics*, Vol. 22, Iss. 5, 2013, pp. 391-396.
- [33] J.M. Hauptman, M.B. Golberg, C.A. Rewkowski, The Sterility of Dental Burs Directly from the Manufacturer, *Journal of esthetic and restorative dentistry*, Vol. 18, Iss. 5, 2006, pp. 268-272.
- [34] L.M.G. Fais, L.A.P. Pinelli, G.L. Adabo, R.H.B.T. da Silva, C.C Marcelo, D.G. Guaglianoni, Influence of microwave sterilization on the cutting capacity of carbide burs, *Journal of applied oral science*, Vol. 17, Iss. 6, 2009, pp. 584-589.
- [35] C. Gonzaga, D. Falcão Spina, F. de Paiva Bertoli, R. Feres, A. Franco Fernandes, L. da Cunha, Cutting efficiency of different diamond burs after repeated cuts and sterilization cycles in autoclave, *Indian journal of dental research*, Vol. 30, Iss. 6, 2019, pp. 915-919.