

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

Mina Mohaghegh¹, Elham Ansarifard¹, Fateme Erfani Zade², Masumeh Taghva^{3*}, Zahra Pouladi⁴

¹Assistant Professor, Biomaterials Research center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

²Student Research Committee, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

³Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

⁴Postgraduate 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 µg/cm³. 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):973-84.

►DOI: [10.22038/jmnds.2024.25226](https://doi.org/10.22038/jmnds.2024.25226)



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

مینا محقق^۱، الهام انصاری فرد^۱، فاطمه عرفانی زاده^۲، معصومه تقوایی^{۳*}، زهرا پولادی^۴

^۱استادیار، مرکز تحقیقات بیومتریال، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۲کمیتنه تحقیقات دانشجویی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۳استادیار، گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۴دستیار 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 ۲/۵ میلی‌متر و قطر ۲۱ میلی‌متر) در دو گروه مطالعه مورد مقایسه قرار گرفتند (n=۱۲): گروه آکریل گرماسخت و گروه آکریل CAD/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، نمونه‌ها ابتدا به مدت ۲۴ ساعت در خشک کن نگهداری شدند و سپس اندازه‌گیری‌های 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. داده‌ها با استفاده از آزمون تی مستقل مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سطح معنی داری در $P\text{-value} \leq 0.05$ قرار گرفت.

یافته‌ها: 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، نمونه‌های آسیاب شده CAD/CAM نرخ جذب آب به طور قابل توجهی پایین تری را در مقایسه با نمونه‌های حرارت داده شده نشان دادند ($P < 0.001$).

نتیجه‌گیری: پروتزهای آکریلیک CAD/CAM سطوح صاف‌تر و نرخ جذب آب کمتری نسبت به پروتزهای آکریلیک پردازش شده 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 ۱۴۰۳ / دوره ۴۸ / شماره ۴: ۸۴-۹۷۳.

* مؤلف مسؤل، نشانی: گروه پروتز های دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

Email: taghvam@yahoo.com

مقدمه

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 می باشد.^(۸)

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 دنچه های بالانس فک بالا و پایین مشکل می شود، از این جهت نیاز به ریمانت کلینیکی افزایش می یابد. همچنین هزینه ساخت آن بیشتر از دنچه های معمولی است.^(۹)

ثبات ابعادی دنچه عمدتاً به دو ویژگی آکریل یعنی میزان جذب آب و انقباض پلیمریزاسیون بستگی دارد، این ویژگی ها به طور مستقیم با میزان انطباق دنچه ارتباط دارند.^(۱۰) میزان جذب آب پلی متیل متاکریلات 0.69 mg/cm^3 است در حالیکه حداکثر میزان جذب آب مجاز آکریل تایید شده توسط ADA $32 \text{ } \mu\text{g/mm}^3$ می باشد. به ازای هر ۱٪ افزایش وزن به واسطه جذب آب، رزین آکریلی 0.23% 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 دنچه، داشتن سطحی صاف است که به میزان زیادی با خشونت سطحی نوع آکریل در ارتباط است. هرچه سطح دنچه خشن تر و آبریزتر باشد، میزان چسبندگی میکروارگانیسم ها بیشتر خواهد بود.^(۱۳) طبق مطالعات اگر میزان خشونت سطحی (Ra) 0.20 میکرون و بالاتر باشد، سطح مستعد چسبندگی و کلونیزاسیون میکروبی است. خشونت سطحی دنچه تحت تاثیر ویژگی های شیمیایی ماده، تکنیک های

پروتز کامل متحرک متداول ترین درمان بی دندانی کامل است که دندان ها و بخشی از ساختار از دست رفته پرپودنتال 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 دنچه 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 دنچه معرفی شده اند از جمله وینیل، پلی استر، اپوکسی رزین، پلی کربنات، پلی اورتان، سیانوآکریلات و vulcanite ۹۸ درصد بیس های دنچه از پلی متیل متاکریلات یا کوپلیمر ساخته می شود.^(۳،۲)

آکریل ها در اشکال متفاوتی از جمله پودر و مایع، 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.^(۴)

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،۶)

مزایای روش CAD/CAM شامل کاهش تعداد جلسات، ذخیره سازی اطلاعات، امکان ساخت مجدد پروتز بر اساس

فوتوپلیمریزه (Asiga DENTABASE_007, Sydney, Australia) مورد نیاز ۱۳/۵۷ میلی 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 ۹۶ 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 ۲۱ میلی 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

پالیش و بهداشت بیمار است.^(۱۴) تخلخل گازی به علت تبخیر مونومردر پروسه های با دمای بالا ایجاد می شود که منجر به ایجاد تخلخل و نامنظمی در آکریل و باعث افزایش خشونت سطحی دنجر می شود.^(۱۵) زبری باعث افزایش سطح می شود و بنابراین میل سطح با مایع افزایش می یابد.^(۱۶)

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

مواد و روشی ها

این طرح پس از تصویب در کمیته اخلاق با کد IR.SUMS.DENTAL.REC.1399.103 جهت ارزیابی خشونت سطحی و جذب آب نمونه های آکریلی CAD/CAM افزایشی (Asiga DENTABASE-007, Sydney, Australia) و معمولی گرمپخت (SR Triplex Hot; Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, Germany) انجام گردید. در این مطالعه آزمایشگاهی، جهت تعیین حجم نمونه از نتایج مطالعات Steinmassl و همکاران^(۱۵) 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، ۲۴ نمونه دیسکی شکل به قطر 21 ± 0.5 میلی متر در ضخامت 2 ± 0.5 میلی متر ساخته شد.

ابتدا مدل مجازی به شکل دیسک با قطر ۲۱ میلی متر و ضخامت ۲/۵ میلی متر در نرم افزار CAD (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

میزان خشونت سطحی (Ra) با روش Contact Profilometry و با دستگاه زبری سنج (TESA.SA, Rugosurf, Bugnon, Switzerland) اندازه گیری شد. خشونت سطحی با دقت ۰/۰۰۱ میکرومتر و نقطه برش ۰/۸ میلی متری و طول ۲ میلی 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 نظر گرفته شد. اندازه گیری تمام نمونه ها توسط یک اپراتور انجام شد و قبل از هر اندازه گیری دستگاه کالیبره شد.^(۱۶)

برای اندازه گیری میزان جذب آب، ابتدا نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت در دسیکاتور حاوی سیلیکاژل-SIGMA (ALDRICH; Taufkirchen, Germany) با دمای 37 ± 1 درجه قرار گرفتند. سپس قطر و ضخامت نمونه ها توسط کولیس دیجیتالی (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 ۶ ظرف پلاستیکی حاوی سرم فیزیولوژیک، هر کدام با حجم ۱۰ میلی لیتر در دستگاه انکوباتور (MUVE cooled incubator; Es250, Turkey) با دمای 37 ± 1 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 طور کامل با دستمال کاغذی خشک شدند تا جایی که اثری از رطوبت روی نمونه دیده نمی شد و بعد

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 خمیر آکریلی، 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. نهایتاً مفل زیر دستگاه پرس با فشار هیدرولیک ۱۰۰ MPa قرار گرفت و آکریل اضافی برداشته شد، سه بار این کار تکرار شد و در نهایت به مدت ۳۰ دقیقه تحت فشار باقی ماند. پس از آن به مدت ۲ ساعت در حمام آب گرم با دمای ۷۴ درجه سانتی گراد و سپس ۱ ساعت در دمای ۱۰۰ درجه قرار داده شد. پس از سرد شدن و خارج کردن آکریل ها، اضافات آنها با فرز برداشته شد و جهت حذف مونومرهای باقیمانده به مدت ۲۴ ساعت درون آب مقطر با دمای اتاق قرار گرفتند. در نهایت ۱۲ نمونه آکریلی با قطر 21 ± 0.5 mm و ضخامت 2 ± 0.5 mm بدست آمد.

پالیش سطحی جهت مشابه سازی سطوح دهانی و مخاطی 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 ۱۴۲۰۰ rpm 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 هر نمونه از کاغذ کارباید جدید استفاده شد.

ارزیابی قرار گرفت. در این مطالعه P کمتر از ۰/۰۵ / معنی دار تلقی گردید.

یافته ها

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 و انحراف معیار در نمونه های آکرلی گرماسخت در سطح پالیش نشده، $۲/۳۸۲ \pm ۰/۹۶۸۴$ و برای نمونه های CAD/CAM، $۰/۲۳۲۱ \pm ۱/۱۴۳$ محاسبه شد ($P \text{ value} = ۰/۰۰۰۳$). میانگین خشونت سطحی و انحراف معیار در نمونه های گرما سخت در سطح پالیش شده $۰/۲۰۲۶ \pm ۰/۲۷۲۴$ میکرون و میانگین خشونت سطحی نمونه های CAD/CAM در سطح پالیش شده $۰/۱۴۳۶ \pm ۰/۱۰۲۷$ میکرون محاسبه گردید. بررسی های آماری نشان داد اختلاف بین این دو میانگین خشونت سطحی از لحاظ آماری معنادار بود ($p\text{-value} = ۰/۰۰۳۱$) (نمودار ۱، جدول ۱).

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 و دسیکاتور حاوی نمونه ها در اینکوباتور با دمای ۳۷ ± ۱ درجه سانتی گراد قرار گرفتند. هر ۲۴ ساعت نمونه ها از دسیکاتور خارج 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 \pm 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

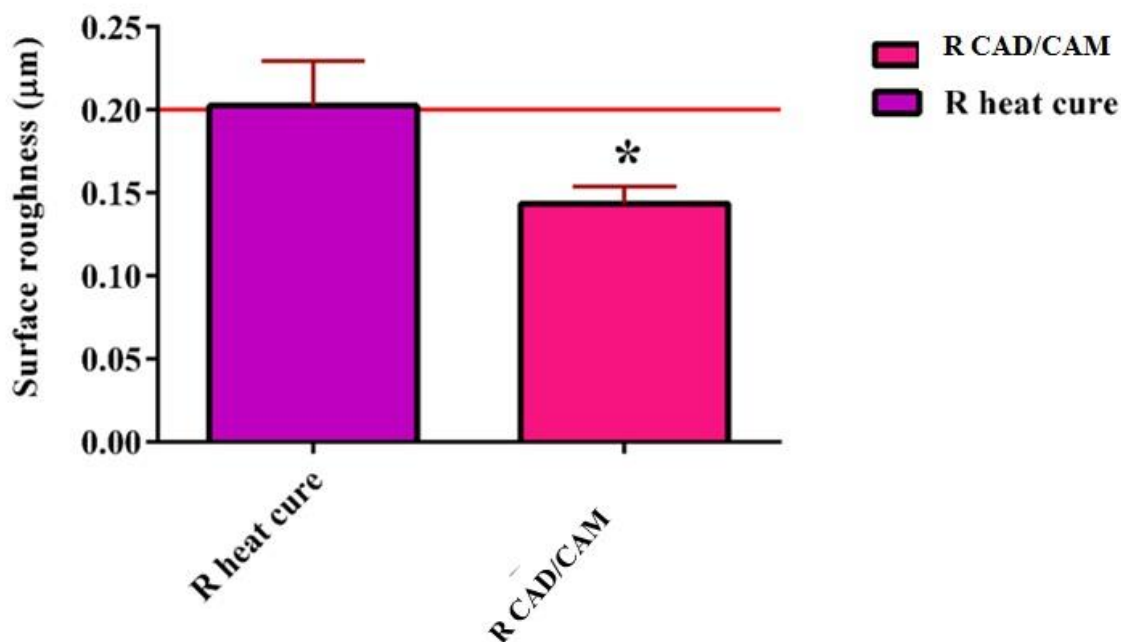
جدول ۱: میانگین و انحراف معیار خشونت سطحی نمونه های گرماسخت و CAD-CAM قبل و بعد از پالیش

p-value	آکرلی گرماسخت (μm)	آکرلی گرماسخت (μm)	
۰/۰۰۳۱	$۱/۱۴۳ \pm ۰/۲۳۲۱$	$۲/۳۸۲ \pm ۰/۹۶۸۴$	قبل از پالیش
۰/۰۰۳۱	$۰/۱۴۳۶ \pm ۰/۱۰۲۷$	$۰/۲۰۲۶ \pm ۰/۲۷۲۴$	بعد از پالیش
	۰/۹۹۹۴	۲/۱۷۹۴	تفاوت

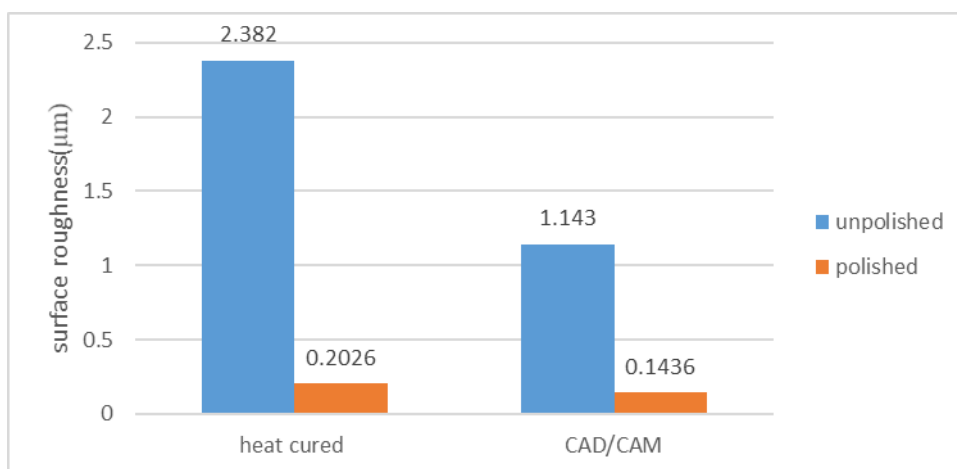
خشونت سطحی در نمونه های پالیش شده CAD/CAM کمتر از ۰/۲ میکرون بود.

از پالیش ۸۷/۴ درصد و این میزان در نمونه های گرماسخت ۹۱/۴ درصد بود. (نمودار ۲) این تفاوت طبق آزمون آماری تی زوجی معنادار بود ($P = ۰/۰۰۱$).

نمونه های پالیش نشده آکرلی گرماسخت خشونت سطحی بیشتری نسبت به آکرلی CAD/CAM داشتند. تفاوت درصد کاهش خشونت سطحی آکرلی های CAD/CAM قبل و پس



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



نمودار ۲: مقایسه خشونت سطحی (Ra) نمونه های گرم ساخت و CAD/CAM قبل و پس از پالیش

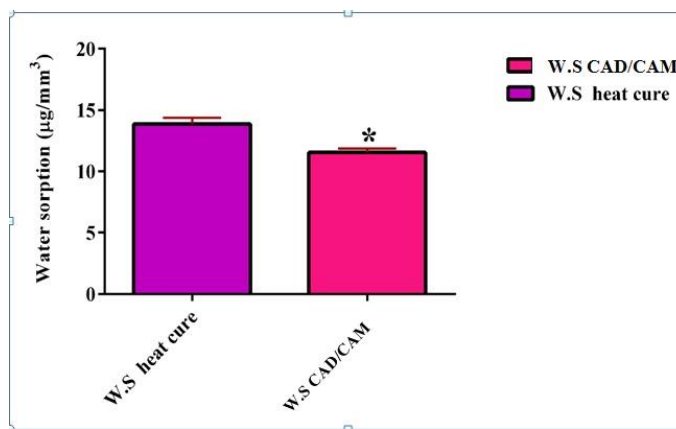
بررسی های آماری نشان داد اختلاف بین این دو میانگین از لحاظ آماری معنادار بود ($P=0/0001$).

میانگین جذب آب نمونه های گرم پخت $13/86 \pm 0/5002$ و میانگین جذب آب نمونه های CAD/CAM، $11/54 \pm 0/3301$ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ محاسبه شد (نمودار ۳).

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

گروه مورد بررسی	میانگین $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	انحراف معیار $\mu\text{g}/\text{mm}^3$	p-value
آکريل گرماپخت	۱۳/۸۶	۰/۵۰۰۲	۰/۰۰۰۱
CAD/CAM آکريل	۱۱/۵۴	۰/۳۳۰۱	

با این وجود میزان جذب آب هر دو گروه از حداکثر میزان مجاز و استاندارد ($32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) بسیار کمتر بود.



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

بحث

شده 0.2026 ± 0.2724 میکرون و میانگین خشونت سطحی نمونه های CAD/CAM در سطح پالیش شده 0.1027 ± 0.1436 میکرون محاسبه گردید. درصد تغییرات خشونت سطحی در نمونه های گرماپخت $19/49\%$ و در نمونه های CAD/CAM $87/44\%$ درصد محاسبه شد. در واقع میزان پالیش پذیری نمونه های گرماپخت بیشتر بود. همچنین میانگین جذب آب در نمونه های گرماپخت 0.05002 ± 0.1386 و در نمونه های CAD/CAM، $0.03301 \pm 0.1154 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ محاسبه شد.

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 آکريل گرماپخت Ivoclar که توسط تکنیک Compression molding تهیه شد را با آکريل Asiga، CAD/CAM که 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

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 می‌داد، جهت ارزیابی و مقایسه استفاده شد، که از بین سایر پارامترها پایدارتر و مناسب‌تر 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 سایند سایز ۲۵۰۰ grid و انجام فینیشینگ high luster، خشونت سطحی Ra تقریباً 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 پروسیسینگ آکریل و در دنچرهای مرسوم با کیفیت سطح کست اصلی در ارتباط است. همانطور که در مشاهدات این مطالعه ذکر شد، نمونه‌های CAD/CAM نسبت به نمونه‌های گرمپخت سطح صاف تری داشتند. طبق نتایج بدست آمده از مطالعه Al-Dwairi^(۲۴) نمونه‌های آکریلی CAD/CAM از لحاظ خشونت سطحی، ترشوندگی و سختی بهتر از نمونه‌های گرمپخت بودند. Srinivasan و همکاران^(۲۵) گزارش کردند که خشونت سطحی آکریل CAD/CAM و گرمپخت تفاوت معناداری نداشتند که این نتیجه می‌تواند به دلیل استفاده از روش غیر تماسی برای اندازه‌گیری خشونت سطحی باشد.

نتایج حاصل از این مطالعه، مطالعه Bidra و همکاران^(۲۶) 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

فرضیه اول مبنی بر کمتر بودن خشونت سطحی آکریل CAD/CAM پذیرفته 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 می‌شود. با افزایش خشونت سطحی، چسبندگی میکروبی نیز افزایش می‌یابد. بر اساس یک مطالعه^(۱۷)، میزان خشونت سطحی آکریل بین ۰/۱ تا ۰/۴ میکرون باعث افزایش چسبندگی پلاک میکروبی می‌شود؛ براساس مطالعه ای دیگر برطبق معیار Ra، خشونت کمتر از ۰/۲ میکرون، باعث چسبندگی میکروبی نمی‌شود.^(۱۸) هر چند خشونت سطحی تنها عامل تاثیرگذار در چسبندگی میکروبی نیست و عوامل دیگری همچون ترکیب بزاق، انرژی سطحی، ترشوندگی، آب‌گریزی و فعل و انفعالات الکتروستاتیک نیز دخیل هستند.^(۱۹) Verran و همکاران^(۲۰) میزان کاندیدا آلبیکنس را در رزین‌های آکریلیک با سطح صاف و خشن مقایسه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد سطوح خشن میزان بالاتری از سلول را در خود نگه می‌دارند. وجود مونومر آزاد سبب ایجاد پروژی و خشونت در آکریل می‌شود و میزان چسبندگی میکروبی را افزایش می‌دهد.^(۲۱) هم‌چنین خشونت سطحی یکی از عوامل تاثیرگذار و مهم در تغییر رنگ دنچر و بهداشت و سلامت دهان بیمار در نظر گرفته می‌شود.^(۱۸،۲۲) در نمونه‌های تهیه شده به روش DLP،

رزولوشن محور Z در ویژگی‌های سطحی از جمله خشونت سطحی تاثیرگذار است. هم‌چنین ضخامت هر لایه در دقت پرینت نمونه تاثیر زیادی دارد. ضخامت هر لایه می‌تواند بین ۲۵-۱۵۰ 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 نیز از ضخامت ۵۰ میکرون

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 طولی 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 ۷۴ درجه و یک ساعت دمای ۱۰۰ درجه) برای نمونه های آکرلیکی گرماپخت، احتمالاً نسبت به سایر روش های پخت، میزان جذب آب بیشتر بوده است.^(۱۱)

طبق مطالعه Hada و همکاران^(۳۲) میزان جذب آب نمونه های آکرلیکی 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 نمونه های پرینت سه بعدی آزمایش شده 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 دندان‌دانی 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 آکرلیک گرماپخت، کاهش میزان گیر حتی بدون تغییر ریز

را تایید می کند. این به دلیل دقت بالای ساخت و حذف مراحل لابراتواری آکرلیک های CAD/CAM، نسبت به آکرلیک های گرماپخت می باشد. نتایج مطالعه حاضر همچنین از مطالعه Murat و همکاران^(۳۷) پشتیبانی می کند که نمونه های CAD/CAM خشونت سطحی کمتری نسبت به نمونه های گرماپخت دارد.

جذب آب هر ماده به میزان پلاستی سائزر، محیطی که آکرلیک 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 آکرلیکی، میزان مونومر باقیمانده در آکرلیک، وزن مولکولی پلیمر، استفاده از پلاستی سائزر پلیمریزه شونده و روش پلیمریزاسیون بستگی دارد.^(۳۸) آبی که توسط آکرلیک جذب می شود مثل پلاستی سائزر عمل کرده و می تواند باعث نرمی و ضعیف شدن خصوصیات مکانیکی آکرلیک همچون سختی، استحکام عرضی و حدخستگی شود. جذب آب در رزین های آکرلیکی موجب تغییر رنگ و انبساط سه بعدی آکرلیک 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 آکرلیک، حجم آن کم و زیاد می شود ولی پس از مدتی، در آکرلیک پیچ و تاب خوردگی غیر قابل برگشت ایجاد می شود.^(۲۹)

تاکنون مطالعات زیادی بر روی آکرلیک های مختلف به منظور بررسی تغییر ترکیب مولکولی و متد ساخت آکرلیک 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 آکرلیک تحت تاثیر ضخامت و روش پلیمریزاسیون

بود و می تواند سبب تجمع پلاک، تغییر رنگ و بیماری های مرتبط با دنچر شود. میزان جذب آب آکريل CAD/CAM کمتر از میزان جذب آب آکريل 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.1399.103 می باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی شیراز اجرا شده است.

تضاد منافع

هیچگونه تضاد منافی وجود ندارد.

:

باقیمانده امکان پذیر است. هرچند به مطالعات کلینیکی 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 آکريل CAD/CAM کمتر از خشونت سطحی آکريل گرماپخت بود. خشونت سطحی آکريل CAD/CAM کمتر از حد تجمع پلاک میکروبی، اما خشونت سطحی آکريل گرماپخت کمی بیشتر از حد آستانه

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 prostheses. 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 *Candida 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.