

Purentakiskojen korjaaminen ja siihen sopivat menetelmät

Osa 2

Syventävien opintojen kirjallinen työ

Turun yliopisto

Lääketieteellinen tiedekunta

Hammaslääketieteen laitos

Kevätlukukausi 2026

Laatija:

Viivi Paavola

Ohjaaja:

HLT, EHL, Yliopistonlehtori Jasmina Bijelic-Donova

Asiantuntijatarkastaja:

Professori Timo Närhi

11.5.2026

Turku

Turun yliopiston laatujärjestelmän mukaisesti tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck -järjestelmällä.

Oppinaine: Purentafysiologian ja biomateriaalitieteiden oppiaine

Tekijä: Paavola Viivi

Otsikko: Purentakiskojen korjausmenetelmät ja siihen sopivat menetelmät – Osa 2

Ohjaaja: HLT, EHL, Yliopistonlehtori Jasmina Bijelic-Donova

Asiantuntijatarkastaja: Professori Timo Närhi

Sivumäärä: 30 sivua

Päivämäärä: 11.5.2026

Purentakiskot ovat purentaelimistön toimintahäiriöiden (TMD) hoitoon tarkoitettuja kestopuoista valmistettuja kojeita, joilla esiintyy toisinaan korjaustarvetta. Tällä hetkellä markkinoilla ei ole vakiintunutta purentakiskojen korjaukseen sopivaa korjausainetta. Tämä tutkielma on jatkoa aiemmin toteutetulle tutkimukselle, jossa tutkittiin toisen vaihtoehtoisen korjausaineen sopivuutta vastaanotolla tehtäviin purentakiskon korjauksiin.

Tämä tutkielma sisältää suppean kirjallisuuskatsauksen purentakiskojen valmistustekniikoista ja korjattavuudesta. Lisäksi tutkielma sisältää purentakiskojen korjaamista käsittelevän tutkimuksen, jossa tutkittiin T.K.O Composite Bite Turbo Gelin sopivuutta korjausmateriaaliksi kolmen erityyppisen purentakiskon kanssa käytettynä. Kiskotyyppejä ovat perinteinen kylmäakryyli, jyrskitty purentakisko ja 3D-tulostettu purentakisko. Lisäksi tutkittiin sidosaineen kostuttamisajan, sekä sidostusvaiheen sylkikontaminaation vaikutusta korjauksen sidoslujuuteen. Näytteitä säilytettiin vedessä kolmen kuukauden ajan, minkä jälkeen niiden sidoslujuus mitattiin.

Tulosten perusteella korjausaine soveltui käytettäväksi kaikkien kiskomateriaalien kanssa, mutta paras korjattavuus saavutettiin 3D-tulostetulla purentakiskolla. Sekä sylkikontaminaatio että sidosaineen kostuttamisaika vaikuttivat tilastollisesti merkitsevästi sidoslujuuteen kaikilla kiskomateriaaleilla. Tulokset viittaavat siihen, että purentakiskon materiaalivalinta, sidosaineen kostutusaika ja sylkikontaminaation hallinta ovat keskeisiä tekijöitä kestävä korjauksen kannalta. 3D-tulostetut purentakiskojen korjattavuus oli muita kiskomateriaalia parempi, mikäli sidosaineen kostutusaikaa pidennetään.

Avainsanat: purentakisko, korjausmateriaali, purentakiskon korjaus, purentakiskon valmistus

Sisällysluettelo

| | |
|--|-----------|
| 1 Johdanto | 5 |
| 2 Tutkimuksen tarkoitus | 7 |
| 3 Purentakiskon valmistusmenetelmät | 8 |
| 3.1 Purentakiskon valmistus perinteisellä menetelmällä | 8 |
| 3.2 Purentakiskon valmistus digitaalisesti | 8 |
| 4 Purentakiskojen korjaaminen | 11 |
| 5 Aineisto ja menetelmät | 14 |
| 5.1 Näytteiden valmistaminen | 14 |
| 5.2 Sidoslujuuden testaaminen | 17 |
| 5.3 Tilastomenetelmät | 19 |
| 6 Tulokset | 20 |
| 7 Pohdinta | 22 |
| 7.1 Tutkimuksen toteutus | 22 |
| 7.2 Tulosten pohdinta | 23 |
| 7.3 Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet | 25 |
| 8 Johtopäätökset | 27 |
| Lähteet | 28 |

1 Johdanto

Purentakiskoja valmistetaan hammaslaboratorioissa eri materiaaleista ja eri tekniikoilla. Perinteisesti hammasteknikko on valmistanut purentakiskon hammasteknisessä laboratorioissa kylmä- tai keittoakryylista. Nykyään purentakiskoja voidaan valmistaa myös digitaalisesti jyrsimällä, tai 3D-tulostamalla (Venezia ym. 2019). Purentakiskoilla esiintyy korjaustarvetta esimerkiksi niiden kulumisen, materiaalissa tapahtuvien lohkeamien ja puhkeamisten, tai hampaistossa tapahtuvien muutosten vuoksi. Tällä hetkellä markkinoilla ei ole vakiintunutta materiaalia kiskojen korjaamiseen vastaanotolla. Purentakiskon istuessa huonosti hampaistolle, se yleensä joudutaan lähettämään hammaslaboratorioon korjattavaksi tai joudutaan valmistamaan kokonaan uusi kisko.

Purentakiskomateriaaleja on pyritty kehittämään mahdollisimman kestäviksi. Eri valmistustekniikoita, sekä eri kiskomateriaalien mekaanisia ja kemiallisia ominaisuuksia on tutkittu muun muassa kovuuden, kulutuskestävyyden, taivutuslujuuden ja murtolujuuden osalta. (Benli ym. 2023). Purentakiskomateriaali voi heikentyä käytössä esimerkiksi lämmön, mekaanisen kulutuksen tai iskujen seurauksena, mikä voi aiheuttaa mikrohalkeamia ja äkillisiä murtumia. Hauraat materiaalit ovat sitkeitä materiaaleja alttiimpia äkillisille vaurioille, sillä sitkeät materiaalit absorboivat enemmän energiaa, muovautuvat ja vastustavat halkeamien etenemistä paremmin. (Gibreel ym. 2021).

Tutkimukset ovat osoittaneet, että sekä perinteisellä, että digitaalisilla valmistusmenetelmillä voidaan valmistaa pitkäaikaiseen käyttöön riittävän kestävä purentakisko. Materiaalivaihtoehtoista polymetyylimetakrylaatti eli PMMA-pohjaisilla materiaaleilla on hyvät mekaaniset ja kemialliset ominaisuudet pitkäaikaisen kiskon valmistamiseen, kun taas 3D-tulostuksessa käytettäviä kiskomateriaaleilla on havaittu heikompia ominaisuuksia. 3D-tulostuksessa käytettyjen kiskomateriaalien on havaittu omaavan suurimman vedenimemiskyvyn ja liukoisuuden, minkä vuoksi ne eivät välttämättä sovellu yhtä hyvin pitkäaikaisen purentakiskon valmistamiseen. (Benli ym. 2023). CAD-CAM-valmistetut jyrsittävät polykarbonaattipohjaiset purentakiskomateriaalit ovat osoittaneet suurempaa murtumissitkeyttä, taivutuslujuutta, pinnan mikrokovuutta, sekä vähäisempää vedenimemiskykyä ja liukoisuutta kuin PMMA-pohjaiset materiaalit. (Gibreel ym. 2021).

Tutkimusten valossa perinteisellä menetelmällä valmistettu keittoakryylikisko tai jyrsitty purentakisko on paras valinta pitkäaikaiseen purentakiskohoitoon. Nykyään digitaalisten

valmistustapojen kehittymisen myötä kuitenkin myös 3D-tulostetut kiskot ovat yleisesti käytössä, sillä kiskomateriaalin valintaan vaikuttaa materiaalin ominaisuuksien lisäksi myös muun muassa valmistusaika ja kustannukset. Tutkimusten lisääntyessä myös kiskojen korjattavuus voitaisiin ottaa paremmin huomioon jatkossa sopivaa kiskomateriaalia valittaessa.

Tässä tutkimuksessa selvitetään yleisimmin käytössä olevien purentakiskomateriaalien korjattavuutta uudella materiaalilla, T.K.O Composite Bite Turbo Gelillä. Korjattavuutta tutkittiin laboratoriossa toteutetuilla sidoslujuuksitestillä, jossa testataan, mihin kolmesta valitusta purentakiskomateriaalista korjausmateriaali sidostuu parhaiten. Purentakiskomateriaalit tässä tutkimuksessa olivat perinteinen, jyrstetty ja 3D-tulostettu purentakisko. Perinteisen kiskon materiaaliksi valittiin PMMA Palapress (Kulzer, Hanau, Saksa), joka on kylmäakryyli. Jyrstetyn kiskon materiaaliksi valittiin PMMA Polident (Voleja Draga, Slovenia) ja 3D-tulostetun kiskon materiaaliksi Keyprintin resiini KeySplint Hard Clear (Edinburgh, Skotlanti). Tämä tutkimus on jatkoa aiemmin toteutetulle tutkimukselle ”Purentakiskojen korjaaminen ja siihen sopivat menetelmät” (Andersson 2025), jossa tutkittiin erään toisen korjausmateriaalin (Luka Clear) ja eri korjausmenetelmien soveltuvuutta purentakiskojen korjaamiseen.

2 Tutkimuksen tarkoitus

Tutkimuksen tarkoitus on selvittää mahdollisen purentakiskojen korjaamiseen soveltuvan materiaalin T.K.O Composite Bite Turbo Gelin sidostettavuutta kolmeen erityyppiseen kiskomateriaaliin. Lisäksi tutkimuksen tarkoituksena on selvittää, miten sidosaineen kostuttamisaika ja korjausvaiheessa tapahtuva sylkikontaminaatio vaikuttavat valitun korjausmateriaalin ja valittujen purentakiskotyyppien väliseen sidoslujuteen.

Korjausmenetelmät jaoteltiin neljään ryhmään sidosaineen kostuttamisajan, sekä sylkikontaminaation tai sen puuttumisen mukaan. Sidoslujuuutta testattiin laboratoriossa sidoslujuuustestillä. Korjausmateriaaliksi tässä tutkimuksessa valittiin T.K.O Composite Bite Turbo Gel, koska se on juoksevaa, läpinäkyvää ja valokovetteista materiaalia, ja se annostellaan helpokäyttöisestä ruiskusta. Valokovetteisuus mahdollistaa nopeamman työskentelyn kemialliskovetteisiin korjausmateriaaleihin verrattuna. Myös helppo annostelu suoraan ruiskusta nopeuttaa työskentelyä. Korjausmateriaalin läpinäkyvyys puolestaan mahdollistaa esteettisen lopputuloksen saavuttamisen, sillä suurin osa purentakiskoissa käytetyistä materiaaleista on kirkkaita.

Purentakiskotyypeiksi valittiin kolme yleisesti käytössä olevaa kiskotyyppiä eli perinteinen kylmäakryyli, jyrstetty purentakisko ja 3D-tulostettu purentakisko. Purentakiskojen valmistusmenetelmistä kerrotaan enemmän kappaleessa 3.

Tutkimuksen avulla pyritään helpottamaan hammaslääkärien kliinistä työtä selvittämällä, soveltuuko valittu korjausmateriaali purentakiskojen vastaanotolla tehtäviin korjauksiin, sekä miten sidosaineen kostuttamisaika ja kliinisessä tilanteessa mahdollinen sylkikontaminaatio vaikuttavat korjauksen kestävyYTEEN.

3 Purentakiskon valmistusmenetelmät

3.1 Purentakiskon valmistus perinteisellä menetelmällä

Perinteisellä purentakiskolla tarkoitetaan sellaista purentakiskoa, joka valmistetaan hammaslaboratoriossa manuaalisesti. Valmistusmateriaalina perinteisessä purentakiskossa on polymetyylimetakrylaatti, joko kylmä- tai keittoakryyli, joka sekoitetaan käsin jauheesta ja nesteestä. PMMA eli polymetyylimetakrylaatti on kestumuovi, jota käytetään paljon hammaslääketieteen eri käyttötarkoituksissa. Keittoakryyli ja kylmäakryyli eroavat mekaanisesti toisistaan, mikä valmiissa purentakiskossa näkyy esimerkiksi materiaalin ristiinsilloittumisen ja jäännösmonomeerien määrän eroina. (Gyülvézi ja Musta 2020). Tässä tutkimuksessa perinteiseksi purentakiskomateriaaliksi valittiin kylmäakryyli.

Perinteisen kiskon valmistus alkaa hammaslääkärin vastaanotolla jäljentämällä hampaisto manuaalisesti alginaatilla kipsimallien valmistusta varten. Hammasteknikko valaa kipsimallien hammaskaaret erikoiskovakipsistä. Tämän jälkeen hammasteknikko piirtää purentakiskon reunat kipsimallille, sekä suunnittelee retentiokohdat hampaiston mukaan. Keittoakryylikisko muotoillaan kipsimallille piirrettyjen ääri viivojen mukaan ensin silikoniaihiosta, joka korvataan akryylillä jälkeempään kyvetoimalla ja akryloimalla. Kylmäakryylikiskoa valmistaessa kisko voidaan muotoilla kipsimallin päälle suoraan kylmäakryylista tai silikoniaihiosta, samalla tavalla kuten keittoakryylikiskoa varten. Kiskon muotoilun jälkeen hammasteknikko painaa artikulaattorin avulla kontaktit joko suoraan kylmäakryyliin tai keittoakryylikiskoa valmistettaessa silikoniaihioon. (Harberg ja Lyly 2019). Kontaktien ja liikkeiden muotoilun jälkeen kiskon reunoja tasoitetaan ja kisko polymerisoidaan. Keittoakryylimassa polymerisoi kiehuvassa vedessä keittämällä, kun taas kylmäakryyli polymerisoi huomattavasti alhaisemmassa lämpötilassa eli noin 55 asteessa (Gyülvézi ja Musta 2020). Kylmäakryylikisko polymerisoidaan yleensä painekattilassa. Lopuksi kontaktipisteet tarkistetaan ja kisko viimeistellään erilaisilla poranterillä ja kiillotetaan kiillotuskumeilla, sekä harjoilla korkeaan kiiltoon.

3.2 Purentakiskon valmistus digitaalisesti

Purentakisko voidaan valmistaa digitaalisesti CAD/CAM menetelmän avulla. Menetelmä voi olla joko materiaalia lisäävä, eli 3D-tulostus tai materiaalia poistava, eli jyrsintä. Purentakiskon

valmistus digitaalisesti alkaa ottamalla jäljennös potilaan hampaistosta joko intraoraaliskannerilla tai alginaatilla. Alginaattijäljennöstä käytettäessä jäljennös skannataan digitaaliseen muotoon alginaattijäljennöksistä valetuilta kipsimalleilta. Purentakiskon suunnitteluun käytetään digitaalista suunnitteluohjelmaa eli CAD-ohjelmaa. (Reymus ym. 2020).

3D-tulostuksen periaatteena on valmistaa purentakisko resiinistä lisäämällä materiaalia kerros kerrokselta. Kun kisko on suunniteltu digitaalisesti, siihen lisätään tuet ja se astellaan haluttuun asentoon tulostusalustalle. Digitaalisen mallin sisältävä tiedosto siirretään 3D-tulostimelle tietokoneavusteista valmistusta, eli CAM-vaihetta varten. Tämän jälkeen valitaan tulostusmateriaali ja resiinikerroksen paksuus. Tulostuksen valmistuttua kisko poistetaan tulostusalustalta ja upotetaan isopropanoliin. Kun kisko on kuivunut, siitä irrotetaan tuet ja se viimeistellään manuaalisesti. Jälkikäsittely sisältää myös kovettamista uunissa, mutta asetukset (lämpötila ja aika) ovat valmistaja- ja ainespesifisiä. 3D-tulostimissa on muun muassa laadullisia eroja. Hammaslääketieteen käyttötarkoituksissa yleisimmin käytetty tulostustekniikka on SLA eli stereolithography - tekniikka (allasvalopolymerisointitekniikka). Se soveltuu hammastekniikkaan, koska se on yksityiskohtaisin ja omaa suurimman resoluution, mahdollistaen tarkan ja viimeistellyn lopputuloksen. (Reunanen ym. 2023). Toinen purentakiskojen valmistuksessa käytetty tulostustekniikka on DLA eli digitaalinen valonkäsittelytekniikka. SLA tekniikassa nestemäistä resiiniä polymerisoidaan pistemäisellä laserilla ja DLA tekniikassa laajemman valokeilan avulla. Myös materiaalivalinta, sekä purentakiskon asento tulostusvaiheessa vaikuttavat kiskon tarkkuuteen. (Reymus ym. 2020).

3D-tulostuksen ohella toinen CAD/CAM menetelmää hyödyntävä purentakiskon valmistustekniikka on jyrshintä. Jyrshintällä tarkoitetaan valmistustekniikkaa, jossa valmistettavan tuotteen lopullinen muoto saadaan poistamalla materiaalia esimerkiksi leikkaamalla, poraamalla, kaivertamalla tai hiomalla. Nämä prosessit voidaan tehdä käsin, mutta useimmiten niitä ohjataan tietokoneohjatulla numeerisella ohjauksella, josta käytetään englanninkielistä lyhennettä CNC (Computer Numerical Control). CNC-valmistuksessa CAD-ohjelmistolla suunniteltu digitaalinen malli toteutetaan jyrshintälaitteen avulla. Työstöradat ohjaavat ohjelmistosimulaation ja käyttäjän antamien asetusten mukaan leikkuutyökalua kappaleen geometrian mukaisesti. Nämä ohjeet kertovat koneelle, miten tarvittavat leikkaukset, urat, reiät ja muut materiaalinpoistoa vaativat muodot tehdään, ottaen huomioon esimerkiksi työkalun pyörimisnopeuden ja materiaalin syöttönopeuden. (Formlabs Guides). Työstöteriä

voidaan vaihtaa työstettävän materiaalin mukaan ja työstöterä ja jyrstittävä kiekko liikkuvat kolmella, neljällä tai viidellä eri akselilla. (Gyülvészi ja Musta 2020).

Purentakiskon valmistus digitaalista valmistusmenetelmää hyödyntäen vaatii aina huolellisen suunnittelun menetelmästä riippumatta. Valmistusmenetelmää valitessa tulee tunnistaa työn laadulliset vaatimukset ja työhön käytettävän ajan, sekä kustannusten optimointimahdollisuudet. 3D-tulostuksen etuna valmistusvaiheessa on nopeus ja hukkamateriaalin vähäisempi määrä verrattuna jyrstimmällä valmistettuihin purentakiskoihin. (Gyülvészi ja Musta 2020). 3D-tulostuksen on havaittu soveltuvan hyvin purentakiskojen valmistukseen, mutta kiskojen kestävyuden ja laadun osalta tarvittaisiin lisää tutkimusta. (Waldecker ym. 2018).

4 Purentakiskojen korjaaminen

Purentakiskojen korjaamista eri materiaalivaihtoehdoilla on tutkittu vasta vähän. Kiskoilla ilmenee korjaustarvetta useista eri syistä, kuten kiskon rikkoutumisesta tai huonosta istuvuudesta johtuen. Kiskoa voidaan korjata hammaslääkärin vastaanotolla tai se voidaan lähettää hammasteknikolle korjattavaksi laboratorioon.

Uusien valmistusteknologioiden yleistyessä purentakiskoja valmistetaan nykyään laajasti CAD/CAM-tekniikalla, ja vaikka uusia ja kestävämpiä materiaaleja kehitetään jatkuvasti, päivittäinen käyttö voi silti aiheuttaa pieniä lohkeamia tai halkeamia kiskoihin. 3D-tulostettujen kiskojen osalta on tutkittu, että pintakäsittelemättömän kiskon korjaukseen sopii parhaiten käsisekoitteinen itsepolymeroitava akryyli (ts. kylmäakryyli). Se parantaa sidoslujutta ja vastustaa murtumia paremmin kuin valokovetteiset tai ruiskusekoitteiset itsepolymeroituvat korjausaineet, silloin kun 3D-tulostetun kiskon pintaa ei käsitellä millään tavalla ennen korjausaineen applikointia. (De Melo ym. 2024).

Korjattavuuskäyttäytyminen muuttuu, mikäli korjauspintoja käsitellään kemiallisesti tai mekaanisesti. Eräässä tutkimuksessa korjattavan pinnan pintakäsittelyn osoitettiin olevan merkittävä 3D-tulostetun materiaalin korjauspinnan sidoslujuteen vaikuttava tekijä. Tutkimuksessa käytettiin pintakäsittelyä metyyliimetakrylaatti (MMA) nestettä (kemiallinen käsittely), hiekkapuhallusta alumiinioksidipartikkeleilla (mekaaninen käsittely) tai molempia. Tutkimuksen mukaan MMA-käsittely yksinään tai yhdistettynä hiekkapuhallukseen tuottivat keskenään samanlaisen sidoslujuden, joka oli suurempi kuin pelkällä hiekkapuhalluksella käsitellyillä ryhmillä. Korjausmateriaaleista (itsepolymeroitava käsisekoitteinen akryyli tai valokoveteinen yhdistelmämuovi), valokoveteisen yhdistelmämuovin todettiin soveltuvan paremmin 3D-tulostetun materiaalin korjaamiseen, sillä se tuotti pääosin kohesiivisiä murtumia ja sekamurtumia, kun taas itsepolymeroitava käsisekoitteinen akryyli tuotti eniten adhesiivisiä murtumia, mikä viittasi sidostuksen peittämiseen. (Gad ym. 2024). Materiaalin käyttöiällä ennen korjausta vaikuttaa olevan myös merkitystä korjauslujuteen. Eräässä toisessa tutkimuksessa 3D-tulostetut näytteet altistettiin ensin veden vaikutukselle ja sen jälkeen käsiteltiin kuten edellä. Tutkimuksessa todettiin, että tässä tapauksessa korjaukseen sopii parhaiten itsepolymeroitava käsisekoitteinen akryyli, jonka sidoslujuus vastasi perinteisen kylmäakryylin korjauspinnan sidoslujutta. (Kuscu ym. 2021). Perinteistä kylmäakryyliä pidetään tutkimuksissa kultastandardina ja käytetään kontrolliryhmänä.

Itsepolymeroituva käsisekoitteinen akryyli soveltuu paremmin hammaslaboratoriossa, kuin vastaanotoilla tehtäviin korjauksiin. Hammasteknikkojen on hyvä huomioida, että kylmäakryyli käyttäytyy korjausaineena eri tavalla riippuen siitä, onko 3D-tulostetun kiskon pinta ennen korjausta käsitelty ja millä tavalla, vai onko se käsittelemätön. Kiskomateriaalin vanhetessa ainoastaan hiekkapuhallus on osoittautunut onnistuvan ylläpitämään sidoslajuuden hyvänä. Hiekkapuhalluksen jälkeen tulisi pinnalle levittää sidosainetta. (Bourgi ym. 2025).

Muiden kiskomateriaalien korjattavuutta on tutkittu toistaiseksi vain vähän. Proteesipohjalevypolymeereillä tehtyjen tutkimustulosten perusteella voidaan sanoa, että korjattu pinta on aina heikompi kuin itse materiaali, mutta myös itse korjaustoimenpide tai korjausaineen lisäys voi heikentää alkuperäismateriaalien ominaisuuksia. (Li ym. 2023).

Hammaslääkärin vastaanotolla tapahtuviin korjaustoimenpiteisiin sopivat paremmin helppokäyttöiset valokovetteiset aineet, jotka eivät vaadi kovetusta valokovetusuunissa tai painekattilassa. Rosca ym. tutkivat eri sidosaineiden vaikutusta jyristyn polymetyylimetakrylaatin (PMMA) korjauslujuuteen ja totesivat, että sidosainetyypillä ei ollut suurta merkitystä, jos korjattava pinta on karhennettu ennen korjausta. Tulokset nimittäin osoittivat, että mekaanisella käsittelyllä, erityisesti hiekkapuhalluksella, on suurempi merkitys kuin sidosaineella, koska jyristyn blokin tiivistä PMMA pintaa on vaikea liuottaa sellaisilla aineilla ja sellaisilla sidosaineen kostuttamisajoilla, jotka sopivat vastaanottokäyttöön (ts. klinikkakäyttöön). (Rosca ym. 2016).

Samansuuntainen päätelmä nousee esille myös toisesta tutkimuksesta, jossa tutkittiin perinteisellä, jyrsimällä tai tulostamalla valmistettujen väliaikaisten kruunu/siltamateriaalien korjattavuutta. Mekaanisen käsittelyn lisäksi myös korjausaineen tyypillä on merkitystä ja korjatun pinnan sidoslajuus on korjausainespesifinen. Mikäli korjaukseen käytetään polymetyylimetakrylaattia (PMMA) (esimerkiksi Unifast tuotteet) tai valokoveteista yhdistelmämuovia, korjattavaa pintaa tulee käsitellä sekä mekaanisesti (hiekkapuhallus), että kemiallisesti (sidosaine). Mikäli taas korjaukseen käytetään PMMA-vapaata ainetta, kuten on esimerkiksi Suomessa laajasti käytetty Protemp -aine, korjattavan pinnan käsittelyyn riittää hiekkapuhallus. (Hanpongkittikun ym. 2025). Samassa tutkimuksessa vertailtiin lisäksi freesarin porausjälkeä vastaavan hiekkapaperin ja hiekkapuhalluksen vaikutusta mekaaniseen retentioon. Tutkimustulokset osoittivat, että freesariporaus saa aikaan makroretention jättämällä pitkiä uria, kun taas hiekkapuhallus muodostaa koloja ja suurentaa pinta-alaa saaden

tällä tavoin aikaan mikroretention. Hiekkapuhalluksen vaikutus oli tässä tutkimuksessa merkittävämpi. (Hanpongkittikun ym. 2025).

Alla olevassa taulukossa (Taulukko 1) kuvataan testattujen kiskomateriaalien mekaanisia ominaisuuksia.

| Taulukko 1. Testattujen kiskomateriaalien tyypillisiä mekaanisia ominaisuuksia. | | | |
|---|-------------------------------|---------------------------|-----------------------------------|
| | Perinteinen kisko (Palapress) | Jyrsitty kisko (Polident) | Tulostettu kisko (KeySplint Hard) |
| Taivutuslujuus (MPa) | 88±5* | 119.6±6.3 [#] | 85.7±6.1 [#] |
| Murtumasitkeys (MPa•m ^{1/2}) | 1.3±0.1* | ~ 1.5 | 0.72±0.04 [^] |
| Pintakovuus (VH) | 18.3±1.2** | 26.1±0.4 [#] | 20.7±1.7 [#] |
| Korjauspinnan leikkaus-sidoslujuus (Lucaclear) | 7.7±0.7 [°] | 5.8±2.1 [°] | 11.7±3.3 [°] |
| Korjauspinnan leikkaus-sidoslujuus (T.K.O.) | 6.9±2.3 [°] | 8.6±2.3 [°] | 11.8±1.9 [°] |
| <p>* Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. <i>J Mech Behav Biomed Mater.</i> 2021;124:104813.</p> <p>** Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Garoushi S, Lassila L. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. <i>Dent Mater J.</i> 2022;41(6):916-922.</p> <p>[^] Hammamy M, Rojas-Rueda S, Nejat AH, Hamdan S, Ning H, Lawson NC. Methods of evaluating mechanical properties of 3D printed occlusal device materials: Flexural strength, fracture toughness, and impact strength. <i>J Prosthet Dent.</i> 2025;134(2):471.e1-471.e8.</p> <p>[#] Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, Ashraf M, Wally R, Soliman A, Mohamed MA, Abozaid D. Systematic review and meta analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials. <i>Sci Rep.</i> 2025;9;15(1):29207.</p> <p>[°] Andersson, A. Purentakiskojen korjaaminen ja siihen sopivat menetelmät. Syventävien opintojen kirjallinen työ. Turun yliopisto. Lääketieteellinen tiedekunta. Hammaslääketieteellinen laitos. 2025.</p> <p>[°] Tämä tutkimus.</p> | | | |

5 Aineisto ja menetelmät

5.1 Näytteiden valmistaminen

Näytteitä valmistettiin jokaista tutkittavaa ryhmää kohden kaksitoista kappaletta (n=12) taulukon 1. mukaisesti. Substraatit valmistettiin samalla tavalla kuin tutkimuksen ensimmäistä osaa varten (Andersson ym. 2025) siten, että jyrskyjä levyjä sahattiin CAD-CAM kiekosta ja tulostettuja levyjä taas tulostetusta kappaleesta vesijähdytyksessä Secotom 50 (Struers, Ballerup, Tanska) sahalla. Tulostetut kappaleet oli edeltävästi suunniteltu tietokoneavusteisesti AutoCAD ohjelmassa (Autodesk, San Rafael, CA, USA) ja tulostettu 3D tulostimella (Asiga MAX, Asiga, Sydney, Australia). Tulostuskappaleiden tulostuskulma oli suora alustaan nähden (90 astetta), kerroksen paksuus 50 µm ja lopuksi kappaleita valokovetettiin valokovetusuunissa (Ortoflash, BEGO, Bremen, Saksa) ilman tyypeä. Osa tutkimuksen ensimmäisessä osassa käytetyistä substraateista hyödynnettiin uudelleen siten, että niiden pinta hiottiin (hiekkapaperi #180, kuvat 1. ja 2.) uudelleenkäyttöä varten. Substraatteja valmistettiin myös lisää samoilla menetelmillä kuin tutkimuksen ensimmäisessä osassa (Andersson ym. 2024).



Kuva 1. Hiekkapaperi.

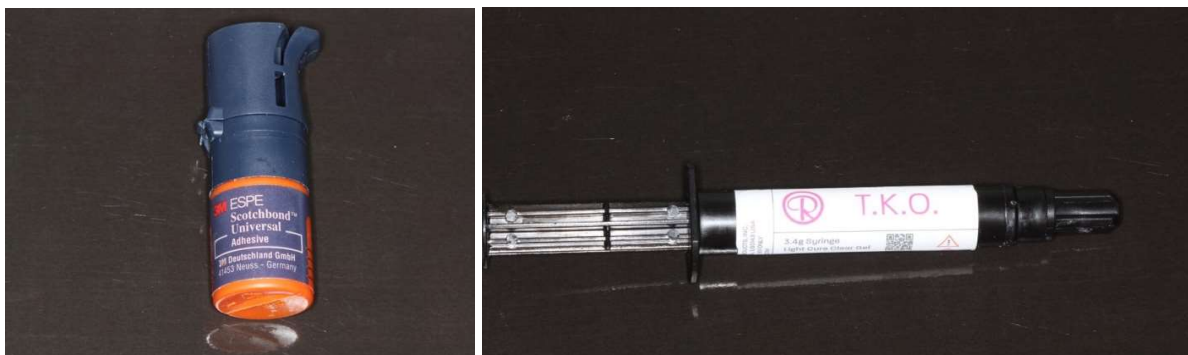


Kuva 2. Hiekkapaperi.

Tässä tutkimuksessa sidosaineena jokaisessa korjausryhmässä käytettiin Scotchbond Universal sidosainetta (3M ESPE, kuva 3). Se valittiin sidosaineeksi, koska se on helppokäyttöinen ja sitä voidaan käyttää sidostukseen kaikilla pinnoilla ilman erillistä tartunta-ainetta. Scotchbond Universal on yleisesti tunnettu ja laajasti käytetty sidosaine, minkä vuoksi sitä löytyy monilta vastaanotoilta. Sidosaaine on myös nopea käyttää; valmistajan ohjeen mukaan sidosainetta levitetään halutulle alueelle 20 sekunnin ajan, minkä jälkeen sitä kuivataan kevyellä

ilmapuhalluksella viiden sekunnin ajan. Tämän jälkeen sidosaine kovetetaan valolla 10 sekunnin ajan. Tutkimuksessa käytimme 20 sekunnin valokovetusaikaa.

Korjausaineena tässä tutkimuksessa käytettiin T.K.O Composite Bite Turbo Gel Clear (Reliance Orthodontic Products, Inc., kuva 4) komposiittigeeliä. Se on läpinäkyvä valokovetteinen komposiittigeeli, joka on tarkoitettu oikomiskojeiden korjauksiin. Se on pakattu ruiskuun, josta sitä annostellaan ohuen kärjen avulla. Kovetusaika valmistajan ohjeen mukaan on 20 sekuntia. Näytteiden valmistuksessa tässä tutkimuksessa käytimme 40 sekunnin valokovetusaikaa.



Kuva 3. Sidosaaine Scotchbond Universal. Kuva 4. Korjausmateriaali T.K.O Composite Bite Turbo Gel Clear

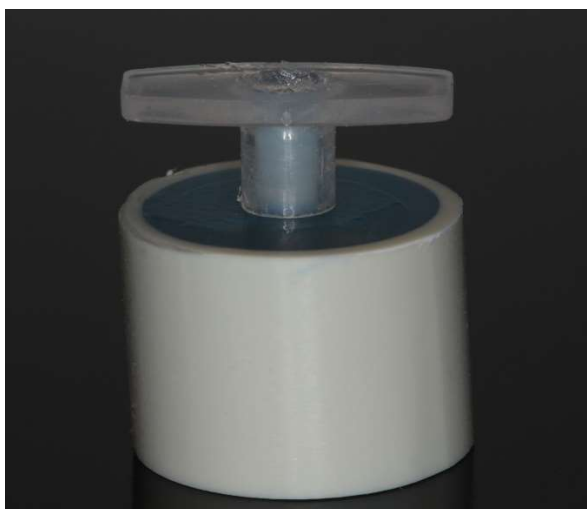
Tutkimusta varten suunniteltiin yhteensä kaksitoista ryhmää (n=12 per ryhmä). Kolme erityyppistä purentakiskomateriaalia (substraattia) käsiteltiin neljällä korjausmenetelmällä. Purentakiskomateriaalit tässä tutkimuksessa ovat perinteinen polymetyylimetakrylaatti (PMMA, Palapress (Kulzer, Hanau, Saksa), jyrstetty polymetyylimetakrylaatti (PMMA Polident, Volcja Draga, Slovenia) ja 3D-tulostettu polymetyylimetakrylaatti (KeySplint Hard Clear, Edinburgh, Skotlanti). Korjausryhmät (Taulukko 2) olivat: **1.** välitön kovetus ilman sylkikontaminaatiota, joka tarkoittaa sitä, että korjausaine annosteltiin ja valokovetettiin välittömästi sidosaineen levityksen (20 s) ja valokovetuksen (20 s) jälkeen; **2.** välitön kovetus sylkikontaminaatiolla, joka tarkoittaa sitä, että sidosaineen levityksen (20 s) ja valokovetuksen (20 s) jälkeen pinta ensin kontaminoitiin syljellä, ylimääräinen sylki puhallettiin (5 s) ilmapuhalluksella ja vasta tämän jälkeen annosteltiin korjausaine; **3.** sidosaineen yhden minuutin kostuttamisaika ilman sylkikontaminaatiota, joka tarkoittaa sitä, että sidosainetta levitettiin 1 minuutin ajan ja valokovetettiin (20 s), minkä jälkeen annosteltiin korjausaine; sekä **4.** sidosaineen yhden minuutin kostuttamisaika sylkikontaminaatiolla, joka tarkoittaa sitä, että

sidosaineen levityksen (1 min) ja valokovetuksen (20 s) jälkeen pinta kontaminoitiin syljellä, ylimääräinen sylki puhallettiin (5 s) ilmapuhalluksella ja vasta tämän jälkeen annosteltiin korjausaine.

| Taulukko 2. Näyteryhmät. | | |
|---|--|---|
| Kiskomateriaali | Kiskomateriaalityyppi ja Lot numero | Korjausryhmä |
| PMMA Palapress, Kulzer, Hanau, Saksa | Kylmäakryyli LOT NRO: Neste: N010141 Jauhe: M010068 | 1. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen. |
| | | 2. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |
| | | 3. Sidosaineen Scotchbond Universal kostuttamisaika oli 1 min ennen valokovetusta. |
| | | 4. Sidosaineen Scotchbond Universal annettiin vaikuttaa 1 min ennen valokovetusta, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |
| Polident, Volcja Draga, Slovenia | Jyrsitty LOT NRO: Z10954652 | 1. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen. |
| | | 2. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |
| | | 3. Sidosaineen Scotchbond Universal kostuttamisaika oli 1 min ennen valokovetusta. |
| | | 4. Sidosaineen Scotchbond Universal annettiin vaikuttaa 1 min ennen valokovetusta, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |
| KeySplint Hard Clear, Edinburgh, Skotlanti | 3D-tulostettu LOT NRO: OA4923 | 1. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen. |
| | | 2. Sidosaine Scotchbond valokovetettiin välittömästi 20 s kostuttamisen jälkeen, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |
| | | 3. Sidosaineen Scotchbond Universal kostuttamisaika oli 1 min ennen valokovetusta. |
| | | 4. Sidosaineen Scotchbond Universal annettiin vaikuttaa 1 min ennen valokovetusta, minkä jälkeen pinta sylkikontaminoitiin. |

Ennen korjausta hiotut substraatit puhdistettiin A12-alkoholilla. Puhdistuksen ja kuivauksen jälkeen sidosaine Scotchbond Universal (3M Espe) levitettiin substraatin pinnalle 20 s ajan, minkä jälkeen kuivattiin kevyesti 5 s ilmapuhalluksella ja valokovetettiin joko välittömästi tai 1 min kostuttamisajan jälkeen korjausryhmän mukaan. Valokovetukseen käytettiin Espe Elipar S10 valokovetinta (3M Espe, St. Paul, MN, USA). Sidosaineen kovettamisen jälkeen korjausryhmissä 2. ja 4. sidosaineen päälle levitettiin tutkijan (V.P.) omaa sylkeä, minkä jälkeen pinta kuivattiin ilmapuhalluksella. Ryhmissä 2. ja 4. korjausmateriaali T.K.O Composite Bite Turbo Gel Clear (Reliance Orthodontic Products, Inc. Kuva 4.) annosteltiin sidosaineen päälle sylkikontaminaation jälkeen. Ryhmissä 1. ja 3. tähän vaiheeseen siirryttiin suoraan sidosaineen kovetuksen jälkeen.

Korjausaineen annostelussa käytettiin muottia (halkaisija 3,6 mm; kuva 5.), jotta se saatiin jokaiseen näytteeseen sidoslujuustestausta varten sopivan muotoiseksi. Annostelun jälkeen korjausainetta valokovetettiin samaa valokovettajaa käyttäen 40 s ajan. Valmiita näytteitä (kuva 6.) säilytettiin vedessä 37 asteen lämpötilassa (lämpökaapissa) kolmen kuukauden ajan. Vesisäilytyksen tarkoituksena oli simuloida purentakiskon olosuhteita suussa.



Kuva 5. Substraatti ja muotti.

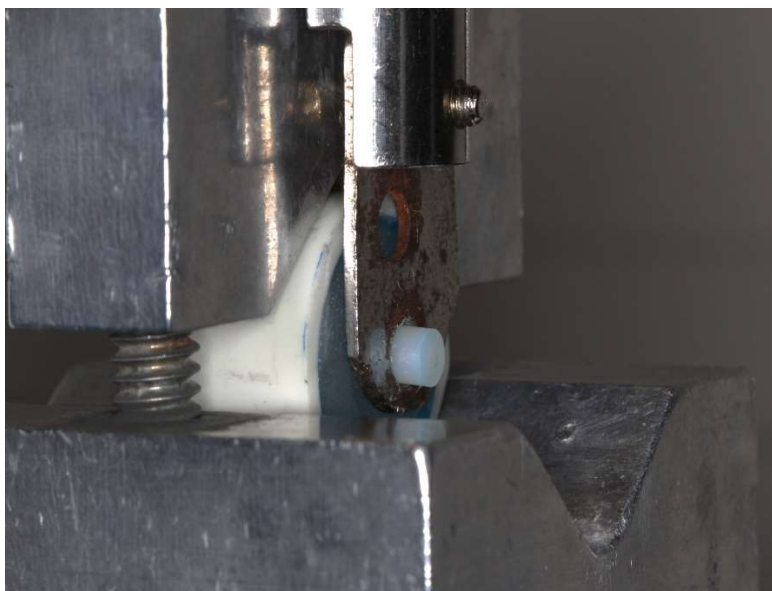


Kuva 6. Valmis näyte.

5.2 Sidoslujuuden testaaminen

Purentakiskomateriaalin ja korjausaineen välistä sidoslujuutta testattiin sidoslujuustestillä, johon käytettiin samaa Lloyd-laitetta kuin tutkimuksen ensimmäisessä osassa (LR 30kPlus, Lloyd, Lloyd Instruments™ Ametek® Inc, Largo, Florida, USA). Myös käytetyt asetukset olivat samat; esikuormitusvoima 3 N, kuormitusvoiman nopeus alussa 10 mm/min ja

mittauksen aikana 1 mm/min, näytteen halkaisija 3.6 mm ja testausjigin voima 2500N (Mittakenno, Load Cell 2500N, Ametek Inc., Largo, Florida). Testauskärki oli suorassa kulmassa (90 astetta) suhteessa näytteen pintaan (kuva 7.) ja testin aikana laite työnsi näytettä ylhäältä alaspäin, kunnes kiskomateriaalin ja korjausaineen välille syntyi murtuma.



Kuva 7. Näyte testauslaitteessa.

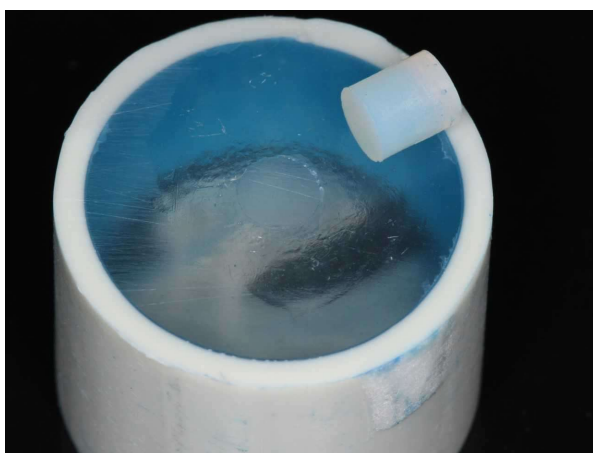
Murtumatyyppi määriteltiin testaushetkellä silmämääräisesti kohesiiviseksi, adhesiiviseksi tai sekamurtumaksi ja se merkittiin muistiin. Kohesiiviseksi murtumatyyppi merkittiin silloin, jos kiskomateriaali oli pettänyt, eli murtuma sijaitsi kiskomateriaalin alueella (Kuvat 6 ja 7). Murtumatyyppi merkittiin adhesiiviseksi, jos sidostus oli pettänyt ja korjausaine irronnut sidostuksen kohdalta (Kuva 8). Sekamurtumatyyppi merkittiin silloin, kun murtuma sijaitsi osittain kiskossa ja pääosin sidostuspinnalla.



Kuva 6. Kohesiivinen murtuma.



Kuva 7. Kohesiivinen murtuma.



Kuva 8. Adhesiivinen murtuma.

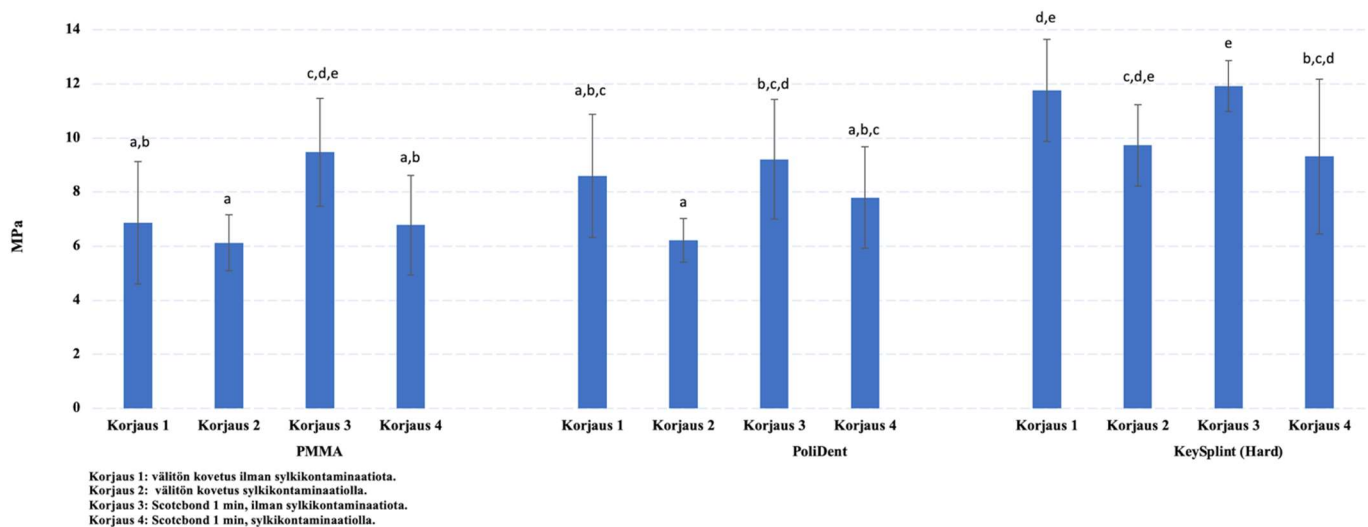
5.3 Tilastomenetelmät

Tulokset analysoitiin SPSS tilasto-ohjelmalla. Ryhmien välistä hajontaa (varianssi) vertailtiin Levenen testillä. Ryhmien välisiä tilastollisia eroja vertailtiin varianssianalyysillä (ANOVA) ja sen jälkeen tehtiin post hoc -vertailu Tukeyn HSD -testillä. Riippumattomina muuttujina olivat purentakiskon materiaali, sekä korjausmenetelmä. Riippuvana muuttujana oli sidoslujuus. Tilastollisen merkittävyyden raja oli $p=0,05$.

6 Tulokset

Korjausmateriaalin todettiin toimivan kaikissa ryhmissä. Tilastollisesti paras korjattavuus oli Key Splint Hard eli 3D-tulostetulla kiskolla, silloin kun sidosaine vaikutti yksi minuutti (1 min) hiekkapaperilla hiotulla ja alkoholilla puhdistetulla pinnalla ($p < 0,05$) (Key Splint Hard, Korjaus 3). Muiden KeySplint (3D-tulostettu) kiskoryhmien, kylmäakryylikiskon ja jyrityn kiskon (Polidentin) välillä ei todettu tilastollisesti merkitsevää eroa ($p > 0,05$).

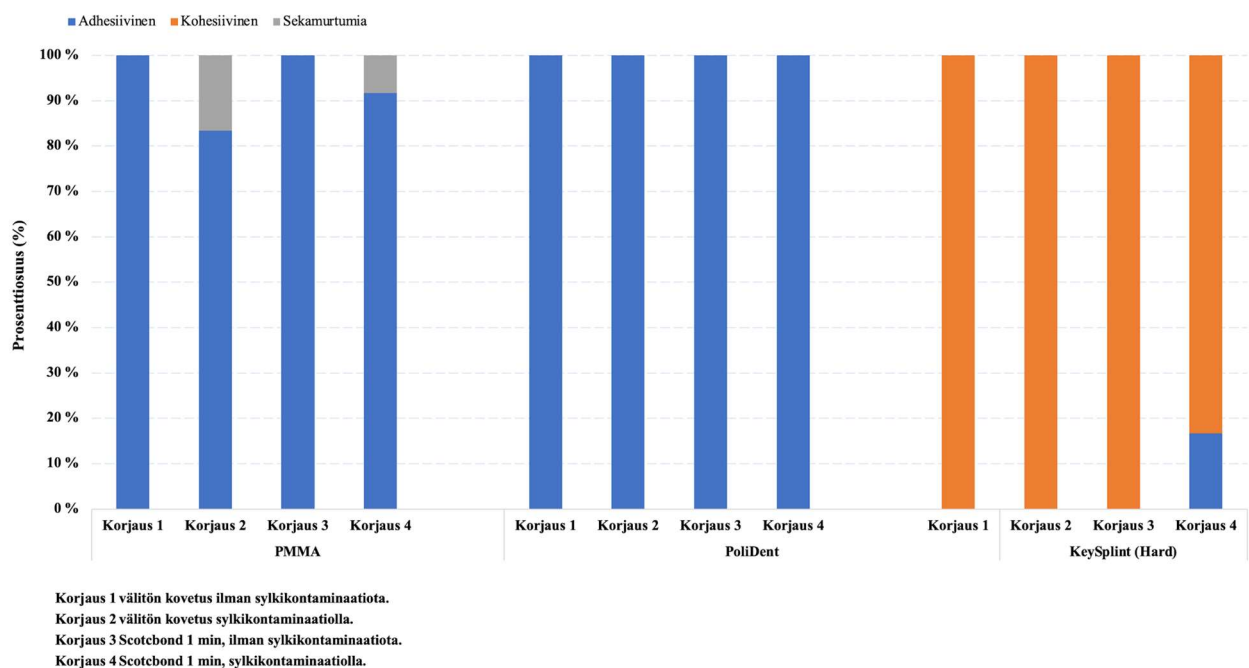
Sekä materiaalilla että korjausmenetelmällä oli merkitystä korjauksen sidoslujuteen, mutta niiden välillä ei ole vuorovaikutusta. Tämä tarkoittaa sitä, että korjausmenetelmä on toimiva materiaalista riippumatta. Sekä sylkikontaminaatiolla, että sidosaineen (Scotchbond Universal) kostuttamisajalla on tilastollista merkitystä ($p < 0,05$). Sylkikontaminaatiolla on kuitenkin tilastollisesti suurempi merkitys korjauksen sidoslujuteen, sillä sen p-arvo oli pienempi ($p < 0,001$). Sylkikontaminaatio heikentää sidosta riippumatta siitä, onko Scotchbond kovetettu välittömästi vai yhden minuutin kostuttamisajan jälkeen, mikä nähdään pylväsdiagrammista (Kuva 9).



Kuva 9. Kaikkien ryhmien tulokset pylväsdiagrammein kuvattuna. Sama kirjain sarakkeen yläpuolella tarkoittaa ei merkittävää tilastollista eroa ryhmien välillä.

Murtumatyyppejä tarkastellessa havaittiin kohesiivisiä ja adhesiivisiä murtumia, sekä sekamurtumia (Kuva 10). Jyrityssä kiskomateriaalissa, eli Polidentissa kaikki murtumat olivat adhesiivisiä. 3D-tulostetussa kiskomateriaalissa eli Keysplintissa korjausryhmän 4.

murtumatyypeistä 83 % oli kohesiivisiä ja 17 % adhesiivisiä. Kaikkien muiden korjausmenetelmien murtumatyyppit 3D-tulostetussa kiskomateriaalissa olivat kohesiivisiä. Perinteisessä kiskomateriaalissa eli PMMA:ssa korjausryhmissä 1. ja 3. murtumatyyppit olivat 100 % adhesiivisiä, kun taas korjausryhmässä 2. havaittiin 17 % ja korjausryhmässä 4. havaittiin 8 % sekamurtumia. Sekamurtumia havaittiin siis vain PMMA ryhmissä, joissa korjausmenetelmään oli kuulunut sylkikontaminaatio.



Kuva 10. Murtumatyyppit prosenttiosuuksina kaikissa ryhmissä.

7 Pohdinta

7.1 Tutkimuksen toteutus

Tämän tutkimuksen tarkoitus oli testata yhden mahdollisesti soveltuvan korjausaineen toimivuutta kolmen erityyppisen purentakiskon korjaamisessa. Testeissä käytettiin yhtä sidosainetta ja neljää eri korjausmenetelmää. Tavoitteena oli selvittää, millainen sidostustekniikka toimii parhaiten ja miten kliinisessä työssä mahdollinen sylkikontaminaatio vaikuttaa korjauksen kestävyYTEEN.

Korjausmateriaali on uusi, markkinoille vuonna 2024 tullut T.K.O Turbo Gel Bite Clear, joka valittiin siksi, että se täyttää tietyt kriteerit, joista on etua purentakiskojen vastaanotolla tapahtuvissa korjaustoimenpiteissä. Nämä kriteerit olivat kirkkaus, valokovetteisuus, juoksevuus ja helppo annosteltavuus. Tutkimuksessa korjausmateriaalia testattiin kolmen eri purentakiskotyypin kanssa, jotka olivat perinteinen kylmäakrylikisko, 3D-tulostettu kisko, sekä jyrsky kisko. Tutkimuksessa käytettiin yhtä yleisesti hammaslääkärien vastaanotoilta löytyvää Scotchbond Universal sidosainetta. Testien toteuttamisessa käytettiin sidosljuustestiä, jonka tuloksien perusteella saatiin tietoa siitä, mihin purentakiskomateriaaliin ja millä sidostusmenetelmällä korjausmateriaali sidostuu parhaiten.

Sidoslujuustestin käyttäminen ei ole täysin ongelmaton, sillä testien tulokset eri tutkimuksissa ovat osoittautuneet epä johdonmukaisiksi. Tulosten vaihtelua on selitetty monilla tekijöillä, kuten sidosljuustestissä käytettävän testausjigin tyypillä, kuormitussuunnan kohdistamisella ja näytteen valmistelulla. Sidoslujuustestiaselman jännitysten tarkempi tarkastelu on paljastanut rajapinnalla epätasaisen jännitys jakauman (Van Noort ym. 1989). Yleensä testeissä, joilla määritetään hammaslääketieteellisten sidosaineiden sidosljuuus, raportoidaan murtumishetkellä vallitseva leikkausjännitys, eli murtokuorma jaettuna sidotun pinta-alan suuruudella. Leikkausjännitys määräytyy todellisuudessa paikallisesti murtumishetkellä vallitsevan jännityksen saavuttamisesta kaikkein herkimmissä kohdassa, eli yleensä sidostetun alueen reunalla. Testijärjestelyiden vaihtelu on todennäköisesti osatekijä eri tutkijoiden raportointien sidosljuusarvojen välisiin eroihin (Versluis ym. 1997). Sidoslujuustestiä voidaan kuitenkin käyttää antamaan suuntaa korjausmateriaalin sidostuvuudesta eri kiskomateriaalien pintoihin.

7.2 Tulosten pohdinta

Tutkimukseen valitun korjausmateriaalin todettiin toimivan jokaisessa ryhmässä, eli se sidostui kaikkiin kolmeen purentakiskomateriaaliin ja kaikilla sidostustekniikoilla. Kaikki tässä tutkimuksessa käytetyt purentakiskomateriaalit ovat termoplastisia polymetyylimetakrylaatteja (PMMA), jotka eroavat toisistaan valmistustekniikan perusteella. Perinteisestä akryylistä tehdyt näytteet (Palapress) valmistettiin käsisekoittamalla polymeerijauhe (PMMA) ja metakrylaatti (MMA) neste keskenään. Näytteet (substraatit) kovetettiin paineistettuna (paine kattilassa kohotetussa lämpötilassa 55 °C ja 2 bar paineen alaisina). Paineistettuun PMMA:an muodostuu vähemmän huokoisia ja kohotetussa lämpötilassa saadaan parempi polymeroituminen, jolloin jäännösmonomeerin määrä jää vähäisemmäksi. PMMA koostuu pitkistä ketjuista, jotka ovat löyhästi ristiinsilloituneet toisiinsa. (Vallittu P. 1999). Sidostaminen perustuu lineaarisen PMMA ketjun liottamiseen sellaisilla aineilla, jota sisältävät pienimolekyylisiä monomeereja (HEMA, MMA). Nämä monomeerit tunkeutuvat kestonmuovirakenteen sisään ja kiinnittyvät polymeeriketjujen väliin kovettumisen aikana. Näin ollen, uuden (korjausaineen) ja vanhan (kylmäakrylikiskon) muovin rajapinnalle muodostuu osittais-lomittais-verkostorakenteen (tunnetaan nimeltään sekundaarinen IPN-sidos), joka kiinnittää muovit toisiinsa. (Vallittu P. 1999; Lastumäki T. 2002).

Jyrsityt näytteet (Polident) leikattiin tehdaspolymeroidusta PMMA kiekosta, joka valmistetaan paineistettuna korkeassa lämpötilassa ja korkeassa paineessa. Tuloksena on täydellisesti polymeroitu PMMA kiekko, joka on homogeenisempi kuin perinteisellä tekniikalla valmistettu akryyli. Jyrsitty PMMA myös koostuu pitkistä ketjuista, jotka ovat löyhästi ristiinsilloituneet toisiinsa (esim. EGDMA) ja sidostuminen perustuu sekundaari IPN-mekanismiin. Jyrsityn PMMA:n ketjujen liottaminen on kuitenkin vaikeampaa ja vaatii pidempiä kostuttamisaikoja. (Azab ym. 2025).

Tulostetut näytteet (KeySplint Hard) valmistettiin DLP-tekniikalla nestemäisestä polymeerista. Kyseessä on kerroksittaistulostustekniikka, jossa kappale rakentuu 50 mikronisista kerroksista materiaalia lisäämällä siten, että jokainen kerros kovettuu valon vaikutuksesta. Tulostusresinejä on useita eri tyyppisiä. KeySplint Hard on puhdas kestonmuovi, jonka neste koostuu vain monometakrylaateista valmistajan mukaan. Seoksessa on lisäksi valo-initiaattori, inhibiittori ja väripigmentti. Valokovetuksen jälkeen syntyy lineaarisia polymeeriketjuja, joiden välillä ei ole ristsidoksia. Lopputuloksena on kestonmuovituote, jota voidaan pehmittää

ja liottaa. Myös tässä tapauksessa sidostuminen perustuu sekundaariseen IPN-mekanismiin, mutta on korostettava, että kaikki tulostusresiinit eivät ole kestumuoveja. Esimerkiksi Scheu Dental 3D-kiskomateriaalina käytetään voimakkaasti ristiinsilloitettua tulostusresiiniä (UEDMA eli uretaanietyylidimetakryaatti pohjainen ja bisEMA eli dimetakryaatti pohjainen), johon sidosta on vaikea saada. Tulostusresiinien monomeerien polymeroitumisreaktio ei ole täydellinen ja polymeeriin jää huomattavasti enemmän kovettumatonta monomeeria (*ns.* jäännösmonomeeria) verrattuna jyrskyyn tai perinteiseen akryyliin. Tämän seurauksena tulostettu polymeeri on muita heikompi, pehmeämpi ja vedenimemiskykyisempi, minkä takia se murtuu, lohkeaa ja värjäytyy nopeammin. (Azab ym. 2025).

Uuden muovin kiinnittyminen jo ristiinsilloituneeseen kovettuneeseen vanhaan muoviin sen pinnassa olevien reagoimatta jääneiden sidosten välityksellä on käytännössä mahdotonta. Tällainen kemiallinen kiinnitys on mahdollinen ainoastaan, kun uutta muovia lisätään välittömästi kovetetun muovin pinnalle. Uuden muovin kiinnittyminen jo kovettuneeseen vanhaan kestumuoviin tapahtuu aiemmin tässä kappaleessa kuvatun sekundaari IPN-mekanismien välityksellä. Muovin kiinnittyminen vanhaan muoviin sekundaari IPN-sidoksella on riippuvainen useasta eri tekijästä, kuten korjattavan polymetyylimetakrylaatin (PMMA) tyyppistä (ristiinsilloitumisaste), jäännösmonomeerin pitoisuudesta, pinnan karhennuksesta ja monomeerinesteellä (esim. sidosaineella) tapahtuvasta korjauspinnan kostuttamisajan pituudesta. Parempi IPN-sidos saadaan löyhästi ristiinsilloituneeseen PMMA pintaan karhentamalla pintaa, sekä pidentämällä monomeerinesteen kostuttamisaikaa. Lisäksi muovien kiinnitykseen vaikuttaa korjausmuovin rakenne ja viskositeetti, korjattavan muovin ikä, sekä polymeroitumisen täydellisyys. (Vallittu P. 1999).

Tässä tutkimuksessa käytettiin monomeerinesteen sijasta sidosainetta (Scotchbond Universal), jossa on mukana liuotinta, silaania ja fofaattimonomeeria (10-MPD). Kemiallinen kiinnitys vanhaan muoviin ei ole käytännössä mahdollista, koska kiskojen pintoja hiottiin ja hiominen poistaa pinnalle mahdollisesti jääneet reaktiiviset sidokset. Sidosaine kuitenkin edistää sekundaari IPN-sidoksen muodostumista, koska siinä olevat pienimolekyyliset monomeerit (HEMA) tunkeutuvat kestumuovirakenteen sisään. Samalla sidosaine kostuttaa korjattavaa pintaa ja muodostaa vettä hylkivän kerroksen, joka taas edistää juoksevan korjausaineen levittäytymistä pinnalle ja tunkeutumista hiekkapaperin tai freesarin jättämiin uriin. Lisäksi, kun sidosainetta kovetetaan ilmassa, pinnalle muodostuu tahmea happi-inhibitiokerros, joka

parantaa sidostumista. Sidosaineessa oleva tartunta-aine, eli silaani edistää tarttumista korjausaineessa olevan monomeerin kanssa. (Matinlinna ym. 2003, Rosca ym. 2016).

Tässä tutkimuksessa parhaimmat tulokset saatiin pidemmällä sidosaineen kostutusajalla (1 minuutti) puhtaan kestonmuovin pintaan (Keysplint Hard). Tulos selittyy materiaalin puhtaudella, jolla tarkoitetaan sitä, ettei materiaali sisällä ristsidoksia lineaaristen polymeeriketjujen välillä sekä tulostetun polymeerin pehmeydellä. Pehmeämpää pintaa on helpompaa liottaa ja samassa ajassa pienimolekyyliset monomeerit pääsevät tunkeutumaan ristiinsilloitumattomaan akryylin pintaa syvemmälle (ts. sisään), kuin esimerkiksi tehdaspolymeroituun ja painekattilassa polymeroituun polymeerimetakrylaatiin. Tämä selittää myös kohesiiviset murtumat, jotka olivat tyypillisiä tulostamalla valmistetulle kiskomateriaalille. Tämä tulos on linjassa Li ym. tutkimuksen kanssa, jossa huomattiin, että pinnan karhennus ylläpitää sidosta hyvänä myös väsytyksen jälkeen. Toisin sanoen, mekaaninen käsittely vähentää hydrolyysin heikentävää vaikutusta sidokseen. (Li ym. 2021). Jyrsimällä valmistetun ja perinteisen purentakiskon korjattavuudessa ei ollut tilastollista eroa, joka on linjassa sen kanssa, että molemmat ovat löyhästi ristiinsilloituneita polymeerimetakrylaatteja. Tutkimuksessa testattiin neljää eri sidostusmenetelmää ja tarkoituksena oli selvittää miten sylkikontaminaatio ja sidosaineen kostuttamisaika vaikuttavat sidoksen vahvuuteen. Tulokset osoittivat, että sekä sylkikontaminaatiolla, että sidosaineen kostuttamisajalla on tilastollista merkitystä sidoslujuuteen kaikkien kiskomateriaalien kohdalla. Sylkikontaminaation aiheuttama sidoslujuutta heikentävä vaikutus oli suurempi, kuin sidosaineen kostuttamisajan pidentämisen aiheuttama sidoslujuutta vahvistava vaikutus. Tulosten mukaan sylkikontaminaation vaikutusta ei siis pysty kumoamaan pidentämällä sidosaineen kostuttamisaikaa, vaan sylkikontaminaatio heikentää kiskomateriaalin ja korjausmateriaalin välistä sidosta joka tapauksessa.

7.3 Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet

Tutkimuksen toteutukseen liittyvät virhelähteet on otettava huomioon tutkimuksen tuloksia tarkastellessa. Tässä tutkimuksessa mahdollisia virhelähteitä on aiheutunut näytteiden valmistusvaiheessa. Näytteet pyrittiin valmistamaan mahdollisimman tasalaatuisiksi muun muassa käyttämällä samanlaista muottia ja tekemällä korjausmateriaalipilarista saman korkuinen jokaisessa näytteessä. Käytännössä annostelukorkeudessa oli kuitenkin vähäistä vaihtelua, mikä vaikuttaa valokovetuksen tehoon ja näin ollen myös sidoslujuuteen. Näytteiden

valmistuksessa käytettiin samaa valokovettajaa jokaisen näytteen kohdalla ja jokaista näytettä kovetettiin samalla tekniikalla ja yhtä kauan. On kuitenkin mahdollista, että esimerkiksi käden epävakaudesta aiheutuvat muutokset kovetuksen suunnassa tai etäisyydessä vaikuttavat valokovetuksen tehoon. Näytteet, joissa havaittiin ilmakuplia sidostuksen jälkeen, korvattiin uusilla, mutta pienimmät ilmakuplat ovat voineet jäädä havaitsematta ja vaikuttaa sidostuksen kestävyYTEEN. Näytteitä säilytettiin vedessä 37 asteen lämpötilassa noin kolmen kuukauden ajan ennen sidosljuustestejä. Vesisäilytyksellä pyrittiin simuloimaan purentakiskon olosuhteita suussa, mutta täysin todenmukaisia olosuhteita vesisäilytys ei vastaa. Lisäksi näytteiden valmistamisaikataulujen takia vesisäilytyksen pituudella joidenkin ryhmien välillä oli eroa noin yksi viikko.

Tutkimuksen vahvuudeksi voi lukea sen, että sen avulla pystyttiin melko yksinkertaisesti testaamaan sidosljuutta korjausmateriaalin ja eri purentakiskomateriaalien välillä. Sidosljuuteen vaikuttavat muuttujat saatiin laboratorio-olosuhteissa pidettyä hyvin kontrollissa ja mainittujen virhelähteiden vaikutus tulosten luotettavuuteen on pieni. Tulosten avulla saadaan tärkeää tietoa uuden korjausmateriaalin sidostuvuudesta yleisimpiin purentakiskotyyppeihin ja tietoa voidaan soveltaa kliiniseen käyttöön.

8 Johtopäätökset

Tämän tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että uusi korjausmateriaali T.K.O Composite Bite Turbo Gel Clear olisi sopiva käytettäväksi kaikkien tutkimukseen valittujen purentakiskotyypin korjaamisessa. Korjausaineen kanssa voidaan käyttää Scotchbond Universal sidosainetta ja sidostusvaiheessa tulee pyrkiä välttämään sylkikontaminaatiota esimerkiksi huolellisella hampaiden kuivauksella juuri ennen kuin kisko viedään suuhun tai eristämällä hampaita ohuella teflon nauhalla. Pidentämällä kostuttamisaikaa 20 sekunnista yhteen minuuttiin, sidostuksen lujuus saadaan paremmaksi. Paras korjattavuus on tulostetulla purentakiskolla, jonka valmistusmateriaali on Keysplint resiini. Perinteisen kiskon, eli kylmäakryylikiskon ja jyrityn (Polident) kiskon korjattavuudessa ei tämän tutkimuksen perusteella ole tilastollista eroa.

Tiivistettynä voidaan sanoa, että tärkeimpiä purentakiskomateriaalin ja valokovetteisen korjausaineen välistä kiinnittymistä parantavia seikkoja ovat kiskopinnan kevyt poraus (karhennus) PMMA-jauhehiukkasten paljastamiseksi, kiskopinnan riittävän pitkä monomeerineesteellä kostuttaminen, sekä juoksevan korjausaineen valinta.

Lähteet

- Andersson, A. Purentakiskojen korjaaminen ja siihen sopivat menetelmät. Syventävien opintojen kirjallinen työ. Turun yliopisto. Lääketieteellinen tiedekunta. Hammaslääketieteellinen laitos. 2025.
- Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, Ashraf M, Wally R, Soliman A, Mohamed MA, Abozaid D. Systematic review and meta analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials. *Sci Rep.* 2025;15(1):29207.
- Benli, M, Al-Haj Husain, N, Ozcan, M. Mechanical and chemical characterization of contemporary occlusal splint materials fabricated with different methods: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2023; 27:7115–7141.
- Bourgi R, Etienne O, Holiel AA, Cuevas-Suárez CE, Hardan L, Roman T, Flores-Ledesma A, Qaddomi M, Haikel Y, Kharouf N. Effectiveness of Surface Treatments on the Bond Strength to 3D-Printed Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Prosthesis.* 2025; 7(3):56.
- De Melo LS, Nóbrega PC, Do Amaral RPR, Tabata LF, Medeiros RA. Shear bond strength of different repairing materials on 3D printed occlusal splints. *Inte J Adhes Adhes.* 2025;138:103927.
- Formlabs. Guides. Additive vs. Subtractive Manufacturing. Viitattu 21.2.2026. Saatavilla <https://formlabs.com/blog/additive-manufacturing-vs-subtractive-manufacturing/>
- Gad MM, Al Hamad HM, Almohsin FM, Fouda SM, Akhtar S, Khan SQ, Rahoma A, Al-Qarni FD, Baba NZ, Al-Harbi FA. Repair strength of 3D-printed denture base resins: Effect of surface treatment and repair material type. *J Prosthodont.* 2024;1–11.
- Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104813.

- Gyölvézi B, Musta S. 3D-tulostettujen purentakiskomateriaalien kulumiskestävyys ja mekaaniset ominaisuudet. Opinnäytetyö AMK. Turun ammattikorkeakoulu, Hammastekniikan koulutusohjelma. 2020.
- Harberg J, Lyly J. Purentakiskot hoitomenetelmänä. Opas purentakiskojen valmistukseen. Opinnäytetyö AMK, Hammasteknikkokoulutus. 2019.
- Hanpongkittikun P, Jia-Mahasap W, Chaoklaiwong B. The Effect of Repair Materials and Surface Treatments on the Shear Bond Strength of 3D-Printed Provisional Restoration. *Eur J Dent.* 2025;19:735-742.
- Kuscu E, Klink A, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P, Huettig F. Bonding Interface and Repairability of 3D-Printed Intraoral Splints: Shear Bond Strength to Current Polymers, with and without Ageing. *Materials (Basel).* 2021;14(14):3935.
- Lastumäki T. Lasikuitulujuitetun sillan ja kruunun sidosominaisuudet uuteen muoviin. *Hammasteknikko* 2002; 2:5-8.
- Li R, Malik D, Sadid-Zadeh R. Effect of adding a hard-reline material on the flexural strength of conventional, 3D-printed, and milled denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2023;129(5):796.e1-796.e7.
- Matinlinna J, Lassila L, Vallittu P. Silaanit ja hammasteknisten materiaalien sidostaminen. *Hammasteknikko.*2003;4: 4-9.
- Li P, Krämer-Fernandez P, Klink A, Xu Y, Spintzyk S. Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;114:104227.
- Reunanen K, Tokoi J, Varjo V. Purentakiskojen valmistuksen murros – Digitaalisuuden käyttö purentakiskojen valmistuksessa Suomen hammaslaboratorioissa hyvinvointialueittain. Opinnäytetyö AMK, Hammastekniikka. 2023.

- Reymus M, Hickel R, Keßler A. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clin Oral Investig*. 2020; 24(12):4607-4615.
- Rosca B, Ramalho S, Sampaio-Fernandes JC, Portugal J. Reparability of two different CAD/CAM polymer materials using a light-cured composite and universal adhesives. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofacl*. 2016; 57(4): 189-196.
- Vallittu P. Muovit hammasprotetiikassa. *Hammasteknikkolehti*. 1999;3:4-10.
- Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17:61–67.
- Venezia P, Lo Muzio L, De Furia C, Torsello F. Digital manufacturing of occlusal splint: from intraoral scanning to 3D printing. *J Osseointegr*. 2019; 11(3):92-96.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why Do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *J Dent Res*. 1997; 76(6):1298–1307.
- Waldecker M, Leckel M, Rammelsberg P, Bömicke W. Fully digital fabrication of an occlusal device using an intraoral scanner and 3D printing: A dental technique. *J Prosthet Dent*. 2019; 121(4):576-580.