

مقایسه استحکام باند بین پرسن و زیرساخت فلزی تیتانیومی ساخته شده به دو روش Milling و EBM

دکتر عبدالکریم رستمیان^۱، دکتر شهباز ناصرmostofi^۱، دکتر شیرین لواف^۲

۱-متخصص پروتزهای دندانی

۲- دانشیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۱/۱۷

اصلاح نهایی: ۱۴۰۱/۱۰/۲۴

وصول مقاله: ۱۴۰۱/۷/۱۲

Comparison of the bond strength of porcelain to titanium substructure made by EBM or Milling methodAbdolkarim Rostamian¹, Nasermostofi Sh², Shirin Lawaf³

1- prosthodontist

2- Associate professor of prosthodontics department, faculty of dentistry, Islamic Azad University of medical sciences, Tehran, Iran

Received: Oct 2022 ; Accepted: April 2023

Abstract**Background and Aim :** One of the main reasons for the failure of metal-ceramic restorations is insufficient bond strength between porcelain and metal, which depends on various factors, including the manufacturing method. The purpose of this study was to evaluate the effect of manufacturing method on bond strength of porcelain to titanium substructure made by EBM or Milling method.**Materials and methods:** In this in-vitro study two groups comprised of twenty metal bars each were prepared with EBM or Milling method. first a resin bar was molded into standard ISO:9693 dimensions of 25 mm × 3 mm × 0.5 mm. then it scanned and Ten bars from each group were manufactured using milling device from titanium disks or from an EBM device from Ti-6Al-4Va titanium alloy. bars were sandblasted with 110 μm aluminum oxide particles and were impregnated with bonding agent before the application of 1/1 mm of porcelain onto 8 mm × 3 mm rectangular area in the center of each bar porcelain. Afterwards, bond strengths of the samples were assessed using 3-point bending test with a Universal Testing Machine. Statistical analysis was performed using T-test and a significant level of 0.05 was considered**Results:** The mean bond strength of EBM group (34.36±3.67MPa) was lower than Milling group (46.52±4.34 MPa) and there was statistically significant difference between groups (p-value<0.001).**Conclusion:** Bond strength of EBM-manufactured samples were lower than milled group while both groups exceed the minimum requirement of bond strength for metal-ceramic restoration according to ISO9693.**Key words:** Titanium, Bond strength, Dental porcelain, CAD/CAM***Corresponding Author:** drshlawaf@yahoo.com**J Res Dent Sci.2023;20(2): 15-24**

خلاصه:

سابقه و هدف: یکی از اصلی ترین علت شکست رستوریشن ها نبود استحکام باند کافی بین پرسلن و فلز می باشد که به عوامل مختلفی از جمله نحوه ی ساخت رستوریشن بستگی دارد. این مطالعه با هدف بررسی تاثیر روش ساخت فریم ورک فلزی بر استحکام باند پرسلن به آلیاژ تیتانیوم ساخته شده به دو روش EBM و Milling انجام شد.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی مجموعاً ۲۰ نمونه در ۲ گروه ۱۰ تایی ساخته شد. یک مولد رزینی طبق استاندارد ISO-9693 ساخته شد. از اسکن گرفته شده از این مولد برای ساخت نمونه های milling توسط دستگاه تراش از دیسک های تیتانیومی و نمونه های EBM توسط دستگاه Arcam EBM system از پودر آلیاژ Ti-6Al-4V استفاده شد. قبل از پرسلن گذاری نمونه ها تحت سندبلاست با ذرات آلومینیوم اکساید ۱۱۰ میکرونی قرار گرفتند و توسط یک لایه نازک تیتانیوم باندینگ پوشیده شدند سپس روی هر ۲۰ نمونه، پرسلن به ارتفاع ۱/۱ میلی متر در فضای مستطیل شکلی در وسط نمونه به ابعاد ۸×۳ میلی متر قرار داده شد. تست Three point bending برای تمام نمونه ها انجام شد و میزان آن ثبت شد. مقادیر به دست آمده از میزان استحکام باند با آزمون t تجزیه و تحلیل شدند و سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها: استحکام باند به دست آمده در گروه EBM (۳۴/۳۶±۳/۶۷) MPa و در گروه ۴۶/۵۲±۴/۳۴ MPa بود که از لحاظ آماری بین دو گروه تفاوت معنا داری داشت. ($p < 0.01$)

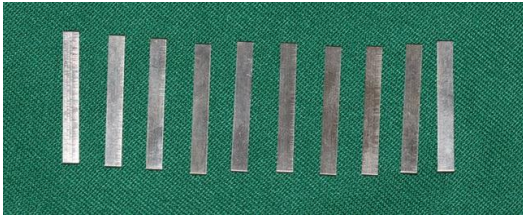
نتیجه گیری: استحکام باند پرسلن و فریم فلزی تیتانیوم در روش milling از EBM بیشتر بود. با این حال هر دو گروه مقادیر استحکام باند بالاتر از حداقل میزان استاندارد ISO برای رستوریشن های فلز-سرامیک که ۲۵ مگاپاسکال است را نشان دادند.

کلید واژه ها: تیتانیوم، استحکام باند، CAD/CAM, EBM

مقدمه:

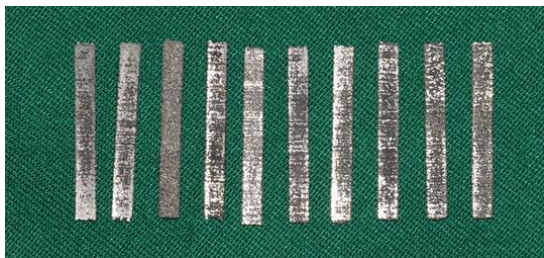
موفقیت در رستوریشن های فلز-سرامیک تا حد زیادی به باند محکم بین زیر ساخت فلزی و پرسلن ونیرشونده بستگی دارد. عناصر و آلیاژهایی متفاوتی به عنوان زیر ساخت روکش های فلز-سرامیک مورد استفاده قرار می گیرند.^(۱) با توجه به نوسان مداوم در قیمت آلیاژهای فلزی نابل، ویژگی های کارکردن آن ها و نگرانی های بیولوژیکی در مورد آلیاژهای فلز بیس مورد استفاده در رستوریشن ها^(۲،۳)، تیتانیوم آلیاژهای تیتانیوم به عنوان فلزات جایگزین در دندانپزشکی مورد توجه بیشتری قرار گرفته است.^(۴،۵) هر دو نوع تیتانیوم خالص تجاری و آلیاژهای آن، به طور فزاینده ای در ساخت پروتزهای ثابت فلز-سرامیک به دلیل زیست سازگاری آنها^(۶) مقاومت در برابر خوردگی^(۷،۸) استحکام بالا و هزینه کم^(۹) مورد استفاده قرار می گیرد.^(۱۰)

تکنیک های مختلفی برای ساخت زیرساخت تیتانیوم در رستوریشن های فلز-سرامیک از جمله ریختگی، milling و تکنولوژی های CAD-CAM افزایشی مثل Selective Laser melting (SLM) و (EBM Electron beam melting) مورد استفاده قرار می گیرند. چندین مشکل در ریختگی تیتانیوم همچون واکنش با مواد اینوستمنت و وجود تخلخل ها وجود دارد.^(۱۱) کستینگ یک سطح سخت و غنی از اکسیژن ایجاد می کند که سبب ایجاد یک سطح نامطلوب و مقاومت به شکست کم می شود که نیاز به فرایندهای بعد ساخت برای از بین بردن این سطح است.^(۱۲) با روش CAD-CAM کاهشی milling، مشکلات انقباض و تخلخل کستینگ تیتانیوم حذف می شود.^(۱۳،۱۴) با این حال، اگرچه تکنیک milling توانایی تولید شکل های پیچیده را فراهم می کند این تکنیک وقت گیر است و مقدار قابل توجهی ماده اضافی بعد از تراش باقی می ماند.^(۱۶)



شکل ۱- نمونه های Milling

برای تهیه نمونه های EBم از همان فایل اسکن شده استفاده شد و تعداد ۱۰ نمونه توسط دستگاه Arcam EBم system (Arcam AB, Sweden) ساخته شد (شکل ۲).



شکل ۲ نمونه های EBم

به عنوان ماده اولیه از پودر آلیاژ Ti-6Al-4V (Acram AB, Molndal, Sweden) با توزیع سایز ۴۵-۱۰۵ میکرون استفاده شد. ضخامت لایه روی ۵۰ میکرون تنظیم شد. طی این فرایند پرتوهای الکترونی توسط طراحی از قبل تعیین شده توسط CAD-CAM با ذوب حدود خارجی کانتورها را شکل دادند. برای پر کردن داخل کانتورها نیز ذوب توسط پرتو در یک الگوی مارپیچی اسکن شد تا به طور کامل آن قسمت را ذوب کند^(۲۱). بعد از ساخته شدن تمامی نمونه ها و قبل از پرسن گذاری نمونه ها با کولیس دیجیتال برای بررسی ابعاد نمونه ها طبق استاندارد ISO 9693 برای آزمون خمش ۳ نقطه ای اندازه گیری شدند.

بعد از ساخته شدن زیرساخت تیتانیومی تمامی سطوح باندشونده برای پرسن ونیرینینگ تحت air-abration توسط Basic quattrro IS, Renfert GmbH, hilzingen, Germany) با ذرات الومینیوم اکساید ۱۱۰ میکرونی در فشار ۰/۲ مگاپاسکال قرار گرفتند. و سپس توسط دستگاه (Elmasteam ES3, Elma Hans Schmidbauer GmbH)

EBم نوعی تکنولوژی CAD-CAM افزایشی است که در آن از پرتو الکترونی برای اتصال ذرات آلیاژ تیتانیوم (Ti6Al4V)، به صورت لایه به لایه برای درست کردن شکل دلخواه استفاده می شود.^(۱۷) این روش ساخت افزایشی ضایعات مواد را به حداقل می رساند و امکان ساخت اشکال پیچیده را فراهم می کند.

هر دو روش CAD-CAM افزایشی یا کاهشی تیتانیوم تشکیل لایه α -case را به حداقل می رساند. جدا شدن این لایه اکسید از فلز، دلیل اصلی شکست لایه ی ونیر در پروتز های ثابت های تیتانیوم-سرامیک است.^(۱۸-۲۰)

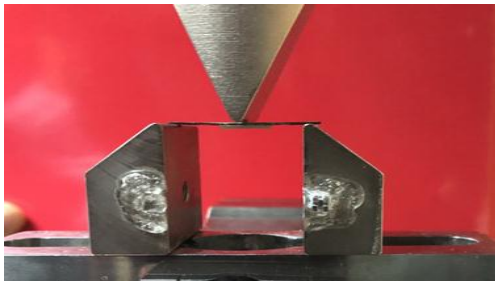
در ارتباط با تاثیر انواع روش های ساخت بیس تیتانیومی بر استحکام باند آن به پرسن نتایج متفاوتی گزارش شده است. بعضی مطالعات این میزان را در روش ساخت Milling نسبت به روش های ریختگی و روش EBم کمتر نشان دادند.^(۱۳) با این حال مطالعات دیگری استحکام باند کمتری را در روش EBم نسبت به Milling گزارش کرده اند.^(۱۰)

با توجه به خلا اطلاعاتی در زمینه تاثیر نوع روش ساخته شده زیرساخت فلزی تیتانیومی بر استحکام باند پرسن و تیتانیوم به ویژه تکنولوژی های نوظهور مانند EBم، این پژوهش با هدف بررسی تاثیر نوع روش ساختن زیرساخت تیتانیومی بر استحکام باند سرامیک به فلز در رستوریشن های تیتانیومی ساخته شده به روش های EBم و Milling انجام شد.

مواد و روش ها

در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی ابتدا یک مولد مستطیلی شکل به طول ۲۵ عرض ۳ و ارتفاع ۰/۵ میلیمتر از جنس آکریل دورالی (Pattern Resin, GC Corporation, Japan) ساخته شد. برای تهیه نمونه های milled شده یک اسکن از این مولد توسط دستگاه (KaVo Everest, Scanpro, Germany) صورت گرفت. یک فایل محتوی اطلاعات از اسکن تهیه شده به دستگاه CAD-CAM KaVo Everest منتقل شد و تعداد ۱۰ نمونه از دیسک های تیتانیومی درجه ۲ (Titan (cp) Grad 2, T-Ronde, KaVo Everest, Biberach, Germany) ساخته شدند.^(۱۳) (شکل ۱)

سپس برای انجام آزمون خمش سه نقطه ای ده نمونه هر گروه در دستگاه تست یونیورسال (Zwick/Roell, z040) مطابق استاندارد ISO-9693 تست شدند (شکل ۴). قدرت گسستگی / ترک اولیه در نمونه ها در تست خمش سه مرحله ای محاسبه شد (۲۳)



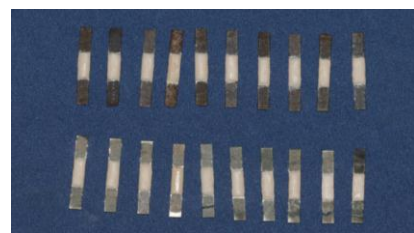
شکل ۴- قرارگیری نمونه ها جهت آزمون خمش ۳ نقطه ای

سپس برای بررسی نوع شکستگی تمام نمونه های هر گروه در میکروسکوپ استریو (Nikon, z800, Japan) با بزرگنمایی ۲۵ برابر بررسی شدند و نوع شکست مشخص شد (۲۴)

از هر گروه ۳ نمونه برای بررسی خشونت سطحی با پروفایلومتر انتخاب شدند و نیمی از سطح هر نمونه با ذرات آلومینیوم اکساید طبق روش تحقیق سندبلاست شدند. مجموعاً خشونت سطحی ۴ سطح (EBM) دست نخورده و سندبلاست شده و Milling دست نخورده و سندبلاست شده) با دستگاه پروفایلومتر اندازه گیری شد به این ترتیب که برای هر سطح سه نقطه مجزا اندازه گیری شد و مقادیر میانگین Ra به عنوان شاخص خشونت سطحی گزارش شد. همین ۴ سطح برای بررسی توپوگرافی سطحی با میکروسکوپ الکترونی (SEM) با بزرگنمایی های مختلف از ۳۰۰ تا ۱۰۰۰ برابر مورد بررسی قرار گرفتند. (۲۵) در انتهای مطالعه مقادیر به دست آمده از میزان استحکام باند به علت تبعیت داده ها از توزیع نرمال از آزمون t داده های مستقل با نرم افزار SPSS Ver:26 تجزیه و تحلیل شدند. همچنین تغییرات میزان خشونت سطحی به عنوان یک یافته جانبی با آزمون repeated measure ANOVA تجزیه و تحلیل شد.

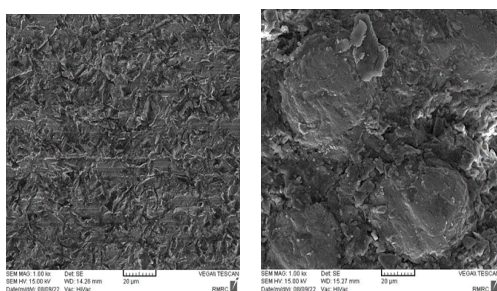
& Co. KG, Singen, Germany) توسط بخار تمیز شدند. از باندر و پرسلن low-fusing مخصوص سطوح تیتانیومی Vita titankeramic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) برای پرسلن گذاری استفاده شد. نمونه ها ابتدا توسط یک لایه نازک تیتانیوم باندینگ پوشیده شدند و در خلا توسط کوره پخت (Austromat 3001, Dekema Dental-Keramikofen GmbH, Freilassing, Germany) طبق دستورالعمل شرکت سازنده پخته شد. بعد از زدن باندر دولایه پرسلن اپک به ترتیب اعمال و پخته شد. ابتدا یک لایه واش نازک گذاشته و پخته شد و سپس لایه دوم اپک گذاشته شد و طبق دستور کارخانه و تحت خلا پخته شد. سپس لایه اپک توسط دولایه دنتین پوشیده شد و هر لایه جداگانه پخته شد به طوری که ضخامت کلی ۱/۱ میلیمتر پرسلن روی سطوح اکلوزال نمونه ها گذاشته شد. تمامی نمونه ها تحت پروسه self-glazing قرار گرفتند. (۱۰) تمامی مراحل پخت پرسلن طبق دستور دستورالعمل شرکت سازنده و تحت خلا انجام شد. برای جلوگیری از خطاهای احتمالی handling variation تمام مراحل توسط یک تکنسین لابراتوار انجام شد. (۲۲) بعد از پرسلن گذاری و قبل از آزمون خمش سه نقطه ای ابعاد نمونه ها و پرسلن طبق استاندارد ISO-9693 اندازه گیری شدند و در صورت نیاز تنظیمات لازم صورت گرفت. (شکل ۳)

شکل ۳- نمونه های آماده شده گروه EBM (بالا) و Milling (پایین)



سبب کاهش معنی دار خشونت سطحی ($p=0/049$) و در گروه milling سبب افزایش معنی دار آن شد ($p=0/046$). همچنین خشونت سطحی سطح باند شونده (بعد از سندبلاست) برای EBM $5/08 \pm 0/61$ میکرومتر و برای گروه milling $0/45 \pm 0/11$ میکرومتر بود.

هر ۴ سطح برای بررسی توپوگرافی سطحی با میکروسکوپ الکترونی (SEM) با بزرگنمایی های مختلف از ۳۰۰ تا ۱۰۰۰ مورد بررسی قرار گرفتند. (شکل ۵)



ب

الف

شکل ۵ - تصویر میکروسکوپ الکترونی سطح و نیرشونده نمونه های EBM (الف) و Milling (ب) بعد از سندبلاست

بحث:

در این مطالعه استحکام باند به دست آمده در گروه EBM $34/36 \pm 3/67$ MPA و در گروه Milling $46/52 \pm 4/34$ MPA بود که از لحاظ آماری تفاوت معنا داری با هم داشت. ($p < 0/001$)

استحکام باند رستوریشن به عوامل مختلفی از جمله فرآیند ساخت^(۲۶)، تفاوت بین CTE فلز و پرسن^(۲۷)، باند مکانیکی و زبری سطحی که در نتیجه سند بلاست کردن ایجاد می گردد^(۲۸) یا تحت تاثیر روش ساخت می باشد، باند شیمیایی و تولید لایه اکسید^(۲۹)، نیروهای واندروالس، نوع پرسن و آلیاژ بکار رفته و رفتار این دو ماده بر هم^(۳۰) و نیز ترموسایکلینگ و سایکلینگ لود و پروسه aging^(۳۱) این رستوریشن ها بستگی دارد.

تکنیک کستینگ به عنوان یکی از رایج ترین روش های ساخت زیرساخت فلزی رستوریشن های متال سرامیک، محدودیت

یافته ها:

این مطالعه بر روی دو گروه ۱۰ تایی (۲۰ عدد) از نمونه های تیتانیومی که با روش های ساخت متفاوت EBM و milling که روی هر یک پرسن گذاری شده بود انجام گرفت. نتایج میزان استحکام باند در دو گروه مورد مطالعه و همچنین نتیجه آزمون t برای میزان استحکام باند برای هر گروه گزارش شد (جدول ۱).

جدول ۱- میزان استحکام باند پرسن به تیتانیوم به تفکیک روش ساخت زیرساخت در دو گروه مورد مطالعه

روش ساخت فریم	انحراف معیار \pm میانگین	MPa حداقل	MPa حداکثر	p-value
EBM N=10	$34/36 \pm 3/67$	۲۹/۷۹	۳۹/۱۵	$< 0/001$
Milling N=10	$46/52 \pm 4/34$	۳۸/۲۰	۵۳/۸۴	

الگوی شکست تمامی نمونه های هر دو گروه با میکروسکوپ استریو و بزرگنمایی ۲۵ برابر بررسی شد که در گروه milling ۱ مورد الگوی شکست adhesive و ۸ نمونه الگوی شکست mixed (مخلوطی از شکستگی adhesive و cohesive) و ۱ نمونه الگوی شکست cohesive (شکست در پرسن) و در گروه EBM ۳ عدد نمونه الگوی شکست adhesive و ۷ نمونه الگوی شکست mixed (مخلوطی از شکستگی adhesive و cohesive) را از خود نشان دادند.

از هر گروه ۳ نمونه برای بررسی خشونت سطحی با پروفیلومتر انتخاب شدند. مجموعاً خشونت سطحی ۴ سطح (EBM دست نخورده و سندبلاست شده و Milling دست نخورده و سندبلاست شده) با دستگاه پروفیلومتر اندازه گیری شد به این ترتیب که برای هر سطح سه نقطه مجزا اندازه گیری شد و مقادیر میانگین Ra به عنوان شاخص خشونت سطحی گزارش شد. سپس برای مقایسه تغییرات خشونت قبل و بعد از سند بلاست از آزمون repeated measure ANOVA استفاده شد که نشان داد که تغییرات قبل و بعد از سندبلاست در هر دو گروه معنا دار بود با این تفاوت که در گروه EBM سندبلاست

در مطالعه Antanosava و همکارانش در سال ۲۰۱۷ نشان داده شد که روش Milling نسبت به تکنولوژی دیجیتال افزایشی (SLM) و casting فریم فلزی تهیه شده چه به صورت فلز کروم کبالت چه به صورت تیتانیوم استحکام باند بالاتری به پرسنل دارد.^(۲۰) استحکام باند پرسنل به تیتانیوم خاص در روش milling در این مطالعه $46/33 \pm 15/25$ MPa گزارش شد که بیشتر از گروه های دیگر و روش افزایشی است هرچند این تفاوت معنی دار نبود. در این مطالعه یکی از دلایل کمتر بودن استحکام باند در تکنولوژی additive نسبت به Milling را به خصوصیت سطحی ماده ونیرشونده نسبت می دهند با اینکه فرض می شود خشونت سطحی گیر مکانیکی را در مرز پرسنل-فلز و سطح موثر برای باند شیمیایی افزایش می دهد اما خشونت سطحی بیش از حد به دلیل کاهش خاصیت ترشوندگی می تواند سبب کاهش استحکام باند نیز شود. در مطالعه ما خشونت سطحی سطح ونیرشونده زیرساخت تیتانیومی در روش EBM برابر $3/93 \pm 0/51$ میکرومتر و در روش Milling $0/45 \pm 0/11$ میکرومتر بود. در مطالعه فوق نتیجه می گیرد که در حال حاضر تکنولوژی CAD/CAM کاهشی (milling) قابل اعتماد ترین تکنولوژی ساخت برای ساختن پروتزهای متال-سرامیک تیتانیوم است که با نتایج مطالعه ما نیز همخوانی دارد.^(۲۰)

در مطالعه ی Degirmenci و همکارانش نشان داده شد که سطوح تیتانیومی تهیه شده بوسیله Milling با استحکام باند $44/2 \pm 1/0$ مگاپاسکال بالاترین استحکام باند را نسبت به روش های دیگر (کستینگ و دیجیتال افزایشی SLS) دارد.^(۳۳) این مطالعه با بررسی تاثیر تکنیک های ساخت زیرساخت فلزی تیتانیوم بر استحکام باند، خشونت سطحی و ضخامت لایه اکسید نشان می دهد تکنیک ساخت بیشترین تاثیر را بر خشونت سطحی دارد. این مطالعه خشونت سطحی را یک عامل موثر در تاثیر روش ساخت بر استحکام باند عنوان کرد و نتایج نشان داد که یک رابطه معنادار معکوس بین خشونت سطحی و

های ذاتی دارد بخصوص در مورد تیتانیوم و آلیاژهای آن که نقطه ذوب بالا و تمایل شیمیایی بالا به بعضی عناصر موجود در اینونستمنت ها دارند، این معایب و محدودیت ها بارزتر است.^(۳۲) تشکیل لایه اکسید ضخیم در روش کستینگ می تواند در تضعیف باند تیتانیوم و پرسنل ونیرشونده تاثیر گذارد لذا ما در این مطالعه از تکنولوژی های جدیدتر دیجیتال به صورت افزایشی (EBM) یا کاهشی (Milling) استفاده کردیم تا تاثیر این روش های ساخت را بر استحکام باند بسنجیم. مطالعات مختلفی موفقیت استحکام باند قابل قبول بالاتر از حد ISO (۲۵ مگاپاسکال) را در روش دیجیتال کاهشی (Milling) و روش دیجیتالی افزایشی (EBM) برای استحکام باند تیتانیوم به پرسنل نیز نشان داده اند.^(۱۵، ۱۳، ۱۰)

۳۳، ۲۰

Haag و همکارانش در سال ۲۰۱۸ با بررسی استحکام باند تیتانیوم به پرسنل در شرایط مختلف پخت با مقایسه سه روش ساخت کستینگ، milling و EBM به این نتیجه رسیدند که فارغ از شرایط پخت، تیتانیوم ساخته شده به روش EBM استحکام باند کمتری به پرسنل نسبت به روش هایی که تیتانیوم توسط Milling یا کستینگ ساخته شده بود، دارد.^(۱۰) که این نتایج با نتایج بدست آمده از مطالعه ما همخوانی دارد.

در مطالعه ی Papia و همکارانش در سال ۲۰۱۸ با بررسی تفاوت استحکام باند برشی پرسنل به تیتانیوم ساخته شده به روش های کستینگ، Milling و EBM گروه Milling استحکام باند کمتری نسبت به دو گروه نشان داد.^(۱۳) با این وجود این مقاله ذکر می کند که milling نسبت به روش EBM از آن جا که تشکیل آلفا کیس را نداریم پروسه تمیزتری محسوب می شود و احتمالاً استحکام باند بالاتری داشته باشیم و نتایج خود را با توجه به ترکیب متفاوت آلیاژ های استفاده شده و تغییرات احتمالی فلز به حرارت بالا در هنگام ذوب توجیه می کند.

خشونت سطحی بالا می تواند با حذف نامنظمی های سطحی، شرایط بهینه برای ترشوندگی پرسن را فراهم می کند.^(۳۴)

لایه اکسید در سطح فلز عامل دیگری است که می تواند بر استحکام باند تاثیر بگذارد. لایه اکسید در سطح تیتانیوم به عنوان یک مشکل اصلی در باند تیتانیوم به پرسن مطرح شده است.^(۵) مطالعات نشان داده اند اگرچه اکسیدهای فلزی نقش اصلی در پیوند شیمیایی بین فلز و سرامیک را ایفا می کنند اما استحکام باند ممکن است با افزایش ضخامت کاهش یابد و پرسن در حضور لایه اکسید ضخیم از فلز جدا شود^(۱۹، ۳۹) ضخامت لایه اکسید تحت تاثیر تکنیک ساخت می باشد. به طور کلی تکنیک های ساخت دیجیتالی لایه های نازک تر و یکنواخت تری نسبت به روش casting ایجاد می کنند^(۲۰) ساختارهای تولید شده با تکنولوژی EBم لایه اکسید ضخیم تری نسبت به سطوح ماشین شده (milling) دارند. تشکیل لایه اکسید در روش EBم به نظر به علت حضور گاز اکسید کننده در محفظه خلا و انتشار اکسیژن از ماده به لایه های خارجی باشد^(۴۰، ۴۱) و این فاکتور می تواند از عوامل تاثیر گذار بر کمتر بودن استحکام باند نمونه های EBم نسبت به Milling در مطالعه ما باشد.

به علت محدودیت های تکنولوژی و مواد مختلف ساخت در مطالعه ما برای نمونه های EBم از پودر آلیاژ Ti-Al-Va گرید ۵ استفاده شد و برای نمونه های Milling از تیتانیوم خالص تجاری گرید ۲ استفاده شد که این تفاوت می تواند بر تشکیل لایه اکسید اثر گذارد.^(۱۳) نشان داده شده است که نه تنها نوع فلز بلکه ترکیب آن از جمله سایز اتم ها، ساختار شبکه ای و واکنش پذیری اجزا می تواند تاثیر قابل توجهی بر استحکام باند بگذارد.^(۴۲) به طور کلی گزارش شده است که استحکام باند برای تیتانیوم خالص تجاری cpTi و آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V مشابه است.^(۴۳، ۴۴) بنابراین هر دو نوع برای ساخت رستوریشن های متال سرامیک مناسب هستند.^(۱۴) مطالعه Ekren و همکاران با بررسی تاثیر تکنولوژی ساخت لایه ای (دیجیتالی افزایشی) زیرساخت های فلزی، پودر آلیاژ و ضخامت لایه ای بر استحکام باند متال-سرامیک نشان داد که

استحکام باند برشی وجود داشت که با نتایج مطالعه ما نیز همخوانی دارد.

استحکام باند بین فلز و پرسن، به پیوند شیمیایی، گیر میکرومکانیکال و تکنیک ساخت بستگی دارد.^(۲۶) فرض کلی به این صورت است که سطحی که زبری بیشتری داشته باشد بخاطر افزایش سطح تماس و قفل شدگی مکانیکی سبب افزایش استحکام باند می شود.^(۳۴، ۳۵) در مطالعه ی Papadopoulos و همکارانش بر روی سطوح تیتانیومی نشان داده شد، خشونت سطحی نقش اصلی در استحکام باند را ایفا می کند چرا که با وجود آن مساحت سطح، گیر مکانیکال و ترشوندگی بیشتر می شود.^(۳۶) با این وجود خشونت سطحی بیش از حد ممکن است باند بین سرامیک و آلیاژ را کاهش دهد.^(۲۰، ۳۷، ۳۸) با توجه به تاثیر روش های ساخت بر خشونت سطحی^(۳۳) یکی از عوامل اصلی تفاوت استحکام باند در این دو روش در مطالعه ما می تواند مربوط به خشونت سطحی این دو ماده شود.

مطالعه Antanasova و همکاران با بررسی خشونت سطحی نمونه های SLM و milling نشان داد خشونت سطحی بالاتر نمونه های SLM منجر به استحکام باند بالاتر نسبت به نمونه های milling نمی شود. در این مطالعه خشونت سطحی نمونه های اولیه مشابه خشونت سطحی نمونه های مطالعه ما بود و به طور قابل توجهی بالاتر از نمونه های milling بود. در این مطالعه نمونه های Milling استحکام باند بالاتری نسبت به SLM داشتند.

همچنین مطالعه دیگری نشان داد sandblasting می تواند در نمونه های SLM (با خشونت سطحی ۳/۹) برعکس milling خشونت سطحی را کمتر کند و سطح بهتری را برای باند فراهم کند. در این مطالعه air-borne particle abrasion با کاهش خشونت سطحی نمونه های تیتانیومی سبب افزایش استحکام باند آن ها شد. اگرچه دلیل استفاده اصلی sand blasting افزایش استحکام باند بوسیله خشن تر کردن سطح است اما به نظر می رسد این فرایند در سطوح با

References:

1. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. 1979;79-82.
2. Fernandes Neto AJ, Panzeri H, Neves FD, Prado RAd, Mendonça G. Bond strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. *Braz Dent J.* 2006;17(1):24-8.
3. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J. Prosthet. Dent.* 2000;83(2):223-34.
4. Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int.* 2007;38(1).
5. Haag P, Nilner K. Bonding between titanium and dental porcelain: A systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(3):154-64.
6. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4).
7. Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(1):71-84.
8. Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JCC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6 Al-4 V alloy for dental implants as a function of saliva pH—an electrochemical study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(9):1055-62.
9. Brauner H. Titanium as dental material. A summary of the current position. *Quintessenz Zahntechn.* 1992;18:221-38.
10. Haag P, Khan F, Andersson M, Vult von Steyern P. Influence of firing conditions and production methods on fracture strength of titanium-based metal ceramic crowns. *J Adhes Sci Technol.* 2018;32(3):225-38.
11. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):10-7.
12. Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials.* 2001;22(9):979-86.
13. Papia E, Arnoldsson P, Baudinova A, Jimbo R, Von Steyern PV. Cast, milled and EBM-manufactured titanium, differences in porcelain shear bond strength. *Dent Mater J.* 2018;37(2):214-21.
14. Antanasova M, Jevnikar P. Bonding of dental ceramics to titanium: processing and conditioning aspects. *Curr Oral Health Rep.* 2016;3(3):234-43.
15. Antanasova M, Kocjan A, Hočevar M, Jevnikar P. Influence of surface airborne-particle abrasion and bonding agent application on porcelain bonding to titanium dental alloys fabricated by milling and by selective laser melting. *J ProsthetDent.* 2019.
16. Iseri U, Özkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J.* 2011;1105140129-.

پودر آلیاژ میتواند بر استحکام باند بین سرامیک و متال تاثیر گذارد.^(۴۵) در مطالعه ما الگوی شکست تمامی نمونه های هر دو گروه با میکروسکوپ استریو و بزرگنمایی ۲۵ برابر بررسی شد که در گروه milling ۱ مورد الگوی شکست adhesive و در گروه EBM ۳ عدد نمونه الگوی شکست adhesive را از خود نشان دادند. از آنجا که الگوی شکست mixed و cohesive نسبت به adhesive بیانگر استحکام باند بالاتری است^(۴۶،۴۷) نمونه های Milling الگوی شکست بهتری داشتند. به طور خلاصه نتایج تحقیق نشان داد که در هر دو روش milling و EBM استحکام باند بین پرسن و فریم تیتانیومی ساخته شده از حداقل میزان استاندارد ISO برای رستوریشن های فلز-سرامیک که ۲۵ مگاپاسکال است بالاتر می باشد، با این حال روش milling نسبت به EBM استحکام باند بالاتری دارد که احتمالاً مربوط به تفاوت در خصوصیات سطحی، ضخامت لایه اکسید و ترکیب شیمیایی فلز می باشد.

نتیجه گیری:

استحکام باند به دست آمده در گروه EBM $34/36 \pm 3/67$ MPa و در گروه Milling $46/52 \pm 4/34$ MPa بود که نشان می دهد استحکام باند هر دو گروه حداقل میزان لازم استاندارد ISO 9693 برای رستوریشن فلز-سرامیک را که ۲۵ مگاپاسکال می باشد را دارا می باشند و می توانند به طور موفقیت آمیزی در رستوریشن های فلز-سرامیک استفاده شوند. در کمتر بودن استحکام باند در گروه EBM نسبت به Milling به نظر می رسد روش ساخت بیشترین تاثیر خود را از طریق خشونت سطحی نمونه ها گذاشته است به همین دلیل باید استاندارد مشخصی برای آماده سازی سطوح ونیر شونده برای نمونه های EBM و milling تیتانیوم در نظر گرفته شود. همچنین تفاوت در ضخامت لایه اکسید و ترکیب آلیاژ استفاده شده می تواند در تفاوت استحکام باند دو گروه موثر باشد.

17. Murr L, Quinones S, Gaytan S, Lopez M, Rodela A, Martinez E, et al. Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2(1):20-32.
18. Kimura H, Horng C-J, Okazaki M, Takahashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mater J*. 1990;9(1):91-9,124.
19. Adachi M, Mackert Jr J, Parry E, Fairhurst C. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J Dent Res*. 1990;69(6):1230-5.
20. Antanasova M, Kocjan A, Kovač J, Žužek B, Jevnikar P. Influence of thermo-mechanical cycling on porcelain bonding to cobalt-chromium and titanium dental alloys fabricated by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthe Res*. 2018;62(2):184-94.
21. Karlsson J, Norell M, Ackelid U, Engqvist H, Lausmaa J. Surface oxidation behavior of Ti-6Al-4V manufactured by Electron Beam Melting (EBM®). *J Manuf Processes*. 2015;17:120-6.
22. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthe Dent*. 1973;30(1):28-36.
23. Lawaf S, Nasermostofi S, Afradeh M, Azizi A. Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(1):52-6.
24. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur. J. of Prosthodont Restor Dent*. 1999;7(4):113-9.
25. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13(2):446-52.
26. Li KC, Tran L, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Porcelain bonding to novel Co-Cr alloys: influence of interfacial reactions on phase stability, plasticity and adhesion. *Dent Mater*. 2016;32(12):1504-12.
27. Moffa J. Alternative dental casting alloys. *Dental clinics of North America*. 1983;27(4):733-46.
28. Gupta A, Musani S, Dugal R, Jain N, Railkar B, Mootha A. A comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bonded partial restorations and full-coverage porcelain-fused-to-metal crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(3).
29. Vafae F, Firouz F, Alirezai P, Gholamrezai K, Khazaei S. Bond strength of porcelain to cobalt chromium dental alloy fabricated by selective laser melting and casting methods. *Biosc Biotech Res Comm*. 2017;10:424-30.
30. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
31. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs*. 2006;20(1):5.
32. Togaya T. Studies on the dental casting of titanium alloy. Part IV Casting of pure titanium alloys with magnesia investment. *J Japan Res Soc Dent Mat Appl*. 1981;38(3):460-7.
33. Değirmenci BÜ, Ersoy NM. The effects of current production techniques on the surface roughness, oxide layer thickness and porcelain bond strength of cobalt-chromium and titanium substructures. *International Dental Research*. 2021;11(3):129-39.
34. Reyes M, Oshida Y, Andres C, Barco T, Hovijitra S, Brown D. Titanium-porcelain system. Part III: Effects of surface modification on bond strengths. *Biomed Mater Eng*. 2001;11(2):117-36.
35. Maressa P, Anodio L, Bernasconi A, Demir AG, Previtali B. Effect of surface texture on the adhesion performance of laser treated Ti6Al4V alloy. *J Adhes J*. 2015;91(7):518-37.
36. Papadopoulos T, Tsetsekou A, Eliades G. Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. *Eur. J. Prosthodont Restor Dent*. 1999;7(1):15-21.
37. Henriques B, Faria S, Soares D, Silva FS. Hot pressing effect on the shear bond strength of dental porcelain to CoCrMoSi alloy substrates with different surface treatments. *Mater. Sci. Eng. C*. 2013;33(1):557-63.
38. Carpenter MA, Goodkind RJ. Effect of varying surface texture on bond strength of one semiprecious and one nonprecious ceramo-alloy. *J Prosthet Dent*. 1979;42(1):86-95.
39. Toptan F, Alves AC, Henriques B, Souza JC, Coelho R, Silva FS, et al. Influence of the processing route of porcelain/Ti-6Al-4V interfaces on shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;20:327-37.
40. Karlsson J, Snis A, Engqvist H, Lausmaa J. Characterization and comparison of materials produced by Electron Beam Melting (EBM) of two different Ti-6Al-4V powder fractions. *J Mater Process Technol*. 2013;213(12):2109-18.
41. Majumdar T, Eisenstein N, Frith JE, Cox SC, Birbilis N. Additive manufacturing of titanium alloys for orthopedic applications: a materials science viewpoint. *Adv Eng Mater*. 2018;20(9):1800172.
42. Lee D-H, Lee B-J, Kim S-H, Lee K-B. Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *J. Prosthet Dent*. 2015;113(4):329-35.
43. Tróia Jr MG, Henriques GE, Nóbilo MA, Mesquita MF. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. *Dent Mater*. 2003;19(8):790-6.
44. Lee B-A, Kim O-S, Vang M-S, Park Y-J. Effect of surface treatment on bond strength of Ti-10Ta-10Nb to low-fusing porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(2):95-105.
45. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):481-7.

-
46. Kim HR, Jang S-H, Kim YK, Son JS, Min BK, Kim K-H, et al. Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Materials*. 2016;9(7):596.
47. Han X, Sawada T, Schille C, Schweizer E, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, et al. Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials*. 2018;11(10):1801.