تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۲، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۹، ۲۴۰-۲۴۷

# بررسی میزان استحکام اتصال چند نوع دندان مصنوعی کامپوزیتی به رزین آکریلی پایه پروتزهای متحرک

دکتر احسان قاسمی[۱]- دکتر رامین مشرف[۲] - دکتر علی عیدی نجف‌آبادی[۳]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی پروفسور ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۲- دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی پروفسور ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۳- دندانپزشک

## چکیده

***زمینه و هدف:*** *در مورد سایش دندانهای مصنوعی کامپوزیتی (Multilithic) بررسیهای متعددی انجام شده اما در مورد استحکام اتصال آنها با رزین‌های بیس پروتز مطالعات اندکی موجود است. هدف از این مطالعه بررسی استحکام اتصال دندانهای مصنوعی کامپوزیتی به پایه رزینی پروتز می‌باشد.*

***روش بررسی:*** *در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی چهار نوع دندان مصنوعی Multilithic (گلامور، یاقوت، آیوکلار و اپل) استفاده شد. از هر گروه دندانی بیست نمونه به نحوی در چهار منشور مومی قرار گرفتند که سطح لینگوال آنها به سمت بالا و محور طولی آنها با یال منشور زاویه قائمه تشکیل می‌داد. پس از آکریل گذاری و پخت، نمونه‌ها تحت نیروی فشاری-برشی ماشین دارتک با سرعت پنج میلی‌متر بر دقیقه قرار گرفتند. نیروی شکست و محل ایجاد شکست در نمونه‌ها مشخص گردید. داده‌ها به وسیله آزمون آماری ANOVA و آزمون تکمیلی Tukey در سطح معناداری ۰/۰۵ بررسی شد.*

***یافته‌ها:*** *میانگین استحکام اتصال در گروه اپل(۴۱۴/۹۹±۱۳۳۷) از همه بیشتر و پس از آن دندانهای یاقوت (۱۴۲/۸۶±۱۰۹۷/۳۶)، آیوکلار (۳۶۶/۴۳±۹۴۵) و گلامور (۲۸۵/۸۰±۸۸۰) در رده‌های بعدی قرار گرفتند و تفاوت معنی‌داری بین برخی از این گروهها مشاهده شد. درصد شکست پیوستگی در گروه دندانی آیوکلار با ۲۵٪ از همه بیشتر، پس از آن دندانهای اپل با ۲۰٪ ، گلامور ۱۵٪ و یاقوت ۱۰/۵٪ در رده‌های بعدی قرار گرفتند، اما هیچ تفاوت معنی‌داری از لحاظ آماری بین گروههای مورد مطالعه مشاهده نشد.*

***نتیجه‌گیری:*** *نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که میانگین استحکام اتصال در دندانهای مصنوعی کامپوزیتی اپل بهتر از دندان مصنوعی کامپوزیتی آیوکلار و دیگر دندانهای مصنوعی مورد استفاده در این بررسی است.*

***کلید واژه‌ها:*** *دندان مصنوعی – استحکام اتصال – رزین آکریلی.*

وصول مقاله: ۱۳۸۹/۱/۳۱ اصلاح نهایی: ۱۳۸۹/۷/۳ پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۸/۲

**نویسنده مسئول:** دکتر رامین مشرف، گروه آموزشی پروتزهای دندانی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی پروفسور ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

e.mail:mosharraf@dnt.mui.ac.ir

## مقدمه

پس از معرفی و عرضه دندانهای مصنوعی رزینی در سال ۱۹۳۷(۱- ۲) و با ظهور پدیده Cross-linking مشکل سایش و ترک خوردن دندانهای مصنوعی تا حد زیادی بر طرف شد ولی مشکل اتصال آنها به رزین‌های پایه پروتز به صورت یکی از مشکلات اصلی در علم پروتزهای دندانی باقی ماند (۱- ۵)، تا آنجا که تخمین زده می‌شود جدا شدن دندانهای مصنوعی از پایه پروتز حدود ۲۲٪-۳۰٪ ترمیمهای پروتزی را به خود اختصاص دهد. (۵- ۶)، پس از معرفی دندانهای مصنوعی کامپوزیتی و با توجه به برخی مشکلات این دندانها، در دهه ۱۹۸۰ تلاش شد تا با ترکیب رزین کامپوزیت و رزین آکریلی معمولی و ایجاد دندانهای Multilithic بر این مشکلات غلبه شود. (۷- ۱۰)، این امر به

آن دلیل امکان پذیر شد کـه رونـد پلـی‌مریزاسـیون در متیـل متـاکریلات (MMA) و Bis-GMA مراحـل فعـال سـازی و کراس لینک شدن مشابهی را طی می‌کند زیرا گروههای فعال کننـده در هـر دو ملکـول یکسـان هسـتند. (۱۱)، بـدین سـان دندانهایی به دسـت آمـد کـه دارای مقاومـت سایشـی بـالای کامپوزیت‌ها در سطح اکلوزال و قدرت اتصال بالای آکریل‌ها به رزین آکریلی پایه پروتـز در سـطح کفـی خـود بودنـد. (۸ و۱۲)، به همین دلیل استفاده از ایـن نـوع دنـدانها در سـاخت پروتزهای متحرک به تدریج افزایش یافت تا اینکه امروزه بـه عنـوان جانشـینان دنـدانهای مصـنوعی آکریلـی و پرسـلنی استفاده گسترده‌ای پیدا کرده‌اند. (۱۱- ۱۶)، در زمینه اتصـال دندانهای مصنوعی به رزین پایه پروتـز پژوهشـهای زیـادی انجام (۱) و مشخص شده است که به طور کلی دو فرآیند بر حصول یک اتصال موفق بـین دنـدانهای مصـنوعی و رزیـن آکریلی دست دندان مؤثر است:

۱) رزین آکریلی پروتز در هنگام پلـی مریـزه شـدن بایـد در تماس با دندانهای مصنوعی رزین باشد.

۲) شبکه پلی مری رزین آکریلی دست دندان بایستی بـا پلـی مر تشکیل دهنده دندان مصـنوعی واکـنش پیـدا کنـد تـا یـک شبکه پلی مری در هم بافته ایجاد شود. (۱۰)

بر این اساس جدا شـدن دنـدان مصـنوعی از رزیـن آکریلـی پروتز ممکن است مربوط به عوامل متعدد نظیر خصوصیات پایه مواد مورد استفاده (دندانها یا رزین پایه پروتـز) عوامـل مربوط به روند پخت آکریل (مثلاً آلودگیهای مختلف یا مـدت زمان سیکل پخت) و میـزان مونـومر موجـود در طـی پخـت آکریل باشد. (۵، ۱۷- ۱۸)

برای افزایش استحکام اتصال میان دندانهای رزینی آکریلـی و بیس پروتز می‌توان از روشهای زیر استفاده کرد:

۱) تراشیدن سطح براق کف دندان مصنوعی (۱۷- ۲۰)

۲) مالیدن حلالهای مختلف به سطح کفی دندانهای مصـنوعی ( ۱۸، ۲۰- ۲۱) و ایجاد فرورفتگیهای مختلف در سـطح کفـی دندانهای مصنوعی به منظور افـزایش گیـر مکـانیکی آکریـل. (۱۷- ۲۷)

در سالهای اخیر که تعداد دنچرهای متکی بر ایمپلنت بیش از قبل شده است، نیروهـای بایـت وارده بـر دسـت دنـدانها بـه مراتب بیشتر شده است. این امر به عـلاوه کـاهش ضـخامت دنچر در نواحی پوشـاننده اتچمنـت‌هـای موجـود، مـی‌توانـد منجر به شکست دنچر و جدا شدن دندانهای مصنوعی از آن شود. (۲۸- ۲۹)

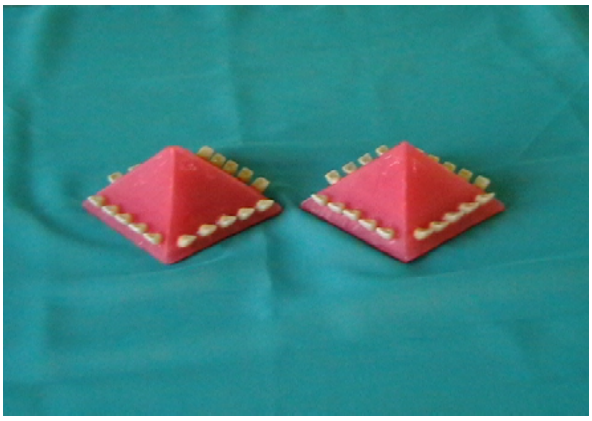
علـی‌رغـم اینکـه یکـی از دلایـل معرفـی دنـدانهای مصـنوعی کامپوزیتی غلبه بر مشکلات مربوط به جـدا شـدن دنـدانهای مصنوعی از پایه پروتز بـود ولـی بیشـتر بررسـیهای انجـام شده بر روی این دندانها مربـوط بـه مقاومـت سایشـی ایـن دندانها بوده است. (۸، ۱۳-۱۶و۳۰)، مطالعات اندکی در مورد استحکام اتصال این دندانها به رزین آکریلی پایـه پروتـز در دسترس می‌باشد.

هـدف از ایـن مطالعـه بررسـی اسـتحکام اتصـال چنـد نـوع دندانهای مصنوعی کامپوزیتی (Multilithic) ایرانـی بـه پایـه رزینی پروتز و مقایسـه آنهـا بـا یـک نـوع دنـدان مصـنوعی مشابه خارجی بود.

## روش بررسی

در این بررسی تجربی- آزمایشگاهی چهار گروه بیست تایی با مولد یکسان از دندانهای یاقوت، گلامور، اپل (ایده آل ماکو، تهران، ایران) و آیوکلار (Vivadent, KA165، آلمان) انتخاب شدند. چهار هرم مومی چهار وجهی با استفاده از موم بیس پلیت (Dentsply- Dentsply Co. England) با قاعده مربع شکل به صورتی ساخته شد که بقیه وجوه آن مثلثهای متساوی الساقینی با زاویه رأس هشتاد درجه بودند. (شکل ۱)

گلیز سطح ریجی تمام دندانهای مصنوعی با حرکت ملایم دیسک کاغذی با سه هزار دور در دقیقه (Kavo EWL polishing machine و a #2000 grit grinding disk)برداشته شد. روی هر یال منشور پنج دندان از یک نوع و با یک سطح مقطع هم اندازه به عمق یک میلی‌متر داخل موم قرار داده شد به نحوی که سطح لینگوال دندانها به سمت بالا بود و محور



**شکل ۱: نحوه قرارگیری دندانها بر روی مدل هرمی شکل**

طولی هر یک از آنها با یال منشور زاویه قائمه تشکیل می‌داد. جهت اندازه‌گیری میزان اتصال دندانها به رزین پایه از روش آزمون فشاری- برشی استفاده شد به نحوی که نیروهای فشاری وارد به دندانهای مصنوعی اثری مشابه نیروهای برشی وارد به دندانها در محیط دهان داشته باشد. قرارگیری نمونه‌ها به این صورت باعث می‌شود که نیروی فشاری نوک تیغه دستگاه آزمون با محور طولی دندان زاویه صد و سی درجه بسازد (مشابه با زاویه‌های بین سانترال‌های بالا و پایین در اکلوژن Cl I). (۵- ۶)، برای آسان‌سازی عملیات جداسازی نمونه‌ها از مفل، دندانها توسط یک لایه ماده قالب گیری پوتی (Optosile, Bayer Dental, Leverkusen, Germany) پوشانده شد.

مراحل مفل‌گذاری و شستشو مطابق روش استاندارد انجام گرفت. مونومر متیل متاکریلات جهت تمیز کردن سطوح دندانی توسط گلوله پنبه به مدت بیست ثانیه به سطوح اتصال دندانهای مصنوعی مالیده شد (۱۸و ۲۰- ۲۲) و رزین آکریلی گرماسخت (Densply,QC20،انگلستان) طبق دستور کارخانه مخلوط، در مفُل پک و در دستگاه پخت اتوماتیک (KAVO EWL type 5518, Warthausen, Germany) Cure شد. پس از اتمام چرخه پخت، هرم‌های آکریلی پخته شده از مفُل خارج شدند (Deflasking) و اضافات گچ و آکریل آنها برداشته شد و نمونه‌ها تا انجام تست فشاری- برشی در دمای اتاق (۲۳ ℃±۱) و رطوبت ۵۰±۵٪ نگهداری شدند.

نمونه‌ها از نظر درستی عمل آکریل‌گذاری، عدم جابه‌جایی دندانها در مفُل، کیفیت رزین پایه آکریلی به خصوص در نواحی اطراف اتصال دندانها و اتصال درست دندانها به آکریل مورد بررسی قرار گرفتند و نمونه‌های مورد تأیید جهت انجام آزمون انتخاب شدند. نیرو توسط پین استیل ماشین تست یونیورسال (TLCLO, Dartec series, Stourbridge England) تحت زاویه صدوسی درجه نسبت به محور دندان به صورت فشاری با سرعت پنج میلی‌متر در دقیقه بر سطح لینگوال دندان به طرف پایین وارد شد. از زمانی که نوک پین با سطح لینگوال دندان تماس پیدا می‌کند اعمال نیرو آغاز می‌شود و مقادیر نیرو به تدریج افزایش می‌یابد. این روند تا جایی ادامه پیدا می‌کند که مقاومت صفر شود و این زمانی است که نمونه‌ها از پایه جدا شده‌اند. در این زمان دستگاه به طور خودکار قطع و نیروی مربوطه ثبت می‌شود. در پایان برای هر نمونه دندان مصنوعی یک عدد به عنوان نیروی شکست بر حسب نیوتن به دست آمد. علاوه بر ارزیابی میزان نیرو، الگوی شکست نیز مورد بررسی قرار گرفت و نمونه‌ها بر اساس محل و الگوی شکستگی به ترتیب زیر بررسی شدند:

**محل شکستگی** :

۱- خط شکستگی در داخل دندان،

۲- خط شکستگی در داخل رزین پایه

۳- خط شکستگی در محل اتصال دندان به رزین پایه

**الگوی شکستگی**:

۱-Adhesive: خط شکستگی در محل اتصال دندان مصنوعی به رزین پایه

۲- Cohesive: خط شکستگی در داخل دندان یا داخل رزین پایه به صورتی که قسمتی از دندان با آکریل باند باقیمانده باشد.

نتایج توسط نرم افزار SPSS و با آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و تست تکمیلی Tukey با توجه به برقراری فرض یکسانی واریانس‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ مورد بررسی قرار گرفت.

**یافته‌ها**

مطالعه حاضر با هدف تعیین میزان استحکام اتصال چهار نوع دندان مصنوعی گلامور، یاقوت، اپل و آیوکلار به بیس رزینی پروتز انجام گردید و همان‌طور که در جدول ۱ آمده، بیشترین میانگین استحکام اتصال متعلق به دندان اپل و کمترین میزان استحکام اتصال مربوط به دندانهای مصنوعی گلامور بود.

همچنین بر اساس آزمون ANOVA یک سویه، میانگین استحکام اتصال چهار گروه مورد مطالعه با یکدیگر تفاوت معنی‌داری (p.v = ۰/۰۰۱) داشت.

برای بررسی تک تک گروهها از آزمون Tukey استفاده شد و مشخص گردید بین میانگین استحکام اتصال گروههای مختلف دندانی به بیس آکریلی تنها میان گروه Apple و گروههای گلامور و آیوکلار اختلاف معنی‌داری وجود داشت (p.v<۰/۰۵)، اما در میان سایر گروهها تفاوت معنی‌داری دیده نشد. (جدول ۲)

در جدول ۳ فراوانی الگوی شکست در چهار گروه مورد پژوهش بیان شده است. تنها در یک مورد شکست بیس اتفاق افتاد که این امر به دلیل وجود نقص در رزین پایه آکریلی در نزدیکی محل اتصال این دندان اتفاق افتاده بود لذا نمونه مربوطه حذف گردید.

**جدول ۱: میانگین استحکام اتصال و انحراف معیار گروههای مورد مطالعه بر حسب نیوتن**

| گروه / میانگین نیروی شکست | *A* | *Y* | *G* | *I* |
|---|---|---|---|---|
| **تعداد نمونه ها** | ۲۰ | ۱۹ | ۲۰ | ۲۰ |
| **میانگین نیروی شکست** | ۱۳۳۷ | ۱۰۹۷/۳۶ | ۸۸۰ | ۹۴۵ |
| **انحراف معیار** | ۴۱۴/۹۹ | ۱۴۲/۸۶ | ۲۸۵/۸۰ | ۳۶۶/۴۳ |
| **حداقل** | ۱۱۴۲/۷۷ | ۱۰۲۸/۵۱۱ | ۷۴۶/۲۳ | ۷۶۵/۰۳ |
| **حداکثر** | ۱۵۳۱/۲۲ | ۱۱۶۶/۲۲ | ۱۰۱۳/۷۶ | ۱۱۲۴/۹۶ |

A: Apple, G: Glamour, I: Ivoclar,Y: Yaghoot

**جدول ۲: مقایسه دو به دو گروههای مورد مطالعه با نمایش مقادیر P.V**

| | A | I | G |
|---|---|---|---|
| Y | ۰/۱۱ | ۰/۴۹ | ۰/۱۷ |
| G | ۰/۰۰۰۱* | | |
| I | ۰/۰۲* | | ۰/۹۲۲ |

جدول ۳: توزیع فراوانی الگوی شکست در گروههای مورد مطالعه

| الگوی شکست | Adhesive | | Cohesive | |
|---|---|---|---|---|
| نوع دندان | تعداد دندان | درصد | تعداد دندان | درصد |
| A | ۱۶ | ٪۸۰ | ۴ | ٪۲۰ |
| Y | ۱۷ | ٪۸۹/۵ | ۲ | ٪۱۰/۵ |
| G | ۱۷ | ٪۸۵ | ۳ | ٪۱۵ |
| I | ۱۵ | ٪۷۵ | ۵ | ٪۲۵ |

## بحث

استحکام اتصال دندانهای مصنوعی آکریلی به رزین آکریلی پایه پروتز از جمله موضوعاتی است که مورد بررسی فراوان قرار گرفته است (۶، ۸، ۱۱،۱۶– ۱۸و ۳۱) ولی در مورد استحکام اتصال دندانهای مصنوعی کامپوزیتی به رزین آکریلی پایه پروتز به جز چند مقاله محدود بررسی بیشتری نشده است. (۷، ۱۲و ۳۲)، در این بررسی استحکام اتصال چهار نوع دندان مصنوعی گلامور، یاقوت، اپل و آیوکلار به بیس رزینی پروتز با اعمال نیروی فشاری– برشی با زاویه صدوسی درجه به سطوح لینگوال دندانهای مصنوعی مورد مقایسه قرار گرفت. علت انتخاب این زاویه شبیه سازی شرایط آزمایش با شرایطی بود که در اکلوژن Cl I در دهان وجود دارد. (۵– ۶)

برخلاف اینکه برخی از محققان اعتقاد دارند برداشتن گلیز سطحی کف دندانها سبب کاهش استحکام اتصال آنها به رزین‌های پایه پروتز می‌شود (۳۲– ۳۳) ولی در این بررسی برای دسترسی به سطح تماسی یکنواخت در کف دندانها و نیز یکسان شدن نمای ظاهری و شرایط فیزیکی سطوح اتصال تمام انواع دندانهای مورد بررسی، گلیز سطحی سطوح کفی دندانها تراشیده شدند. (۵، ۲۳، ۳۴– ۳۵)

هدف اصلی در این مطالعه بررسی و مقایسه استحکام اتصال دندانهای مصنوعی کامپوزیتی به رزین آکریلی پایه پروتز بود. از آن جا که در این بررسی بیشتر شکستها (بیش از ۷۵٪) در محل اتصال دندانهای مصنوعی با رزین پایه (Adhesive) بودند. (جدول۳)، می‌توان به این نتیجه رسید که در کل، اتصال دندانهای مصنوعی مورد استفاده در این بررسی مطلوب نبوده است. این امر علاوه بر اینکه می‌تواند به دلیل مشکلات ساختمانی دندانهای مورد استفاده تلقی گردد، ممکن است تأییدی بر گفته محققانی باشد که کاربرد مونومر در سطح کفی دندانها را مسبب کاهش استحکام اتصال آنها می‌دانند. (۲۲،۳و۳۶)، Spartley (۳۵) عقیده داشت که مرطوب کردن ناحیه Ridge-lap دندان با منومر یا سایش ناحیه Ridge-lap قبل از متراکم کردن آکریل به نظر نمی‌رسد که تغییری در استحکام اتصال دندان ایجاد کند، در صورتی که Morrow و همکارانش (۳۶) ثابت کردند که مرطوب کردن ناحیه Ridge-lap دندان مصنوعی با منومر به طور مؤثری میزان استحکام اتصال را کاهش می‌دهد. این در حالی است که بسیاری از محققان (۶) و از جمله Sorenson و همکاران (۳۷) عقیده دارند که استحکام اتصال در صورتی که دندان با حلال مناسبی (اتیل استات یا منومر) مرطوب شود بهتر خواهد شد. برای انجام این تحقیق جهت تشابه شرایط آزمایش با شرایط کلینیکی معمول در لابراتوارهای پروتز، از یک تغییر فیزیکی (برداشتن گلیز ناحیه Ridge-lap) و یک تغییر شیمیایی ( به کار بردن منومر در ناحیه -Ridge lap به مدت بیست ثانیه قبل از آکریل‌گذاری) استفاده شد.

سرعتی که با آن نمونه‌های مختلف دندانی در مقالات مختلف تحت کشش یا فشار قرار می‌گرفتند بین ۱۲۰–۲/۵ میلی‌متر در دقیقه متغیر بود که سرعت توصیه شده در استاندارد

Bs ۳۹۹۰ (۳۸) پنج میلی‌متر در دقیقه می‌باشد که در مطالعه حاضر به کار گرفته شده است.

در این بررسی بین میانگین استحکام اتصال گروههای مختلف دندانی به بیس آکریلی تنها میان گروه Apple و گروههای گلامور و آیوکلار اختلاف معنی‌داری وجود داشت (p.v<۰/۰۵)، اما در میان سایر گروهها تفاوت معنی‌داری دیده نشد. (جدول۲)، میانگین استحکام اتصال دندان Apple از همه بیشتر، پس از آن دندان‌یاقوت و سپس دندان آیوکلار و در انتها دندان گلامور قرار داشت. استحکام اتصال دندانهای مصنوعی Multilithic با رزین‌های آکریلی بیس پروتز تا کنون تنها در بررسی مشرف و عابد حقیقی (۷) و Kawara و همکاران (۱۲) و آن هم در مقایسه با دندانهای مصنوعی آکریلی مورد بررسی قرار گرفته است. بر اساس این دو مطالعه علی‌رغم بالاتر بودن میانگین استحکام اتصال در گروه دندانهای مصنوعی Multilithic، تفاوت آماری معنی‌داری بین آنها و دندانهای مصنوعی آکریلی وجود ندارد. این امر به دلیل آن است که دندانهای مصنوعی کامپوزیتی شامل یک لایه کامپوزیتی سطحی و یک بخش مرکزی آکریلی هستند که وظیفه اتصال آنها به رزین‌های آکریلی پایه نیز به عهده همین لایه آکریلی زیرین است. این مسئله می‌تواند علت یکسان بودن استحکام اتصال دندانهای مصنوعی کامپوزیتی و آکریلی را توضیح بدهد. (۷)، اما در بررسی حاضر چهار نوع دندان مصنوعی کامپوزیتی با یکدیگر مقایسه شدند و استحکام اتصال دندان مصنوعی Apple به شکل مشخصی بیشتر از سایر گروههای‌آزمایشی و حتی نمونه‌های خارجی بود. همین مسئله در بررسی مشرف و عابد حقیقی (۷) نیز بین دندانهای یاقوت و ماژور (Major Dental Production Co.,Turin, Italy) مشاهده شد و استحکام اتصال دندان مصنوعی یاقوت بیشتر از سایر گروههای آزمایشی و حتی نمونه خارجی بود اما این اختلاف در حد معنادار نبود.

در بررسی حاضر بین درصد شکستهای Cohesive و Adhesive در بین چهار گروه دندان مصنوعی Multilithic اختلاف معنی‌داری وجود نداشت (p.v<۰/۰۵) اما بیشترین درصد شکست Cohesive در نمونه‌های دندان ایوکلار، پس از آن در نمونه‌های دندان Apple و سپس در نمونه‌های گلامور و در انتها در نمونه‌های یاقوت مشاهده شد. در صورتی که در بررسی مشرف و عابد حقیقی (۷) درصد شکست Cohesive در دندان مصنوعی یاقوت بیشتر از سایر گروههای آزمایشی بود. البته این اختلاف در نتیجه این دو بررسی، مربوط به مقایسه یک دندان مصنوعی Multilithic (یاقوت) با سه دندان آکریلی در آن بررسی می باشد.

در بررسی Kawara و همکاران (۱۲) نیز که استحکام اتصال دندانهای مصنوعی Multilithic مورد بررسی واقع شد، هیچ کدام از دندانهای مصنوعی در موقع آزمایش دچار شکستگی نشدند، در صورتی که در بررسی حاضر و نیز بررسی مشرف و عابد حقیقی (۷) برخی از دندانهای مصنوعی Multilithic در حین آزمایش دچار شکستگی شدند. این اختلاف ممکن است مربوط به تفاوت در روش آزمایش یا وجود برخی اختلافات ساختمانی در دندانهای مورد بررسی باشد. این امر با توجه به این که این مشکل در دندانهای Monolithic کمتر به چشم می‌خورد به وجود برخی اختلالها در اتصال بین لایه‌های کامپوزیتی و آکریلی در دندانهای Multilithic اشاره می‌کند. (۷)، از جمله محدودیتهای این مطالعه این بود که در این بررسی امکان مطالعه تأثیر شرایط کلینیکی نظیر فشار انواع مختلف غذا، اعمال پارافانکشنال و غیره بر اتصال دندانهای مصنوعی به رزین پایه آکریلی وجود نداشت. لذا بهتر بود جهت نزدیکی بیشتر به شرایط دهان عمل ترموسایکلینگ و لودسایکلینگ هم انجام می‌شد.

## نتیجه‌گیری

در چارچوب محدودیت های این بررسی می توان نتیجه گرفت که میانگین استحکام اتصال در دندانهای مصنوعی کامپوزیتی اپل بهتر از دندان مصنوعی کامپوزیتی ایوکلار و دیگر دندانهای مصنوعی مورد استفاده در این بررسی است.

## REFERENCES


1. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: A review. Gerodontology 2006 Sep; 23(3):131-9.
2. Mosharraf R, Feiz A, Barani B. Comparison of bond strength of three denture teeth made in Iran with resin bases and Ivoclar denture teeth. J Res Med Sci. 2002 Fall; 7(3): 243-5.
3. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. J Dent. 1999 Feb; 27(2):129-35.
4. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture – A survey. Br Dent J. 1994 May; 176(9): 342–345.
5. Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. J Prosthet Dent. 1990 Oct; 64(4):492-6.
6. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. J Prosthet Dent. 2003 Jun; 89(6):603-7.
7. Mosharraf R, Abed-Haghighi M. A comparison of acrylic and multilithic teeth bond strengths to acrylic denture base material. J Contemp Dent Pract. 2009 Sep 1; 10(5): EO17-24.
8. Suzuki Sh. In vitro wear of Nano-composite denture teeth. J Prosthod. 2004 Dec; 13(4):238-43.
9. Mosharraf R, Mechanic N. Comparison of the effects of four pre-bonding preparation methods on the bond strength between a multilithic tooth and denture base resin. Dent Res J. 2007 Winter; 4(2):102-105.
10. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. Int J Prosthod. 2000 Jan-Feb; 13(1):59-65.
11. Papazoglou E, Vasilas AI. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent. 1999 Nov; 82(5):573-8.
12. Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. J Prosthet Dent. 1991 Oct;66(4):566-71.
13. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Mizuno I, Hasegawa A. Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth. Int J Prosthod. 2002 May-Jun; 15(3):243-7.
14. Von Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. J Prosthet Dent. 1988 Feb; 59(2):173-5.
15. Winkler S, Monasky GE, Kwok J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. J Prosthet Dent. 1992 Jun; 67(6):812-4.
16. Douglas WH, Delong R, Pintado MR, Latta MA. Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. J Clin Dent. 1993 Feb; 4(2):43-7.
17. Caswell CW, Norling BK. Comparative study of the bond strength of three abrasion-resistant plastic denture teeth bonded to a cross-linked and a grafted, cross-linked denture base material. J Prosthet Dent. 1986 June; 55(6): 701-708.
18. Buyukyilmaz S, Ruyter LE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. Int J Prosthod. 1997 Jan-Feb; 10(1):49-54.
19. Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on teeth denture-base bond. J Prosthet Dent. 1986 Apr; 55(4):526-8.

20. Geerts GA, Jooste CH.. A comparison of the bond strengths of microwave-and water bath-cured denture material. J Prosthet Dent. 1993 Nov; 70(5):406-9.
21. Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. Acta Odontol Scand. 1995 Apr; 53(2):99-104.
22. Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, Oki K, Kinuta Y, Minagi S, Irie M, Suzuki K. Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. Dent Mater J. 2006 Mar; 25(1):75-80.
23. Adeyemi AA, Lyons MF, Cameron DA. The acrylic tooth-denture base bond: Effect of mechanical preparation and surface treatment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2007 Sep; 15(3):108-14.
24. Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth: Effect of tooth type and surface fragments. Int J Prosthod. 2003 Sep-Oct; 16(5):499-504.
25. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates DF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. Br Dent J. 1982 Sep 7; 153(5):187-90.
26. Albarghouty H, Juszczyk AS, Radford DR, Clark RK. Tensile bond strength of heat and self-cured acrylic denture base resins to the inner and outer layers of two-layered acrylic resin denture teeth. Eur J Prosthod Restor Dent. 2007 Jun; 15(2):81-3.
27. Saavedra G, Valandro LF, Leite FP, Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. Int J Prosthod. 2007 Mar-Apr; 20(2):199-201.
28. Rodrigues AH. Metal reinforcement for implant supported mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2000 May; 83(5):511-3.
29. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug; 90(2):121-32.
30. Adeyemi AA, Lyons MF, Cameron DA. The acrylic tooth-denture base bond: effect of mechanical preparation and surface treatment. Eur J Prosthod Restor Dent. 2007 Sep; 15(3):108-14.
31. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. J Prosthet Dent. 1996 Jan; 75(1):14-7.
32. Mosharraf R. Factors affecting bonding strength of artificial teeth to acrylic resin denture bases: A review. J Isfahan Dent Sch. 2010 Winter; 5(4):225-233.
33. Mosharraf R, Pooya E, Maleky V. The evaluation of an Iranian denture tooth (Marjan) bond strength with denture base resins in four different preparing methods. The J Islamic Dent Asso of Iran. 1380 Summer; 37(2):49-59.
34. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. J Prosthet Dent. 2002 Aug; 88(2):145-50.
35. Spartley MH. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. J Prosthet Dent. 1987 Sep; 58(3):389-92.
36. Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. J Prosthet Dent. 1978 May; 39(5):565-8.
37. Sorensen SE, Fjeldstad, E. Bonding of plastic teeth to acrylic resin denture base material. J Dent Res. 1961 Jul; 40(4):776-9.
38. BS 3990. Acrylic resin teeth. London: British standards Association; 1980.