

مقایسه جذب آب و قابلیت انحلال ماده بهسازی بافت آکروسافت و ویسکوژل

دکتر فریبا گلیدی* - دکتر بهار بهدادمهر**

*- استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانپزشکی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

** - دندانپزشک.

چکیده

زمینه و هدف: نزدیک به یک قرن است که لایه‌های نرم در دندانپزشکی استفاده می‌شوند. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری و مقایسه میزان جذب آب و قابلیت انحلال ماده بهسازی بافت ایرانی آکروسافت با ماده بهسازی بافت ویسکوژل می‌باشد. روش بررسی: مطالعه حاضر یک بررسی آزمایشگاهی می‌باشد. ابتدا قالبی به شکل دیسک از جنس فولاد زنگ نزن به قطر 50 ± 1 و ضخامت 0.5 ± 0.05 میلی‌متر ساخته شد. ۱۵ نمونه با استفاده از هرکدام از مواد آکروسافت و ویسکوژل تهیه شد. نمونه‌ها با ترازو توزین شده و سپس داخل ظرف حاوی آب مقطر گذاشته شد و به مدت ۲۴ ساعت در داخل Oven در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شد. نمونه‌ها مجدداً وزن شدند. این مراحل در روزهای چهارم و هفتم نیز تکرار شد. پس از پایان روز هفتم نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دسیکاتوری که در Oven با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد قرار داده شده بود گذاشته شد. سپس نمونه‌ها خارج شده و مجدداً وزن شدند. پس از جمع‌آوری اطلاعات یافته‌های این مطالعه با استفاده از آزمون t مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. یافته‌ها: میانگین جذب آب برای نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل در روزهای اول، چهارم و هفتم به ترتیب 1.46 ± 0.14 ، 1.43 ± 0.14 و 1.43 ± 0.14 ، میانگین جذب آب برای نمونه‌های تهیه شده از آکروسافت به ترتیب 1.78 ± 0.07 و 1.35 ± 0.07 و 1.35 ± 0.07 بود. آزمون آماری نشان داد که میانگین جذب آب در دو نوع ماده بهسازی بافت به تفکیک زمانهای مختلف با یکدیگر تفاوت معنی‌داری دارد ($P < 0.001$)، همچنین میانگین قابلیت انحلال برای نمونه‌های تهیه شده از آکروسافت و ویسکوژل به ترتیب 1.78 ± 0.07 و 1.46 ± 0.14 بدست آمد که این تفاوت نیز از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0.001$). نتیجه‌گیری: جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل به طور معنی‌داری از جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از آکروسافت کمتر می‌باشد.

کلید واژه‌ها: جذب آب - قابلیت انحلال - مواد بهسازی بافت - لایه نرم.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۵/۲/۷

اصلاح نهایی: ۱۳۸۴/۱۰/۸

دریافت مقاله: ۱۳۸۴/۳/۱۸

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزیهای دندانپزشکی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان fglolbidi@yahoo.com

مقدمه

شده بود (۲)، پس از آن در سال ۱۹۵۸ سیلیکون‌ها وارد بازار شدند. (۳)، این مواد به عنوان بالشتکی ضربه‌گیر برای مخاط و نواحی فشارپذیر ریح بی‌دندان عمل کرده و در بیماران با ریح‌های تحلیل رفته و ریح‌های لبه چاقویی راحتی قابل توجهی را تأمین می‌کنند. (۴)، علاوه بر این آسترهای موقت

لایه‌های نرم سلامتی را به مخاط ملتهب و آسیب دیده برگردانده و به همین دلیل نقش کلیدی در پروتز متحرک دارند. آسترهای موقت اولیه از جنس لاستیک‌های طبیعی تهیه می‌شدند. (۱)، یکی از اولین رزین‌های سنتتیک که در سال ۱۹۴۵ به عنوان آستر موقت استفاده شد رزین پلی وینیل نرم

برای قالب‌گیری فانکشنال (۵)، ارزیابی طول بوردرها (۶)، اصلاح پروتزهای انتقالی بعد از جراحی ایمپلنت (۷) و Obturation در بیماران با سرطان دهان که دارای نواقص بعد از عمل شده‌اند (۸) استفاده می‌شود.

امروزه آسترهای موقت شامل الاستومرهای سیلیکونی و رزین‌های اکریلیک نرم شده هستند که خصوصیات متعددی دارند. از جمله مهمترین این خصوصیات جذب آب و قابلیت انحلال آسترهای موقت می‌باشد. جذب آب این مواد تأثیرات منفی زیادی بر روی ثبات ابعادی، میزان انعطاف‌پذیری و خصوصیات ویسکوالاستیک ماده داشته و موجب خشونت سطحی کست‌های گچی، تغییر رنگ لایه نرم و مستعد شدن آن برای رشد میکروارگانیسم‌ها و ضعیف شدن استحکام باند آستر موقت و آکريل می‌شود. (۹-۱۷)

از طرف دیگر قابلیت انحلال آسترهای موقت نیز منجر به سختی، شکنندگی، کاهش خاصیت ارتجاعی لایه نرم در طول زمان و واکنش‌های بیولوژیک بافتی نامطلوب می‌شود. (۱۸-۲۳) هدف از این مطالعه ارزیابی قابلیت انحلال و جذب آب ماده بهسازی بافت ایرانی آکروسافت ساخت شرکت مارلیک و مقایسه آن با یک نوع ماده خارجی به نام ویسکوژل ساخت شرکت Dentsply می‌باشد، تا در صورت مثبت بودن نتایج مطالعه از ورود مواد خارجی به کشور و خروج ارز کاسته و در غیر این صورت نقایص مواد بهسازی بافت ایرانی مشخص و نتایج به کارخانه سازنده اعلام شود تا محصولی مناسب و در حد استاندارد به بازار داخلی عرضه شود.

روش بررسی

در این مطالعه آزمایشگاهی نمونه‌گیری به روش آسان انجام شد و حجم نمونه با توجه به تحقیقات انجام شده قبلی (۹، ۱۶) ۱۵ عدد برای هر یک از مواد آکروسافت و ویسکوژل محاسبه شد.

روش آزمایش براساس استانداردهای شماره ۱۲، ADA (۲۴) و شماره ۲۵۷۱ مؤسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران (۲۵) در مورد جذب آب و قابلیت انحلال آکريل‌های گرماسخت و تحقیق Murata و Kawamura (۹) در مورد ثبات ابعادی و تغییرات وزنی انواع مواد بهسازی بافت بود. بدین منظور ابتدا قالبی به شکل دیسک از جنس فولاد زنگ نزن به قطر 50 ± 1 و ضخامت 0.5 ± 0.5 میلی‌متر ساخته شد. برای تهیه نمونه‌ها ابتدا این قالب به کمک گچ ارتودنسی Dentaurum stone (Type III) در مُفل قرار داده می‌شد و سپس مواد بهسازی بافت طبق دستور کارخانه سازنده مخلوط گردیده و روی نیمه تحتانی مُفل قرار داده شده و پلاستیک مرطوب نسبتاً ضخیمی روی آن گذاشته و نیمه دیگر آن با دقت روی آن قرار داده می‌شد. هر مُفل تحت فشار $1/5$ بار پرس می‌گردید. این کار دوبار تکرار شده، سپس پلاستیک برداشته شده و مُفل دوباره به مدت ده دقیقه تحت فشار پرس باقی می‌ماند. در نهایت نمونه بدست آمده به دقت از سطح قالب جدا می‌شد. این نمونه به شکل دیسکی به قطر 50 ± 1 میلی‌متر و ضخامت 0.5 ± 0.5 میلی‌متر بود. بدین ترتیب ۱۵ نمونه با استفاده از هر یک از مواد بهسازی بافت تهیه شد. سپس نمونه‌ها به طور تصادفی کدگذاری شدند، ترتیب انجام آزمایشات نیز به صورت تصادفی بود.

نمونه‌ها با استفاده از ترازوی Sartorius با دقت 0.0002 گرم توزین شدند (W_1)، سپس نمونه‌ها داخل ظرف حاوی آب مقطر گذاشته شده و به مدت ۲۴ ساعت در داخل Oven (بهداد) در دمای 37 درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. پس از آن درجه حرارت Oven به مدت یک ساعت به دمای 23 ± 2 درجه سانتی‌گراد کاهش داده شد. نمونه‌ها مجدداً با ترازوی مذکور وزن شدند (W_2). سپس نمونه‌ها به داخل ظرف حاوی آب مقطر منتقل شده و ظرف داخل Oven با دمای 37 درجه سانتی‌گراد قرار داده شد. در روزهای چهارم و هفتم مجدداً

یافته‌ها

میانگین جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از مواد بهسازی بافت آکروسافت و ویسکوژل در نمودارهای ۱ و ۲ آورده شده است.

نتایج آماری بدست آمده از آزمون t نشان می‌دهد که در ۲۴ ساعت اول جذب آب نمونه‌های تهیه شده از ماده بهسازی بافت آکروسافت ($1/2423 \pm 0/026$) در مقایسه با نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل ($1/4394 \pm 0/0146$) به طور معنی‌داری کمتر است ($P < 0/001$)، ولی در چهار و هفت روز پس از تهیه نمونه‌ها، جذب آب نمونه‌های تهیه شده از آکروسافت ($1/5520 \pm 0/0236$) و $2/0537 \pm 0/0273$ بیشتر از نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل ($1/3854 \pm 0/0078$ و $1/0027 \pm 0/0027$) بوده که این اختلاف نیز معنی‌دار بود ($P < 0/001$).

از سوی دیگر میانگین قابلیت انحلال برای نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل $1/0227 \pm 0/0168\%$ و برای نمونه‌های تهیه شده از آکروسافت $1/0234 \pm 0/017452\%$ می‌باشد. بررسی‌های آماری نشان داد که اختلاف این دو میانگین نیز معنی‌دار می‌باشد ($P < 0/001$).

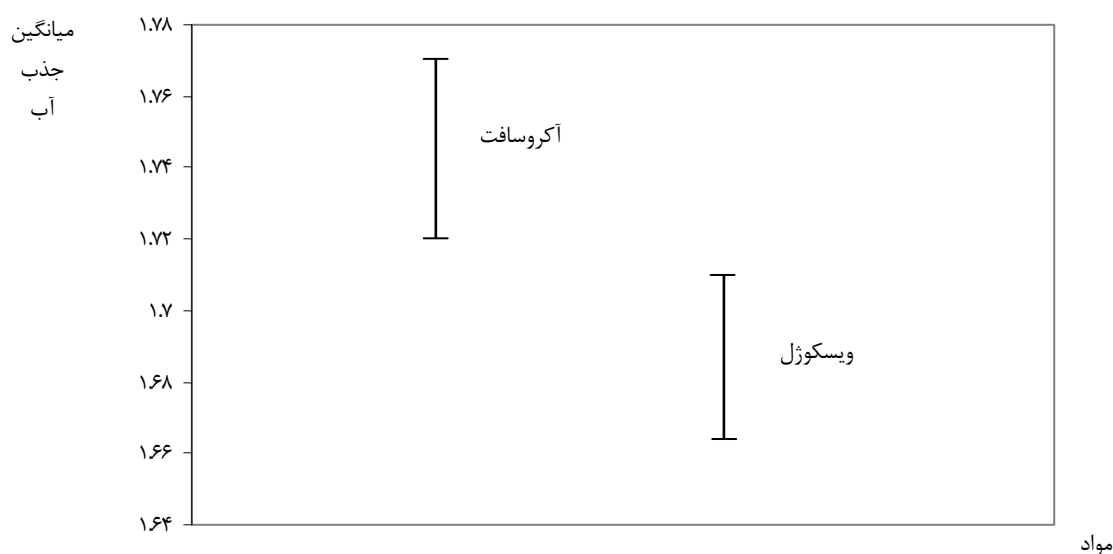
نمونه‌ها از آب خارج شده، ۱۵ ثانیه در هوا حرکت داده شد و سپس وزن شدند (W_2' , W_2'').

پس از این مرحله برای انجام آزمون قابلیت انحلال نمونه‌های مورد استفاده در دسیکاتور حاوی سیلیکاژل قرار داده شدند و دسیکاتور در داخل Oven به مدت ۲۴ ساعت در دمای 37 ± 2 درجه سانتی‌گراد و سپس یک ساعت در دمای 23 ± 2 درجه سانتی‌گراد قرار داده شد. آنگاه تمامی نمونه‌ها مجدداً وزن شدند (W_3). میزان جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌ها با استفاده از روابط ۱ و ۲ که در آنها W_1 وزن اولیه نمونه‌ها، W_2 وزن نمونه‌ها پس از غوطه‌ور شدن در آب، W_3 وزن نمونه‌ها پس از خشک شدن نهایی در دسیکاتور می‌باشد محاسبه شد و نتایج به صورت (انحراف معیار $\pm$) میانگین گزارش داده شد.

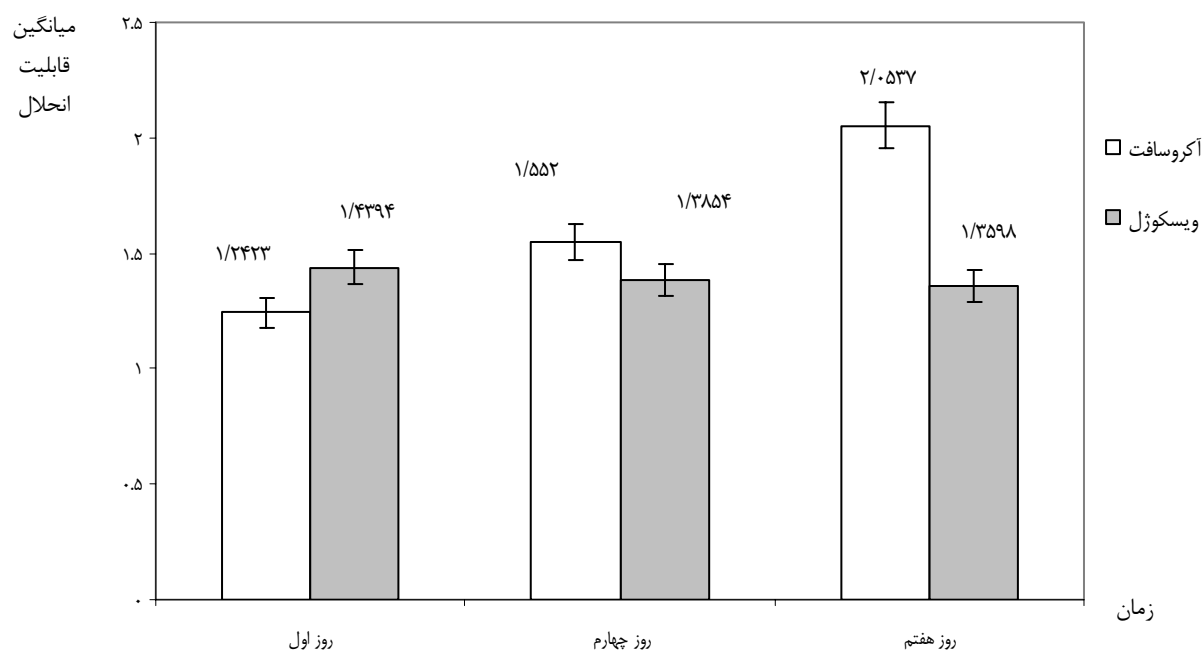
$$(1) \quad \text{درصد جذب آب} = \frac{W_2 - W_1}{W_1} \times 100$$

$$(2) \quad \text{درصد قابلیت انحلال} = \frac{W_3 - W_1}{W_1} \times 100$$

نتایج حاصل از این مطالعه با استفاده از آزمون t مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت و $P < 0/05$ به عنوان اختلاف معنی‌دار در نظر گرفته شد.



نمودار ۱: میانگین جذب آب نمونه‌های تهیه شده از مواد بهسازی بافت آکروسافت و ویسکوژل



نمودار ۲: میانگین قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از مواد بهسازی بافت آکروسافت و ویسکوژل

بحث

موجود در ترکیب پلیمر (۱۸) و میزان تخلخل موجود در ماده (۲۱) دارد.

با توجه به اینکه در مطالعه حاضر دما، ضخامت، نحوه پلیمریزاسیون و نوع محلولی که نمونه‌ها در آن غوطه‌ور شده بودند در مورد تمام نمونه‌ها یکسان بود، بنابراین اختلاف در نتایج بدست آمده احتمالاً مربوط به میزان و نوع و شکل فضایی زنجیره‌های پلاستی سائزرها، مقدار و نوع الکل، میزان و نوع فیلر و میزان تخلخل موجود در مواد بهسازی بافت می‌باشد.

مایع ویسکوژل حاوی درصد پایینی از اتانول (۴/۹٪) می‌باشد. (۹)، مطالعات نشان داده‌اند که میزان قابلیت انحلال ویسکوژل بیشتر مربوط به از دست دادن همین الکل است نه از دست دادن پلاستی سائزرها (۳۶) بنابراین کم بودن میزان الکل متجر به ثبات وزنی در ویسکوژل می‌شود. (۲۰)

هدف از این مطالعه اندازه‌گیری و مقایسه میزان جذب آب و قابلیت انحلال مواد بهسازی بافت آکروسافت و ویسکوژل بود. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که تفاوت بین میانگین جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از ماده بهسازی بافت آکروسافت و نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل معنی‌دار می‌باشد ($P < 0.001$).

میزان جذب آب و قابلیت انحلال لایه‌های نرم بستگی به دما و ضخامت نمونه‌ها (۲۰)، نوع، میزان، ترکیب شیمیایی، شکل فضایی و نحوه پلیمریزه شدن پلاستی سائزرها (۹، ۱۸-۲۰، ۲۶-۲۸)، میزان و نوع فیلر (۲۰، ۲۹)، مقدار و نوع الکل موجود (۹، ۱۸، ۲۰، ۲۶، ۳۰-۳۱) و به دنبال آن ضریب انتشار الکل در آب (۳۲) محیط نگهداری آستر موقت (۳۳، ۳۴)، استفاده از حرارت و فشار در موقع کراس‌لینک کردن ماده (۱۹، ۲۱)، پوشاندن سطح ماده با لایه محافظ (۳۵-۳۷)، میزان ناخالصی

در ۲۴ ساعت اول از ماده خارج می‌شود (۳۲) بنابراین اجازه ورود به مولکول‌های آب داده نخواهد شد و در نتیجه جذب آب کمتر می‌شود (۱۹) اما پس از ۲۴ ساعت که مقدار زیادی از الکل از دست رفت، با توجه به مقدار کمتر و ترکیب سبکتر و آروماتیک نبودن پلاستی سایزرهای به کار رفته در آکروسافت جذب آب بیشتر شده که خود موجب افزایش وزن نمونه‌ها می‌گردد.

علل دیگری که می‌توانند برای زیادتیر بودن جذب آب آکروسافت نسبت به ویسکوژل مطرح باشند زیادتیر بودن میزان تخلخل و یا فیلر در ماده بهسازی بافت ایرانی بوده که باید در مطالعات جداگانه مورد بررسی قرار گیرند.

تاکنون مطالعات زیادی بر روی علائم تجاری مختلف مواد بهسازی بافت انجام شده است. از جمله این تحقیقات می‌توان از مطالعه Kazanji و Watkinson (۳۳) نام برد.

Watkinson (۳۳) گزارش کرد که با گذشت زمان جذب آب مقطر توسط تعدادی از مواد کاهش می‌یابد که این نتیجه مشابه نتایج بدست آمده در مطالعه حاضر در مورد ویسکوژل می‌باشد. نتایج Watkinson (۳۳) در مورد ماده بهسازی بافت کوسافت نشان داد که جذب آب در ابتدا کم و سپس افزایش یافت که این نتیجه نیز مشابه نتایج بدست آمده در مورد آکروسافت می‌باشد.

Drummond, El. Hadary (۱۸) نیز میزان جذب آب و قابلیت انحلال دو آستر نرم را به ترتیب $0.08 \pm 1.76\%$ و $0.16 \pm 1.42\%$ گزارش کردند که مشابه نتایج بدست آمده در مطالعه حاضر می‌باشد.

Muratha و Kawamura (۹) نیز میزان جذب آب ویسکوژل را کمتر از $3/5\%$ و میزان قابلیت انحلال آن را کمتر از 4% گزارش کردند که با نتایج بررسی حاضر همخوانی دارد.

از طرف دیگر پلاستی سایزرهای به کار رفته در ویسکوژل ملکول‌های استری مانند دی بوتیل فتالات و بوتیل فتالیل بوتیل گلی‌کولات هستند که علاوه بر سنگین بودن، کراس‌لینک شدن آنها با مرور زمان بیشتر شده و در نتیجه میزان منافذ موجود در ماده و میزان جذب آب کمتر می‌شود. (۳۲)، بنابراین درصد حلالیت پایینتر ویسکوژل نسبت به آکروسافت ناشی از کم بودن میزان الکل در مایع ویسکوژل، سنگینتر بودن و حلقوی بودن ملکول‌های پلاستی سایزر و افزایش میزان کراس‌لینکینگ با مرور زمان می‌باشد در حالی که آکروسافت احتمالاً حاوی الکل بیشتر و پلاستی سایزرهای با وزن مولکولی کمتر و زنجیره‌های مستقیم غیرآروماتیک بوده که به صورت پلیمریزه نشده در ماده باقی مانده و موجب بیشتر شدن حلالیت آن می‌شود. لازم به ذکر است در مطالعه‌ای که مهرداد ظهیری بر روی خواص فیزیکی ماده بهسازی بافت ایرانی آکروسافت انجام داد نتیجه گرفت که میزان سختی آکروسافت به مرور زمان افزایش می‌یابد و از آنجا که اتانول به عنوان یک عامل نرم کننده در لایه‌های نرم به کار می‌رود از دست دادن اتانول را عامل این سختی بیان کرد. (۳۱)

در مطالعه دیگری که هاجر همای انجام داد نیز میزان سختی نمونه‌های آکروسافت با گذشت زمان افزایش پیدا کرد. وی علت این مسئله را از دست دادن پلاستی سایزرها و اتانول عنوان کرد. (۲۶)

نکته قابل توجه دیگر این که نسبت پودر به مایع استفاده شده در این مطالعه برای ماده ویسکوژل بیشتر از آکروسافت بود. همان طور که مشخص است با افزایش میزان پودر درصد الکل کمتر شده و در نتیجه حلالیت ماده کمتر می‌شود.

جذب آب بیشتر ویسکوژل در ۲۴ ساعت اول نسبت به آکروسافت را می‌توان بدین ترتیب توجیه کرد که با توجه به این که آکروسافت مقادیر زیادی الکل دارد که بیشتر این الکل

نتیجه‌گیری

به طور معنی‌داری از جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های

تهیه شده از آکروسافت کمتر است.

جذب آب و قابلیت انحلال نمونه‌های تهیه شده از ویسکوژل

REFERENCES

1. Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 11th ed. St. Louis: WB Saunder's Co; 2003,742-43,750-51.
2. Matthews E. Soft lining for dentures. Br Dent J 1945 Jan;78(2):140.
3. Lammie GA, Storer RA. Preliminary report on resilient denture plastics. J Prosthet Dent 1958 Mar;8(3):411-24.
4. Wright PS. Soft lining materials: Their status and prospects. J Dent 1976 Nov;4(6):247-56.
5. Starcke EN, Marcroft KR, Fischer TE, Sweeney WT. Physical properties of tissue conditioning materials as used in functional impressions. J Prosthet Dent 1972 Feb;27(2):111.
6. Landesman HM. A technique for the delivery of complete dentures. J Prosthet Dent 1980 Mar;43(3):348.
7. Schwartz-Arad D, Chaushu G. Placement of implants into fresh extraction sites: 4 to 7 years retrospective evaluation of 95 immediate implants. J Periodontol 1997 Nov;68(11):1110-6.
8. Russell EA. Management of mucoepidermoid carcinoma of the palate: Report of a case. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1976 Apr;41(4):436-40.
9. Murata H, Kawamura M, Hamada T, Saleh S, Kresnadi U, Toki K. Dimensional stability and weight changes of tissue conditioners. J Oral Rehabil 2001 Oct;28(10):98-23.
10. Manappallil JJ. Basic Dental materials. 2nd ed. New Dehli: Jaypee Brothers Medical publishers; 2003, 127-130.
11. Chandra S, Chandra R. A text book of dental materials. 1st ed. New Dehli: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2000, 116-118.
12. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Pub Company; 1997,90-92.
13. McCabe JF, Walls WG. Applied dental materials. 8th ed. London: Blackwell Science Pub Company; 1998,108-114.
14. Murata H, Hamada T, Djulaeha E, Nikawa H. Rheology of tissue conditioners. J Prosthet Dent 1998 Feb;79(2): 188-198.
15. Fumiaki K. Conversion of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. J Prosthet Dent 1992 Aug; 68(2):368-371.
16. Machad Cucci, Verganic C, Eunnce T. Water sorption, solubility and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent 1998 Oct;80(4):434-8.
17. Rasavi R. The bond strength of a visible light-cured relined resin to acrylic resin denture base material. J Prosthet Dent 1990 Apr;63(4):485-487.
18. El - Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility and tensile bond strength of two soft lining material. J Prosthet Dent 2000 Mar;83(3):356-61.
19. Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. J Dent Res 1983 Jun;62(6):764-768.
20. McCarthy JA, Moser JB. Mechanical properties of tissue conditioner. J Prosthet Dent 1978 Sep;40(3):89-97.

21. Parr GR, Rueggeberg FA. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory processed and autopolymerized long term resilient denture liners over one year of water storage. *J Prosthet Dent* 2002 Aug;88(2): 139-44.
22. Stenman E, Bergman M. Hypersensitivity reactions to dental materials in referred group of patients. *Scand J Dent Res* 1989 Feb;97(1):76-83.
23. Firsher A. Contact dermatitis. 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1986, 546.
24. Council on dental materials and devices: Revised American Dental Association specification No. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc* 1975 Feb;90(2):451-8.
۲۵. استاندارد شماره ۲۵۷۱ مؤسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران «ویژگیها و روش آزمون رزین‌های قاعده دندان مصنوعی». چاپ اول، آذر ۱۳۶۵.
۲۶. همامی، هاجر. بررسی خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مواد بهسازی بافت آکروسافت و مقایسه آن با سافت لاینر جی. سی. [پایان‌نامه]. خوراسگان: دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان، ۱۳۸۱.
27. Graham BS, Jones DW, Sutow EJ. An invivo and invitro study of the loss of plasticizer from soft polymer- gel materials. *J Dent Res* 1991 May;70(5):870-3.
28. Parker S, Martin D, Braden M. Soft acrylic resin materials containing a polymerisable plasticizer II: water absorption characteristics. *J Biomaterials* 1999 Jan;20(1):55-60.
29. Waters MG, Jagers RG, Winter RW. Water absorption of (R.T.V) Silicone denture soft lining material. *J Dent* 1996 Jan-Mar;24(1-2):105-108.
30. Murata H, Hamda T, Toki K, Nikawa H, Harshini H. Effect of addition of ethyl alcohol on gelation and viscoelasticity of tissue conditioners. *J Oral Rehabil* 2001 Jan;28(1):48-54.
۳۱. ظهوری، مهرداد؛ جوهری، عباس. بررسی مقایسه‌ای برخی خواص فیزیکی (قوام، چسبندگی، سختی) آسترهای موقت ایرانی آکروسافت و ژاپنی جی.سی. [پایان‌نامه]. اصفهان: دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان؛ ۱۳۸۱.
32. Wilson J. In vitro loss of Alcohol from tissue conditioners. *Int J Prosthodont* 1992 Jan;5(1):17-21.
33. Kazanji MN, Watkinson AC. Soft lining materials: Their absorption of, and solubility in, artificial saliva. *Br Dent J* 1988 Aug;165(3):91-94.
34. Goll G, Smith DE, Plein JB. The effect of denture cleansers on temporary soft liners. *J Prosthet Dent* 1983 Oct; 50(4):466-72.
35. Malmstrom HS, Mehta N, Sanchez R. The effect of two different coating on the surface integrity and softness of a tissue conditioners. *J Prosthet Dent* 2002 Feb;87(2):153-157.
36. Gardner LK, Parr R. Extending the longevity of temporary soft liners with a monopoly coating. *J Prosthet Dent* 1988 Jan;59(1):71-72.
37. Dominguez NE, Thomas CJ, Gerzina TM. Tissue conditioners protected by a poly (Methyl Methacrylate) coating. *Int J Prosthodont* 1996 Mar-Apr;9(2):137-41.