

## بررسی تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی بریج سه واحدی ایمپلنتی در طی مراحل ساخت (از اسکن تا سینتر)

دکتر مرضیه علی خاصی<sup>۱</sup> - دکتر نرگس عامری<sup>۲†</sup> - دکتر حکیمه سیادت<sup>۱</sup> - دکتر احمدرضا شمشیری<sup>۳</sup> - مهندس محمد رضا نجاتی<sup>۴</sup>  
 ۱- دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران؛ عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران  
 ۲- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، پردیس بین الملل دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران  
 ۳- استادیار گروه آموزشی اپیدمیولوژی و آمار، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران  
 ۴- آزمایشگاه نانوروباتیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

### Dimensional changes of three-unit implant-supported zirconia frameworks from scanning to sintering

Marzieh Alikhasi<sup>1</sup>, Narges Ameri<sup>2†</sup>, Hakimeh Siadat<sup>1</sup>, Ahmad Reza Shamshiri<sup>3</sup>, Mohammadreza Nejati<sup>4</sup>

1- Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran; Member of Dental Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2<sup>†</sup>- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, International Campus, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (narges\_ameri@yahoo.com)

3- Assistant Professor, Department of Epidemiology and Statistics, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4- Nano Robotics Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

**Background and Aims:** Passive fitness of implant frameworks are important factors for long-term success of dental implant restorations. The aim of this in vitro study was to evaluate the dimensional changes of implant supported zirconia frameworks fabricated by Zirkozahn CAD/CAM system during fabrication stages.

**Materials and Methods:** The master model of 3-unit FDP was made of two implant abutments. The master model was scanned 12 times and data were saved as STL files (scanning groups). Using semi-sintered zirconia, 12 real-size frameworks (milling groups) and 12 enlarged frameworks which were then sintered (sintering group) were made in this system. Dimensions of master model and specimens of each stage were measured. The dimensional changes in respect to master model were calculated. Data were analyzed using Repeated measures ANOVA, independent *t*-test, and paired sample *t*-test at  $\alpha=0.05$  of significance.

**Results:** The milling stage showed greater dimensional changes comparing to the other stages ( $P<0.05$ ). At all stages, the dimensional changes of premolar abutment height were greater than canine ( $P<0.001$ ).

**Conclusion:** Within the limitations of this study, the results suggested that the fabrication stages and size of abutments had significant effects on the dimensional changes of zirconia frameworks.

**Key Words:** Zirconia, Internal adaptations, CAD-CAM

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2019;32(1):22-28

† مؤلف مسؤول: تهران - خانی آبادنو - شهرک شریعتی - خیابان ماهان - دانشکده دندانپزشکی - پردیس بین الملل گروه آموزشی پروتزهای دندانی  
 تلفن: ۵۵۸۵۱۱۳۱ نشانی الکترونیک: narges\_ameri@yahoo.com

## چکیده

**زمینه و هدف:** خطاهایی که در هر یک از مراحل ساخت فریم ورک زیرکونیایی ایجاد می‌شود، ممکن است باعث از بین رفتن تطابق رستوریشن نهایی گردد. هدف از این مطالعه بررسی تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی بریج سه واحدی متکی بر ایمپلنت، در طی مراحل مختلف ساخت توسط سیستم CAD/CAM، Zirkonzahn بود.

**روش بررسی:** مدل اصلی با ماند کردن دو اباتمنت ایمپلنتی به عنوان پایه‌های بریج سه واحدی (کانین تا پره مولر دوم ماگزایلا) ساخته شد. توسط اسکنر سیستم Zirkonzahn، مدل اصلی ۱۲ بار اسکن شده و ۱۲ فریم ورک در اندازه مدل اصلی تراشیده شد (نمونه‌های تراش) و ۱۲ فریم ورک با احتساب میزان انقباض در ابعاد بزرگتر تراشیده و سپس سینتر شد تا به ابعاد مدل اصلی برسد (نمونه‌های سینتر). ابعاد مدل اصلی و فریم ورک‌های مرحله تراش و سینتر در مناطق مشخصی توسط دستگاه VMS (Video Measuring System) اندازه‌گیری شد. همچنین این ابعاد در داده‌های اسکن توسط نرم افزار CATIA اندازه‌گیری شد. اختلاف ابعاد در هر یک از مراحل ساخت نسبت به مدل اصلی محاسبه شد. تأثیر دو فاکتور (مرحله ساخت و اندازه اباتمنت) بر میزان تغییرات ابعادی فریم ورک‌ها توسط Two-Way ANOVA ارزیابی شد. در صورت وجود Interaction بین فاکتورها، از Paired t test (اباتمنت) و Repeated measures ANOVA (مراحل) استفاده شد. حد معنی‌داری آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

**یافته‌ها:** طبق نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر، در تمام ابعاد، تغییرات در مرحله تراش بیشتر از دو مرحله دیگر بوده است. همچنین در تمام مراحل، تغییرات ارتفاع پره مولر نسبت به کانین بیشتر بود ( $P < 0/001$ ).

**نتیجه‌گیری:** با وجود محدودیت‌های این مطالعه به نظر می‌رسد، مراحل ساخت و نیز اندازه اباتمنت بر میزان تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی تأثیرگذار می‌باشند.

**کلید واژه‌ها:** زیرکونیا، تطابق داخلی، CAD-CAM

وصول: ۹۷/۰۸/۲۵؛ اصلاح نهایی: ۹۸/۰۳/۰۳؛ تأیید چاپ: ۹۸/۰۳/۱۱

## مقدمه

داده‌های هندسی جمع‌آوری شده، محاسبه پارامترهای تراش، روند تراش و نیز انقباض زیرکونیا در طی سینتر شدن می‌باشد (۷). از آنجا که این عوامل بین سیستم‌های مختلف CAD/CAM متفاوت می‌باشد، باید توجه داشت که تغییرات ابعادی و دقت مارژینال رستوریشن‌های زیرکونیایی، ممکن است تحت تأثیر سیستمی که رستوریشن توسط آن ساخته می‌شود قرار بگیرد (۸). در نتیجه عدم تطابق فریم ورک پروتزی مناسب بین رستوریشن و ایمپلنت امکان ایجاد مشکلات متعددی از جمله مشکلات مکانیکی و بیولوژیکی مثل شکستن فریم ورک یا پرسنل، شل شدن یا شکستن پیچ و تحلیل استخوان وجود دارد (۳،۴،۶).

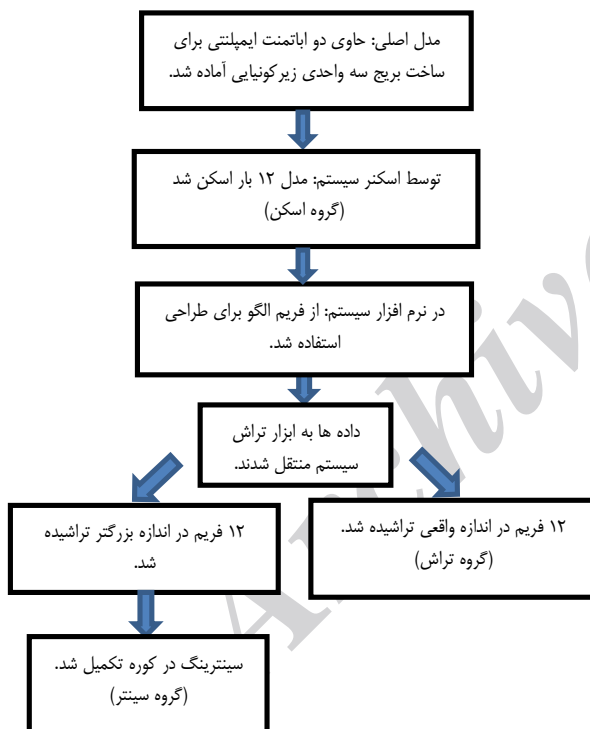
با وجود اینکه مطالعات زیادی دقت نهایی فریم ورک‌های زیرکونیایی ساخته شده توسط دستگاه‌های مختلف CAD/CAM را مقایسه نموده‌اند، در این مطالعات خطاهای هر یک از مراحل ساخت (اسکن، تراش و سینتر) به تفکیک بررسی نشده و مشخص نشده است که در هر سیستم، بیشترین میزان خطا در کدام یک از مراحل ساخت اتفاق می‌افتد (۹-۱۴). هدف از این مطالعه بررسی تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی بریج سه واحدی متکی بر ایمپلنت، در طی مراحل مختلف ساخت در سیستم Zirkonzahn CAD/CAM

اخیراً فریم ورک‌های زیرکونیایی به عنوان یک جایگزین زیبا به جای فریم ورک‌های فلزی ایمپلنت معرفی شده‌اند. زیرا این مواد زیبا، زیست‌سازگار، با احتمال تجمع پلاک میکروبی کمتر، از نظر شیمیایی با دوام و دارای خواص مکانیکی عالی هستند (۱) و بنابراین می‌توانند مشکلات مربوط به کروژن و زیبایی پائین آلیاژهای فلزی را برطرف نمایند (۲). این مزایا باعث افزایش چشمگیر استفاده از زیرکونیا به عنوان فریم ورک برای پروتزهای متکی بر ایمپلنت شده است (۳).

از آنجا که به علت نبود الیاف پریدونتال، اتصال بین ایمپلنت استخوان‌پسند شده با استخوان اطراف نسبت به دندان طبیعی بسیار سخت‌تر (rigid) است (۴)، تطابق غیرفعال (passive fit) در رستوریشن‌های متکی بر ایمپلنت از رستوریشن‌های متکی بر دندان مهمتر بوده (۵) و به عنوان عاملی مهم در موفقیت طولانی مدت استخوان‌پسندگی (۶) و جلوگیری از مشکلات آینده مطرح می‌باشد (۷).

معرفی تکنولوژی CAD/CAM امکان ساخت دقیق فریم ورک‌های زیرکونیایی را فراهم کرده است. اما در طول مراحل ساخت رستوریشن زیرکونیایی توسط دستگاه CAD/CAM، عواملی مختلفی بر روی دقت آن اثر می‌گذارند که شامل اسکن کردن، پردازش

۱۲ فریم ورک در مرحله تراش و ۱۲ فریم ورک در مرحله سینتر حاصل شد (شکل ۱ و جدول ۱). ابعاد مدل اصلی در مناطق خاصی اندازه‌گیری شده (ابعاد و فاصله اباتمنت‌ها) و به عنوان مرجع برای بررسی میزان تغییرات در طی مراحل ساخت در نظر گرفته شد (شکل ۲). در فایل‌های اسکن، ابعاد مدل اصلی توسط نرم افزار CATIA اندازه‌گیری شد و تغییرات ابعاد نسبت به مدل اصلی محاسبه شد. این تغییرات بیانگر میزان خطاها تا مرحله اسکن در نظر گرفته شدند. ابعاد فریم ورک‌های مرحله تراش (فریم‌های سینتر نشده) و همچنین فریم ورک‌های مرحله سینتر نیز اندازه‌گیری شده و تغییرات آن‌ها نسبت به مدل اصلی محاسبه شد. بدین صورت میزان تغییرات ابعادی به ترتیب تا مرحله تراش (قبل از سینترینگ) و نیز تا مرحله سینترینگ (میزان خطای نهایی) به دست آمد (شکل ۳).



شکل ۱- خلاصه روش ساخت نمونه‌های هر گروه

می‌باشد. تا به این ترتیب دقت هر یک از مراحل ساخت فریم ورک توسط این سیستم مقایسه شده و دریابیم بیشترین مشکل عدم نشست فریم ورک‌های ساخته شده در این سیستم در کدام مرحله رخ می‌دهد.

## روش بررسی

در این مطالعه دقت مراحل اسکن، تراش و سینترینگ سیستم Zirkonzahn در ساخت فریم ورک بریج سه واحدی زیرکونیایی ایمپلنتی مقایسه شده است. بدین منظور مدل اصلی حاوی دو عدد اباتمنت (Dual Abutment (Implantium, Dentium, Seoul, Korea) با ارتفاع لئه‌ای ۱/۵ میلی متر و اندازه‌های متفاوت به عنوان پایه‌های یک بریج سه واحدی ساخته شد؛ اباتمنت کانین دارای قطر ۴/۵ و ارتفاع ۵/۵ میلی متر و اباتمنت پره مولر دارای قطر ۵/۵ و ارتفاع ۴ میلی متر در نظر گرفته شد. به هر یک از اباتمنت‌ها آنالوگ‌های فیکسچر متصل شده و به طور موازی در بلوک آلومینومی مانت شدند. برای اینکه اباتمنت‌ها پس از مانت نسبت به هم به موازی بوده و در ضمن فینیش لاین آن‌ها موازی سطح بلوک باشد، مانت با کمک سروپور انجام گرفت. مدل اصلی اسکن شده و اطلاعات آن، به صورت فایلی با فرمت STL (Standard Transformation Language) ذخیره شد (نمونه مرحله اسکن). اطلاعات این اسکن به نرم افزار منتقل شده و سطح خارجی فریم ورک (با کمک یک فریم الگو) طراحی شد. در قسمت تراش، با استفاده از بلوک زیرکونیایی نیمه سینتر، یک فریم ورک در اندازه واقعی (اندازه مدل اصلی) تراشیده شد و بدون اینکه سینتر شود در همین مرحله نگهداری شد (نمونه مرحله تراش). با استفاده از داده‌های همان اسکن، یک فریم ورک دیگر از زیرکونیایی نیمه سینتر در اندازه بزرگتر (با احتساب ۲۰٪ میزان انقباض سینترینگ) تراشیده شده و پس از سینتر شدن به اندازه مورد نظر (اندازه مدل اصلی) رسید (نمونه مرحله سینتر). این مراحل ۱۲ بار تکرار شد و بدین ترتیب ۱۲ فایل STL حاوی اطلاعات اسکن مدل اصلی،

جدول ۱- معرفی گروه‌های مطالعه

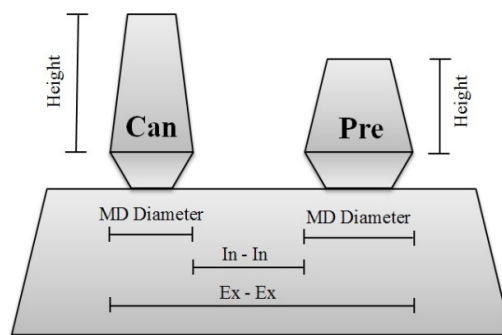
مرحله ساخت	مراحل انجام شده	تعداد نمونه
اسکن (Scanning)	اسکن	۱۲
تراش (Milling)	اسکن + تراش	۱۲
سینتر (Sintering)	اسکن + تراش + سینتر	۱۲

## یافته‌ها

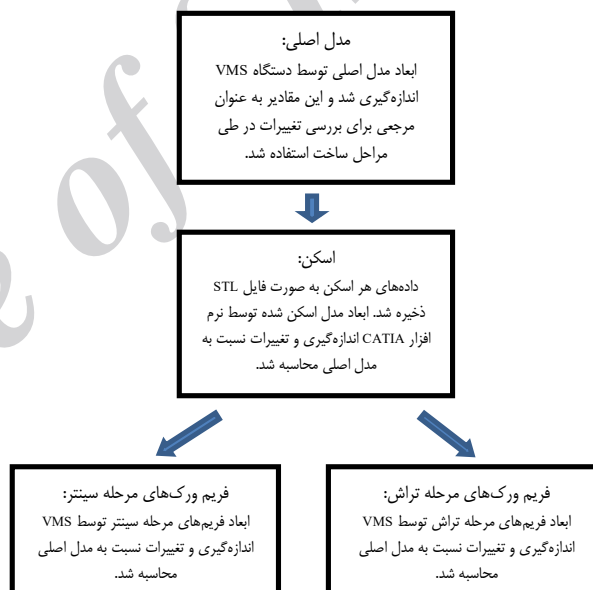
در تمام مراحل ساخت تغییرات ارتفاع پره مولر نسبت به کاین بیشتر بود ( $P < 0.001$ )، اما در بقیه موارد تفاوت معنی‌داری بین دو اباتمنت دیده نشد ( $P > 0.05$ ). در تمام ابعاد، تغییرات در مرحله تراش بیشتر از دو مرحله دیگر به دست آمد، اما این تفاوت در مورد ارتفاع اباتمنت کاین، از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. تغییرات قطر مزبودیستال ( $P = 0.005$ )، و ارتفاع ( $P < 0.001$ ) اباتمنت پره مولر در مرحله سینتر از مرحله اسکن کمتر بود اما در بقیه موارد اختلاف معنی‌داری بین مراحل مشاهده نشد ( $P > 0.05$ ). اطلاعات توصیفی و مقایسه‌ای بین گروه‌ها در جداول ۲ و ۳ بیان شده‌اند.

## بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه تأثیر دو فاکتور اندازه اباتمنت و مراحل ساخت بر تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی مورد بررسی قرار گرفت. طبق نتایج به دست آمده، هر دو عامل مراحل ساخت و اندازه اباتمنت بر میزان تغییرات ابعادی فریم ورک‌ها تأثیرگذار می‌باشند. با وجود اینکه مطالعات زیادی دقت نهایی فریم ورک‌های زیرکونیایی ساخته شده توسط دستگاه‌های مختلف CAD/CAM را مقایسه نموده‌اند، با توجه به بررسی‌های صورت گرفته به نظر می‌رسد در مطالعات گذشته خطاهای هر یک از مراحل ساخت (اسکن، تراش و سینتر) به تفکیک بررسی نشده و مشخص نشده است که در هر سیستم، بیشترین میزان خطا در کدام یک از مراحل ساخت اتفاق می‌افتد. البته در تعدادی از مطالعات گذشته به مقایسه تطابق داخلی و گپ مارژینال فریم ورک‌هایی که از بلوک زیرکونیایی در دو فاز متفاوت (کاملاً سینتر یا نیمه سینتر) تراشیده شده‌اند، پرداخته شده است (۱۷-۱۵، ۱۳، ۸، ۹). به این ترتیب در این مطالعات تراش فریم در ابعاد واقعی (از بلوک کاملاً سینتر شده)، با تراش در اندازه بزرگتر (از بلوک نیمه سینتر) و انجام مرحله سینترینگ مقایسه شده است. با توجه به اینکه تراش زیرکونیا در فاز کاملاً سینتر شده به علت سختی و استحکام بالاتر، دشوار بوده و تا حدی با تراش زیرکونیای نیمه سینتر متفاوت است، شاید این ماده انتخاب مناسبی جهت شبیه سازی تراش زیرکونیای نیمه سینتر نباشد. بدین جهت در مطالعه حاضر برای بررسی خطاهای مرحله تراش (مستقل از خطاهای ناشی از انقباض سینترینگ)، از تراش زیرکونیای



شکل ۲- مناطق اندازه‌گیری شده؛ ابعاد اباتمنت‌ها شامل: ارتفاع (height)، قطر باکولینگوال (BL Diameter) که در تصویر دیده نمی‌شود) و قطر مزبودیستال (MD Diameter)، هر یک از اباتمنت‌های کاین (Can) و پره مولر (Pre) و فاصله اباتمنت‌ها شامل: فاصله داخل-داخل (In-In) و فاصله خارج-خارج (Ex-Ex) می‌باشد.



شکل ۳- روش اندازه‌گیری تغییرات ابعادی

تأثیر دو فاکتور (مرحله ساخت و نوع اباتمنت) بر میزان تغییرات ابعادی فریم ورک توسط Two-Way ANOVA ارزیابی شد. در صورتی که Interaction بین فاکتورها معنی‌دار بود، هر بار با حذف یک فاکتور آنالیز مناسب انجام شد و در صورتی که در تمام مراحل Interaction معنی‌دار بود، اثر تمام فاکتورها یک به یک بررسی شد. از Paired t test (برای بررسی اثر اندازه اباتمنت) و از Repeated measures ANOVA (برای بررسی تأثیر مراحل ساخت) استفاده شد. حد معنی‌داری آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

جدول ۲- تأثیر مراحل ساخت و اندازه اباتمنت بر تغییرات ابعاد اباتمنت‌ها

P-value	اباتمنت	مقایسه	P-value	میانگین $\pm$ انحراف معیار		مراحل ساخت	ابعاد اباتمنت‌ها
				پره مولر	پره مولر		
<0/001*	پره مولر	با تراش	0/006	0/027 $\pm$ 0/013	0/046 $\pm$ 0/01	اسکن	
<0/001*	کانین						
0/005*	پره مولر	با سینتر	0/387	0/16 $\pm$ 0/084	0/172 $\pm$ 0/069	تراش	قطر میزودیستال
1/000	کانین						
<0/001*	پره مولر	با تراش	0/686	0/027 $\pm$ 0/016	0/024 $\pm$ 0/015	سینتر	
<0/001*	کانین						
<0/001*	پره مولر	با تراش	0/184	0/028 $\pm$ 0/014	0/04 $\pm$ 0/039	اسکن	
<0/001*	کانین						
1/000	پره مولر	با سینتر	0/114	0/152 $\pm$ 0/072	0/172 $\pm$ 0/083	تراش	قطر باکولینگوال
1/000	کانین						
<0/001*	پره مولر	با تراش	0/502	0/024 $\pm$ 0/017	0/029 $\pm$ 0/022	سینتر	
<0/001*	کانین						
0/069	پره مولر	با تراش	<0/001*	0/071 $\pm$ 0/027	0/165 $\pm$ 0/025	اسکن	
1/000	کانین						
<0/001*	پره مولر	با سینتر	<0/001*	0/077 $\pm$ 0/049	0/18 $\pm$ 0/029	تراش	ارتفاع
0/054	کانین						
<0/001*	پره مولر	با تراش	<0/001*	0/05 $\pm$ 0/033	0/103 $\pm$ 0/027	سینتر	
0/531	کانین						

جدول ۳- تأثیر مراحل ساخت بر فاصله بین اباتمنت‌ها

P-value	مقایسه	میانگین $\pm$ انحراف معیار			فاصله بین اباتمنت‌ها
		سینتر	تراش	اسکن	
<0/001*	اسکن با تراش				خارج- خارج
<0/001*	اسکن با سینتر	0/02 $\pm$ 0/016	0/144 $\pm$ 0/073	0/035 $\pm$ 0/027	
0/004*	تراش با سینتر				
<0/001*	اسکن با تراش				داخل- داخل
0/235	اسکن با سینتر	0/164 $\pm$ 0/078	0/164 $\pm$ 0/078	0/028 $\pm$ 0/017	
<0/001*	تراش با سینتر				

بررسی شده است (۲۹-۲۵). در مطالعه حاضر نیز با توجه به اینکه بررسی تغییرات ابعادی فریم‌ها در طی مراحل ساخت مد نظر بوده است، ابعاد مدل اصلی و هر یک از فریم‌ها در هر سه بعد فضایی، با استفاده از دستگاه VMS اندازه‌گیری شد. همچنین داده‌های اسکن به صورت سه بعدی مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. بدین ترتیب تغییرات ابعاد در طی مراحل ساخت نسبت به مدل اصلی مشخص شد. طبق نتایج مطالعه حاضر، تغییرات هیچ یک از قطرهای تحت تأثیر اندازه اباتمنت قرار نگرفت، اما تغییرات ارتفاع در اباتمنت پره مولر نسبت به

نیمه سینتر در ابعاد حقیقی استفاده شد. همچنین در این مطالعه، تغییرات ابعادی در مرحله اسکن نیز مورد بررسی قرار گرفت. در مطالعات گذشته، روش‌های متفاوتی از جمله رپلیکای سیلیکونی، برش زدن فریم پس از سمان کردن، و میکرو سی تی جهت بررسی تطابق فریم ورک‌ها استفاده شده است (۲۱-۱۸، ۱۲، ۹). در تعدادی از مطالعات، برای بررسی تطابق فریم‌های ایمپلنتی از استرین گیج استفاده شده است (۲۴-۲۲). در مورد فریم‌های تمام قوس ایمپلنتی، اغلب تغییرات ابعادی فریم نسبت به مدل اصلی، در هر یک از محورهای x، y و z

فرزهای تراش وابسته است و امکان ایجاد جزئیاتی که کوچکتر از قطر فرزهای تراش هستند وجود ندارد (۳۳،۳۲)، می‌توان انتظار داشت که تراش فریم ورک در ابعاد حقیقی، نسبت به تراش آن در ابعاد بزرگتر (با احتساب ۳۰-۲۰ درصد انقباض سیتترینگ) نیاز به دقت بالاتری داشته و امکان خطای آن بیشتر باشد. این مسئله به دقت قسمت تراش هر سیستم CAD/CAM وابسته است و بنابراین در هر سیستم ممکن است نتایج با سیستم دیگر متفاوت باشد. همان طور که قبلاً اشاره شد میزان خطا در مرحله تراش به توانایی هر سیستم در تراش فریم ورک در ابعاد حقیقی (که به علت اندازه کوچکتر نیازمند دقت بالاتری است) بستگی دارد و میزان خطای مرحله سینتر به کارایی نرم افزارهای CAD برای تخمین میزان انقباض حین سیتترینگ و هموزن بودن بلوک زیرکونیایی نیمه سینتر وابسته است.

با وجود محدودیت‌های این مطالعه به نظر می‌رسد، مراحل ساخت و نیز اندازه اباتمنت بر میزان تغییرات ابعادی فریم ورک‌های زیرکونیایی ساخته شده توسط سیستم CAD/CAM، Zirkonzahn تأثیرگذار می‌باشند. به طوری که بیشترین تغییرات ابعادی در مرحله تراش اتفاق می‌افتد و میزان تغییرات ارتفاع اباتمنت کوتاه‌تر (پره مولر) بیشتر می‌باشد.

### تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از طرح تحقیقاتی به شماره ۲۸۲۲۷-۷۰-۰۲-۹۴ و پایان نامه تخصصی به شماره ۸۳۶ مصوب مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران می‌باشد.

- 1- Erkmén E, Meric G, Kurt A, Tunc Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(1):107-16.
- 2- Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech.* 2000;33(11):1489-95.
- 3- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):506-15.
- 4- Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):602-7.

کاین بیشتر بود. شاید بتوان تغییرات ارتفاع (عمق) فریم‌ها را، با فاصله اکلوزالی (عدم تطابق داخلی در سطح اکلوزال) سایر مطالعات مقایسه کرد. در مطالعه حاضر میزان این خطا در اباتمنت کوتاه و قطورتر (پره مولر) بیشتر بود. این یافته، با نتایج مطالعات Moldovan و همکاران (۲۰)، Anunmana و همکاران (۳۰) و Grenade و همکاران (۳۱) مطابقت دارد. در این مطالعات میزان فاصله (عدم تطابق) اکلوزال اباتمنت‌های پره مولر و مولر با یکدیگر مقایسه شده است و میزان خطای بیشتری در اباتمنت مولر (که نسبت به اباتمنت دیگر، قطر بیشتر و طول کوتاهتری دارد) مشاهده شده است.

طبق نتایج این مطالعه در سیستم Zirkonzahn، تغییرات ابعادی در مرحله تراش از دو مرحله دیگر بیشتر بود و در مورد قطر مزبولینگوال و ارتفاع، کمترین تغییرات در مرحله سینتر مشاهده شد. به طور کلی بیشترین خطا مربوط به مرحله تراش و کمترین خطا (به جز در ارتباط با فاصله خارج-خارج) مربوط به مرحله سینتر بوده است و به نظر می‌رسد در این سیستم مقداری از خطاهای مراحل قبل (حتی اسکن)، پس از سیتترینگ جبران شده است.

Mormann و Bindl (۸) در مطالعه‌ای، تطابق داخلی فریم ورک‌های حاصل از تراش زیرکونیایی نیمه سینتر و کاملاً سینتر را مقایسه کرده و مشاهده کردند که تراش بلوک زیرکونیا در ابعاد واقعی (از بلوک کاملاً سینتر) منجر به خطا و عدم تطابق داخلی بیشتری شده است. نتیجه این مطالعه، در راستای یافته‌های مطالعه حاضر می‌باشد، زیرا تغییرات ابعاد فریم ورک‌ها در مرحله تراش بیشتر از مرحله سینتر بوده است. با توجه به اینکه دقت مرحله تراش به میزان زیادی به اندازه

### منابع:

- 5- Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-82.
- 6- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.
- 7- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.
- 8- Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(6):567-75.
- 9- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):239-47.
- 10- Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A

comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):378-84.

11- Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.

12- Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010;37(4):283-91.

13- Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci.* 2009;117(3):319-25.

14- Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008;17(8):621-6.

15- Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013; 55(3):239-44.

16- Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2010;2(2):33-8.

17- Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont.* 2013;26(5):451-7.

18- Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent.* 2012;40(8):670-7.

19- Matta RE, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int.* 2012;43(9):801-9.

20- Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011;27(12):1273-8.

21- Rungruanganunt P, Kelly JR, Adams DJ. Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent.* 2010;38(12):995-1000.

22- Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e20-9.

23- Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 2012;107(4):232-8.

24- Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):739-45.

25- Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):125-31.

26- Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont.* 2011;20(4):267-74.

27- Hjalmarsson L, Ortorp A, Smedberg JI, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera (R) implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(4):271-80.

28- Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):209-15.

29- Sierraalta M, Vivas JL, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent.* 2012;2012:374315.

30- Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(4):253-8.

31- Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):249-55.

32- Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent.* 2002;5(2-3):177-82.

33- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):25-45.