

# بررسی خشونت سطح و رشد میکروبی روی نمونه‌های رزین آکرلیک ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری مختلف

معصومه تقوی<sup>۱</sup>، فائزه بحرینی<sup>۲</sup>، الهام انصاری‌فرد<sup>۱</sup>، کامیار زمرودیان<sup>۳</sup>، زهرا زارع شهر ابادی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> مرکز تحقیقات بیومواد، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران، <sup>۲</sup> گروه ارتودنسی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران، <sup>۳</sup> مرکز تحقیقات علوم پایه در بیماری‌های عفونی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران، <sup>۴</sup> گروه قارچ‌شناسی پزشکی و انگل‌شناسی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران.

تاریخ وصول: ۱۴۰۴/۰۶/۰۸ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۱۲

## چکیده

**زمینه و هدف:** چسبندگی میکروبی به سطح بافت پروتزهای آکرلیک می‌تواند منجر به بروز عارضه‌های متعددی از جمله استوماتیت دندانی شود، لذا هدف از این مطالعه تعیین و بررسی خشونت سطح و رشد میکروبی روی نمونه‌های رزین آکرلیک ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری مختلف بود.

**روش بررسی:** این یک مطالعه آزمایشگاهی است که در سال ۱۳۹۷ انجام شد، ۶۹ نمونه آکرلیک با استفاده از زینک اکساید اوژنول (ZOE)، آلزینات و سیلیکون افزایشی ساخته شدند. مواد قالب‌گیری مخلوط شده و درون قالب‌های موم ریخته شدند و نمونه‌های آکرلیک پخته شدند، خشونت سطحی با استفاده از پروفیلومتر اندازه‌گیری شد. سپس نمونه‌ها با دو گونه کاندیدا و چهار نوع استرپتوکوک برای ۴۸ ساعت انکوبه شدند. داده‌های جمع‌آوری شده با استفاده از آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک طرفه و تست تعقیبی توکی‌تجزیه و تحلیل شدند.

**یافته‌ها:** نمونه‌های ساخته شده با آلزینات و ZOE خشونت سطحی بالاتری نسبت به نمونه‌های ساخته شده با سیلیکون افزایشی داشتند. تشکیل بیوفیلم در سطح آکرلیک ساخته شده با آلزینات و ZOE به طور معنی‌داری بیشتر از نمونه‌های ساخته شده با سیلیکون افزایشی بود ( $p < 0.005$  و  $p > 0.001$ ). تفاوت قابل توجهی در تشکیل بیوفیلم به وسیله استرپتوکوکوس موتانس در بین نمونه‌های ساخته شده با سه نوع مختلف ماده قالب‌گیری مشاهده شد ( $p > 0.022$ ).

**نتیجه‌گیری:** نمونه‌های رزین آکرلیک ساخته شده با مواد قالب‌گیری ZOE و آلزینات خشونت سطحی بیشتری نسبت به نمونه‌های ساخته شده با مواد سیلیکونی داشتند. علاوه بر این، چسبندگی کاندیدا و باکتری در نمونه‌های ساخته شده با سیلیکون افزایشی کمتر مشاهده شد.

**واژه‌های کلیدی:** مواد قالب‌گیری دندانی، پایه دندان مصنوعی، کاندیدا آلبیکانس، استرپتوکوکوس موتانس

\*نویسنده مسئول: فائزه بحرینی، شیراز، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، گروه ارتودنسی

Email: Faezeh\_bahraini@yahoo.com

"نشریه علمی پژوهشی ارمغان دانش وابسته به دانشگاه علوم پزشکی یاسوج، یک نشریه با دسترسی آزاد است و تمامی مقالات منتشر شده در این نشریه به صورت دسترسی آزاد منتشر می‌شوند."

## مقدمه

چسبندگی میکروبی به سطح بافت پروتزهای آکرلیک می‌تواند به بروز استوماتیت دندانی، بوی بد دهان و تغییر رنگ پروتز منجر شود (۱). چسبندگی میکروبی به سطح تحت تأثیر عوامل مختلفی قرار دارد که شامل ویژگی‌های خود پاتوژن‌ها و خصوصیات بستر می‌شود (۲). عواملی مانند؛ خشونت سطحی، قابلیت ترشوندگی، چگالی بار سطحی، سختی و توپوگرافی سطح می‌توانند بر چسبندگی پاتوژن‌ها به سطح تأثیر بگذارند (۳-۷).

خشونت سطحی پروتز یک عامل حیاتی است که بر چسبندگی میکروبی تأثیر می‌گذارد. مواد مختلف قالب‌گیری در دندانپزشکی برای تهیه قالب‌ها استفاده می‌شود که شامل مواد هیدروکلوئیدی (۱)، اکسید روی اوژنول (ZOE) (۲) و مواد قالب‌گیری پایه لاستیکی شامل؛ پلی‌سولفاید، پلی‌اتر، سیلیکون تراکمی و سیلیکون افزایشی هستند (۳ و ۴). هدف از تهیه قالب، ایجاد یک نسخه منفی دقیق از بافت‌های دهانی است. هرگونه تداخل موجود در ماده قالب‌گیری می‌تواند بر کیفیت سطح پروتز نهایی تأثیر بگذارد (۵).

خشونت سطحی کست دندان می‌تواند تحت تأثیر خشونت سطحی مواد قالب‌گیری استفاده شده قرار گیرد (۶). بررسی‌ها نشان داده است که مدل‌های گچی ساخته شده از مواد قالب‌گیری آلژینات و سیلیکون سطوح خشونت سطحی متفاوتی دارند، به‌طوری که آلژینات سطحی زبرتر تولید می‌کند (۷ و ۶).

تقریباً ۷۰۰ گونه مختلف باکتری و انواع

مختلفی از قارچ‌ها به طور طبیعی در حفره دهان زندگی می‌کنند (۸). تشکیل بیوفilm می‌تواند تحت تأثیر خشونت سطحی آکرلیک، به‌ویژه سطح اینتاگلیو (داخل پروتز) و استفاده مداوم از پروتز قرار گیرد (۹ و ۱۰). استوماتیت دندانی یکی از پیامدهای تشکیل بیوفilm است (۱۱) و در این وضعیت، مخمرها روی سطح اینتاگلیو پروتز رشد می‌کنند (۱۲). کاندیدا آلبیکنز شایع‌ترین گونه از قارچ کاندیدا است که می‌تواند عفونت قارچی ایجاد کند (۱۳ و ۹). باکتری‌ها می‌توانند با تولید پلیمرهای خارج‌سلولی چسبندگی کاندیدا را تقویت کنند (۱۴). شواهد نشان می‌دهند که بیوفilm‌های تشکیل شده از چندین گونه مانند استرپتوکوکوس اورئوس و استرپتوکوکوس موتانس، مسئول استوماتیت دندانی هستند، نه فقط کاندیدا آلبیکنز (۱۵ و ۸). سطوح پروتزهای آکرلیک اغلب میزبان استرپتوکوکوس موتانس هستند (۸). بررسی‌ها نشان داده‌اند که منافذ سطوح زبر به‌عنوان سایت‌های اولیه برای چسبندگی میکروبی عمل می‌کنند (۱۶).

با وجود اهمیت بالینی خشونت سطحی پروتز در بهداشت دهان و چسبندگی میکروارگانیسم‌ها، اطلاعات محدودی درباره تأثیر مواد مختلف قالب‌گیری بر خشونت سطحی و چسبندگی میکروبی سطوح پروتز وجود دارد. در حالی که بررسی‌های پیشین عمدتاً بر نوع ماده پایه دندان مصنوعی و چسبندگی کاندیدا/آلبیکنز و استرپتوکوکوس موتانس متمرکز بوده‌اند، این مطالعه برای نخستین بار اثر مواد

مختلف قالب‌گیری را بر خشونت سطحی رزین اکریلیک و رشد باکتری‌های منتخب استرپتوکوکی و گونه‌های کاندیدا بررسی می‌کند. لذا هدف از این مطالعه تعیین و بررسی خشونت سطح و رشد میکروبی روی نمونه‌های رزین آکریلیک ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری مختلف بود.

### روش بررسی

این یک مطالعه تجربی است که در سال ۱۳۹۷ انجام شد، تمامی پروتکل‌ها و روش‌های آزمایشی در این مطالعه مورد تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی شیراز قرار گرفته‌اند و تمام روش‌ها طبق دستورالعمل‌ها و مقررات مربوطه انجام شده‌اند و اصول اعلامیه هلسینکی رعایت شده است. در این مطالعه، ۶۹ نمونه رزین آکریلیک (۲۳ نمونه برای هر گروه) با استفاده از قالب‌هایی که از سه ماده مختلف قالب‌گیری ساخته شده‌اند، آماده شدند: آلژینوپلاست (Kulzer,) GmbH، منوپرن ترنسفر (Kettenbach GmbH) و کر لورالایت (Co. KG & Kerr Italia S.R.L.) (جدول ۱). معیارهای ورود به مطالعه شامل: نمونه‌های رزین آکریلیک آماده شده طبق پروتکل آزمایشگاه و استانداردهای سازنده مواد قالب‌گیری، نمونه‌های سالم و بدون نقص ساختاری (ترک، حباب یا ناهمواری غیرطبیعی) و استفاده از مواد قالب‌گیری مورد مطالعه: آلژینات، منوپرن ترنسفر و کر لورالایت.

معیارهای خروج شامل: نمونه‌های دارای ترک، حباب یا نواقص ظاهری پس از پخت رزین، نمونه‌هایی که در مراحل آماده‌سازی یا انکوباسیون به هر دلیل

آسیب دیده یا آلوده شده باشند و نمونه‌هایی که فرآیند قالب‌گیری یا پخت آنها مطابق پروتکل انجام نشده باشد

ماده قالب‌گیری آلژینات طبق دستورالعمل سازنده تهیه شد، با استفاده از نسبت ۲۳ گرم پودر به ۵۰ میلی‌لیتر آب. این ماده به مدت ۴۵ ثانیه با یک اسپاتول پلاستیکی مخلوط شد و سپس به ۲۳ جعبه موم ریخته شد، که هر کدام ابعاد ۲ سانتی‌متر × ۲ سانتی‌متر و ارتفاع ۳ میلی‌متر داشتند. برای مواد قالب‌گیری منوپرن ترنسفر و لورالایت، پایه و فعال‌کننده طبق توصیه‌های سازنده مخلوط شدند و سپس در جعبه‌های موم با ابعاد مشابه ریخته شدند. تمامی جعبه‌های موم بر روی یک صفحه شیشه‌ای قرار گرفتند، پوشانده شدند و با یک صفحه شیشه‌ای دیگر فشار داده شدند تا مواد به حالت سفت درآیند (شکل ۱).

سپس ۱۰۰ گرم پودر گچ با ۳۰ میلی‌لیتر آب با استفاده از یک میکسر الکتریکی (Fenert، آلمان) به مدت ۱ دقیقه مخلوط شد و سپس به جعبه موم ریخته شد که روی جعبه اول قرار گرفت. گچ به مدت ۶۰ دقیقه اجازه داده شد تا سفت شود. پس از سفت شدن، یک لایه موم (Rose Plate Wax؛ شرکت بلیکیم، ازبک، ترکیه) روی سطح قالب‌گیری گچ قرار داده شد و با گچ دندان نوع II ریخته شد. پس از سفت شدن گچ، موم پایه حذف شده و رزین اکریلیک (ایوکلا و یوآدنت) طبق روش قالب‌گیری درون قالب‌ها قرار داده شد. سپس رزین اکریلیک حرارت‌دیده در آب با دمای ثابت ۷۸ درجه سانتی‌گراد به مدت ۸ ساعت پخت شد.

نانومتر تنظیم شدند که معادل  $10.8 \times 1/5$  واحد تشکیل کلونی بر میلی‌لیتر است.

دیسک‌های اکریلیک در صفحات کشت سلولی استریل ۲۴ چاه به صورت جفت قرار داده شدند. یک میلی‌لیتر سوسپانسیون میکروبی به هر چاه اضافه شد و صفحات در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه شدند، تشکیل بیوفیلم در ۴۸ ساعت ارزیابی شد. یک چاه حاوی دیسک‌های اکریلیک و محیط کشت بدون میکروارگانیزم به عنوان کنترل (سفید) استفاده شد.

پس از هر دوره انکوباسیون، محیط‌های کشت برداشته شد و صفحات سه بار با PBS شسته شدند تا میکروارگانیزم‌های غیرمتصل حذف شوند. سپس دیسک‌های اکریلیک به آرامی به صفحات جدید منتقل شدند، به مدت ۱۵ دقیقه خشک شدند و با ۱ میلی‌لیتر محلول کریستال ویوله گرما ۰/۴ درصد برای ۱۵ دقیقه رنگ‌آمیزی شدند. رنگ اضافی با شستشوی دیسک‌ها سه بار با PBS حذف شد. دیسک‌ها به مدت ۱۵ دقیقه دیگر خشک شدند و ۱ میلی‌لیتر اتانول خالص برای حل کردن رنگ‌های چسبیده به دیسک‌های اکریلیک اضافه شد. در نهایت، جذب محلول رنگی حاصل در ۶۳۰ نانومتر اندازه‌گیری شد.

داده‌های جمع‌آوری شده با استفاده از نرم‌افزار SPSS و آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه، تست تعقیبی توکی تجزیه و تحلیل شدند.

خشونت سطحی، سطح نمونه‌های رزین اکریلیک با استفاده از یک پروفیلو متر با طول خط اثر ۲ میلی‌متر و مقدار برش ۰/۸ میلی‌متر اندازه‌گیری شد. برای هر نمونه، پنج اندازه‌گیری از خشونت سطحی، سطح انجام شد و میانگین مقادیر خشونت سطحی (Ra) برای تحلیل‌های آماری محاسبه شد و خشونت سطحی، سطح در میکرومتر ثبت شد.

برای تهیه میکروارگانیزم‌ها، شش گونه کاندیدا از مجموعه کشت نوع آمریکایی (ATCC) شامل آلیکانس (ATCC10261) و دوبلینانس (ATCC8500)، استرپتوکوکوس موتانس (ATCC35668)، استرپتوکوکوس سالیاریوس (ATCC9222)، استرپتوکوکوس سوبرینوس (ATCC27607) و استرپتوکوکوس سانگویس (ATCC10556) از دانشگاه علوم پزشکی شیراز تهیه شد.

سویه‌های کاندیدا روی آگار دکستروز سابورود کشت داده شدند، در حالی که استرپتوکوکوس موتانس روی آگار انفیوز مغز قلب (BHI) رشد کرد. در مرحله بعدی، محیط‌های کشت مختلف شامل؛ آگار دکستروز سابورود، آگار BHI، کشت تریپتون سویای بروث و محیط RPMI 1640 استفاده شد. یک سوسپانسیون از میکروارگانیزم‌ها در محیط RPMI بافر شده با  $[MOPS - 3] (N-3)$  propanesulfonic acid [morpholino] تهیه شد. سوسپانسیون‌های کاندیدا به چگالی نوری ۰/۱۵ در ۵۳۰ نانومتر تنظیم شدند که معادل  $1 \times 10^5$  مخمر بر میلی‌لیتر است. به طور مشابه، سوسپانسیون‌های استرپتوکوکوس موتانس به چگالی نوری ۰/۱ در ۵۳۰

جدول ۱: مواد مورد استفاده

| تولید کننده          | نوع مواد                  | مواد                               |
|----------------------|---------------------------|------------------------------------|
| شرکت کتن باخ، آلمان  | مونوپرن ترنسفر            | مواد قالبگیری                      |
| شرکت کر ایتالیا      | لورالایت کر               |                                    |
| شرکت کولزر، آلمان    | آلژینوپلاست، آلژینات سریع |                                    |
| شرکت ایوکلا و یوآدنت | رزین آکرلیک               | رزین اکریلیک پلیمریزه شده با حرارت |
| شرکت مولدانی         | نوع III                   | گچ                                 |



شکل ۱: سطح مواد قالبگیری پس از سفت شدن

## یافته‌ها

میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد خشونت سطحی، سطح نمونه‌های رزین ساخته شده از سه نوع ماده قالبگیری در جدول ۲ ارایه شده است. بیشترین خشونت سطحی، در سطح رزین‌های ساخته شده از آلژینات ( $1/726 \pm 0/520$  میکرومتر) مشاهده شد، در حالی که رزین‌های ساخته شده از سیلیکون افزایشی کمترین خشونت سطحی را داشتند ( $1/160 \pm 0/112$  میکرومتر) و زینک اکساید اتوژنول ( $1/647 \pm 0/472$  میکرومتر) در میان قرار داشت. آزمون آنوای یکطرفه تفاوت معنی‌داری خشونت سطحی بین سه گروه نشان داد ( $p < 0/0001$ ). نتایج آزمون Tukey HSD نشان داد

که رزین‌های ساخته شده از آلژینات و ZOE دارای خشونت سطحی بیشتری نسبت به رزین‌های ساخته شده از سیلیکون افزایشی بودند ( $p < 0/0001$ ). با این حال، تفاوت معنی‌داری بین آلژینات و ZOE مشاهده نشد ( $p = 0/792$ ).

جدول ۳ میانگین چگالی نوری  $\pm$  انحراف استاندارد بیوفیلم‌های تشکیل شده به وسیله کاندیدا آلبیکانس و دوبلینانس روی رزین‌های ساخته شده از مواد قالبگیری مختلف را نشان می‌دهد. آزمون آنوای یکطرفه تفاوت معنی‌داری در چگالی نوری بین سه گروه نشان داد ( $p < 0/0001$ ). نتایج آزمون Post-Hoc Tukey HSD نشان داد که رزین‌های ساخته

جدول ۴ میزان تشکیل بیوفیلم برای استرپتوکوکوس موتانس، استرپتوکوکوس سالیواریس، استرپتوکوکوس سوبرینوس و استرپتوکوکوس سانگویس بر اساس نوع رزین را نشان می‌دهد. آزمون آنوای یک‌طرفه تفاوت معنی‌داری در میانگین چگالی نوری برای بیوفیلم استرپتوکوکوس موتانس بین سه گروه نشان داد ( $p < 0/022$ ). نتایج آزمون Post-Hoc Tukey HSD نشان داد که این تفاوت به دلیل مقدار بیوفیلم روی رزین‌های ساخته‌شده از ماده قالب‌گیری سیلیکون ( $0/053 \pm 0/003$ ) در مقایسه با رزین‌های ساخته‌شده از آلژینات ( $0/071 \pm 0/008$ ) است ( $p = 0/018$ ).

شده از آلژینات ( $0/075 \pm 0/010$ ) و ZOE ( $0/07 \pm 0/010$ ) دارای چگالی نوری معنی‌دار بالاتری نسبت به رزین‌های ساخته‌شده از سیلیکون افزایشی ( $0/053 \pm 0/019$ ) بودند ( $p < 0/001$  و  $p < 0/005$ ، به ترتیب) تفاوت معنی‌داری بین آلژینات و ZOE مشاهده نشد ( $p = 0/514$ ). وقتی به گروه‌های کاندیدا آلبیکانس و دوبلینانس تقسیم شدند، نتایج مشابهی برای کاندیدا آلبیکانس به دست آمد، به طوری که رزین‌های آلژینات و ZOE دارای چگالی نوری معنی‌دار بالاتری نسبت به سیلیکون افزایشی بودند ( $p = 0/002$  و  $p = 0/001$  به ترتیب). برای کاندیدا دوبلینانس، تفاوت‌های معنی‌داری فقط بین رزین‌های ساخته‌شده از سیلیکون و آلژینات مشاهده شد ( $p = 0/014$ ).

جدول ۲: زیری سطح نمونه‌های رزین آکرلیک ساخته شده با مواد قالب‌گیری مختلف

| مواد قالب‌گیری  | میانگین $\pm$ انحراف معیار | سطح معنی‌داری |
|-----------------|----------------------------|---------------|
| آلژینات         | $0/52 \pm 1/726$           | 0/001         |
| ZOE             | $1/647 \pm 0/472$          |               |
| سیلیکون افزایشی | $1/160 \pm 0/112$          |               |

مقادیری که حرف یکسان دارند از نظر آماری تفاوت معنی‌داری با هم ندارند. مقادیری که حروف متفاوت دارند دارای تفاوت معنی‌دار آماری هستند.

جدول ۳: تشکیل بیوفیلم مخمرهای کاندیدا بر روی رزین ساخته شده از مواد قالب‌گیری مختلف

| مخمر              | آلژینات           | سیلیکون           | ZOE               | سطح معنی دار |
|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------|
| کاندیدا آلبیکانس  | $0/071 \pm 0/004$ | $0/051 \pm 0/007$ | $0/074 \pm 0/008$ | 0/001        |
| کاندیدا دوبلینانس | $0/080 \pm 0/014$ | $0/055 \pm 0/015$ | $0/066 \pm 0/011$ | 0/044        |
| مجموع             | $0/075 \pm 0/010$ | $0/053 \pm 0/019$ | $0/070 \pm 0/010$ | <0/001       |

مقادیری که حرف یکسان دارند از نظر آماری تفاوت معنی‌داری با هم ندارند. مقادیری که حروف متفاوت دارند دارای تفاوت معنی‌دار آماری هستند.

جدول ۴: تشکیل بیوفیلم استرپتوکوک‌های دهانی روی نمونه‌های مختلف رزین آکرلیک

| سطح معنی دار | ZOE          | سیلیکون      | آلژینات      | باکتری                  |
|--------------|--------------|--------------|--------------|-------------------------|
| ۰/۰۲۲        | b۰/۰۶۱±۰/۰۰۵ | b۰/۰۵۳±۰/۰۰۳ | a۰/۰۷۱±۰/۰۰۸ | استرپتوکوکوس موتانس     |
| ۰/۰۵۴        | a۰/۰۷۹±۰/۰۰۷ | a۰/۰۷۴±۰/۰۱۷ | a۰/۰۶۹±۰/۰۰۲ | استرپتوکوکوس سالیواریوس |
| ۰/۰۵۳        | c۰/۰۵۸±۰/۰۰۴ | b۰/۰۵۷±۰/۰۰۳ | a۰/۰۶۹±۰/۰۰۷ | استرپتوکوکوس سانگویس    |
| ۰/۰۲۶۱       | ۰/۰۶۹±۰/۰۱۲  | ۰/۰۶۳±۰/۰۱۱  | ۰/۰۶۹±۰/۰۰۵  | مجموع                   |

مقادیری که حرف یکسان دارند از نظر آماری تفاوت معنی‌داری با هم ندارند.  
مقادیری که حروف متفاوت دارند دارای تفاوت معنی‌دار آماری هستند.

## بحث

سالیواریوس، استرپتوکوکوس سوپریوس و استرپتوکوکوس سانگویس روی نمونه‌های رزین آکرلیک بررسی می‌کند. تحقیقات قبلی عمدتاً بر روی اثرات مواد مختلف پایه دندان مصنوعی بر چسبندگی کاندیدا آلبیکنز و استرپتوکوکوس موتانس متمرکز شده‌اند. این مطالعه تفاوت‌های معنی‌داری در خشونت سطحی و چسبندگی میکروبی (هم باکتری‌ها و هم گونه‌های کاندیدا) روی مواد پایه دندان مصنوعی ساخته شده با مواد قالب‌گیری مختلف کشف کرد. دامنه مواد قالب‌گیری انتخاب‌شده برای این مطالعه نمایانگر مجموعه‌ای از محصولات موجود و معمولاً استفاده شده برای دندان مصنوعی کامل است.

در این مطالعه، دقت نمونه‌های قالب‌گیری شده به صورت مستقیم از نظر ابعادی ارزیابی نشد، بلکه کیفیت انتقال جزئیات سطحی مواد قالب‌گیری به طور غیرمستقیم از طریق اندازه‌گیری خشونت سطحی نمونه‌های رزین آکرلیک بررسی گردید. از آنجا که خشونت سطحی بازتابی از توانایی ماده قالب‌گیری در بازتولید دقیق توپوگرافی سطح است، مقادیر کمتر Ra

رزین‌های آکرلیک به عنوان پرکاربردترین مواد در ساخت پروتزهای متحرک دندان شناخته می‌شوند و زبری سطح آن‌ها نقش مهمی در تجمع میکروارگانیسم‌ها و بروز التهاب‌های دهانی دارد. افزایش خشونت سطح می‌تواند باعث چسبندگی بیشتر قارچ‌ها و باکتری‌ها، به‌ویژه کاندیدا آلبیکنز شده و خطر استوماتیت پروتزی را افزایش دهد. از آنجا که نوع ماده قالب‌گیری ممکن است بر کیفیت سطح رزین آکرلیک تأثیر بگذارد، بررسی ارتباط بین مواد قالب‌گیری مختلف، میزان زبری سطح و رشد میکروبی از اهمیت بالایی برخوردار است (۲۱)، لذا هدف از این مطالعه تعیین و بررسی خشونت سطح و رشد میکروبی روی نمونه‌های رزین آکرلیک ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری مختلف بود.

بر اساس بهترین دانسته‌های ما، این مطالعه اولین تحقیق است که اثرات مواد مختلف قالب‌گیری را بر روی خشونت سطحی و رشد باکتری‌های استرپتوکوکوس موتانس، استرپتوکوکوس

نشان‌دهنده انتقال بهتر جزئیات سطحی و کیفیت بالاتر سطح نهایی می‌باشد. تفاوت‌های مشاهده‌شده در خشونت سطحی بین مواد قالب‌گیری مختلف می‌تواند بیانگر تفاوت در دقت سطحی و ویژگی‌های فیزیکی آن‌ها، از جمله؛ ویسکوزیته، انرژی آزاد سطحی و پایداری ابعادی باشد که در نهایت بر کیفیت سطح و چسبندگی میکروبی پروتز تأثیر می‌گذارد.

خشونت سطحی رزین‌های پایه دندان مصنوعی یک ویژگی حیاتی است، زیرا سطوح با خشونت سطحی بالا نسبت به سطوح صاف مستعد تجمع پلاک و باکتری‌ها هستند (۱۷ و ۱۸). رزین پایه دندان‌های مصنوعی که سطوح سخت و غیر ریزشی دارند، مستعد نگهداری میکروارگانیسم‌ها هستند. بنابراین، خشونت سطحی رزین پایه دندان مصنوعی برای حفظ سلامت دهان و دندان بیمار اهمیت زیادی دارد (۲۰ و ۱۹).

در این مطالعه، اندازه‌گیری خشونت سطح (SR) با استفاده از پروفیلومتر انجام شد. تستر خشونت سطحی یک مقدار متوسط Ra را با محاسبه خط میانه (میانه خط) از نقاط بالا و پایین سطح فراهم کرد. این پارامتر هم پایدار و هم به راحتی قابل تفسیر است و می‌توان آن را به انواع مختلف سطوح اعمال کرد. طبق نتایج، تمام مواد خشونت سطحی بالاتر از آستانه تجمع پلاک ۰/۲ میکرومتر داشتند. این یافته با پژوهش‌های رادفورد و همکاران هم‌راستا است که هم‌چنین گزارش دادند که تمام مواد پایه دندان مصنوعی پلی‌متیل متاکریلات (PMMA) و پلی‌آمید

سطوح خشونت سطحی بالاتر از آستانه ۰/۳۰ میکرومتر برای تجمع پلاک داشتن (۲۱).

نتایج این تحقیق نشان داد که مواد پایه دندان مصنوعی ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری سیلیکون افزایشی دارای خشونت سطحی به‌طور معنی‌داری کمتری نسبت به مواد ساخته‌شده با سایر مواد قالب‌گیری بودند ( $p < 0.001$ ). هیچ تفاوت معنی‌داری در خشونت سطحی بین مواد پایه دندان مصنوعی ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری ZOE و آلزینات مشاهده نشد. تفاوت‌های خشونت سطحی بین مواد پایه دندان مصنوعی ساخته‌شده با مواد قالب‌گیری مختلف ممکن است به انرژی آزاد سطحی مواد پایه رزین مربوط باشد. مواد الاستومری مانند آنهایی که در مواد قالب‌گیری ZOE و هیدروکلوئید استفاده می‌شوند، تولید سطح بهتری را ارائه می‌دهند که این یافته به وسیله پژوهش‌های قبلی نیز پشتیبانی شده است (۲۲ و ۷). نتایج این تحقیق از مشاهدات هی و همکاران که ارتباط مثبت بین چسبندگی کاندیدا آلبیکز و انرژی آزاد سطحی سطوح اکریلیک را نشان می‌دهند، حمایت می‌کند (۲۳). علاوه بر این، خواص فیزیکی مواد قالب‌گیری آلزینات ممکن است باعث جذب و تغییرات ابعادی شوند که منجر به سطوح دندان مصنوعی زبر و متخلخل می‌شود که مستعد استعمار سلول‌های قارچی هستند (۲۴).

جانسون و همکاران به ارزیابی خشونت سطحی مدل‌های گچی ساخته شده با دو ماده قالب‌گیری هیدروکلوئید برگشت‌ناپذیر، یک پلی‌اتر و



یک سیلیکون افزودنی پرداخته و گزارش دادند که قالبگیری‌های هیدروکلونید برگشت‌ناپذیر سطوح خشونت سطحی‌تری در مقایسه با آنهایی که با مواد قالبگیری الاستومری ساخته شده بودند، ایجاد می‌کنند که با یافته‌های حاضر مطابقت دارد (۷).

این مطالعه همچنین رشد کاندیدا آلبیکنز و کاندیدا دوبرلینیانس را روی مدل‌های رزین اکریلیک با استفاده از مواد قالبگیری مختلف مورد بررسی قرار داد. یافته‌ها نشان دادند که چسبندگی کاندیدا آلبیکنز در میان مواد قالبگیری مختلف تفاوت‌های معنی‌داری داشت. به طور خاص، مواد پایه دندان مصنوعی ساخته شده با سیلیکون افزایشی چسبندگی کاندیدا آلبیکنز کمتری نسبت به مواد ساخته شده با مواد قالبگیری ZOE و آلزینات داشتند.

چسبندگی گونه‌های باکتریایی و کاندیدا به رزین‌های اکریلیک تحت تأثیر تعامل پیچیده‌ای از عوامل قرار دارد. پژوهش‌های قبلی نشان داده‌اند که بهداشت ضعیف دهان و دندان، pH پایین زیر دندان‌های مصنوعی، مصرف کربوهیدرات‌های غذایی، گلیکول پروتئین‌های سطحی سلول‌های کاندیدا و انرژی آزاد سطحی رزین همگی بر چسبندگی و کلونیزه شدن کاندیدا تأثیر می‌گذارند (۲۵-۲۸). علاوه بر این، خشونت سطحی اکریلیک به عنوان یک عامل حیاتی در تعیین چسبندگی کاندیدا شناخته شده است (۲۱).

بنابراین، همان‌طور که پیش‌بینی می‌شد، یک ارتباط بین تعداد چسبندگی‌های کاندیدا آلبیکنز در این

تحقیق و مقادیر خشونت سطحی مواد پایه دندان مصنوعی مشاهده شد. مقدار چسبندگی‌های کاندیدا آلبیکنز با افزایش خشونت سطحی مواد پایه دندان مصنوعی افزایش یافت. افزایش نگهداری میکروبی و قارچی و مقاومت در برابر تمیزکاری مکانیکی و شیمیایی از مزایای افزایش تخلخل است (۲۹ و ۲۱). این توضیح می‌دهد که چرا بررسی‌ها نشان داده‌اند که مواد دندان مصنوعی با خشونت سطحی، سطوح بیشتری از کاندیدا را نمایش می‌دهند. قبلاً نشان داده شده بود که کاندیدا آلبیکنز می‌تواند به راحتی دندان‌های مصنوعی PMMA با خشونت سطحی بالای ۰/۲ میکرومتر را مستعمره کند (۳۱ و ۳۰).

رادفورد و همکاران ۲/۵ برابر بیشتر چسبندگی‌های کاندیدا آلبیکنز را روی یک رزین با خشونت سطحی ۲/۵ میکرومتر نسبت به سطحی با خشونت سطحی ۱/۶ میکرومتر مشاهده کردند که با یافته‌های حاضر مطابقت دارد (۲۱). طبق یک مطالعه مشابه، گروه خشونت سطحی ۳/۲ دو برابر بیشتر چسبندگی‌های کاندیدا آلبیکنز را نسبت به گروه با خشونت سطحی ۰/۰۶ نشان داد (۳۲). برگرز و همکاران هیچ ارتباطی بین چسبندگی‌های کاندیدا آلبیکنز و خشونت سطحی، سطح رزین پایه مشاهده نکردند (خشونت سطحی ۰/۴-۰/۳۲ میکرومتر)، که در تضاد با نتایج مطالعه حاضر است. با این حال، یکی از معایب کار آن‌ها این بود که شمارش چسبندگی‌ها تنها بر روی نمونه‌هایی با دامنه‌های خشونت سطحی نزدیک به ۰/۰۶ انجام شده بود که تعداد کمتری از

با توجه به این محدودیت‌ها، انجام پژوهش‌های بالینی، بررسی انواع دیگر مواد قالب‌گیری و رزین‌های پایه دندان مصنوعی، و ارزیابی اثرات بلندمدت، روش‌های پولیش و بیوفیل‌های چندگونه‌ای در پژوهش‌های آینده پیشنهاد می‌شود.

### نتیجه‌گیری

مواد قالب‌گیری ZOE و آلژینات می‌توانند ماده پایه رزین با دقت مناسب مشابه با مواد قالب‌گیری سیلیکون تولید کنند، اما آن‌ها خشونت سطحی بیشتری در مقایسه با مواد قالب‌گیری سیلیکون تولید می‌کنند، طبق محدودیت‌های مطالعه کنونی با استفاده از مواد قالب‌گیری سیلیکون افزایشی، خشونت سطحی کمتری و چسبندگی باکتری‌ها و کاندیدا کمتر مشاهده شد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که استفاده از مواد قالب‌گیری سیلیکونی می‌تواند در کاهش تجمع میکروبی و بهبود سلامت دهان بیماران دارای پروتز متحرک مؤثر باشد.

### تقدیر و تشکر

نویسندگان بدین وسیله از دانشگاه علوم پزشکی شیراز و مرکز توسعه تحقیقات بالینی بیمارستان نمازی برای مساعدت‌های آماری خود تشکر می‌کنند. همچنین از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی شیراز برای حمایت مالی این تحقیق سپاسگزاریم.

چسبندگی‌ها را نسبت به خشونت سطحی نزدیک به ۱/۵ نشان دادند که در تحقیق ما در نظر گرفته شده است (۳۳). هیچ ارتباطی بین خشونت سطحی، سطح رزین پایه و چسبندگی کاندیدا آلیک‌نز و استرپتوکوکوس موتانس پیدا نشد، طبق تحقیقی که به وسیله ایزومیدا و همکاران انجام شده است این تفاوت می‌تواند به متدولوژی آن‌ها برگردد که در آن چسبندگی اولیه در هنگام رشد بیوفیل با مطالعه چسبندگی سلول‌ها در مراحل اولیه تشکیل بیوفیل شبیه‌سازی شده است (۳۴).

در مقایسه با گروه‌های آلژینات، سیلیکون افزایشی میزان چسبندگی کاندیدا دوبرلینانس را به‌طور قابل توجهی کاهش داد، اما تغییرات قابل توجهی در چسبندگی و کاندیدا دوبرلینانس بین مواد قالب‌گیری ZOE و سیلیکون مشاهده نشد. از آنجایی که میکروارگاناسم‌های هیدروفوبیک به نظر می‌رسد که بیشتر به سطوح اکریلیک چسبیده‌اند، مقادیر نسبی انرژی آزاد سطحی برخی از گونه‌های کاندیدا مانند و کاندیدا دوبرلینانس ممکن است دلیل چسبندگی بالاتر آن‌ها باشد.

این مطالعه به‌صورت آزمایشگاهی انجام شد و شرایط پیچیده محیط دهان به‌طور کامل شبیه‌سازی نشد، بنابراین تعمیم نتایج به شرایط بالینی باید با احتیاط صورت گیرد. همچنین تنها سه نوع ماده قالب‌گیری و یک نوع رزین آکرلیک بررسی شد و تشکیل بیوفیل فقط در یک بازه زمانی کوتاه‌مدت ارزیابی گردید.

## تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ‌گونه تعارض منافعی در خصوص این مقاله وجود ندارد.

## حمایت مالی

این مطالعه هیچ‌گونه حمایت مالی از سازمان‌های خصوصی یا دولتی نداشته است.

## ملاحظات اخلاقی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دکتر فائزه بحرینی مقطع دکتری عمومی از دانشگاه علوم پزشکی شیراز با کد اخلاق IR.SUMS.REC.1397.983 می‌باشد.

## مشارکت‌های نویسندگان

معصومه تقوی، الهام انصاری‌فرد و فائزه بحرینی در طراحی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها و نگارش اولیه مقاله مشارکت داشتند. زهرا زارع شهرآبادی در انجام آزمایش‌های میکروبی و تحلیل نتایج همکاری کرد. کامیار زمرودیان مسئول تحلیل آماری داده‌ها و تفسیر نتایج بود. معصومه تقوی و فائزه بحرینی در بازبینی علمی مقاله و اصلاح نهایی متن مشارکت داشت. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده‌اند.

## REFERENCES

1. Peltzer K, Hewlett S, Yawson A, Moynihan P, Preet R, Wu F, et al. Prevalence of loss of all teeth (edentulism) and associated factors in older adults in China, Ghana, India, Mexico, Russia and South Africa. *Int J Environ Res Public Health* 2014; 11(11): 11308-24.
2. Alammari MR. Evaluation of the functional impression technique with various impression materials on the surface topography of dental stone casts and their effect on retention. *Open J Stomatol* 2018; 8(07): 258.
3. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice. *The Journal of the American J Am Dent Assoc* 1997; 128(7): 1026-8.
4. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985; 53(4): 484-90.
5. Bedi A, Michalakakis KX, Hirayama H, Stark PC. The effect of different investment techniques on the surface roughness and irregularities of gold palladium alloy castings. *J Prosthet Dent* 2008; 99(4): 282-6.
6. Chang YC, Yu CH, Liang W-M, Tu MG, Chen SY. Comparison of the surface roughness of gypsum models constructed using various impression materials and gypsum products. *J Dent Sci* 2016; 11(1): 23-8.
7. Johnson G, Chellis K, Gordon G, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4): 446-53.
8. Linossier A, Vargas A, Villegas R, Chimenos E. Quantitative relationship between salivary level of *Streptococcus mutans* and *Candida albicans* in children with Down's syndrome. *Med Oral* 2002; 7(4): 284-92.
9. Pereira-Cenci T, Del Bel Cury AA, Crielaard W, Ten Cate JM. Development of *Candida*-associated denture stomatitis: new insights. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(2): 86-94.
10. Lazarin AA, Zamperini CA, Vergani CE, Wady AF, Giampaolo ET, Machado AL. *Candida albicans* adherence to an acrylic resin modified by experimental photopolymerised coatings: an in vitro study. *Gerodontology* 2014; 31(1): 25-33.
11. Altarawneh S, Bencharit S, Mendoza L, Curran A, Barrow D, Barros S, et al. Clinical and histological findings of denture stomatitis as related to intraoral colonization patterns of *Candida albicans*, salivary flow, and dry mouth. *J Prosthodont* 2013; 22(1): 13-22.
12. Zaini F, Mehbod A, Emami M. Comprehensive medical mycology. Tehran 2013; 1377: 330-48.
13. Samaranayake L, Nair R. Oral *Candida* infections—a review. *Indian J Dent Res* 1995; 6(3): 69-82.
14. Millsap KW, Bos R, van der Mei HC, Busscher HJ. Adhesion and surface-aggregation of *Candida albicans* from saliva on acrylic surfaces with adhering bacteria as studied in a parallel plate flow chamber. *Antonie Van Leeuwenhoek* 1999; 75(4): 351-9.
15. Baena-Monroy T, Moreno-Maldonado V, Franco-Martínez F, Aldape-Barrios B, Quindós G, Sánchez-Vargas LO. *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus* and *Streptococcus mutans* colonization in patients wearing dental prosthesis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 10: E27-39.
16. da Silva WJ, Leal CMB, Viu FC, Gonçalves LM, Barbosa CMR, Del Bel Cury AA. Influence of surface free energy of denture base and liner materials on *Candida albicans* biofilms. *J Investig Clin Dent* 2015; 6(2): 141-6.
17. 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.
18. Quirynen M, Bollen C. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995; 22(1): 1-14.
19. Bollen 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.

- 20.Morgan T, Wilson M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. *J Appl Microbiol* 2001; 91(1): 47–53.
- 21.Radford DR, Sweet S, Challacombe S, Walter J. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998; 26(7): 577–83.
- 22.Johnson GH, Drennon DG, Powell GL. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Am Dent Assoc* 1988; 116(4): 525–30.
- 23.He X, Meurman JH, Kari K, Rautemaa R, Samaranayake L. In vitro adhesion of *Candida* species to denture base materials. *Mycoses* 2006; 49(2): 80–4.
- 24.Gonçalves L, Del Bel Cury A, Sartoratto A, Garcia Rehder V, Silva W. Effects of undecylenic acid released from denture liner on *Candida* biofilms. *J Dent Res* 2012; 91(10): 985–9.
- 25.Fukazawa Y, Kagaya K. Molecular bases of adhesion of *Candida albicans*. *J Med Vet Mycol* 1997; 35(2): 87–99.
- 26.Samaranayake L, MacFarlane T. An in-vitro study of the adherence of *Candida albicans* to acrylic surfaces. *Arch Oral Biol* 1980; 25(8–9): 603–9.
- 27.Minagi S, Miyake Y, Inagaki K, Tsuru H, Suganaka H. Hydrophobic interaction in *Candida albicans* and *Candida tropicalis* adherence to various denture base resin materials. *Infect Immun* 1985; 47(1): 11–4.
- 28.McCourtie J, Douglas LJ. Extracellular polymer of *Candida albicans*: isolation, analysis and role in adhesion. *Microbiology* 1985; 131(3): 495–503.
- 29.Tari B, Nalbant D, Dogruman AI F, Kustimur S. Surface roughness and adherence of *Candida albicans* on soft lining materials as influenced by accelerated aging. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8: 18–25.
- 30.Quirynen M, Marechal M, Busscher H, Weerkamp A, Darius P, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990; 17(3): 138–44.
- 31.Radford D, Challacombe S, Walter J. Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. *Crit Rev Oral Biol Med* 1999; 10(1): 99–116.
- 32.Mayahara M, Kataoka R, Arimoto T, Tamaki Y, Yamaguchi N, Watanabe Y, et al. Effects of surface roughness and dimorphism on the adhesion of *Candida albicans* to the surface of resins: scanning electron microscope analyses of mode and number of adhesions. *J Invest Clin Dent* 2014; 5(4): 307–12.
- 33.Bürgers R, Schneider-Brachert W, Rosentritt M, Handel G, Hahnel S. *Candida albicans* adhesion to composite resin materials. *Clin Oral Investig* 2009; 13(3): 293–9.
- 34.Izumida FE, Moffa EB, Vergani CE, Machado AL, Jorge JH, Giampaolo ET. In vitro evaluation of adherence of *Candida albicans*, *Candida glabrata*, and *Streptococcus mutans* to an acrylic resin modified by experimental coatings. *Biofouling* 2014; 30(5): 525-33
- 35.Song F, Koo H, Ren D. Effects of material properties on bacterial adhesion and biofilm formation. *J Den Res* 2015; 94(8): 1027-34.
- 36.Meirowitz A, Rahmanov A, Shlomo E, Zelikman H, Dolev E, Sterer N. Effect of denture base fabrication technique on *Candida albicans* adhesion in vitro. *Materials(Basel)* 2021; 14(1): 221.

# Assessment of Surface Roughness and Microbial Growth on Acrylic Resin Samples Fabricated Using Various Impression Materials

Taghavi M<sup>1</sup>, Bahraini F<sup>2</sup>, Ansarifard E<sup>1</sup>, Zomorodian K<sup>3</sup>, Shahrabadi Z<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Prosthodontics, Dental Biomaterials Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran, <sup>2</sup>Department of Orthodontics, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran, <sup>3</sup>Basic Sciences in Infectious Diseases Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran, <sup>4</sup>Department of Medical Mycology and Parasitology, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.

Received Date: 30 Aug 2024    Accepted Date: 02 Feb 2026

## Abstract

**Background & aim:** Microbial adhesion to the surface of acrylic denture bases can lead to several complications, including denture stomatitis. This study aimed to determine and compare the surface roughness and microbial colonization on acrylic resin samples fabricated using different impression materials.

**Methods:** In this in vitro study, 69 acrylic samples were fabricated using Zinc Oxide Eugenol (ZOE), Alginate, and Addition Silicone impression materials. The mixed impression materials were poured into wax molds, and the acrylic samples were subsequently processed. Surface roughness was measured using a profilometer. The samples were then incubated with two species of *Candida* and four types of *Streptococcus* for 48 hours. Data were analyzed using one-way ANOVA followed by Tukey's post-hoc test.

**Results:** Samples fabricated with Alginate and ZOE exhibited significantly higher surface roughness compared to those made with Addition Silicone. Biofilm formation on the surface of acrylics fabricated with Alginate and ZOE was significantly greater than in the Addition Silicone group ( $P < 0.001$  and  $P < 0.005$ , respectively). Furthermore, a significant difference was observed in *Streptococcus mutans* biofilm formation among the three types of impression materials ( $P = 0.022$ ).

**Conclusion:** Acrylic resin samples fabricated using ZOE and Alginate impression materials demonstrated higher surface roughness than those made with silicone materials. Additionally, Addition Silicone was associated with lower adhesion of *Candida* and bacterial species.

**Keywords:** Dental impression materials, Denture bases, *Candida albicans*, *Streptococcus mutans*.

**\*Corresponding Author:** Shahrabadi Z, Department of Medical Mycology and Parasitology, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran.

**Email:** Faezeh\_bahraini@yahoo.com

**Please cite this article as follows:** Taghavi M, Bahraini F, Ansarifard E, Zomorodian K, Shahrabadi Z. Assessment of Surface Roughness and Microbial Growth on Acrylic Resin Samples Fabricated Using Various Impression Materials. *Armaghane-danesh* 2026; 31(1):154-167.

The scientific research journal *Armaghan Danesh*, affiliated with Yasuj University of Medical Sciences, is an open-access publication. All articles published in this journal