

Antti Lager, Miika Kähäri

3D-tulostetun med610-biomateriaalin soveltu- vuus purentakiskomateriaaliksi

Purentakiskomateriaalien kulutuskestävyysvertailu

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Hammasteknikko

Hammastekniikan koulutusohjelma

Opinnäytetyö

7.11.2016

<p>Tekijät Otsikko</p> <p>Sivumäärä Aika</p>	<p>Antti Lager, Miika Kähäri 3D-tulostetun med610 biomateriaalin soveltuvuus purentakisko- materiaaliksi</p> <p>29 + 1 Liite Syksy 2016</p>
<p>Tutkinto</p>	<p>Hammasteknikko</p>
<p>Koulutusohjelma</p>	<p>Hammastekniikan koulutusohjelma</p>
<p>Suuntautumisvaihtoehto</p>	<p>Hammastekniikka</p>
<p>Ohjaajat</p>	<p>Lehtori Heimo Lehtimäki Lehtori Kari Markkanen</p>
<p>Opinnäytetyössä tutkittiin eri purentakiskomateriaalien kulutuskestävyyttä. Vertailussa oli mukana neljä eri materiaalia, joista kolme oli erilaisia keitto- ja kylmäakryylejä ja yksi oli bioyhteensopiva 3D-tulostettava med610 PMMA -fotopolymeeri.</p> <p>3D-tulostaminen yleistyy hammasteknisellä alalla, joten uusia materiaaleja kehitetään jatkuvasti. Akryylistä ja bioyhteensopivista tulostemateriaaleista valmistetaan erilaisia kojeita, joista suurimman vaatimuksen kestävyydelle asettaa purentakisko. Oppilaitoksella käytävissä olevasta med610 PMMA -fotopolymeeristä ei ollut tehty kulutuskestävyytustutkimusta, joten materiaalille toteutettiin kulutuskestävyysvertailu pidempään käytössä olleiden materiaalien kanssa.</p> <p>Kokeeseen valmistettiin tutkittavista materiaaleista kiekkoja, joita kulutettiin Pin-On-Disc-kulutuskoelellä. Kuluttavana kappaleena käytettiin zirkoniakuulaa. Koekappaleisiin syntyi kulutusuria, jotka kuvattiin pyyhkäisyelektronimikroskoopilla. Kuvista mitattiin tarkat uralevydet sekä saatiin tärkeää informaatiota materiaalien mikrorakenteesta. Osana opinnäytetyötä tulostettiin myös purentakisko kliinistä seurantaan varten. Tarkoituksena oli kerätä lisää tietoa digitaalisesti suunnitellun ja tulostetun purentakiskon valmistusprosessista.</p> <p>3D-tulostetuissa koekappaleissa havaittiin suurimmat keskinäiset eroavuudet kulutusurien leveyksissä, sekä kappaleisiin syntyneiden kulutusurien pinnanmuodoissa. Urien vaihteluväli oli 1737 mikrometriä. Muiden materiaalien kuluminen oli tasaisempaa: kulutusuraleveyksien vaihteluväli oli 143 – 189 mikrometriä. Muut materiaalit myös näyttivät kulutuspinnoiltaan tasaisemmilta.</p> <p>Opinnäytetyön tuloksia voidaan hyödyntää hammaslaboratorioissa materiaalien ja valmistusmenetelmien valinnassa. Jatkotutkimuksia kulutuskestävyydestä voisi suorittaa erilaisten tulostettavien biomateriaalien välillä.</p>	
<p>Avainsanat</p>	<p>3D-tulostaminen, abraasio, biomateriaali, CAD/CAM, purentakisko</p>

Authors Title	Antti Lager, Miika Kähäri Suitability of 3D-printed med610 Biomaterial for Use in Bite Splints
Number of Pages Date	29 + 1 appendix Autumn 2016
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Dental Technology
Specialisation option	Dental Technology
Instructors	Heimo Lehtimäki, Senior Lecturer Kari Markkanen, Senior Lecturer
<p>The thesis studied the wear resistance of various bite splint materials. The comparison included four different materials: three of the materials were hot and cold curing acrylics and one was a biocompatible and 3D-printable med610 PMMA photopolymer.</p> <p>The field of 3D printing is growing in dental technology and new materials are constantly being developed. Different types of dental appliances are being produced from acrylic and 3D-printable biocompatible materials. In general, bite splints require a strong and wear resistant material. No study was found on wear resistance of med610 PMMA-photopolymer, therefore a comparative study on the wear resistance of four different bite splint materials was carried out.</p> <p>Samples were produced out of the four materials to be used in the test. The device used was a Pin-On-Disc tribometer and the abrasive piece used was a zirconia ball. For maximum precision, a scanning electron microscope was used to measure the width of the indentations and to examine the surface microstructure. A 3D-printed bite splint for clinical monitoring was also produced as a part of the thesis. The aim was to gather information about the manufacturing process of a digitally designed bite splint.</p> <p>Out of the measured samples, the width of the indentations between the 3D-printed samples varied the most as well as the surface microstructure. Width variation between the indentations was 1737 μm. The wear of the other materials was more even: variations between the indentations were 143 - 189 μm. The worn surfaces of the other materials also seemed smoother.</p> <p>The results of the thesis can be used in dental laboratories in the selection of materials and manufacturing methods. Further studies about the wear resistance between different kinds of 3D-printable biomaterials would prove useful.</p>	
Keywords	3D-printing, abrasion, biomaterial, bite splint, CAD/CAM

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Tavoite ja lähtökohdat	2
2.1	Tutkimusmenetelmä	2
2.2	Aiempaa tutkimusta	2
3	Purentakisko	4
3.1	Yleisimpiä purentakiskomateriaaleja	5
3.2	Purentakiskon valmistustekniikoita	5
4	3D-tulostaminen	7
4.1	Tulostin	7
4.2	Tulostemateriaali	8
5	Kulutuskoe	9
5.1	Koekappaleiden valmistaminen	9
5.2	Koejärjestelyt	10
5.3	Koevakioiden määrittäminen	12
6	Mittaaminen	14
6.1	Pyyhkäisyelektronimikroskoopin toimintaperiaate	14
6.2	SEM-kuvantaminen	15
7	Tulokset	16
7.1	Keittoakryyli	17
7.2	Kylmäakryyli	18
7.3	Ivocap-injektioakryyli	19
7.4	med610	20
8	Potilastapaus	22
8.1	Potilas	23
8.2	Purentakiskon toimivuus potilaalla	24
9	Pohdinta	25
	Lähteet	27

Liitteet

Liite 1. Potilashaastattelu

1 Johdanto

Purentakisko on suuhun valmistettava koje, jolla hoidetaan purentaelimen toimintahäiriöitä. Häiriön voi aiheuttaa mm. purennassa tapahtuneet muutokset, stressi tai väsymys ja se ilmenee usein öisenä bruksaamisena eli hampaiden narskutteluna tai purentalihasten ylijännittyneisyytenä. Oireina voi olla pää-, hammas-, lihas- ja nivelkipuja sekä hampaiden nopeaa kulumista. (Magnusson – Carlsson – Nordberg 1987.)

Opinnäytetyön tarkoituksena on testata bioyhteesopivan med610-tulostemuovin soveltuvuus purentakiskomateriaaliksi. Lähtökohtaisesti tulostemuovi on työstettäessä ollut huomattavasti pehmeämpi muihin akryyleihin verrattuna, joten sen kulutuskestävyyttä lähdettiin vertaamaan perinteisiin purentakiskomateriaaleihin. Kulutuskestävyysvertailun lisäksi opinnäytetyössä valmistettiin 3D-tulostettu purentakisko potilaan käyttöön.

CAD/CAM on yleistymässä hammastekniikassa, ja Suomessakin on jo laboratorioita, jotka valmistavat purentakiskoja 3D-tulostamalla. Perinteisissä menetelmissä ei varsinaisesti ole mitään vikaa, mutta työn digitalisaatio vähentää tarvetta käsitellä ja työstää materiaaleja. Ohjelmien kehittyessä työskentelyaika tulee vähenemään, ja kiskoja voidaan tulostaa useita samaan aikaan.

Kiitokset opinnäytetyössä auttaneille tahoille: Oskari Ryti Metropolia Ammattikorkeakoulusta suoritti koekappaleiden kuvaamisen ja mittaukset. Olli Ylöstalo Aaltoyliopistolta lainasi Pin-On-Disc -materiaalikulutuskokeen ja opasti sen käytössä.

2 Tavoite ja lähtökohdat

Opinnäytetyön tavoitteena oli verrata 3D-tulostettavan med610-biomateriaalin kulutuskestävyyttä kolmeen eri purentakiskomateriaaliin. Vertailu tehtiin kokeella, jossa kaikkia materiaaleja kulutettiin vakioarvoilla. Materiaalien kulutuskestävyydestä saatiin tietoa mittaamalla kulutettaviin kappaleisiin syntyneet urat. Kulutuskestävyyksien mittauksen lisäksi havaintoja tehtiin myös kuluneiden pintojen karkeudesta. Tulosten mittaamiseen käytettiin pyyhkäisyelektronimikroskooppia, joka sopii juuri pinnanmuotojen tutkimiseen.

Koekappaleiden lisäksi tehtiin 3D-tulostettu purentakisko kolmen kuukauden kliinistä seuranta varten. Kiskolle suoritettiin tarvittavat mittaukset ennen ja jälkeen seurannan.

2.1 Tutkimusmenetelmä

Tutkimusmenetelmänä käytettiin kvantitatiivista empiiristä koetta. Valinta tehtiin siitä syystä, että vastaavanlaista tutkimusta tulostetun materiaalin kulutuskestävyydestä ei ollut. Vakioidulla kulutuskokeella materiaalia pystyttiin vertaamaan enemmän käytettyihin muoveihin. Kvantitatiivisen tutkimisen mukaisesti jokaisesta materiaalista valmistettiin useampi kulutettava kappale kokeen luotettavuuden lisäämiseksi.

2.2 Aiempaa tutkimusta

Opinnäytetyötä valmisteltaessa suoritettiin kirjallisuuskatsaus koskien med610-biomateriaalin kulutuskestävyyttä. Malmön yliopistossa vuonna 2015 tehdyssä tutkimuksessa tutkittiin eri purentakiskomateriaalien kestävyyttä uutena ja 6 kuukautta vastaavan ikäkäsittelyn jälkeen. Tutkimuksessa käsiteltiin, mm. taivutuslujuuksia sekä pinnan naarmuuntumista hankauskokeella, mutta kulutuskestävyyttä ei ollut tutkittu. Tutkimus kattoi kolme materiaalia, jotka olivat med610

tulostemuovi, keittoakryyli ja jyrstetty akryyli. Taivutuslujuuskokeessa med610 ei täyttänyt ISO-standardin 20795-2 vaatimuksia. Uutena kestävyys oli keskimäärin 42 MPa ja ikäkäsittelyn jälkeen keskimäärin 26 MPa, kun standardin minimivaatimus on 50 MPa. (Jakobsson – Larsson 2015.) Materiaalivalmistaja kuitenkin ilmoittaa taivutuslujuudeksi 75 - 110 MPa (Stratasys 2014).

3 Purentakisko

Purentakisko on muovista valmistettu irrotettava laite, jota käytetään purentaelimen toiminnallisten häiriöiden hoitoon. Se voidaan valmistaa ylä- tai alaleukaan ja sillä estetään ylä- ja alahampaiden suora kontakti toisiinsa. Purentakisko on tehokkaaksi todettu hoitokeino (Doepel 2011) ja sen teho perustuu mm. purentakorkeuden lisäämiseen ja lihasten refleksinomaisen aktiviteetin pienentämiseen. (Magnusson ym. 1987.)

Purentakiskoja valmistetaan erilaisia vaivoista riippuen. Vaivat voivat ilmetä päänsärkynä, lihas- ja nivelkipuna tai hampaiden kulumisena. (Magnusson ym. 1987.)

Stabilisaatiokisko on purentakiskotyypeistä yleisin. Kiskotyypit voidaan karkeasti jakaa kahdenlaisiin: kiskoihin, joissa on kontakti kaikkiin vastaleuan hampaisiin, sekä kiskoihin, joissa on kontakti vain osaan vastaleuan hampaista. Stabilisaatiokiskon lisäksi muita ensimmäisenä mainitun ryhmän kiskoja ovat molaaritukikisko ja Shoren levy. Molaaritukikisko on nimitys stabilisaatiokiskolle, joka valmistetaan alaleukaan, josta on poistettu poskihampaat. Shoren levy ei ulotu hampaiden fakiaalipinnalle, joten se sopii käytettäväksi myös päivisin bruksaaville. Purentakorkeus ei nouse niin paljon kuin stabilisaatiokiskolla, joten Shoren levy sopii myös paremmin potilaille, joilla on syvä purenta. (Magnusson ym. 1987.)

Toisen ryhmän kiskotyyppeihin kuuluu relaksaatiolevy, jota käytetään lihasperäisten vaivojen hoitoon ja päiväkisko, joka sopii päiväbruksaajille. Relaksaatiolevyssä kontakti vastaleuan hampaisiin on ainoastaan etualueella, päiväkiskossa taka-alueella. (Magnusson ym. 1987.)

3.1 Yleisimpiä purentakiskomateriaaleja

Lämpöpolymeroituvat akryylit, keittoakryylit, ovat suosittuja lujuutensa ja vähäisen jäännösmonomeerinsa ansiosta. Kylmäakryyli, jonka polymeroituminen käynnistyy kemiallisella initiaattorilla, sisältää keittoakryyliä enemmän jäännösmonomeeria. Akryyliseos valmistetaan polymetyylimetakrylaattijauheesta (PMMA) ja metyylimetakrylaattinesteestä (MMA) (Hammastekniikan opetusmoniste). Jäännösmonomeeri on polymerisaation jälkeen kappaleeseen jäävää ylimääräistä polymeroitumatonta monomeeria, mikä poistuu kappaleesta käytössä suurimmaksi osaksi ensimmäisten kolme päivän aikana. Keittoakryyli sisältää 0,2 - 0,7 painoprosenttia jäännösmonomeeria ja kylmäakryyli 3 - 5 painoprosenttia. (Hautaniemi – Vallittu 2003).

Akryyllillä on kyky imeä itseensä vettä: jokainen prosentti vettä aiheuttaa 0,23 % lineaarisen laajentumisen akryyllissä. Laboratoriokokeet osoittavat veden aiheuttaman laajentumisen vastaavan valmistusprosessin jälkeistä jäähtymissupistumista. (Anusavice 1996.) Veden imukyky on suhteessa jäännösmonomeerin määrään: kappaleissa, joissa on enemmän jäännösmonomeeriä imevät enemmän vettä (Anusavice 1996; Arab – Newton – Lloyd 1989).

3.2 Purentakiskon valmistustekniikoita

Purentakiskon aihio valmistetaan perinteisesti kipsimallin päälle joko vahasta tai puttysilikonista. Aihioista valmistetaan kipsimuotti, johon prässätään akryyliseos. Kylmäakryylista valmistettaessa kiskon voi muotoilla suoraan kipsimallin päälle, jolloin erillistä muottia ei tarvita. Kylmäakryylin käytön selvänä etuna on valmistusnopeus. Materiaalivalmistajat ovat kehittäneet erilaisia tapoja käsitellä lämpöpolymeroituvaa akryyliä, joissa ei altistuta juurikaan monomeerille valmistusprosessissa. Jatkuva ihokontakti monomeerin kanssa voi aiheuttaa yliherkkyyttä (Rajaniemi 1987). Purentakiskon voi myös valmistaa lämpömuokattavasta vetolevystä. Levy lämmitetään ja imetään vakuumilla suoraan kipsimallin päälle.

Uusimmat menetelmät perustuvat digitaaliseen suunnitteluun. Tietokoneella suunniteltu kisko on mahdollista valmistaa joko jysimällä tai 3D-tulostamalla. Jysimällä valmistettu kisko on lähtökohtaisesti tasalaatuinen materiaaliltaan, sillä se valmistetaan teollisesti tuotetusta valmiiksi polymeroidusta akryylikappaleesta (Ivoclar 2016). Hukkamateriaalia syntyy melko paljon, mutta riskit materiaalivirheisiin ovat minimaaliset. 3D-tulostamisessa tulostustekniikasta riippuen hävikkiä syntyy ainoastaan mahdollisista tukiaineista tai -pilareista (Canorama n.d.). Tulostaminen on myös kustannustehokasta, sillä se vapauttaa teknikon muihin töihin valmistusprosessin ajaksi ja usean kappaleen yhtäaikainen valmistaminen voi tapahtua vaikka yöaikaan. CAD/CAM -järjestelmien suosio on hammasteknisellä alalla kasvussa ja ne ovat jo edistyneimmissä hammaslaboratorioissa käytössä.

4 3D-tulostaminen

3D-tulostaminen on digitaalisesti suunnitellun kappaleen valmistamista kerros kerrokselta laitteella, jonka tulostuspää operoi x-, y- ja z-akselien suuntaisesti. Tulostustekniikoita on erilaisia, joista yleisimpiä ovat mm. stereolitografia (SLA), selective laser sintering (SLS) (RP-case 2014).

SLA-tekniikalla 3D-malli tulostetaan kovettamalla nestemäistä fotopolymeerihartsia kerroksittain UV-lasersäteen avulla. Jokaisen kerroksen jälkeen tulostusalusta laskeutuu asteittain nestemäiseen hartsiin, ja uusi kerros kovetetaan edellisen päälle. Mallin valmistuttua alusta nousee ylös altaasta ja ylimääräinen hartsi valutetaan pois. (Canorama n.d..)

SLS-tekniikka käyttää tulostettavan kappaleen valmistamiseen laseria, joka kovettaa ja sidostaa mm. muovi- tai metallijauhetta kerros kerrokselta. Tulostetun kerroksen jälkeen alusta laskeutuu alaspäin ja seuraava kerros rakentuu edellisen päälle. Alusta jatkaa laskeutumista, kunnes tulostettava kappale on valmis. (Canorama n.d..)

4.1 Tulostin

Käytettävissämme oleva tulostin oli Metropolia Ammattikorkeakouluun syksyllä 2014 hankittu Stratasys Objet Eden 260V. Laitte käyttää Polyjet-tekniikkaa ja yhtenä materiaalina käytetään nestemäistä UV-kovetteista fotopolymeeriä. Tulostuspää suihkuttaa fotopolymeeriä ohuina kerroksina ja kovettaa sen prosessin edetessä UV-valolla heti suihkutuksen jälkeen. (Proto3000 2016.)

Varsinainen tulostettava kappale rakentuu pois pestävän tukiaineen ympäröimänä. Tulostimella päästään 16 mikrometrin kerrospaksuuteen. (Proto3000 2016.)

4.2 Tulostemateriaali

3D-tulostamisessa on saatavilla laaja skaala eri materiaaleja muoveista ja keraameista metalleihin. Materiaalista riippuen olomuoto vaihtelee mm. kiinteiden lankamuotoisten syötteiden ja jauheiden sekä nesteiden välillä. Kehittyneimmillä tulostimilla päästään jo 14 mikrometrin tarkkuuteen (Stratasys 2016b).

Muovimateriaaleja löytyy markkinoilta satoja: kirkkaita, värjättyjä, elastisia ja kovia. Oppilaitoksemme 3D-tulostimessa käytetään bioyhteensopivaa med610 PMMA akryyli-fotopolymeeriä. Fotopolymeerit ovat nestemäisiä muoveja, joita kovetetaan selektiivisesti UV-valolla (Alonen – Alonen – Hietikko 2016).

Bioyhteensopiva materiaali ei saa aiheuttaa hylkimisreaktiota elimistössä. Bioyhteensopivuuden vaatimuksina ovat mm. myrkyttömyys, liukenemattomuus ja allergisoimattomuus limakalvokontaktissa, koska materiaali on jatkuvassa vuorovaikutuksessa kudosten kanssa. Bioyhteensopivuutta säädellään useilla standardeilla. Näistä merkittävin on ISO 10993-1, jolla määritellään bioyhteensopivuuden testausmenetelmät. (Parker 2015.) Materiaalivalmistaja Stratasys ilmoittaa med610-biomateriaalin soveltuvan 24 tunnin limakalvokontaktiin (Stratasys 2016a).

5 Kulutuskoee

Kulutuskokeen tarkoituksena oli jäljitellä suun olosuhteita: syljen liukastava vaikutus ja oikea purentapaine. Paine oli tarkoitus laskea keskimääräisten taka-alueen purentavoimien keskiarvosta, jakaen se molaari- ja premolaarialueen kontaktihampaiden määrällä. Koevakioita määritettäessä jouduttiin kuitenkin nostamaan painetta jotta saatiin mitattavissa olevia tuloksia.

5.1 Koekappaleiden valmistaminen

Kokeeseen valmistettiin halkaisijaltaan 40 mm kiekkoja neljästä eri materiaalista: kolme kiekkoa kolmesta perinteisestä materiaalista ja kuusi kiekkoa 3D-tulostettavasta muovista. Alun perin tulostettuja kiekkoja valmistettiin kolme kappaletta, mutta kulutuskoetulosten suurten erojen vuoksi valmistettiin kolme lisäkiekkoa.

Materiaaleina käytimme keitto- ja kylmäakryyliä, jotka ovat yleisimmin käytetyt purentakiskomateriaalit, sekä Ivocap-injektioakryyliä ja bioyhteensopivaa med610 -3D-tulostettavaa muovia. Keitto- ja kylmäakryylit olivat Ivoclarin valmistamia, ProBase Hot ja Cold. Akryyliseos kiekkoihin valmistettiin silmämääräisesti sekoittamalla.

Koekappaleen mallin suunnittelimme Rhinoceros -3D-suunnitteluohjelmalla ja tulostimme sen med610:sta. Printatusta kiekosta tehtiin putty-silikonimuotteja, joita käytimme muiden koekiekkojen valmistamiseen. Keittoakryyli- ja Ivocap-kiekkoja varten tehtiin ensin muotin avulla vahakiekkoja, joiden avulla tehtyihin kipsimuotteihin akryylit prässättiin. Käsien valmistetut kiekot viimeisteltiin sorvaamalla ne tasapaksuisiksi, jonka jälkeen kulutettava pinta hiottiin karkeudeltaan 1200 vesihiomapaperilla. Kulutettavat pinnat viimeisteltiin pehmeällä puuvillalaukalla käyttäen hohkakiviseosta ja kiillotettiin Porceny Hydon -kiillotusaineella ja säämiskälikalla.

5.2 Koejärjestelyt

Kulutuskokeessa käytettiin Aalto-yliopiston mekatroniikan laboratoriolta lainattua Pin-On-Disc materiaalikulutuskoejettä (Kuvio 1). Kojessa on pyörivä alusta, johon materiaalikiekkö kiinnitetään. Kulutus tapahtuu pistemäisellä alueella. Kuluttava materiaali ja pistepaine ovat muutettavissa.



Kuvio 1 Pin-On-Disc -materiaalikulutuskoejettä

Kuluttavana kappaleena käytettiin zirkoniasta valmistettua halkaisijaltaan kahdeksan millimetrin kuulaa (Kuvio 2). Kuula valmistettiin sintraamattomasta zirkoniasta käsin. Haluttu pyöreys saatiin hiomalla zirkoniaa kahden erikoiskovasta kipsistä valmistetun levyn välissä, joista toisessa oli kuoppa kuulalle. Kuopassa käytettiin 50 μ m alumiinioksidia hiovana osana. Valmis kuula-aiho sintrattiin ja kiillotettiin käsiporalla. Kiillotuksessa käytettiin kiillotushuopakartioon muotoiltua kuoppaa, missä kuula mahtui pyörimään. Kuulaa pyöritettiin käsiporaan kiinnitettävällä kiillotushuopalaikalla ja kiillotusaineena käytettiin VITA:n timanttihiomatahnaa. Zirkonia valikoitui kuluttavaksi materiaaliksi, koska se oli kova ja helposti saatavilla. Zirkonian kovuus on Vickersin asteikolla n. 13 GPa (Ivoclar Vivadent 2011).

Kulutettavaan koekappaleeseen kohdistuvaa painetta säädettiin irtopainoilla. Pyörimisnopeus pystyttiin vakioimaan, joten kaikki koekappaleet pystyttiin pyörittämään samalla nopeudella läpi. Vakioitu kierroslukumäärä ja kuluttavan kappaleen etäisyys kuluttavan kappaleen keskipisteestä määritti pyöritettävän matkan.



Kuvio 2 Pintaa kuluttava zirkoniakuula

Kulutuskokeessa irtoavan materiaalin toimiminen hiovana osana tai liukasteena zirkonian ja eri muovien välissä minimoitiin poistamalla irronnutta materiaalia aktiivisesti kokeen edistyessä. Menetelmänä käytettiin jatkuvaa paineilmapuhallusta yhdistettynä uraa pyyhkivään siveltimeen (Kuvio 3).



Kuvio 3 Paineilman ja siveltimen yhdistetty voima

5.3 Koevakioiden määrittäminen

Koevakiota haettaessa ongelmia tuotti selvästi mitattavien tulosten saaminen normaalilla purentapaineella. Ensimmäinen pilottiajo suoritettiin neljälle koekappaleelle, jolloin kutakin materiaalia oli yksi näyte. Koe suoritettiin viiden kilon kohdepainolla kuivana. Kierroslukumäärä oli 3000 ja nopeus oli 70 kierrosta minuutissa. Näillä vakioilla havaittiin kulumista vain kahdessa koekappaleessa, Ivocap-injektioakryylissä ja Ivoclar-keittoakryylissä. Med610 tulostemuoviin tai Ivoclar-kylmäakryyliin ei syntynyt mitattavissa olevaa kulumaa lainkaan. Ensimmäisessä pilotissa ei käytetty irtoavan materiaalin poistoa, joka saattoi muokata kulumistulosta koekappaleissa, joissa havaittavaa kulumista oli.

Toinen pilottiajo suoritettiin voitelevan nesteen kanssa ja painoa lisättiin 7,5 kiloon. Neste koostui vedestä ja siihen sekoitetusta Sironan DENTATEC –jyrsinvoiteluaineesta. Voiteluaineen oli tarkoitus jäljitellä syljen voitelevaa ominaisuutta suussa. Lisäksi nesteen ajateltiin poistavan irtoavaa materiaalia kappaleen pinnasta. Järjestely ei ollut riittävä, koska yhteenkään koekappaleeseen ei syntynyt uraa. Ainoa havaittava muutos kaikissa koekappaleissa oli silmin nähtävä raita, mutta ei mitattavaa kulumista.

Kolmas pilotti tehtiin kymmenen kilon kokonaispainolla ja nesteestä poistettiin voiteluaine, eli kokeessa käytettiin pelkkää vettä. Kierrosnopeutta lisättiin 80 kierrokseen minuutissa ja kierrosten määrää nostettiin neljään tuhanteen. Tulokset olivat tarkasteltaessa samankaltaisia toisen pilottiajon kanssa. Koekappaleissa ei siis ollut havaittavaa kulumista.

Neljäs pilottiajo tuotti halutun kaltaisen tuloksen: kaikkiin koekappaleisiin syntyi havaittava ura. 3D-tulostetuissa koekappaleissa havaittiin selkeitä poikkeamia (Kuvio 4). Painoa kokeessa oli kymmenen kiloa, nestettä ei enää käytetty ja irtoavan materiaalin poisto hoidettiin paineilmalla sekä siveltimellä. Pyöritetty kokonaismatka oli 389,6 m.

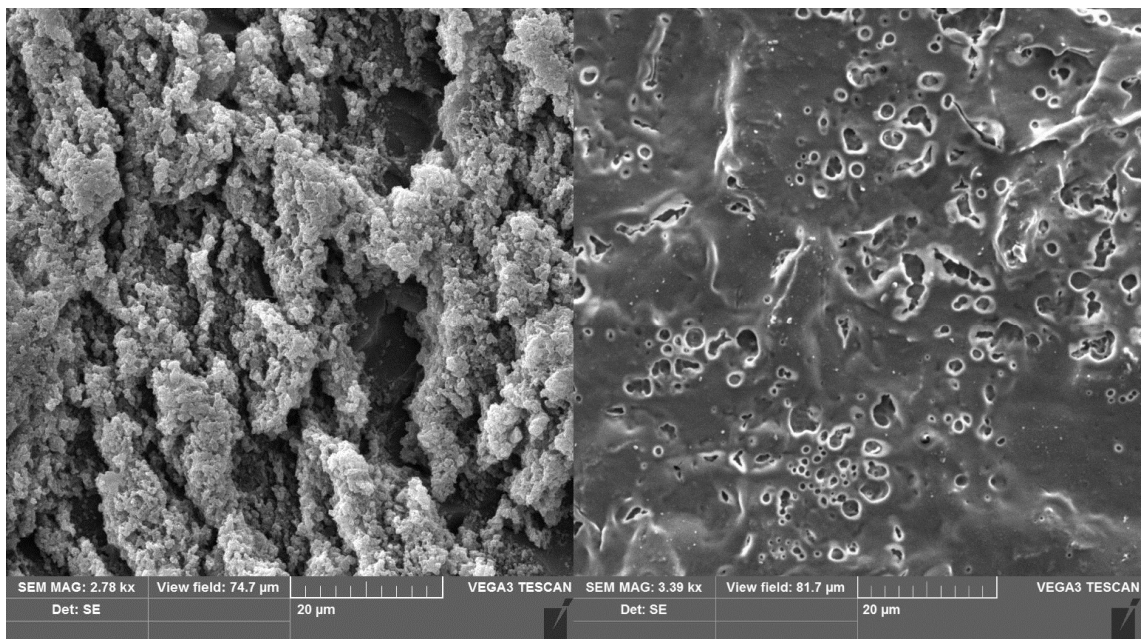


Kuvio 4 3D-tulostettujen koekappaleiden kulutusuria

Kulutuskoe toteutettiin neljännen pilottiajon arvoilla. Lopulliset arvot olivat kymmenen kilon paino, kierrosmäärä 4000 ja kierrosnopeus 80 kierrosta minuutissa. Koevakiot päätyivät lopulta kauas suunnitelluista suun olosuhteiden jäljittelystä, mutta kulutuskestävyyden mittaaminen onnistui.

6 Mittaaminen

Koekappaleisiin syntyneet urat mitattiin Metropolia AMK:n pyyhkäisyelektronimikroskoopilla (SEM, Scanning Electron Microscope). Sillä saatiin kulutuspinnoista mahdollisimman yksityiskohtaisia suurennoksia, jollaisia ei silmällä tai tavallisella valomikroskoopilla pysty näkemään. Urien leveyksistä saatiin mitat mikrometrin tarkkuudella. Koekappaleista otettujen kuvien suurennokset vaihtelivat 70 - 9000 -kertaisina (Kuvio 5).



Kuvio 5 Lähikuvia urien pohjista: med610 (vas) suurennettuna 2780-kertaiseksi ja Ivocap-injektioakryyli suurennettuna 3390-kertaiseksi.

6.1 Pyyhkäisyelektronimikroskoopin toimintaperiaate

Pyyhkäisyelektronimikroskooppi koostuu mm. elektronitykistä, sähkömagneettisista linseistä, näytekammerista sekä analysaattoreista. Mikroskooppiin muodostetaan vakuumi, missä elektronit voivat häiriintymättä kulkea. Elektronitykillä tuotetaan elektronisuihku korkean jännitteen avulla. Elektronisuihku ohjataan ja kohdistetaan sähkömagneettisilla linseillä kuvattavan kappaleen pintaan. Pinnasta takaisin emittoituvia elektroneja sekä röntgensäteilyä mitataan erilaisilla

analysaattoreilla. Tiedot johdetaan tietokoneelle, jossa informaatiosta muodostetaan kuvia. (FEI 2010.)

6.2 SEM-kuvantaminen

Elektronimikroskoopista SEM sopii parhaiten kappaleiden pinnanmuotojen kuvaamiseen. Toisin kuin TEM (Transmission Electron Microscope), jossa elektroneilla läpäistään kuvattava kappale, SEM:lla elektronit kimpoavat kappaleen pinnasta. (FEI 2010.)

SEM:lla saadaan hyvin yksityiskohtaisia kuvia kappaleiden pinnanmuodoista. Tyypillisiä SEM:n käyttökohteita ovat mm. pinnoitustarkastukset, materiaalmurtumien syiden selvitykset tai ruostevaurioiden tarkastaminen (Lahden opetusverkko n.d.).

7 Tulokset

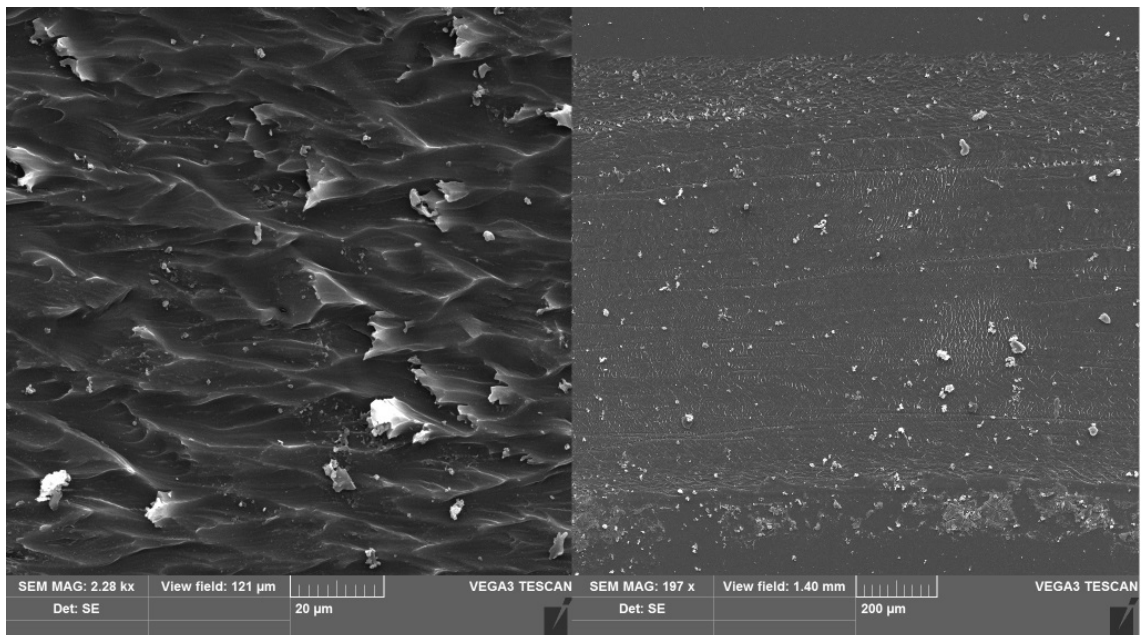
Kuvissa näkyy selviä eroja materiaalien mikrorakenteessa. Perinteiset kylmä- ja keittoakryylit osoittautuivat tasalaatuisemmiksi kuin tulostettu muovi. Kulutuskestävyys Ivocap-injektioakryylin ja kylmäakryylin välillä oli samaa luokkaa, kun taas keittoakryyli kului testissä vähiten. Tulostemuovin mittaustulokset olivat hyvin vaihtelevia kuuden eri koekappaleen välillä.

7.1 Keittoakryyli

Keittoakryylikiikkojen uraleveysien keskiarvo ja vaihteluväli olivat testin pienimmät (Taulukko 1). Kuvien perusteella keittoakryylissä esiintyy vähiten kulutuspinnan karkeutta ja materiaali vaikuttaa testin tiiveimmältä (Kuvio 6).

Taulukko 1 Keittoakryyli

Kiekot	Uran leveys
1.	1028 μm
2.	1056 μm
3.	1171 μm
Keskiarvo	1085 μm
Vaihteluväli	143 μm



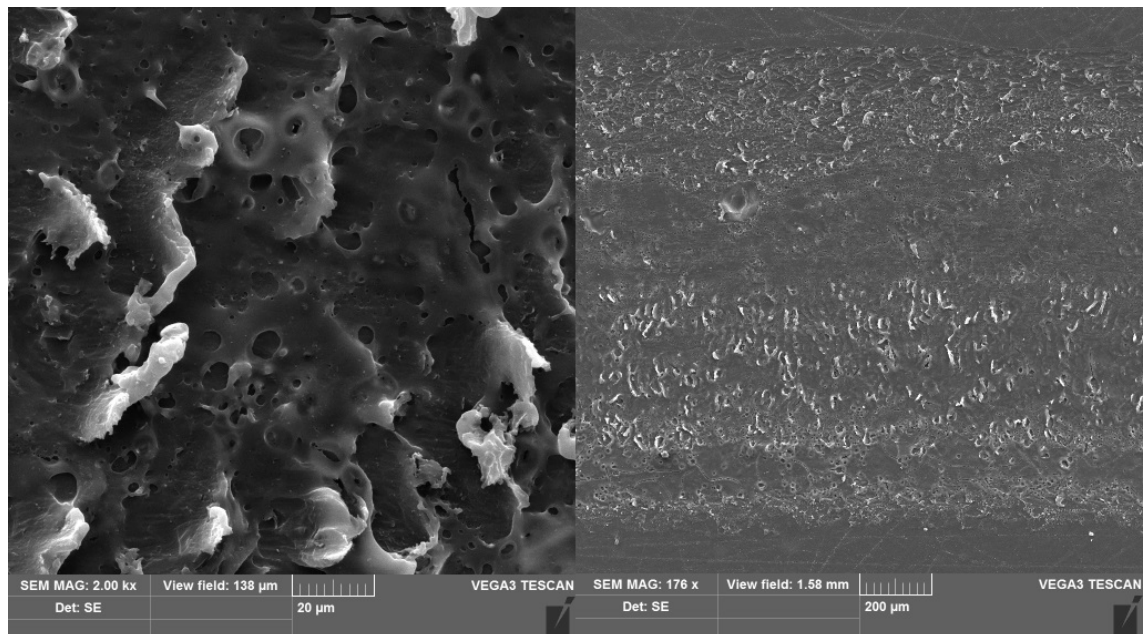
Kuvio 6 Lähikuvia keittoakryylistä: vasemmalla 2280- ja oikealla 197-kertainen suurennos.

7.2 Kylmäakryyli

Kulutuskokeessa kylmäakryyli ei yltänyt keittoakryylin tasolle kulutuskestävyydessä ja uraleveysissä oli suurempi vaihteluväli. Kiekot kuluivat keskimäärin 245 μm enemmän ja vaihteluväli oli 40 μm suurempi. (Taulukko 2.) Materiaalin kuluuspinta vaikuttaa myös lähikuvissa karkeammalta (Kuvio 7).

Taulukko 2 Kylmäakryyli

Kiekot	Uran leveys
1.	1229 μm
2.	1412 μm
3.	1348 μm
Keskiarvo	1330 μm
Vaihteluväli	183 μm



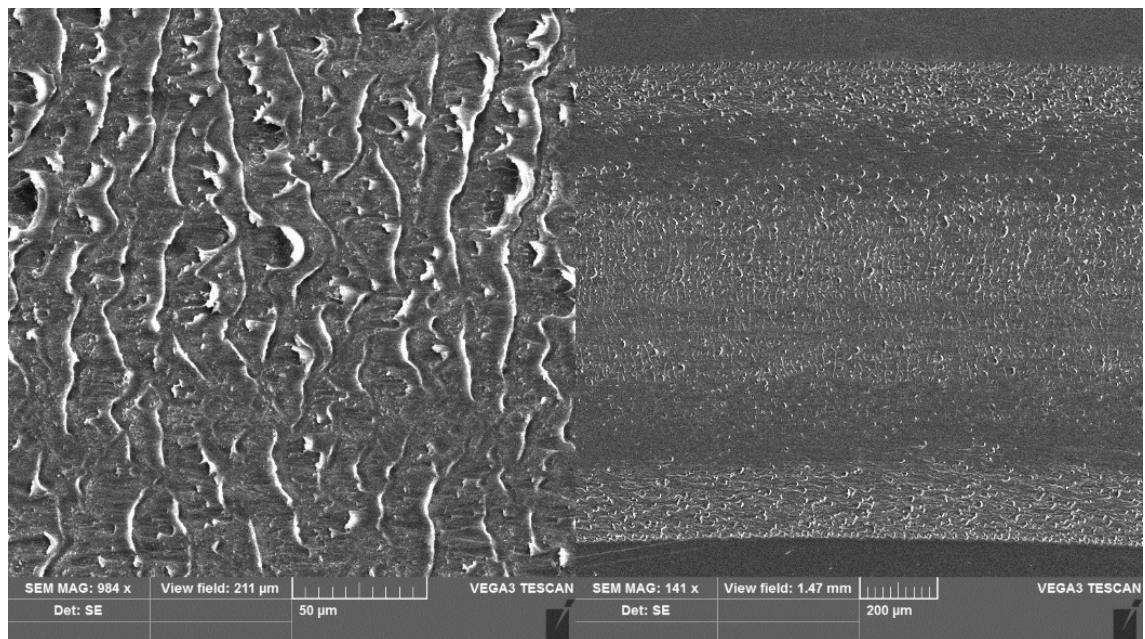
Kuvio 7 Lähikuvia kylmäakryylistä: vasemmalla 2000- ja oikealla 176-kertainen suurennos.

7.3 Ivocap-injektioakryyli

Kuvien perusteella Ivocap-injektioakryyli oli kulutuspinnan karkeudessa samaa luokkaa kuin kylmäakryyli (Kuvio 8). Uraleveyksien vaihteluväli oli vain 6 μm suurempi kuin kylmäakryyllillä, mutta uraleveyksien keskiarvo oli 105 μm pienempi. (Taulukko 3.)

Taulukko 3 Ivocap-injektioakryyli

Kiekot	Uran leveys
1.	1219 μm
2.	1322 μm
3.	1133 μm
Keskiarvo	1225 μm
Vaihteluväli	189 μm



Kuvio 8 Lähikuvia Ivocap-injektioakryylistä: vasemmalla 954- ja oikealla 141-kertainen suurennos.

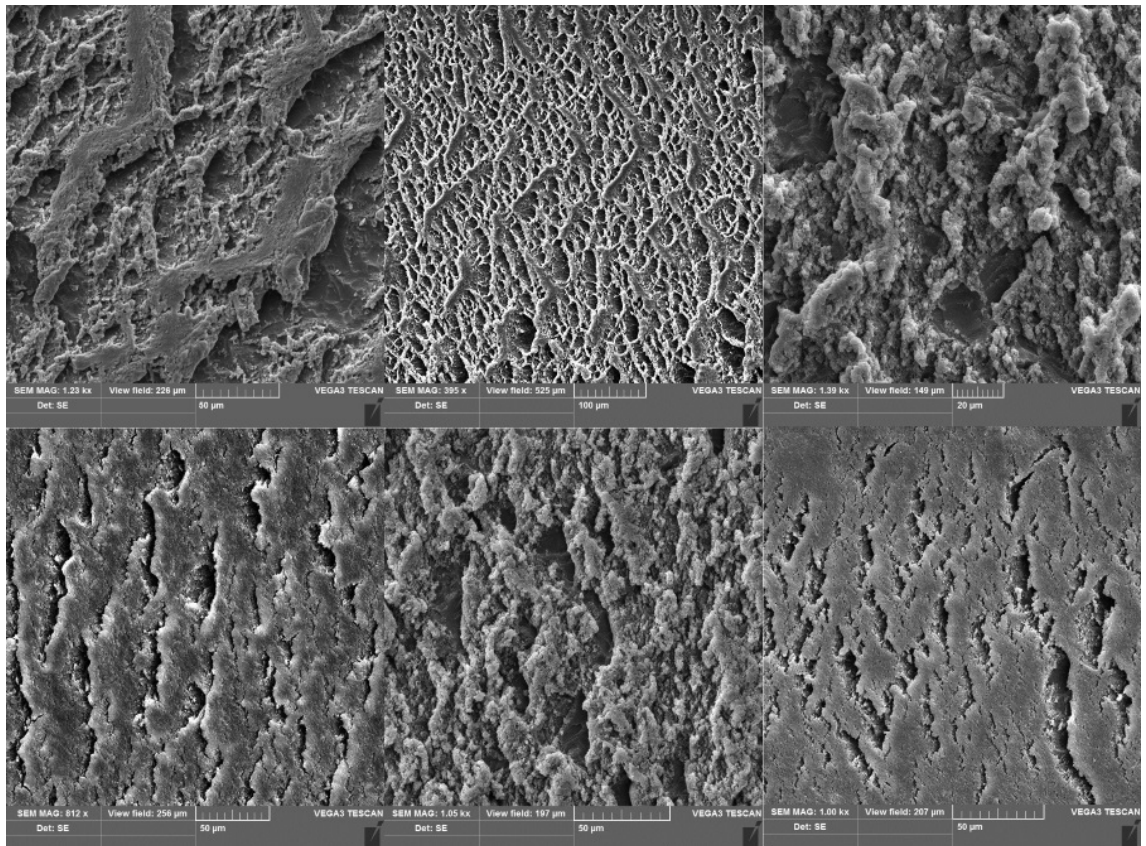
7.4 med610

Tulostemuovi med610 tuotti koko kulutuskokeen vaihtelevimmat tulokset. Yhteensä kuuden koekappaleen urien vaihteluväli oli 1737 μm , kun muissa materiaaleissa vaihteluväli jäi alle 200 μm . Suuren vaihtelun aiheutti kaksi koekappaletta kuudesta, joista kappaleen 2 kulumaura oli 273 μm kapeampi kappaleiden 1, 3, 4 ja 6 keskiarvo. Testin levein ura oli kappaleessa 5, jonka kulumaura oli 1464 μm leveämpi verrattaessa kappaleiden 1, 3, 4 ja 6 keskiarvoon. (Taulukko 4.)

Tulostemuovi oli myös SEM-kuvista päätellen kulutuspinnoiltaan selvästi karkein ja rakeisin verrattuna muihin materiaaleihin. Kulutuspinnoissa oli myös havaittavissa keskenään selviä eroja (Kuvio 9).

Taulukko 4 3D (med610)

Kiekot	Uran leveys
Ensimmäinen tulostuserä	
1.	1118 μm
2.	822 μm
3.	1095 μm
Toinen tulostuserä	
4.	1156 μm
5.	2559 μm
6.	1011 μm
Keskiarvo	1294 μm
Vaihteluväli	1737 μm



Kuvio 9 Lähikuvissa kuuden med610-kiekkon kulutuspinnot. Vasemmalta ylhäältä oikealla alas: 1. kappale 1230-kertaisena, 2. kappale 395-kertaisena, 3. kappale 1390-kertaisena, 4. kappale 812-kertaisena, 5. kappale 1050-kertaisena ja 6. kappale 1000-kertaisena suurennoksena.

8 Potilastapaus

Osana opinnäytetyötä valmistettiin purentakisko med610-tulostemuovista potilaan käyttöön. Tarkoituksena oli saada lisää tietoa materiaalin työstettävyydestä ja käyttökelpoisuudesta purentakiskossa. Koululla käytössä olevaa tekniikkaa kehitettiin digitaaliseen suunniteluun ja tulostamiseen.

Purentakiskon valmistus alkoi perinteisin menetelmin jäljentämällä potilaan ham-paisto alginaatilla. Jäljennökset valettiin erikoiskovasta kipsistä ja valmiit kipsi-mallit skannattiin purentaindeksin kanssa 3Shape -skannerilla. Kisko suunniteltiin 3Shape Appliance Designer -ohjelmistolla ja tulostettiin Stratasys:in EDEN 260V 3D-tulostimella.

Tulostettu kisko täytyi pestä tukiaineesta ennen mallille sovittamista. Tukiaineen peseminen ja puhdistus oli nopea vaihe, johon kului vain muutama minuutti (Kuvio 10). Sovittaminen oli melko vaivatonta ja kisko napsahti mallille nopeasti (Kuvio 11). Purentaa ei tarvinnut merkittävästi hioa artikulaattorissa ja liikkeet toimivat lähes täydellisesti jo ennen hiomista, joten kiillotusvaiheeseen päästiin nopeasti.



Kuvio 10 Tulostettu kisko ennen ja jälkeen tukiaineen poistamista



Kuvio 11 Kisko istutettuna mallille.

Valmis kisko lähetettiin hammaslääkärille, joka sovitti kiskon potilaan suuhun ja hioi sen purentaan. Tämän jälkeen kiskosta otettiin paksuusmitat kontaktipisteistä ja kirjattiin ne ylös.

8.1 Potilas

Potilas oli 30-vuotias nainen, jolla oli esiintynyt bruksaamista. Potilaan hampaisto oli kulunut merkittävästi ikä huomioon ottaen. Etualueen hampaiden kärjistä oli paljastunut dentiini ja molaarialueella kiilteessä näkyi narskuttelun aiheuttamaa kulumaa. Potilaalle oli aiheutunut bruksamisesta migreeninomaista päänsärkyä, puremalihasten jännitystä ja kipua. Potilaalla oli aikaisemmin ollut käytössä itse valmistettu lämpömuovattava purentakisko, jonka hän oli kokenut toimimattomaksi ja epämukavaksi käyttää.

8.2 Purentakiskon toimivuus potilaalla

Potilas oli tyytyväinen kiskoon. Bruksaamisesta aiheutuneet päänsäryt olivat lähes hävinneet kiskon käytön aloittamisen jälkeen, sekä puremalihasten kivut ja jännitys olivat hellittäneet. Kisko pysyi hyvin suussa ja oli miellyttävä käyttää.

Noin kolmen kuukauden seurantajakson jälkeen kiskossa oli havaittavissa pientä kulumaa. Kontaktipisteistä oli hävinnyt kiilto, mutta mitattavissa (0,1 mm tai yli) olevaa kulumista ei juurikaan ollut havaittavissa. Kiskon paksuus mitattiin purentakontakteista ennen kiskon käyttöönottoa sekä seurantajakson lopuksi. Paksuusmitalla päästiin vain millin kymmenesosan tarkkuuteen, joten havaittavaa muutosta ei ollut mitattavissa.

Kiskossa oli kuitenkin havaittavissa pinnan sameutumista, eli pintakiillon heikkenemistä. Näin oli käynyt kiskon suulakipuolella, jossa kieli on siihen jatkuvassa kontaktissa. Posken puolella tätä ei kuitenkaan ollut havaittavissa. Potilas oli harjannut kiskoa aamuisin pehmeällä hammasharjalla ja laimennetulla Fairy-pesuaineella, eikä ollut käyttänyt muita puhdistusaineita. Potilas käyttää hampaisiinsa Duraphat-fluorihammastahnaa, jota jättää etenkin ylähampaisiinsa. Tahna sisältää fluoria 5mg/1g (Lääketietokeskus 2014), joten fluoripitoisuus on tahnassa korkea.

Potilas keksi omatoimisesti kiskon säilytykseen toimivan keinon. Hän oli tehnyt havainnon, että kuivana pidetty kisko oli tiukka suuhun laitettaessa, ja vesilasissa säilytetty kisko tuntui keikkuvan. Potilas päätyi säilyttämään kiskoa rasiassa, jonka pohjalla on kostutettu talouspaperi. Kiskon hampaita vasten tulevalle pinnalle potilas on laittanut hieman vettä, koska oli kokenut sen toimivaksi.

9 Pohdinta

Tämä opinnäytetyö kulutuskokeineen keskittyi bioyhteensopivista tulostemuoveista vain yhteen. Markkinoilla on muitakin materiaaleja tarjolla tähän tarkoitukseen: mm. Bego VarseoWax Splint, Formlabs Dental SG Resin, EnvisionTEC E-Guard, NextDent. Kokeen luotettavuutta rajoittaa sen vähäinen koekappaleiden määrä sekä potilastapauksessa verrokkikiskojen puute. Tulostettujakin kiskoja olisi pitänyt olla enemmän ja seurantajakson olla pidempi.

Mitä materiaalien kulumiseen tulee, keittoakryyli kului selvästi vähiten. Keittoakryyli näytti myös SEM-kuvissa tiiveimmältä materiaalilta, joten tältä osin koetulokset eivät olleet yllättäviä. Seuraavaksi parhaiten kulutusta kesti Ivocap-injektioakryyli. Karkeudeltaan kulutuspintoja tarkasteltaessa Ivocap oli hyvin samankaltainen kylmäakryylin kanssa. Kylmäakryyli kului keskiarvoisesti eniten kulutuskokeessa. Materiaali vaikuttaa tiiviiltä, mutta antaa helpon periksi kulutuksessa. Yllättävintä kulutuskokeen tuloksissa olivat tulostemuovin suuret poikkeamat uraleveyksissä. Jos kaksi suurinta poikkeamaa kuudesta suljettaisiin pois, saataisiin keskimääräiseksi uraleveydeksi 1095 μm , joka on todella lähellä keittoakryylin keskimääräistä 1085 μm uraleveyttä. Epäselväksi jäi, mikä aiheutti suuret poikkeamat tulostetun materiaalin kulumisessa ja kulutuspintojen pinnanmuodoissa.

Potilaan löytämä sopiva kosteus on mielenkiintoinen havainto, koska väärässä kosteudessa säilyttäminen vaikutti aiheuttavan havaittavia muutoksia kiskon istuvuudessa. Materiaalivalmistaja ilmoittaa med610 tulostemuovin absorboivan 1,1 - 1,5 % vettä (Stratasys 2014). Veden absorptio aiheuttaa akryylissä laajentumista (Anusavice 1996) ja siten vaikuttaa purentakiskojen istuvuuteen. Keittoakryylin tiiviyys ja kylmäakryylin huokoisuus selittyvät jäännösmonomeerin vaihtelevasta määrästä (Bek – Cevik – Dogan – Usanmazi 1995).

Tulostemuovilla havaittiin olevan myös jonkinlainen jousto- ja palautumisominaisuuden; ikään kuin materiaalilla olisi muisti. Koevakioita haettaessa ensimmäinen tulostettu koekappale unohdettiin kulutuskojeeseen paikalleen yöksi, niin että zirkoniakuula painoi samaan paikkaan koko yön lisäpainoineen. Seuraavana päivänä huomattiin kappaleeseen syntynyt painauma. Kappale hiottiin koemielessä uudelleen tasaiseksi sekä kiillotettiin. Kappale siirrettiin sivuun ja unohdettiin joksikin aikaa. Kappaletta kuitenkin myöhemmin tarkasteltaessa oli entisen painauman tilalle noussut kohouma, kokoluokaltaan alkuperäinen painauma. Materiaali oli siis hakeutunut alkuperäiseen muotoonsa. Myös Malmön tutkimuksessa tehdyssä taivutuslujuuskokeessa med610 palautui alkuperäiseen muotoonsa lähes kokonaan (Jakobsson – Larsson 2015). Tätäkin ominaisuutta voisi tutkia laajemmassa mittakaavassa ja eri tulostemuovimateriaaleilla.

Lähteet

Alonen, Antti – Alonen, Lauri – Hietikko, Esa 2016. Lisäävän valmistuksen perusteet. Savonia AMK. Verkkodokumentti < https://portal.savonia.fi/amk/sites/default/files/pdf/tki_ja_palvelut/julkaisut/lisaavan_valmistuksen_perusteet.pdf>. Luettu 22.9.2016.

Anusavice, Kenneth J. 1996. Phillips' Science of Dental Materials. 10. painos. Philadelphia: W.B. SAUNDERS COMPANY.

Arab, J. – Newton, J.P. – Lloyd, C.H. 1989. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. Verkkodokumentti < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0300571289900730>>. Luettu 14.10.2016.

Bek, B – Cevik, N. N. – Dogan, A – Usanmazi, A 1995. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. Journal of Dentistry. Verkkodokumentti < http://ac.els-cdn.com/030057129400002W/1-s2.0-030057129400002W-main.pdf?_tid=dbff577e-9206-11e6-89de-00000aacb35d&acdnat=1476447064_bbf43633d81928e31dd87d5ec08391ca>. Luettu 14.10.2016.

Canorama Oy. 3D-tulostustekniikat. Verkkodokumentti < <http://www.canorama.fi/fi/3d-tulostimet/3d-tulostustekniikat>>. Luettu 14.10.2016.

Doepel, Marika 2011. A Comparative Study of the Effectiveness of a Prefabricated Appliance and a Stabilization Appliance in the Treatment of Myofascial Pain and Headache. Turun Yliopisto. Verkkodokumentti <<http://www.doria.fi/bitstream/handle/10024/69670/AnnalesD964Doepel.pdf?sequence=1>>. Luettu 2.9.2016.

FEI 2010. An Introduction to Electron Microscopy. Verkkodokumentti <<http://www.fei.com/documents/introduction-to-microscopy-document>>. Luettu 14.9.2016.

Hautaniemi, Jarmo – Vallittu, Pekka 2003. Hammaslääketieteessä, suu- ja kalvo-kirurgiassa sekä korva-, nenä- ja kurkkutaudeissa käytettävät biomateriaalit. Verkkodokumentti <http://www.fimea.fi/documents/160140/753095/19687_Biomateriaalijulkaisut_2_Hammaslaaketied.pdf>. Luettu: 12.9.2016.

Ingman, Tuula – Mäkitie, Antti – Paloheimo, Kaija-Stiina – Salmi, Mika – Tuomi, Jukka 2013. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. Journal Of The Royal Society Interface. Volume: 10

Issue: 84. Verkkodokumentti <<http://rsif.royalsocietypublishing.org/content/10/84/20130203>>. Luettu: 18.2.2016

Ivoclar Vivadent 2011. IPS e.max ZirCAD Scientific Documentation. Verkkodokumentti <<http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/10478/IPS+e-max+ZirCAD>>. Luettu 12.9.2016.

Ivoclar Vivadent 2016. Telio CAD. Verkkodokumentti <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/products/chairside-cad_cam-blocks/telio-cad>. Luettu 28.10.2016.

Jakobsson, Johanna – Larsson, Sandra 2015. Böhållfasthet och ytabrasion hos polymerer beroende på tillverkningssteknik för bettskenor. Malmö Högskola. Verkkodokumentti <<https://dspace.mah.se/bitstream/handle/2043/20279/PDF%20Johanna%20Sandra.pdf?sequence=2>>. Luettu 10.5.2016

Lahden opetusverkko n.d.. Elektronimikroskoopit ja atomivoimamikroskooppi. Verkkodokumentti <<https://peda.net/lahti/koulut/karpanen/oppiaineet/biologia/ihminen/solu/soluja-tutkimaan/e>>. Luettu 12.9.2016.

Lääkietokeskus 2014. DURAPHAT Hammastahna 5mg/g. Verkkodokumentti <http://www.laakeinfo.fi/Medicine.aspx?m=13746&d=2046035&i=COLGATE-PALMOLIVE_DURAPHAT_DURAPHAT+hammastahna+5+mg%2Fg>. Luettu 25.9.2016.

Magnusson, Tomas – Carlsson, Gunnar E – Nordberg, Inger 1987. Bettskenor i kliniken och på laboratoriet. Invest-Odont AB.

Hammastekninen Materiaalioppi 1. Hammastekniikan koulutuksen opetusmoniste.

Parker Hannifin Corp. 2015. Verkkodokumentti. <<http://blog.parker.com/fi/bio-yhteensopivuu-%E2%80%93haaste-l%C3%A4kinn%C3%A4llisten-laitteiden-tuotekehityksess%C3%A4>>. Luettu 4.9.2016.

Rajaniemi, Risto 1987. Epidemiological and clinical studies on the occupational toxicity of methyl methacrylate monomer among dental technicians. Väitöskirja. Kuopion Yliopisto.

Proto3000 2016. Eden260V High Resolution 3D Printer. Verkkodokumentti <<http://proto3000.com/eden-lineup.php>>. Luettu 14.10.2016.

RP-case 2014. Tietoa eri tulostustekniikoista ja termeistä. Multi Print 3D RP-case. Verkkodokumentti <<http://www.rpcase.fi/Sovellukset/Tietoa-eri-teknikoista>>. Luettu 6.10.2016.

Stratasys 2014. Dental Materials. Verkkodokumentti <<http://www.stratasys.com/materials/polyjet/~media/FA13195C1653482AA0A31BEB5722894C.ashx>>. Luettu 30.9.2016.

Stratasys 2016a. 3D Printing With Bio-compatible Material. Verkkodokumentti <<http://www.stratasys.com/materials/polyjet/bio-compatible>>. Luettu 4.9.2016.

Stratasys 2016b. Stratasys J750. Verkkodokumentti <<http://www.stratasys.com/3d-printers/production-series/stratasys-j750>>. Luettu: 2.9.2016

Potilashaastattelu

Potilashaastattelu toteutettiin pääasiassa sähköpostikyselyllä. Osa saaduista tiedoista perustuvat potilaan kanssa käytyihin keskusteluihin. Kysely, joka lähetettiin sähköpostiin koostui eri aiheista liittyen purentakiskoon ja sen käyttöön, joihin potilasta kehoitettiin vastaamaan vapaamuotoisesti.

Aiheet:

1. Käyttömukavuus
2. Toimivuus hoitokojeena
3. Istuvuus kosteana tai kuivana suussa
4. Silmämääräisesti havaittava kuluminen purentakontakteissa.
5. Syntynyt sameus muutaman kuukauden käytöllä (Miten kiskoa on käsitelty, esimerkiksi pesuhankaus?)
6. Onko käytössä ollut aikaisemmin purentakiskoa?