Comparative Evaluation of Water Sorption and Surface Roughness in Acrylic Denture Bases Fabricated by Conventional and CAD/CAM Techniques

Mina Mohaghegh[1], Elham Ansarifard[1], Fateme Erfani Zade[2], Masumeh Taghva[3*], Zahra Pouladi[4]

[1]Assistant Professor, Biomaterials Research center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran
[2]Student Research Committee, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran
[3]Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran
[4]Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Received: 3 August 2024 , Accepted*: *25 October 2024

Background: The acrylic denture base must exhibit minimal water sorption and surface roughness to ensure comfort, aesthetics, oral health, dimensional stability, and strength. This study aimed to compare the surface roughness and water sorption properties of acrylic denture bases fabricated using conventional and CAD/CAM techniques.

Methods and Materials: In this in-vitro study, a total of 24 specimens were prepared in disk form (21 mm in diameter and 2.5 mm in thickness). Two sample groups were compared (n=12): heat-cured acrylic resins and CAD/CAM milled acrylic resin. Surface roughness values (Ra) were measured using a contact profilometer before and after polishing. Measurements were conducted at three points and an average value was calculated for each sample. For water sorption assessment, samples were first kept in a desiccator for 24 hours and then the dimensional measurements were recorded using a digital caliper. The samples were immersed in physiological serum and incubated at 37°C and weighed daily until reaching a constant weight, followed by desiccation and daily weighing to determine final constant weight. Water sorption was calculated and reported in $\mu g/cm^3$. The data was analyzed using Independent samples T-test. The significance level was set at P-value≤0.05.

Result: The average Ra values were significantly lower in the CAD/CAM group compared to the heat-cured group before and after surface polishing (P<0.001 and P=0.003, respectively). Similarly, CAD/CAM milled samples demonstrated significantly lower water sorption rates compared to heat-cured specimens (P<0.001).

Conclusion: The CAD/CAM acrylic dentures exhibited smoother surfaces and lower water sorption rates compared to heat-processed acrylic dentures, making them a more effective choice for denture fabrication.

Keywords: Acrylic Resins; Denture Bases; Surface Properties; Surface Roughness; Water Sorption

***Corresponding Author**: **taghvam@yahoo.com**

➢ **Please cite this paper as:** Mohaghegh M, Ansarifard E, Erfani Zade F, Taghva M, Pouladi Z. Comparative evaluation of water sorption and surface roughness in acrylic denture bases fabricated by conventional and CAD/CAM techniques. *J Mashhad Dent Sch 2024; 48(4):975-86*.

➢DOI: 10.22038/jmds.2024.25157

Copyright © 2023 Mashhad University of Medical Sciences. This work is licensed under a Creative Commons Attribution-Noncommercial 4.0 International License https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.en

ارزیابی میزان جذب آب و خشونت سطحی دنچربیس های آکریلی ساخته شده به روش CAD/CAM ومعمولی

مینا محقق[۱]، الهام انصاری فرد[۱]، فاطمه عرفانی زاده[۲]، معصومه تقوا[۳]*، زهرا پولادی[۴]

[۱]استادیار، مرکز تحقیقات بیومتریال، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز ، ایران
[۲] کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندانپزشکی ، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز ، ایران
[۳]استادیار، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز ، ایران
[۴]دستیار تخصصی، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز ، شیراز ، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۵/۱۳– تاریخ پذیرش:۱۴۰۳/۹/۴

چکیده:

مقدمه: یک دنچر بیس آکریلی باید دارای حداقل میزان جذب آب و خشونت سطحی باشد تا راحتی ، زیبایی، بهداشت و سلامت دهان ، ثبات ابعادی و استحکام دنچر را تامین کند. این مطالعه میزان خشونت سطحی و جذب آب بیس های آکریلی به کار رفته در دو روش معمولی و CAD/CAM را در شرایط آزمایشگاهی بررسی کرد.

مواد و روش ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، تعداد ۲۴ نمونه دیسکی شکل (با ضخامت ۲/۵میلیمتر و قطر۲۱میلی متر) در دو گروه مطالعه مورد مقایسه قرار گرفتند(n=۱۲): گروه آکریل گرماسخت و گروه آکریلCAD/CAM به روش افزایشی. مقادیر زبری سطح (Ra) با استفاده از پروفیلومتر تماسی قبل و بعد از پرداخت اندازه گیری شد. اندازه‌گیری‌ها در سه نقطه انجام شد و یک مقدار متوسط برای هر نمونه محاسبه شد. برای ارزیابی جذب آب، نمونه ها ابتدا به مدت ۲۴ ساعت در خشک کن نگهداری شدند و سپس اندازه گیری های ابعادی با استفاده از کولیس دیجیتال ثبت شد. نمونه‌ها در سرم فیزیولوژیکی غوطه‌ور شده و در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند و روزانه تا رسیدن به وزن ثابت وزن شدند و سپس خشک‌کردن و توزین روزانه برای تعیین وزن ثابت نهایی انجام شد.در نهایت جذب آب بر حسب میکروگرم بر سانتی متر مکعب محاسبه و گزارش شد. داده ها با استفاده از آزمون تی مستقل مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سطح معنی داری در P-value≤0.05 قرار گرفت.

نتایج: میانگین مقادیر Ra در گروه CAD/CAM در مقایسه با گروه حرارتی قبل و بعد از پرداخت سطح به طور قابل توجهی کمتر بود (به ترتیب P<0.001 و P=0.003). به طور مشابه، نمونه های آسیاب شده CAD/CAM نرخ جذب آب به طور قابل توجهی پایین تری را در مقایسه با نمونه های حرارت داده شده نشان دادند (P<0.001).

نتیجه‌گیری: پروتزهای اکریلیک CAD/CAM سطوح صاف‌تر و نرخ جذب آب کمتری نسبت به پروتزهای اکریلیک پردازش‌شده با حرارت نشان دادند که آن‌ها را به انتخاب مؤثرتری برای ساخت پروتز تبدیل کرد.

کلمات کلیدی: رزین آکریلیک، دنچر بیس، خصوصیات سطح، خشونت سطح، جذب آب

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱٤۰۳ / دوره ٤۸ / شماره٤: ۸٦-۹۷۵.

---

* مؤلف مسؤل، نشانی: استادیار، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز ، ایران
Email: taghvam@yahoo.com

مقدمه:

پروتز کامل متحرک متداول ترین درمان بی دندانی کامل است که دندان ها و بخشی از ساختار از دست رفته پریودنتال را بازسازی می کند. بیس، زمینه ای برای قرارگیری دندان ها، بازسازی بخشی از ریج و لثه از دست رفته و جایگاهی برای قرارگیری دندان ها فراهم میکند. یک ماده ایده آل بیس دنچر نباید برای مخاط دهان سمی و آسیب زا باشد و تحت تاثیر مایعات دهان قرار گیرد. همچنین بایستی خصوصیات مکانیکی و هدایت گرمایی مناسب و نیز زیبایی قابل قبول داشته باشد.[۱].

از گذشته رزین های مختلفی برای ساخت بیس دنچر معرفی شده اند از جمله وینیل، پلی استر، اپوکسی رزین ، پلی کربنات، پلی اورتان، سیانوآکریلات و vulcanite. ۹۸درصد بیس های دنچر از پلی متیل متاکریلات یا کوپلیمر ساخته می شود.[۲و۳]

آکریل ها در اشکال متفاوتی از جمله پودر ومایع، ژل و صفحه یا به شکل ورقه تهیه می شوند. رایج ترین شکل استفاده از آنها پودر و مایع است که ساخت پروتز را ساده تر کرده است.[٤]

تکنیک های متفاوتی برای ساخت پروتز متحرک استفاده می شود از جمله روش مولد فشاری، روش ریختنی با رزین مایع، روش مولد تزریقی، روش CAD/CAM، تکنیک additive، استریولیتوگرافی، تکنیک DENTCA، پرینت سه بعدی(Digital light printing(DLP، تکنیک ساخت Subtractive ، تکنیک Avadent و تکنیک Wieland . روش معمولی که اکثر اوقات استفاده می شود، روش مولد فشاری است.[۳،۵،٦]

مزایای روش CAD/CAM شامل کاهش تعداد جلسات، ذخیره سازی اطلاعات، امکان ساخت مجدد پروتز بر اساس اطلاعات ذخیره شده، استفاده آسان، حذف یا کاهش مراحل لابراتواری، دقت بالا، رضایت بالای بیماران[۷]، افزایش انطباق و کاهش انقباض آکریل، کاهش کلونیزاسیون میکروبی و ریسک عفونت[۸] می باشد.

معایب روش CAD/CAM شامل چالش های ساخت مثل قالب گیری و گرفتن رکورد VDO و انتقال رابطه بین فکی و ساپورت لبی می باشد. در صورت استفاده از نرم افزار CAD دستیابی به دنچرهای بالانس فک بالا و پایین مشکل می شود، از این جهت نیاز به ریمانت کلینیکی افزایش می یابد. همچنین هزینه ساخت آن بیشتر از دنچرهای معمولی است.[۹]

ثبات ابعادی دنچر عمدتا به دو ویژگی آکریل یعنی میزان جذب آب و انقباض پلیمریزاسیون بستگی دارد، این ویژگی ها به طور مستقیم با میزان انطباق دنچر ارتباط دارند[۱۰]. میزان جذب آب پلی متیل متاکریلات ۰/٦۹ mg/cm^3 است در حالیکه حداکثر میزان جذب آب مجاز آکریل تایید شده توسط ADA ۳۲ $\mu g/mm^3$ می باشد. به ازای هر ۱٪ افزایش وزن به واسطه جذب آب، رزین آکریلی ۰/۲۳٪ منبسط می شود.[۱۱] پروسه پالیش و میزان مونومر باقی مانده در آکریل نیز می تواند جذب آب را تحت تاثیر قرار دهد.[۱۲]

یکی از ویژگی های مهم یک دنچر، داشتن سطحی صاف است که به میزان زیادی با خشونت سطحی نوع آکریل در ارتباط است. هرچه سطح دنچر خشن تر و آبگریزتر باشد، میزان چسبندگی میکروارگانیسم ها بیشترخواهد بود. [۱۳] طبق مطالعات اگر میزان خشونت سطحی (Ra) ۰/۲۰ میکرون و بالاتر باشد، سطح مستعد چسبندگی و کلونیزاسیون میکروبی است. خشونت سطحی دنچر تحت تاثیر ویژگی های شیمیایی ماده، تکنیک های

پالیش و بهداشت بیمار است.[١٤] تخلخل گازی به علت تبخیر مونومردر پروسه های با دمای بالا ایجاد می شود که منجر به ایجاد تخلخل و نامنظمی در آکریل وباعث افزایش خشونت سطحی دنچر می شود.[١٥] زبری باعث افزایش سطح می شود و بنابراین میل سطح با مایع افزایش می یابد.[١٦]

هدف از انجام این مطالعه آزمایشگاهی این بود که مشخص شود آیا دندان مصنوعی آکریلی ساخته شده به روش CAD/CAM نسبت به روش‌های معمولی، میزان خشونت سطحی و جذب آب مطلوب‌تری دارد یا خیر.

مواد و روش ها

این طرح پس از تصویب درکمیته اخلاق با کد IR.SUMS.DENTAL.REC.1399.103 جهت ارزیابی خشونت سطحی و جذب آب نمونه ها ی آکریلی CAD/CAM افزایشی (Asiga DENTABASE-007, Sydney,Australia) و معمولی گرماپخت (SR Triplex Hot; Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Germany) انجام گردید. در این مطالعه آزمایشگاهی، جهت تعیین حجم نمونه از نتایج مطالعاتSteinmassl و همکاران[١٥] استفاده گردید. با در نظر گرفتن آلفا ۰/۰۵ و توان مطالعه ۹۵ درصد، در میزان خشونت سطحی و جذب آب، تعداد ۱۰ نمونه برای هر گروه برآورد گردید. جهت افزایش دقت مطالعه، ۲۰ درصد به این تعداد افزوده شد. در نتیجه در مجموع،٢٤ نمونه دیسکی شکل به قطر ۰/۵±۲۱ میلی متر در ضخامت ۰/۵±۲ میلی متر ساخته شد.

ابتدا مدل مجازی به شکل دیسک با قطر ۲۱ میلی متر و ضخامت ۲/۵ میلی متر در نرم افزارCAD (SolidWorks 2020 SP2.0 Dassault Systemes Societe Anonyme, France) طراحی شد. هر نمونه به صورت ۵۰ لایه با ضخامت ۰/۰۰۵ میلی متر حجم رزین متاکریلات فوتوپلیمریزه (Asiga DENTABASE_007, Sydney, Australia) مورد نیاز ۱۳/۵۷میلی لیتر برآورد شد.

سپس فایل STL به نرم افزار CAD (Asiga composer, Sydney, Australia) منتقل شده و تعداد ۱۲ عدد از نمونه طراحی شده در فایل STL با زاویه ۰ درجه بدون ساختار حمایتی آماده پرینت گردید. شدت تابش اشعه UV، ۷/۷۹ Mw/cm^2 و زمان تابش هر لایه ۲/۸۳۸ ثانیه در نظر گرفته شد. مدت زمان ساخت نمونه ها ۸ دقیقه و ۳۸ ثانیه محاسبه گردید. سپس فایل نهایی به پرینتر (ASIGA-Max UV385, Sydney, Australia) منتقل گردید.

نمونه های ساخته شده به آرامی توسط ابزار حذف قطعه از صفحه ساخت جدا شدند. سپس جهت اطمینان از حذف قسمت کیورنشده، به مدت ۱۰ دقیقه در حمام ایزوپروپیل الکل ۹٦ درصد قرار گرفتند. در مرحله بعد ،جهت تبخیر کامل الکل به مدت ۲۰ دقیقه در محیط اتاق قرار گرفتند. سپس به مدت ۸ دقیقه و ۳۰ ثانیه، فرآیند post curing با اشعه فرابنفش توسط دستگاه (Lumamat 100, Ivoclar Vivadent, Germany)، با شدت تابش ۷/۷۹ Mw/cm^2 و طول موج ۳۸۵ nm و دمای ۸۰ درجه سانتی گراد انجام شد.

جهت ساخت نمونه های آکریلی گرما پخت (SR Triplex Hot; Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Germany) تعداد ۱۲ عدد نمونه آکریلی CAD/CAM دیسکی شکل به قطر ۲۱میلی متر وضخامت ۲ میلی متر استفاده شد. جهت افزایش دقت و ابعاد نمونه ها از پوتی لابراتواری استفاده شد. نیمی از مفل برنجی با پوتی لابراتواری (Bisico, Germany) پر شده و نمونه های آکریلی CAD/CAM درون نیمه تحتانی مفل درون پوتی قرار گرفتند. پس از ست شدن کامل پوتی ،گچ استون تایپ IV و آب طبق دستور کارخانه مخلوط شد و تا فاصله ۱۰

میلی متری از لبه فوقانی درون مفل گچ ریخته شد. بعد از سفت شدن گچ، دو قسمت مفل از هم جدا شدند و نمونه های CAD/CAM با احتیاط بدون آسیب به پوتی توسط کارور از پوتی خارج شدند. پس از کاربرد فاصله انداز روی کست، برای تهیه خمیرآکریلی، پودر و مایع به نسبت توصیه شده توسط کارخانه (۱ پیمانه پودر و ۱۰ میلی لیتر مونومر) مخلوط شد و پس از رسیدن به قوام خمیری درون مولد قرار داده شد. نهایتا مفل زیر دستگاه پرس با فشار هیدرولیک MPa۱۰۰ قرار گرفت و آکریل اضافی برداشته شد، سه بار این کار تکرار شد ودر نهایت به مدت ۳۰ دقیقه تحت فشار باقی ماند. پس از آن به مدت ۲ ساعت در حمام آب گرم با دمای ۷٤ درجه سانتی گراد و سپس ۱ ساعت در دمای ۱۰۰ درجه قرار داده شد. پس از سرد شدن وخارج کردن آکریل ها، اضافات آنها با فرز برداشته شد و جهت حذف مونومرهای باقیمانده به مدت ۲٤ ساعت درون آب مقطر با دمای اتاق قرار گرفتند. در نهایت ۱۲ نمونه آکریلی با قطر ۰/۵±۲۱ mm و ضخامت ۰/۵±۲ mm بدست آمد.

پالیش سطحی جهت مشابه سازی سطوح دهانی ومخاطی دنچر بیس تنها در یک سطح انجام شد. ابتدا به وسیله یک کاغذ کارباید ساینده 600 grit همراه با آب روان به مدت ۹۰ ثانیه، سپس به وسیله کاغذ کارباید ساینده 800 grit به مدت ۹۰ ثانیه و در نهایت با دوغابی از پامیس و آب و برس چرخنده یک ردیفه یک چهارم اینچی با سرعت rpm۱٤۲۰۰ به مدت ۹۰ ثانیه پالیش شدند. سپس نمونه ها به مدت ۳۰ ثانیه زیر آب روان شسته و در نهایت با یک دستمال خشک شدند. به منظور یکسان سازی نتایج، فرآیند پالیش توسط یک فرد و با فشار ملایم دست انجام گرفت. زمان پالیش قطعات یکسان بوده و با کرنومتر اندازه گیری شد. برای هرنمونه از کاغذ کارباید جدید استفاده شد.

میزان خشونت سطحی(Ra) با روش contact profilometry وبا دستگاه زبری سنج (TESA.SA, Rugosurf, Bugnon, Switzerland) اندازه گیری شد. خشونت سطحی با دقت ۰/۰۰۱ میکرومتر و نقطه برش۰/۸ میلی متری و طول ۲میلی متر اندازه گیری شد. زبری متوسط سطح (Ra) برای هر نمونه به عنوان معیار مقایسه در نظر گرفته شد. خوانش ها در سه نقطه برای هر نمونه قبل و پس از پالیش انجام شد و میانگین این سه نقطه به عنوان Ra هر سطح نمونه در نظرگرفته شد. اندازه گیری تمام نمونه ها توسط یک اپراتور انجام شد و قبل از هر اندازه گیری دستگاه کالیبره شد.[۱٦]

برای اندازه گیری میزان جذب آب، ابتدا نمونه ها به مدت ۲٤ ساعت در دسیکاتور حاوی سیلیکاژل(SIGMA-ALDRICH; Taufkirchen, Germany) با دمای ۱±۳۷ درجه قرار گرفتند. سپس قطر و ضخامت نمونه ها توسط کولیس دیجیتال (Electronic Mitutoyo Caliper; Kawasaki, Japan) با دقت ۰/۰۱ میلیمتر در سه نقطه مختلف اندازه گیری شدند و میانگین سه نقطه در نظر گرفته شد. حجم هر نمونه (V) بر حسب mm^3 طبق فرمول $V=\pi(d/2)2h$محاسبه شد. در این فرمول d قطر نمونه و h ضخامت هر نمونه می باشد.

نمونه ها در ٦ ظرف پلاستیکی حاوی سرم فیزیولوژیک، هر کدام با حجم ۱۰ میلی لیتر در دستگاه انکوباتور (MUVE cooled incubator;Es250,Turkey) با دمای ۱±۳۷ درجه سانتی گراد(جهت مشابه سازی محیط تاریک دهان، ظرف نمونه ها در محیط تاریک قرار داده شد) نگهداری شدند.

به طور روزانه نمونه ها به کمک پنس از ظرف خارج شدند و به طورکامل با دستمال کاغذی خشک شدند تا جایی که اثری از رطوبت روی نمونه دیده نمی شد و بعد

از ۱ دقیقه وزن شدند. پس از ۱۲ روز نمونه ها به وزن ثابتی(تفاوت وزنی کمتر از ۰/۰۱ میلی گرم) رسیدند. سپس نمونه ها در دسیکاتور حاوی سیلیکاژل قرار گرفتند ودسیکاتور حاوی نمونه ها در اینکوباتور با دمای ۱±۳۷ درجه سانتی گراد قرار گرفتند. هر ۲٤ ساعت نمونه ها از دسیکاتورخارج شدند و با وزنه دیجیتال (A&D ,GR-300,Japan) با دقت ۰/۰۰۰۱ گرم وزن شدند. پس از ۱۱ روز تفاوت وزن نمونه ها کمتر از ۰/۰۱ میلی گرم شد. برای تعیین میزان جذب آب از فرمول (m2-m1)/V استفاده گردید.[۲۳] m1 جرم نمونه پس از قرارگیری در آب، m2 جرم نمونه پس از پروسه خشک شدن و V حجم نمونه بود. داده های به دست آمده از مطالعه به وسیله روش های آمار توصیفی (میانگین±انحراف معیار) و آزمون تی مستقل و تی زوجی با استفاده از نرم افزار Prisma 6 Demo(version 6.07,C Graph pad 1995-2015 Graphpad software , Inc.,USA) مورد بررسی آماری قرار گرفت. نرمال بودن توزیع داده ها به وسیله آزمون کلموگروف_اسمیرنوف مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مطالعه P کمتر از ۰/۰۵ معنی دار تلقی گردید.

نتایج

میانگین خشونت سطحی اندازه گیری شده در سه نقطه هر سطح نمونه محاسبه شد و میانگین شاخص Ra در دو گروه مقایسه شد. میانگین خشونت سطحی Ra وانحراف معیار در نمونه های آکریلی گرماسخت در سطح پالیش نشده، ۲/۳۸۲±۰/۹٦۸٤ و برای نمونه های CAD/CAM، ۱/۱٤۳ ± ۰/۲۳۲۱ محاسبه شد(p-value=/۰۰۰۰۳). میانگین خشونت سطحی و انحراف معیار در نمونه های گرما سخت در سطح پالیش شده ۰/۲۰۲٦±۰/۲۷۲٤ میکرون و میانگین خشونت سطحی نمونه های CAD/CAM در سطح پالیش شده ۰/۰۱۰۲۷±۰/۱٤۳٦ میکرون محاسبه گردید. بررسی های آماری نشان داد اختلاف بین این دو میانگین خشونت سطحی از لحاظ آماری معنادار بود (p- value=۰/۰۰۳۱)(نمودار۱، جدول ۱).

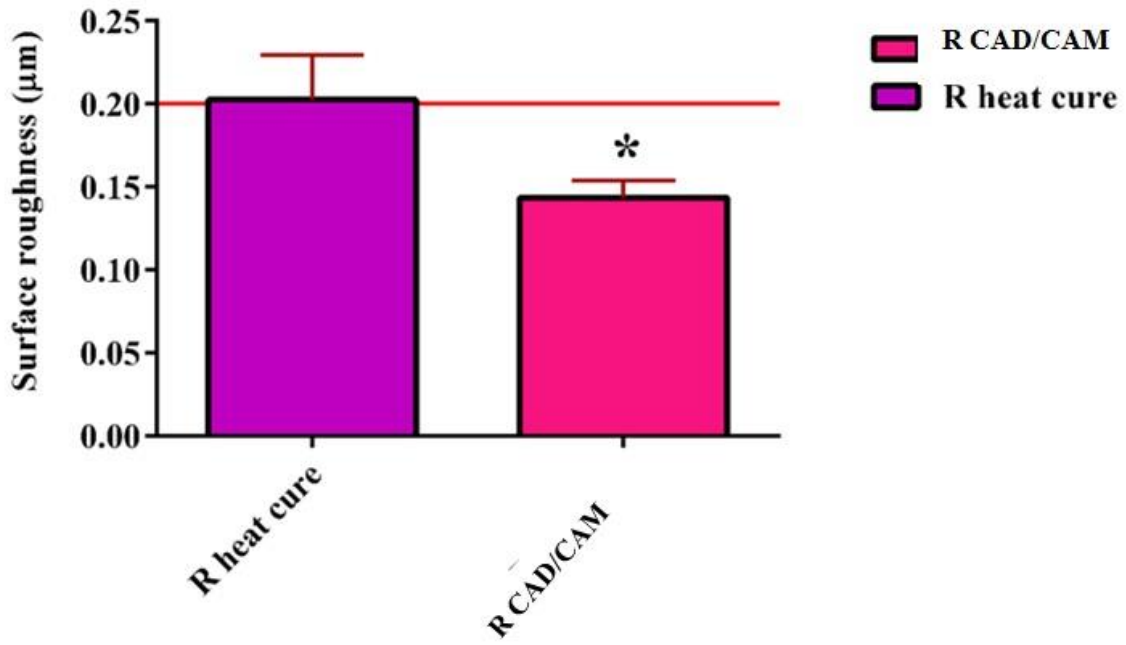
جدول ۱: میانگین و انحراف معیار خشونت سطحی نمونه های گرماپخت وCAD-CAM قبل و بعد از پالیش

	آکریل گرماپخت (mμ)	آکریل CAD/CAM (mμ)	p-value
قبل از پالیش	۲/۳۸۲ ±۰/۹٦۸٤	۱/۱٤۳±۰/۲۳۲۱	۰/۰۰۳۱
بعد از پالیش	۰/۲۰۲٦±۰/۲۷۲٤	۰/۱٤۳٦±۰/۰۱۰۲۷	۰/۰۰۳۱
تفاوت	۲/۱۷۹۴	۰/۹۹۹۴	

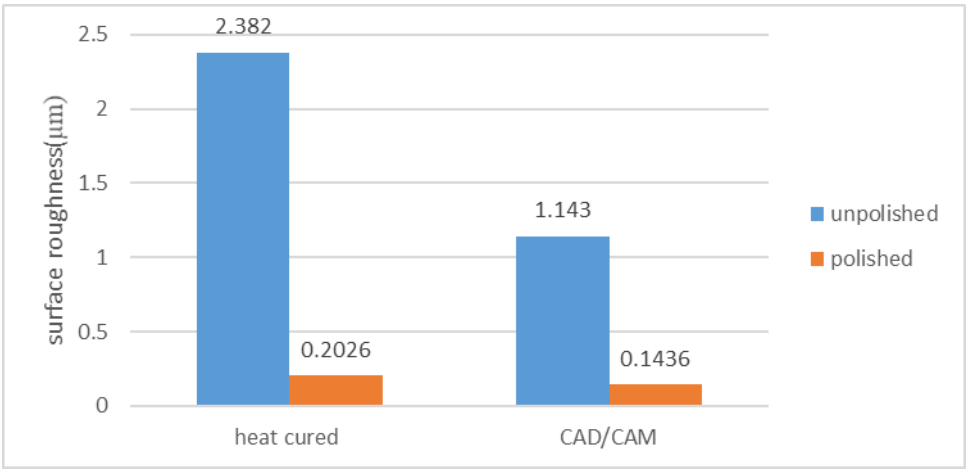
خشونت سطحی در نمونه های پالیش شده CAD/CAM کمتر از ۰/۲ میکرون بود.

نمونه های پالیش نشده آکریل گرماسخت خشونت سطحی بیشتری نسبت به آکریل CAD/CAM داشتند. تفاوت درصد کاهش خشونت سطحی آکریل های CAD/CAM قبل و پس از پالیش ۸۷/٤ درصد و این میزان در نمونه های گرماسخت

۹۱/٤ درصد بود. (نمودار۲) این تفاوت طبق آزمون آماری تی زوجی معنادار بود.(P=۰/۰۰۱)



نمودار ۱: مقایسه میانگین خشونت سطحی(Ra) نمونه های گرماپخت (R heat cure) و CAD/CAM (R CAD/CAM) بعد از پالیش



نمودار ۲: مقایسه خشونت سطحی (Ra) نمونه های گرماسخت وCAD/CAM قبل و پس از پالیش

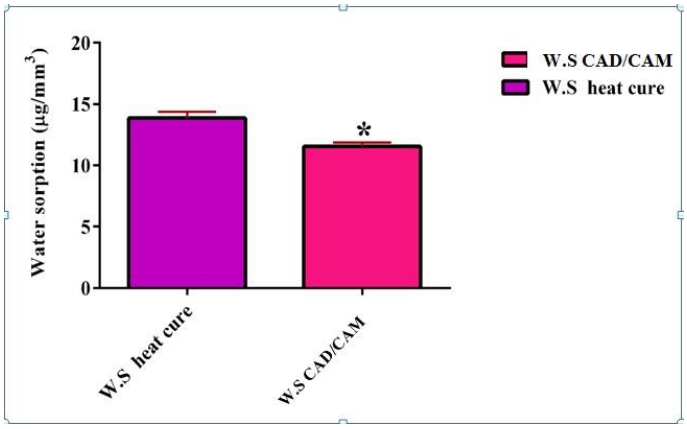
میانگین جذب آب نمونه های گرما پخت ۰/۵۰۰۲±۱۳/۸٦ و میانگین جذب آب نمونه های CAD/CAM، ۰/۳۳۰۱ ± ۱۱/٥٤ µg/mm^3 محاسبه شد(نمودار۳).

بررسی های آماری نشان داد اختلاف بین این دو میانگین از لحاظ آماری معنادار بود(P=0/0001).

جدول ۲: جدول مقایسه میانگین و انحراف معیار میزان جذب آب نمونه های گرماسخت و CAD/CAM

گروه مورد بررسی	میانگین µg/mm3	انحراف معیار µg/mm3	p-value
آکریل گرماپخت	۱۳/۸۶	۰/۵۰۰۲	۰/۰۰۰۱
CAD/CAMآکریل	۱۱/۵۴	۰/۳۳۰۱	

با این وجود میزان جذب آب هر دو گروه از حداکثر میزان مجاز و استاندارد (32 µg/mm^3)بسیار کمتر بود.



نمودار ۳: مقایسه میانگین جذب آب نمونه های گرماسخت(W.S heat cure) و (W.S CAD/CAM)

بحث

در این مطالعه، با توجه به قابلیت آلودگی میکروارگانیسم ها و نقش پلاک دنچر در ابتلا به دنچر استوماتیت بیماران استفاده کننده از دنچر، بر آن شدیم تا میزان خشونت سطحی و میزان جذب آب آکریل گرماپخت Ivoclarکه توسط تکنیک Compression molding تهیه شد را با آکریلAsiga ، CAD/CAMکه توسط تکنیک پرینت سه بعدی Digital light printing (DLP) تهیه گردید، ارزیابی و با یکدیگر مقایسه کنیم .

نتایج مطالعه حاضر نشان داد میانگین خشونت سطحی و انحراف معیار در نمونه های گرما سخت در سطح پالیش شده ۰/۲۷۲٤±۰/۲۰۲٦ میکرون و میانگین خشونت سطحی نمونه های CAD/CAM در سطح پالیش شده ۰/۰۱۰۲۷ ±۰/۱٤۳٦ میکرون محاسبه گردید. درصد تغییرات خشونت سطحی در نمونه های گرماپخت ۱۹/٤۹٪ ودر نمونه های CAD/CAM ۸۷/٤٤درصد محاسبه شد. در واقع میزان پالیش پذیری نمونه های گرماپخت بیشتر بود. همچنین میانگین جذب آب در نمونه های گرماپخت ۰/۰۵۰۰۲ ±۱۳/۸٦ و در نمونه های CAD/CAM ، ۰/۳۳۰±۱۱/۵٤ µg/mm^3 محاسبه شد.

فرضیه اول مبنی بر کمتر بودن خشونت سطحی آکریل CAD/CAMپذیرفته شد. همچنین فرضیه دوم مبنی بر کمتر بودن جذب آب آکریل CAD/CAM نیز پذیرفته شد.

خشونت سطحی یکی از عوامل اصلی و اولیه مرتبط با چسبندگی و کلونیزاسیون میکروبی در نظر گرفته می شود. با افزایش خشونت سطحی، چسبندگی میکروبی نیز افزایش می یابد. بر اساس یک مطالعه[۱۷]، میزان خشونت سطحی آکریل بین ۰/۱ تا ۰/٤ میکرون باعث افزایش چسبندگی پلاک میکروبی می شود ؛ براساس مطالعه ای دیگر برطبق معیار Ra ،خشونت کمتر از ۰/۲ میکرون، باعث چسبندگی میکروبی نمی شود. [۱۸] هر چند خشونت سطحی تنها عامل تاثیرگذار در چسبندگی میکروبی نیست و عوامل دیگری همچون ترکیب بزاق، انرژی سطحی، ترشوندگی، آب گریزی و فعل و انفعالات الکتروستاتیک نیز دخیل هستند.[۱۹] Verran و همکاران[۲۰] میزان کاندیدا آلبیکنس را در رزین های آکریلیک با سطح صاف و خشن مقایسه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد سطوح خشن میزان بالاتری از سلول را در خود نگه می دارند. وجود مونومر آزاد سبب ایجاد پروزیتی و خشونت در آکریل می شود و میزان چسبندگی میکروبی را افزایش می دهد. [۲۱] هم چنین خشونت سطحی یکی از عوامل تاثیرگذار و مهم در تغییر رنگ دنچر و بهداشت و سلامت دهان بیمار در نظر گرفته می شود. [۱۸،۲۲] در نمونه های تهیه شده به روشDLP ، رزولوشن محور Z در ویژگی های سطحی از جمله خشونت سطحی تاثیر گذار است. هم چنین ضخامت هر لایه در دقت پرینت نمونه تاثیر زیادی دارد. ضخامت هر لایه می تواند بین۲۵-۱۵۰ میکرون باشد. هرچه ضخامت کمتر باشد، دقت بیشتر ولی زمان ساخت نیز بیشتر است. ضخامت ۵۰ میکرون جهت ساخت دنچر، دقت و کیفیت کافی را دارد. در این مطالعه نیزاز ضخامت ۵۰ میکرون استفاده شد. در مطالعه حاضر، از پروفیلومتر جهت ارزیابی خشونت سطحی استفاده شد و معیار Ra که میانگین بین بلندترین و کوتاهترین نقطه سطح را نشان می داد، جهت ارزیابی و مقایسه استفاده شد، که از بین سایر پارامتر ها پایدارتر و مناسب تر است و در هر سطحی قابل استفاده است.[۲۳]

بر اساس نتایج مطالعه steinmassl و همکاران[۱۵] ، فینیشینگ و پالیشینگ استاندارد سطوح دهانی دنچر، توسط کاغذ کارباید ساینده سایز ۲۵۰۰ grid و انجام فینیشینگ high luster، خشونت سطحی Ra تقریبا معادل ۰/۰۳ میکرون محاسبه شد. فینیشینگ و پالیشینگ فقط در سطوح دهانی انجام شد و سطوح مخاطی برای رسیدن به حداکثر تماس و تطابق ، پالیش نشده باقی ماند. صافی سطح دهانی دنچر آکریلی وابسته به روش و میزان پالیش و فینیشینگ و مهارت تکنسین است و صافی سطح مخاطی با نوع پروسسینگ آکریل و در دنچر های مرسوم با کیفیت سطح کست اصلی در ارتباط است. همانطور که در مشاهدات این مطالعه ذکر شد، نمونه های CAD/CAM نسبت به نمونه های گرماپخت سطح صاف تری داشتند. طبق نتایج بدست آمده از مطالعه Al-Dwairi[۲٤] نمونه های آکریلی CAD/CAMاز لحاظ خشونت سطحی، ترشوندگی و سختی بهتر از نمونه های گرماپخت بودند. Srinivasan و همکاران[۲۵] گزارش کردند که خشونت سطحی آکریل CAD/CAM و گرماپخت تفاوت معناداری نداشتند که این نتیجه می تواند به دلیل استفاده از روش غیر تماسی برای اندازه گیری خشونت سطحی باشد.

نتایج حاصل از این مطالعه، مطالعه Bidra و همکاران[۲٦] مبنی بر بهتر بودن آکریل CAD/CAM از لحاظ خصوصیات سطحی، تخلخل کمتر و چسبندگی کمتر میکروبی، پالیش پذیری بیشتر و میزان مونومر باقیمانده کمتر را تایید می کند. این به دلیل دقت بالای ساخت و حذف

مراحل لابراتواری آکریل های CAD/CAM ، نسبت به آکریل های گرماپخت می باشد. نتایج مطالعه حاضر همچنین از مطالعه Murat و همکاران[۲۷] پشتیبانی می کند که نمونه های CAD/CAM خشونت سطحی کمتری نسبت به نمونه های گرماپخت دارد.

جذب آب هر ماده به میزان پلاستی سایزر، محیطی که آکریل در آن قرار داده می شود، میزان و نوع مونومر به کار رفته، میزان و نوع عوامل کراس لینک، میزان فیلر، دمای محیط و ضخامت نمونه آکریلی، میزان مونومر باقیمانده در آکریل، وزن مولکولی پلیمر، استفاده از پلاستی سایزر پلیمریزه شونده و روش پلیمریزاسیون بستگی دارد.[۲۸] آبی که توسط آکریل جذب می شود مثل پلاستی سایزر عمل کرده و می تواند باعث نرمی و ضعیف شدن خصوصیات مکانیکی آکریل همچون سختی، استحکام عرضی و حدخستگی شود. جذب آب در رزین های آکریلی موجب تغییر رنگ و انبساط سه بعدی آکریل شده و ثبات ابعادی آن را تحت تاثیر قرار می دهد.[۱۱] این تغییر ابعادی تا مدتی قابل برگشت بوده و با خشک و مرطوب شدن آکریل، حجم آن کم و زیاد می شود ولی پس از مدتی، در آکریل پیچ و تاب خوردگی غیر قابل برگشت ایجاد می شود.[۲۹]

تاکنون مطالعات زیادی بر روی آکریل های مختلف به منظور بررسی تغییر ترکیب مولکولی و متد ساخت آکریل بر روی جذب آب ، انجام شده است. اما دو روش DLP و گرماپخت تاکنون مقایسه نشدند. در مطالعه حاضر از روشی که ISO برای اندازه گیری میزان جذب آب توصیه کرده است استفاده شد. جذب آب با توجه به افزایش جرم در واحد حجم تعیین شد.[۳۰]

مطالعه Sadamori و همکاران[۳۱] نشان داد، جذب آب آکریل تحت تاثیر ضخامت و روش پلیمریزاسیون می باشد. با توجه به یکسان بودن ضخامت نمونه ها، دمای محیط نگهداری و محلولی که نمونه ها در آن غوطه ور شده بودند، می توان تفاوت به دست آمده از نتایج را ناشی از تفاوت روش پلیمریزاسیون، نوع پلیمر و میزان مونومر باقیمانده دانست. هرچه مدت زمان پلیمریزاسیون طولانی تر باشد، زنجیره های پلیمری طویل تری تشکیل می شود و میزان جذب آب ، حلالیت و مونومر باقیمانده کاهش می یابد. در این مطالعه به دلیل استفاده از روش fast curing (دو ساعت در دمای ۷٤ درجه و یک ساعت دمای ۱۰۰ درجه) برای نمونه های آکریلی گرماپخت، احتمالا نسبت به سایر روش های پخت ، میزان جذب آب بیشتر بوده است.[۱۱]

طبق مطالعه Hada و همکاران[۳۲] میزان جذب آب نمونه های آکریلی ساخته شده به روش معمولی از نمونه های ساخته شده به روش CAD/CAM بیشتر بود ولی اختلافشان از لحاظ آماری معنادار نبود.

طبق ISO 20795 ، در طول نگهداری نمونه ها، جذب آب به میزان ۳۲ میکروگرم بر میلی متر مکعب، افزایش جرم حجمی قابل قبولی است. مطالعه Dimitrova و همکاران[۳۳] نشان داد که تمام مقادیر جذب آب نمونه‌های پرینت سه بعدی آزمایش‌شده کمتر از توصیه ISO برای حداکثر جذب آب بود. نتایج برای رزین پرینت سه بعدی نشان داد که آنها برای کاربردهای بالینی مناسب هستند. با این حال، برای ارائه تغییرات در جذب آب بین مواد پرینت سه بعدی و رزین های دندانی معمولی برای پروتزهای متحرک، تحقیقات بیشتری لازم است.

همانطور که اشاره شد جذب آب ثبات ابعادی دنچر را تحت تاثیر قرار می دهد. بنابراین طبق نتایج این مطالعه، پس از استفاده طولانی مدت از دنچر های تهیه شده از آکریل گرماپخت، کاهش میزان گیر حتی بدون تغییر ریج باقیمانده امکان پذیر است. هرچند به مطالعات کلینکی

طولانی مدت برای اثبات این فرضیه نیاز است. همچنین جذب آب بیشتر نمونه های گرماپخت، تغییر رنگ بیشتری را نسبت به نمونه های CAD/CAM سبب می شود .

نتیجه گیری

با توجه به محدودیت های موجود در این مطالعه، میزان خشونت سطحی آکریل CAD/CAM کمتر از خشونت سطحی آکریل گرماپخت بود. خشونت سطحی آکریل CAD/CAMکمتر از حد تجمع پلاک میکروبی ، اما خشونت سطحی آکریل گرماپخت کمی بیشتر از حد آستانه بود و می تواند سبب تجمع پلاک، تغییر رنگ و بیماری های مرتبط با دنچر شود. میزان جذب آب آکریل CAD/CAM کمتر از میزان جذب آب آکریل گرماپخت بود.

تشکر و قدر دانی:

این مقاله حاصل پایان نامه در مقطع دکترای عمومی دندانپزشکی در سال ۱۳۹۹ باکد ۲۱۶۸ و کد اخلاق IR.SUMS.DENTAL.REC.1399.103می باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی شیراز اجرا شده است.

تضاد و منافع:

هیچ گونه تعارض منافع توسط نویسندگان بیان نشده است.

:

منابع

1. Chhnoeum T. Effect of denture cleanser on the surface roughness and hardness of denture base materials. [Thesis]. Thailand. Mahidol Univ; 2008.
2. Meng TR, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. J Contemp Dent Pract 2005; 6(4): 93-100.
3. Chintalacheruvu VK, Balraj RU, Putchala LS, Pachalla S. Evaluation of three different processing techniques in the fabrication of complete dentures. J Int Soc Prev Community Dent 2017; 7(1): 18-23.
4. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby. Elsevier; 2002. P. 238-92.
5. Takamata T, Arakawa H, Inoue Y, Sugitou S, Kurita A, Kurasawa I, et al. Dimensional Accuracy of Acrylic resin denture bases: Literature review. Matsumoto Dent 1989; 15(1): 27-37.
6. Moraru E, Besnea D, Dontu O, Gheorghe GI, Constantin V. Applications of additive technologies in realization of customized dental prosthesesr. Int J Mechatron Appl Mech 2018; 3: 66-71.
7. Yilmaz B, Azak AN, Alp G, Ekşi H. Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. J Prosthet Dent 2017; 118(2): 140-3.
8. Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. Eur J Dent 2016; 10(2): 286-91.
9. Baba NZ. Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. Curr Oral Health Rep 2016; 3(3): 203-8.
10. Chuchulska B, Yankov S, Todorov R, Ivanova D, Kalachev Y. Injection Shrinkage and Water Sorption of Some Thermoplastic Dental Materials. PBOCI 2019; 19(1): e4474.
11. Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1999; 81(3): 300-4.
12. Gabrioti MN, Ribeiro-Dasilva MC, Juson JE, Barbosa CM. Influence of chemical and mechanical polishing on water sorption of acrylic resins polymerized by water bath and microwave irradiation. Braz J Oral Sci 2007; 6(23): 1442-4
13. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. J Prosthet Dent 2005; 93(1): 76-85.

14. Gungor H, Gundogdu M, Duymus ZY. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. J Prosthet Dent 2014; 112(5): 1271-7.
15. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. J Oral Rehabil 2018; 45(5): 406-13.
16. De Foggi CC, Machado AL, Zamperini CA, Fernandes D, Wady AF, Vergani CE. Effect of surface roughness on the hydrophobicity of a denture-base acrylic resin and C andida albicans colonization. J Investig Clin Dent 2016; 7(2): 141-8.
17. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. J Prosthet Dent 2014; 112(6): 1425-31.
18. Sahin O, Koroglu A, Dede DÖ, Yilmaz B. Effect of surface sealant agents on the surface roughness and color stability of denture base materials. J Prosthet Dent 2016; 116(4): 610-6.
19. Terada A, Yuasa A, Kushimoto T, Tsuneda S, Katakai A, Tamada M. Bacterial adhesion to and viability on positively charged polymer surfaces. Microbiol 2006; 152(12): 3575-83.
20. Verran J, Maryan CJ. Retention of Candida albicans on acrylic resin and silicone of different surface topography. J Prosthet Dent 1997; 77(5): 535-9.
21. Chatzivasileiou K, Kotsiomiti E, Vyzantiadis TA. Effectiveness of Denture Cleansers on Removal of Adherent Candida albicans Cells from Denture Base Acrylics of Various Roughness. Int J Prosthodont 2019; 32(2): 196-7.
22. Waltimo T, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of Candida species to newly polymerized and water-stored denture base polymers. Int J Prosthodont 2001; 14(5): 457-60.
23. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dent Mater 1997; 13(4): 258-69.
24. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). J Prosthodont 2019; 28(4): 452-7.
25. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. Dent Mater J 2018; 37(4): 526-33.
26. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. J Prosthet Dent 2013; 109(6): 361-6.
27. Murat S, Alp G, Alatalı C, Uzun M. In vitro evaluation of adhesion of Candida albicans on CAD/CAM PMMA-based polymers. J Prosthodont 2019; 28(2):e873-9.
28. Bahrani F, Safari A, Vojdani M, Karampoor G, Patil SJ. Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. World J Dent 2012; 3(2): 171-5.
29. Kumari SA, Narendra R, Reddy PS, Reddy S, Uma KC, Alla RK, et al. Evaluation and comparison of flexural strength of conventional heat cured denture base polymers with nylon denture base polymers: an in vitro study. Trends Biomater Artif Organs 2017; 31(1): 29-32.
30. International Organization for Standardization. ISO 1567:1999. Dentistry —Denture base polymers. Geneva: ISO; 1999.
31. Sadamori S, Ishii T, Hamada T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. Int J Prosthodont 1997; 10(1): 35-43.
32. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Katheng A, Minakuchi S. Comparison of mechanical properties of PMMA disks for digitally designed dentures. Polymers 2021; 13(11): 1745.
33. Dimitrova M, Vlahova A, Hristov I, Kazakova R, Chuchulska B, Kazakov S, et al. Evaluation of water sorption and solubility of 3D-printed, CAD/CAM milled, and PMMA denture base materials subjected to artificial aging. J Compos Sci 2023; 7(8): 339.