

## چکیده

مقدمه:

در ارتودنسی ثابت جهت نیل بر درمان از رابطه آرچ وایر- لیگچور - براکت استفاده می شود که لیگچور نقش اتصال دهنده بین آرچ وایر به براکت را بازی می نماید. روشهای بستن آرچ وایر بر ۳ دسته هستند. یکی از آنها استفاده از لیگچورهای الاستومریک است که خاصیت اصطکاکی این لیگچورها تمایل به جلوگیری از پیشرفت درمان دارد و بعلت *degeration* و طبیعت غیر بهداشتی آنها احتیاج به نگهداری مستمر دارند و این مسئله کارآمدی کلینیکی را کاهش می دهد.

مواد و روشها:

برای مقایسه رنگ پذیری سه نوع از الاستیک لیگچور *ito*، *dentarum* و *glenro* ابتدا ۱۲ بیمار که تحت درمان ارتودنسی قرار داشتند انتخاب شده و در هر یک از آنها ۴ الاستیک از هر نوع در قسمتهای مختلف دهان استفاده شد. الاستیک ها قبل از قرار گیری در دهان با دستگاه *Scanner* *Genius HR6X* اسکن شده و در نرم افزار کامپیوتری *Adobe photoshop CS2* قسمتی از الاستیک جهت تعیین رنگ انتخاب شد. پس از قرارگیری الاستیک ها در دهان بمدت ۴ هفته یا یک ویزیت ارتودنسی الاستیک ها از دهان خارج شده و خشک شدند، دوباره اسکن شده و مجدداً توسط چاپگر چاپ گردیدند و بوسیله کالریتر تغییرات رنگ آنها اندازه گیری شد و تغییرات رنگ (a, l, b) با مقایسه مقادیر بدست آمده از کالریتر در مورد تغییرات هر یک از انواع مورد استفاده محاسبه شد.

یافته ها:

براساس تغییرات سه شاخص *a*، *l*، *b* و *a* با توجه به *DE* و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه شاخص رنگ پذیری در سه گروه، تفاوت معنی داری داشت ( $P < 0/001$ ). اما آزمون توکی نشان داد

که تفاوت شاخص رنگ پذیری بین **glenro** با دو گروه دیگر ( **ito** و **dentarum** ) بود بطوری که رنگ پذیری **glenro** کمتر از دو گروه دیگر می باشد.

### نتیجه گیری:

با توجه به مقادیر بدست آمده **a**، **b** و **l** قبل و بعد از قرار گیری الاستیک ها در دهان در سه گروه **ito**، **dentarum** و **glenro** به ترتیب **l** درجاتی از کاهش را نشان می دهد. و همچنین **b** به طور محسوسی در هر سه گروه افزایش یافته است و چون **+** است در نتیجه میزان زردی آن بیشتر افزایش یافته است ولی **a** با وجود منفی بودن در هر سه گروه، در **ito** و **glenro** افزایش یافته است، ولی در **dentarum** کاهش پیدا کرده است.

در مجموع میزان تغییر رنگ **glenro** از دو گروه دیگر کمتر است.

### مقدمه

در ارتودنسی ثابت جهت نیل به درمان از رابطه آرچ وایر-لیگاچور-براکت استفاده می شود که لیگاچور نقش اتصال دهنده بین آرچ وایر به براکت را بازی می نماید. در ابتدا از سیم ها بویژه استنلس استیل جهت اتصال آرچ وایر به براکت استفاده می گردید ولی بعداً از الاستومرها یا اورینگ ها جهت اتصال آرچ وایر به براکت بهره گرفته شد. روش دیگری برای اتصال آرچ وایر به براکت نیز وجود دارد که به جای استفاده از لیگاچور بطور مستقل براکت نقش آن را بازی می کند و تغییری که در ساختار براکت انجام گرفته است آن را برای پذیرش آرچ وایر آماده نموده است.

روشهای بستن آرچ وایر به ۳ دسته تقسیم می شوند:

۱) استفاده از لیگچورهای استنلس استیل که بعلت افزایش کار کلینیکی لازم برای آنها از محبوبیت کمتری برخوردار هستند.

۲) استفاده از لیگچورهای self ligating که روش مناسبی جهت کوتاهتر کردن chair time و زمان درمان و همچنین کنترل دقیق جابجایی دندان است و بعلاوه کاهش چشمگیر در اصطکاک در آن به ثبت رسیده است.

۳) استفاده از لیگچورهای الاستومریک که از مزایای آن سهولت در استفاده از آن و کاهش زمان کار کلینیکی نسبت به لیگچورهای استنلس استیل است ولی کنترل محدود کننده آنها با گذشت زمان تضعیف می گردد همچنین خاصیت اصطکاکی این لیگچورها تمایل به جلوگیری از پیشرفت درمان دارد و بعلت degeneration و طبیعت غیربهداشتی آنها احتیاج دارند که بطور مستمر نگهداری شده بدین وسیله با کارآمدی کلینیکی مداخله دارند. بعلت اثر رنگ پذیری این لیگچورها بر آن شدید که در این مطالعه اثر رنگ پذیری چند نوع مختلف از الاستیک modulus ها را با هم مقایسه نماییم. جت مقایسه میزان تغییر رنگ چند روش متفاوت وجود دارد که این روشها جهت ارزیابی رنگ دندان بکار می روند.

۱) استفاده از روش بصری (۲) استفاده از کالریمتری (۳) اسپکتروفتومتری (۴) آنالیز کامپیوتری که در این تحقیق از روش کالریمتری و آنالیز کامپیوتری استفاده شده است. شرح کامل هر یک از این روشها در مبحث رنگ دندان و روشهای اندازه گیری آن آمده است.

## کلیات

### الاستومرها

الاستومر یک اصطلاح کلی است و موادی را شامل می گردد که بعد از تغییر شکل قابل توجه، در صورت برداشته شدن نیروی اعمال شده می توانند سریعاً به ابعاد اصلی خودشان برگردند

احتمالاً اولین الاستومر شناخته شده لاستیکهای طبیعی بودند که توسط تمدنهای اینکا (Incan) و مایا (Mayan) مورد استفاده قرار گرفتند. زمانی کلمه rubber فقط به لاستیکهای طبیعی که یک پلیمر هیدروکربن بوده و از واحدهای واحدهای isoprene تشکیل می شدند اطلاق می گردید. لاستیک طبیعی ممکن است از صدها نوع مختلف گیاهان بدست آورده شود. هر چند که منبع اصلی آن درخت لاستیک (Hevea brasiliensis) می باشد. اما از اوایل قرن بیستم شیمیدانها در جهت سنتز موادی که جانشین و مشابه لاستیک طبیعی بوده و یا حداقل دارای خواص شبیه به آن باشند، کوشش بسیار نمودند که حاصل تلاش آنان بدست آوردن انواع گوناگونی از الاستومرهای مصنوعی شد<sup>(۱)</sup>.

مواد الاستیک مصنوعی، پلی اورتان هایی هستند که ترکیب دقیق آنها اطلاعات اختصاصی می باشد. پلی اورتان یک نام عمومی است که به پلیمرهای الاستیکی که دارای زنجیره اورتان باشند، اطلاق می شود. پلی اورتان ها پلیمرهای مستقیم اورتان نیستند؛ بلکه از جریان واکنشهای پلی استرها یا پلی ارتها بادی یا پلی ایزوسیاناتها ساخته می شوند. که یک ساختار پیچیده دارای زنجیره های اورتان ایجاد می کنند. پلیمرها مواد الاستیک ایده آل نیستند، چرا که خصوصیات مکانیکی آنها وابسته به زمان و درجه حرارت می باشد.

پلیمرهای الاستیک مصنوعی به طور گسترده ای در عقب بردن کابینها، بستن دیاستمها، تصحیح چرخش ها، جایگزینی گره های لیگچور و بستن فضای عمومی استفاده شده اند. پلیمرهای الاستیک مصنوعی از چند جنبه ناقص هستند. آنها پس از قرار گرفتن در حفره دهان در مدت کوتاهی به طور دائم رنگی می شوند. تغییر پذیری آنها در تحویل نیرو بیشتر از الاستیک های لاتکس است. همچنین میزان تغییر شکل پلاستیک آنها از الاستیک های لاتکس بیشتر می باشد. یکی از بزرگترین مشکلات همراه با پلیمرهای الاستیک از دست رفتن نیروی آنها تقریباً به میزان ۵۰٪ در ظرف روز اول می باشد.

لیگچوره‌های الاستومری که موضوع این تحقیق می باشند، پلی اورتان‌هایی هستند که برای بستن آرچ و ایرها به براکتهای ارتودنسی استفاده می شوند. لیگچوره‌های الاستومری به دو شکل اصلی ساخته می شوند. قالب گیری تزریقی (injection molding) و برشی (die cut stamping). در روش اول، لیگچورها به وسیله تزریق مواد الاستومری مایع شده به داخل یک قالب و سخت شدن آن تشکیل می شوند، در حالی که لیگچوره‌های برشی از لوله های الاستومری که قبلاً پردازش شده اند، بریده می شوند. خصوصیات تبلیغاتی در باره لیگچوره‌های الاستومری شامل نیروهای ملایم مدام، نشاندن آرچ و ایر به مدت طولانی و پایدار و مقاومت در برابر جذب آب می باشد. مزایای لیگچوره‌های الاستومری این است که آنها می توانند به سرعت به کار برده شوند، برای بیمار راحت هستند و در تنوعی از رنگها موجود می باشند. معایب آنها این است که دندانها و بافتهای نرم ممکن است به صورت نامطلوبی به وسیله تجمع میکروبی بر روی سطوح دندان‌های مجاور براکتهای بسته شده با لیگچوره‌های الاستومری تحت تأثیر قرار بگیرند، آرچ و ایرها ممکن است به طور کامل در طی تصحیح تورک یا چرخش نشانده نشوند و اتصال (binding) ممکن است در مکانیکهای لغزشی (sliding) اتفاق بیافتد.

مطالعات اندکی وجود دارد که خصوصیات استحکامی الاستومری را بررسی کرده باشند. مطالعات منتشر شده بر روی فرآورده های الاستومری معمولاً thread و chain های دارای دو یا چند زنجیره را از نظر تأثیر زمان، درجه حرارت، PH بزاق و جذب آب بر روی از دست دادن نیرو، تغییر شکل دائمی و استحکام آنها بررسی کرده اند.

اگر چه لیگچوره‌های الاستومری از همان مواد chain های الاستومری ساخته می شوند، کاربردهای کلینیکی آنها متفاوت است. بنابراین واکنشهای کلینیکی آنها هم ممکن است متفاوت باشد<sup>(۱)</sup>.

مطالعه در مورد شاخص های رنگ و رنگ پذیری لیگاپورهای الاستومری به این صورت در literature مشاهده نشد.

### مشخصات برجسته الاستومرها

- (۱) بالاتر از دمای شیشه ای خودشان قرار دارند.
- (۲) دارای کشش پذیری و انقباض پذیری سریع هستند.
- (۳) وقتی کشیده می شوند استحکام و ضریب کشسانی بالایی بدست می آورند.
- (۴) الاستومرها دارای محتوای بلورین پائین و یا قابل اغماض می باشند.
- (۵) جرم مولی الاستومرها برای تشکیل شبکه به اندازه کافی بالا بوده و به سهولت تشکیل اتصالات عرضی می دهند.

### خواص فیزیکی الاستومرها

حرکت ارتودنتیک دندانی از طریق اعمال نیرو بر روی دندان منتج می شود. نیروها بوسیله دستگاههای ارتودنسی که توسط کلینیسین تعبیه و فعال شده اند ایجاد می گردد و سرانجام دندانها و ساختمانهای نگهدارنده آنها در پاسخ به این نیروها همراه با یک واکنش پیچیده بیولوژیک باعث حرکت دندان در استخوان می گردند که در نهایت باعث مال اکلوژن خواهد شد<sup>(۲)</sup>. بطور کلی load یا سیستم خارجی نیرو باعث نوعی تغییر شکل می گردد که می تواند خواسته یا ناخواسته باشد. از طرف دیگر کلینیسین بوسیله ایجاد تغییر شکل در وسایل ارتودنسی بر سیستم دنتوفاسیال (dentofacial) اعمال نیرو می کند. از آنجایی که کلینیسین خود ایجاد کننده و یا شاهد تغییر شکل قبل، در حین و یا بعد از فعال کردن اجزاء ارتودنسی می باشد. بنابراین هر گونه تغییر شکل جزئی و یا کلی در شکل اجزاء ارتودنسی که باعث تغییر الگوی سیستم اعمال نیرو می شود را deformation می گویند که دو نوع می باشد<sup>(۳)</sup>.

(۱) وقتی موقعیت دو نقطه از یک جسم نسبت به یکدیگر مورد بررسی قرار

گیرد، اگر فاصله آن دو نقطه نسبت به حالت عادی آن جسم افزایش یابد آن را تغییر شکل tensile یا extensional نامند و اگر کاهش یابد compression گویند.

(۲) در صورتی که تغییر وضعیت دو ردیف از ذرات تشکیل دهنده یک ماده

نسبت به هم روی دهد، به این نوع تغییر شکل shearing گویند.

زمانی می توان یک جزء ارتودنسی را غیر فعال خواند که، بجز نیروی اندکی که توسط جاذبه

و وزن آن بوجود می آید، هیچگونه اعمال نیرویی نداشته باشد.

ساختار الاستیکها به نحوی است که deformation در آنها بیشتر به صورت extensional

(کشیدن) ایجاد می گردد<sup>(۳)</sup>. لازمه حرکت ارتودنتیک دندان، اعمال سیستم نیرویی است که بتواند

پاسخ مناسبی در واحدهای دندانی ایجاد نماید. بنابراین در یک سیستم اعمال نیروی ایده آل باید

خصوصیات زیر وجود داشته باشد<sup>(۳)</sup>: (۱) نیروی اعمال شود که بیشترین حرکت دندان را در واحد

زمان، با کمترین ناراحتی ناراحتی و حداقل آسیب بافتی همراه داشته باشد (۲) بیمار براحتی

بتواند بهداشت دهان را رعایت کند (۳) به حداقل همکاری بیمار نیاز باشد (۴) chair time کمی نیاز

باشد (۵) از لحاظ اقتصادی با صرفه باشد.

در سیستم های نیروی موجود، سعی شده حداقل قابل قبول از خصوصیات فوق الذکر وجود

داشته باشد، هر کدام نقطه ضعفهایی دارند. بنابراین ارتودنتیست باید با آگاهی از مزایا و معایب

آن بهترین سیستم را برگزینند. یکی از روشهای اعمال نیرو در ارتودنسی استفاده از الاستیک می

باشد. نقطه ضعف اصلی این مواد عدم توانایی در ثابت نگه داشتن نیروی اولیه در مدت زمان

اعمال آن می باشد. تجربیات کلینیکی نشان داده اند که الاستیکها بعد از استفاده در دهان، دچار

تغییر شکل از نوع پلاستیک می شوند. مقدار این تغییر شکل بستگی به مقدار کشش، زمان

استفاده، مواد تشکیل دهنده و شرایط محیط دارد<sup>(۴)</sup>.

تحقیقات گسترده و متفاوتی در رابطه با الاستیکها انجام گرفته که هر کدام تعدادی از متغیرها را مورد بررسی قرار داده اند. بطور کلی متغیرهایی که در مطالعات مختلف مورد مطالعه قرار گرفته اند را می توان به چهار گروه تقسیم نمود که عبارتند از<sup>(۵)</sup>:

(۱) اعمال نیرو و اضمحلال آن

(۲) تأثیر prestretching

(۳) تأثیر محیط

(۴) تحقیقات جانبی

دکتر احراری<sup>(۶)</sup> در مطالعه ای به بررسی خصوصیات کششی (استحکام کششی، میزان کشش تا استحکام کششی، چقرمگی و ضریب الاستیسته) لیگاپوره های الاستومری شفاف تزریقی هفت شرکت مختلف در حالت اولیه و پس از ۲۸ روز نگهداری در محیط دهانی پرداختند که نتایج قابل توجهی نیز بدست آوردند و اینک در این مجال به بررسی ثبات رنگ لیگاپوره های الاستومری پرداخته می شود.

تأثیر روش بستن آرچ وایر

هنگامی که مکانیکهای اسلایدینگ استفاده می شوند، اصطکاک یک ملاحظه اصلی می باشد<sup>(۷)</sup>. تخمین زده می شود که ۵۰٪ نیروی ارتودنسی به کار برده شده در این سیستم صرفاً برای غلبه بر اصطکاک استفاده می شود<sup>(۸)</sup>.

روش بستن آرچ وایر به نظر می رسد که یک تعیین کننده مهم در ایجاد اصطکاک باشد<sup>(۹و۷)</sup>. مطالعات نشان داده اند که لیگاپوره های استیل استیلی که به صورت شل بسته شده باشند، اصطکاک کمتری از لیگاپوره های الاستومری است. نتایج این مطالعه می کنند<sup>(۱۰و۱۱)</sup>. به هر حال افزایش در زمان کار کلینیکی لازم برای به کار بردن لیگاپوره های استیل سبب شده است که آنها هنوز در موقعیت کلینیکی محبوبیت کمتری از الاستومرها داشته باشند.



جهت کاهش اصطکاک سیستم های مدول الاستومری صیقلی و پوشش دار معرفی شده اند که ادعا می کنند سهولت استفاده را با اصطکاک کم ترکیب می نمایند<sup>(۱۲)</sup>. یک روش دیگر برای کاهش دادن اصطکاک، اجتناب از هر شکلی از بستن می باشد. این به وسیله سیستم های برکت self-ligating حاصل شده است<sup>(۱۳)</sup> که معلوم شده اصطکاک را در وضعیتهای خاصی کاهش می دهند<sup>(۱۴)</sup>.

به نظر می رسد که میزان نیرویی که لیگچورها اعمال می کنند تا آرچ وایرها را در براکتهای ارتودنسی نگه دارند، بستگی به اندازه لیگچور الاستومری، طول مدت استفاده، سرعت تخریب فرآورده، حرکت ارتودنسی مطلوب، نوع آرچ وایر و نیز اندازه و طرح برکت مورد استفاده داشته باشد<sup>(۱۵و۱۶)</sup>.

Echols<sup>(۹)</sup> در سال ۱۹۷۵ بیان کرد که لیگچورهای الاستومری در مکانیکهای لغزشی سبب اتصال (binding) می شوند و پیشنهاد کرد که نیروی اعمال شده به یک دندان یا سگمنت مفروض به منظور جبران نیروهای اتصال (binding) لیگچورهای الاستیک افزایش داده شود.

Thurrow<sup>(۱۷)</sup> در سال ۱۹۷۵ در پاسخ به پیشنهاد Echols ذکر کرد که در شرایط کلینیکی اثر لیز کننده بزاق و حرکات اندک دندانهای دارای فانکشن سبب می شود که دندانها آسانتر از شرایط آزمایشی Echols حرکت نمایند. او توصیه کرد که مقادیر نیرو باید بر مبنای ملاحظات بیولوژیک قرار داده شوند و از استعمال نیروی خیلی زیاد که ممکن است سبب آسیب بافتی و فشار بر انکورجیج شود، اجتناب گردد.

Sims و همکاران<sup>(۱۳)</sup> در سال ۱۹۹۳ تأثیر دو نوع روش بستن را با لیگچورهای الاستومری بررسی کردند: روش معمولی و طرح figure of eight. آنها متوجه شدند که طرح figure of eight به مقدار زیادی اصطکاک را نسبت به گره های معمولی افزایش داد.

Gruendeman و Bednar<sup>(۱۰)</sup> در سال ۱۹۹۳ نشان دادند که لیگچوره‌های الاستومری در نگه داشتن آرچ وایر در slot براکتها زمانی که گشتاورهای چرخشی بزرگ به کار برده شدند، مؤثر نبودند.

Edwards و همکاران<sup>(۱۸)</sup> در سال ۱۹۹۵ تأثیر چهار نوع تکنیک بستن را بر روی مقاومت اصطکاک بین براکتها و سیمهای استنلس استیل بررسی کردند. تکنیکهای مورد بررسی شامل مدولهای الاستیک معمولی، مدولهای الاستیک بسته شده به صورت figure 8، لیگچوره‌های استنلس استیل و لیگچوره‌های پوشیده شده با تفلون بود. در این مطالعه لیگچوره‌های الاستومری بسته شده به صورت figure 8 بالاترین میزان اصطکاک و لیگچوره‌های پوشیده شده با تفلون کمترین میزان اصطکاک را نشان دادند. همچنین تفاوت معنی داری بین مقاومت اصطکاک مدولهای الاستیک معمولی با لیگچوره‌های استنلس استیل مشاهده نشد.

Hain و همکاران<sup>(۱۲)</sup> در سال ۲۰۰۳ تأثیر روش بستن بر روی اصطکاک را در مکانیکهای لغزشی (sliding) بررسی کردند و تأثیر مدولهای الاستومری صیقلی جدید تولید شده توسط TP Orthodontics را که ادعا شده اصطکاک در حد فاصل سیم/مدول را کاهش می دهند، ارزیابی نمودند. مدولهای صیقلی با مدولهای معمولی، لیگچوره‌های استنلس استیل و سیستم برکت self ligating نوع SPEED مقایسه شدند. همچنین تأثیر استفاده از مدولهای صیقلی با براکت‌های سرامیکی تقویت شده با فلز و براکت‌های کوچک (مینیاتور) بررسی شد. نتایج نشان داد که مدولهای الاستومری صیقلی TP Orthodontics به صورت قابل توجهی اصطکاک در حال سکون کمتری در حد فاصل مدول/آرچ وایر نسبت به مدولهای معمولی ایجاد کردند. براکت‌های SPEED عموماً اصطکاک کمتری از هر نوع برکت دیگر آزمایش شده با مدولهای معمولی به وجود آوردند. به هر حال استفاده از مدولهای صیقلی با همه انواع برکت آزمایش شده به طور معنی داری اصطکاک را تا زیر مقادیر ثبت شده در گروه‌های SPEED کاهش داد. در این بررسی لیگچوره‌های استنلس

استیل که به صورت شل گره زده شده بودند، کمترین مقاومت اصطکاکی را نسبت به همه روشهای بستن آزمایش شده ایجاد کردند.

Griffiths و همکاران<sup>(۱۹)</sup> در سال ۲۰۰۵ مقاومت به اصطکاک مدولهای پوشش دار Super Slick را با مدولهای گرد و چهار گوش و نیز این نیروهای اصطکاکی را با یک براکت (Damon 2) self ligating مقایسه کردند. نتایج نشان داد که هنگامی که ترکیبهای مختلف براکت و مدول الاستومری مقایسه شدند، تفاوت‌های چشمگیری وجود داشت. در اکثر موارد، مدولهای گرد کمترین مقاومت و مدولهای چهار گوش بیشترین مقاومت به sliding را ایجاد کردند که مدولهای Super Slick در بین این دو قرار داشت. براکت (Damon 2) self-ligating کمترین مقاومت به sliding را در بین همه ترکیبات براکت / ligation فراهم کرد و تقریباً به طور کامل اصطکاک را تحت شرایط این آزمایش حذف کرد. محققان پیشنهاد کردند که یک سیستم self-ligating مناسب ترین روش حذف مقاومت به اسلایدینگ به وسیله لیگچورها می باشد.

### براکت های Self ligation

ارائه اپالینس edgewise اوج سالهای کار ادوارد انگل و تغییرات زیادی در طراحی اپالینس ارتودنتیک را نشان می دهد. در مجموع پیشرفتهای مهم بیان استعداد های او در پیدا کردن شباهت این طرح اصلی او با اپالینس های مدرن ارتودنتیک قابل طرح است. پیشرفتهایی از قبیل : باندینگ مستقیم، کاهش در ساینز براکت و نیاز کاهنده برای خمیدگی های آرچ وایر کمک کردند تا کارآمدی کلینیکی افزایش یابد در حالیکه پذیرش بیمار بهتر شده است. بهر حال اطمینان روی اصلاح این طرح اصلی محدودیت های ذاتی در بر داشت. یک اپالینس ارتودنتیک یک راه کارآمد انجام درمان واقعی را تأمین می کند. بدرستی یک اپالینس کارآمد ارتودنتیک باید کنترل و پیش گویی بیشتری

را تأمین کند. اپلاینس باید پیشرفت درمان را افزایش دهد نه از پیشرفت درمان جلوگیری کند و این باید کارآمدی کلینیکی را افزایش دهد در حالی که شیوه های درمانی آسان می شوند. همچنین اپلاینس باید از لحاظ زیبایی شناختی خوشایند باشد و باید بهداشت دهانی خوبی را فراهم نماید. طراحی twin edgewise کمی از این ایده ها دور افتاده است<sup>(۲۰)</sup>.

براکت twin edgewise یک اپلاینس پاسیو است که ناتوان در تأثیر و کنترل حرکت دندانی است زیرا متکی به یک لیگچور است تا آرچ وایر را قفل کند. محدودیت های ذاتی بوسیله این رابطه آرچ وایر-لیگچور - براکت تحمیل می شوند که نهایتاً کارآمدی کلینیکی اپلاینس را به خطر می اندازند. از این رو اپلاینس های tie-wing رواج یافتند. وابستگی این اپلاینس ها به لیگچورهای الاستومریک زیست تجزیه پذیر و آرچ وایر full sized برای کنترل، ارزش پیشگویی و کارآمدی کلینیکی موجب شده، فقط با وایرهای full sized لیگچورهای الاستومریک تهیه شوند بدین ترتیب کنترل محدود کننده آنها افزایش می یابد که با گذشت زمان تضعیف می شوند. خاصیت اصطکاکی لیگچورهای الاستومریک تمایل به جلوگیری از پیشرفت درمان دارند. کاهش بار اصطکاکی از طریق استفاده از وایرهای زیرین بیش از این، کنترل را قربانی می کند. بعلاوه degeneration و طبیعت غیربهداشتی لیگچورهای الاستومریک احتیاج دارند که بطور مستمر بررسی شوند بدین طریق با کارآمدی کلینیکی مداخله می کنند<sup>(۲۰)</sup>.

براکتهای self ligation اکتیو در برابر براکتهای پاسیو

یک براکت self ligating بعنوان براکتی است که بطور دائمی نصب می شود اجزاء متحرک، آرچ وایر را به دام می اندازند. براکتهای self ligating به دو دسته تقسیم بندی می شوند، اکتیو و پاسیو<sup>(۲۱)</sup>.

براکتهای پاسیو از اجزاء قابل تحرک و ریجید استفاده می کنند تا آرچ وایر را بدام بیندازند . کنترل دندانی با براکتهای پاسیو صرفاً بوسیله فیت بین شیار براکت و آرچ وایر تعیین می شود. در نتیجه کنترل دندانی غالباً با وایرهای زیرین جا داده شده در آنچه که اساساً در tube آرچ وایر است مداخله می کند. اثر این کاهش در میزان کنترل دندانی درمان بوسیله پیدایش وایرهای نیکل-تیتانیوم کاسته شده است اما وقتی که وایرهای سفتتری مشکل جا می افتند می تواند باعث مشکلات بعدی در درمان شود.

در براکتهای اکتیو از اجزاء قابل انعطاف استفاده می شود و تا آرچ وایر بدام افتد، این اجزاء قابل انعطاف ، آرچ وایر را در شیار آن محدود می کنند و توانایی ذخیره و آزادسازی بعدی انرژی از طریق deflection الاستیک را دارند. این عمل آرام، میزان نیروی کم اما مداوم را به دندان منتقل می کند و آن ساختارها را حمایت می کند و باعث کنترل صحیح حرکت می شود. اجزاء قابل انعطاف عمل homing ممکن است بعنوان توانایی براکت توصیف شوند که خود را تطبیق می دهند. همراهی آن با دندان در ۳ بعد است تا اینکه آرچ وایر بطور کامل در شیار خود قرار بگیرد.

### تاریخچه اتچمنت های ارتودنتیک self ligating:

مفهوم اتچمنت های ارتودنتیک self ligating جدید نیست. اولین اختراع ثبت شده برای اتچمنت self ligating ، براکت Boyd band است که توسط Charles E Boyd در سال ۱۹۳۳ به ثبت رسیده است. کمی بعد از آن Jams. W Ford طرح fordloke را به ثبت رسانید که بمدت کوتاهی توسط کمپانی Dec Gold شیکاگو تولید آن متوقف شد بدلیل اینکه بسیار گران و پیر حجم و عملی تجاری بود براکت دوباره در سال ۱۹۵۱ توسط پسر او William F. ford معرفی شد اما این در درجه اول برای تکنیک twin-wire Johnson به بازار عرضه شد<sup>(۲۲)</sup>.

براکت edge lock در سال ۱۹۷۱ بعنوان یک طرح پیشنهادی در مقیاس وسیع بطور تجاری معرفی گردید<sup>(۲۳)</sup>. براکت edge lock اولین طرح براکت self ligating بود که همه نوع موفقیت

تجاری را دارا بود. براکت edge lock در اوایل ۱۹۸۰ بوسیله طرح دیگری که mobile lock خوانده می شد دنبال گردید<sup>(۲۴)</sup>. هر دوی آنها براکتهای پاسیو بودند که پذیرش محدودی در جامعه ارتودنتیک داشتند. زیرا طرح پر حجم، کنترل دندانی محدود داشتند و پذیرش وسیع آن در سال ۱۹۷۰ بود<sup>(۲۵)</sup>.

در سال ۱۹۸۶ براکت Aactiva، self ligating توسط E. Pletcher طراحی شد. همچنین بعنوان ligation جایگزین پیشنهاد شد. بنابراین براکت edge lock اولیه، رفتار پاسیو براکت Aactiva که تأثیر متقابل با آرچ وایر داشت را محدود کرد. این عدم تحرک با نقایص طرحهای دیگر ترکیب شد از قبیل این که بیمار می تواند براکت را بیش از حد عرض مزیودیستالی باز نماید و سرانجام بسمت ورشکستگی تجاری سوق داده شد.

طرح بعدی time bracket self ligating در سال ۱۹۹۵ به بازار عرضه شد. اگر چه time bracket در ظاهر به براکت SPEED شبیه بود ولی طرح و شکل فعالیت آن بطور قابل توجهی متفاوت بود و در واقع براکتی پاسیو. یک سال بعد در سال ۱۹۹۶ براکت Damon معرفی شد به نام Damon SLI براکت از یک پوشش فلزی نازک تشکیل شده که سطح لبیال بدنه براکت twin بود و tie-wings آن را می پوشاند<sup>(۲۶)</sup>. این پوشش ریجید دیواره چهارم شیار آرچ وایر را شکل می دهد. وقتی که در وضعیت بستن قرار دارد پوشش شیار آرچ وایر در tube مشابه آنچه که در tube باکال مولر است مخفی می شود. این طرح پاسیو بود و بدلیل مشکلاتی از قبیل پر حجم بودن و کنترل دندانی محدود، دوره زندگی تجاری آن کوتاه بود. براکت twin lock دومین تلاش A.J Wildmans بعد از براکت edge lock بود تا براکت self ligating بطور کلینیکی ساخت<sup>(۲۳)</sup>.

Twine lock در سال ۱۹۹۸ معرفی گردید Twin lock یک اسلاید مستطیل که بین tie-wing یک براکت edgewise twin جا گرفته بود. طرح بقیه براکتهای self ligating مشابه بود. اسلاید solide شیار آرچ وایر را در تیوب مخفی می کرد از این رو کنترل دندانی را محدود

می نمود، یک سال بعد از معرفی آن، براکت twin lock مقدار کمی تغییر کرد و دوباره نامگذاری شد. براکت Demon SLI و که حالا بعنوان براکت Damon 2 شناخته میشود. براکت هیبرید فلزی - کامپوزیتی پاسیو براکت Damon 3 در سال ۲۰۰۴ بود<sup>(۲۶)</sup>.

معرفی براکت In-ovation در سال ۲۰۰۰ تلاشی مشابه به طرح Damon بود. ارتودنטיست ها به این طرح علاقه نشان دادند. این طرح ترکیبی نسبتاً پر حجمی بود که شامل SPEED spring clip اکتیو دکتر Hanson's بود. Elgiloy spring clip در Innovation بعنوان یک اپالینس self ligating اکتیو عرضه گردید.

### مزایای براکت های Self ligating

مزایای زیادی در استفاده از براکت self ligation در مقایسه با براکت های ligated وجود دارد که بوسیله مخترعین زیادی حمایت می شود. نتایج بدست آمده گزارش نمودند که راحتی بیمار در استفاده از براکتهای self ligation زیاد است و زمان درمان کوتاهتر chair time کوتاهتر و کنترل جابجایی دندانی دقیق تر است. اگر چه طرحها متنوع هستند ولی همه طرحهای براکت self ligation رایج، اجازه استفاده از مقدار نیروی کمتر را می دهند و نیروهای اصطکاکی کمتری در مقایسه با براکتهای ligated منتقل می کنند.

اصطکاک در طی جابجایی دندان بطور چشمگیری در همه طرحهای self ligation از طریق حذف لیگچورهای الاستیک یا استیل کاهش یافته است. تعدادی مطالعه مقایسه ای، بطور واضحی میزان اصطکاک بین طرح براکت های self ligation را نشان داد. اگر چه هیچ طرح لابراتواری وجود ندارد که شرایط کلینیکی را بطور صحیحی پیروی نماید. فرد باید به بازتاب مطالعاتی که کلینیسین ها از تجربه استفاده از براکت های self ligation دارند توجه نماید. یعنی کاهش کلی در اصطکاک این چنین کاهش می تواند بیان نماید که به زمان درمان کوتاهتری

احتیاج است. این مخصوصاً در کیس های extraction صحیح است در جایی که جابجایی دندان از طریق مکانیسم های اسلایدینگ در محیط کاهنده اصطکاک انجام می شود.

در باره self ligating گزارش شده است که ریسک آسیبهای Percutaneous و امکان انتقال ویروس هپاتیت B و C و HIV برای ارتودنتیست ها و کارکنان کاهش یافته است<sup>(۲۷)</sup>. راه دیگر استفاده از لیگچورهای الاستومریک سرعت اضمحلال سریع و تغییر شکل است که اغلب باعث بهداشت دهانی ضعیف و دکلسیفیکاسیون دندانهای بعدی می شود. لیگچورهای الاستومریک بطور کلینیکی نامطلوب محسوب میشوند. حذف tie-wings و دیگر انواع گیر غذایی روی بعضی از طرح های براکت self ligating بطور واضحی میزان بهداشت بیماران را بالا می برد. اثر بخشی کلینیکی استفاده از براکت های self ligating به جای براکت های ligated گزارش شده است، که منجر به کوتاهتر شدن chair time می شود. تغییرات سیم باعث کاهش در زمان درمان کلی در حدود ۴ ماه می شود<sup>(۲۸)</sup>. این چنین فاکتورهایی صرفه جویی هزینه قابل ملاحظه ای را بیان می کنند و نقشی مهم در تمرین کردن management را بازی می نماید. به هر حال اهمیت آن در کار آمدی بیشتر و سیستم کاربر پسند و کاهش استرس مربوط به کار است.



## رنگ ها

مجمع Colorimetry<sup>(۲۹)</sup> در خصوص رنگ این نظر را عنوان می دارد که: رنگ صفت خاص یک جسم نیست، بلکه نوری است که از آن جسم وارد چشم می شود. بعضی همین مفهوم را با کلمات دیگر بیان می کنند و اثر بجای مانده از برخورد شعاعهای نورانی به شبکه چشم را رنگ می گویند<sup>(۳۰)</sup>. بهرحال باید در نظر داشت که جسم، نور را جذب (absorb)، منتقل (transmit)، منعکس (reflect) و یا متفرق (scatter) می کند و تفسیر این تابع بوسیله سیستم بینایی انسان صورت می گیرد<sup>(۳۱)</sup>.

### سیستمهای رنگ

#### Munsell سیستم

همانطور که اجسام جامد دارای سه بعد هستند، نور نیز دارای سه بعد است که بوسیله آنها تعریف می شود. ابعاد سه گانه رنگ عبارتند از هیو (Hue)، کروما (Chroma) و ولیو (value).

هیو: مشخص کننده تفاوت خاص بین رنگهاست. هیو یک جسم می تواند آبی، قرمز یا سبز باشد و بوسیله طول موج نوری که عبور کرده یا منعکس شده مشخص می شود. امواج کوتاهتر هیو را به سمت بنفش می برند و امواج بلندتر هیو را به سمت قرمز سوق می دهند.

در سیستم **munsell** هیو به ده درجه تقسیم میشود. زرد، زرد-قرمز، قرمز-ارغوانی، ارغوانی، ارغوانی-آبی، آبی، آبی-سبز، سبز، سبز-زرد، این رنگها در یک کره غیر هندسی مرتب می شوند که سطح مقطع آن دایره است<sup>(۳۲)</sup>. (تصویر ۱-۲)

**کروما:** همان شدت هیو است کلمه اشباعیت و کروما معمولاً در کتب مختلف به یک معنی بکار برده شده اند و هر دو به معنای شدت یا غلظت هیو می باشند. (غلظت پیگمانهای رنگی) به عنوان مثال با اضافه کردن یک قطره جوهر به یک لیوان آب کرومای آب را کمی بالا می بریم سپس با اضافه کردن قطره دوم کروما بار دیگر بالا می رود. در سیستم **munsell** بیشترین کروما بستگی به هیو داشته و عددی بین ۱۰ تا ۱۴ برای آن در نظر گرفته شده است. کرومای جسم بی رنگ نزدیک صفر است.

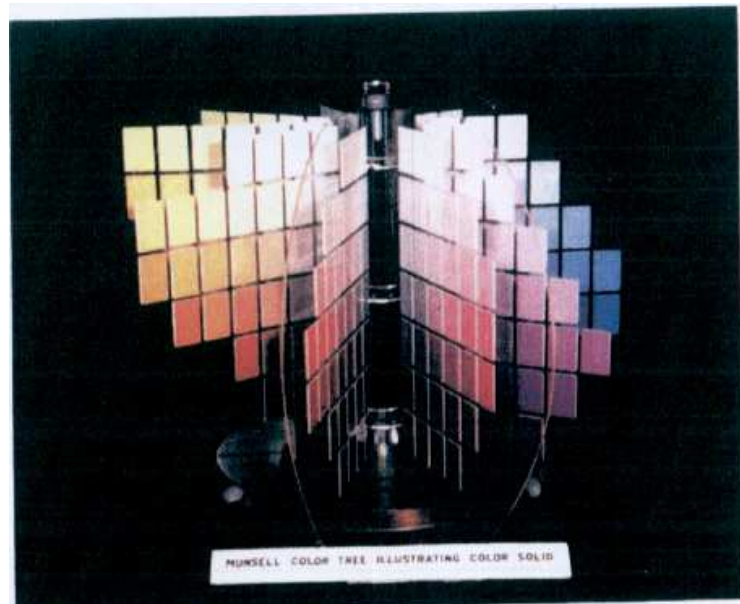
**ولیو:** یعنی ارتباط روشنی و تیرگی یک رنگ یا میزان درخشش یک جسم که نتیجه مستقیم میزان انرژی نورانی است که از جسم منعکس شده و یا عبور می کند. در سیستم مانسل ولیو به ۱۰ درجه تقسیم شده که صفر نشان دهنده سیاه و ده نشان دهنده سفید است<sup>(۳۲)</sup>.

### سیستم *CIE-Lab*

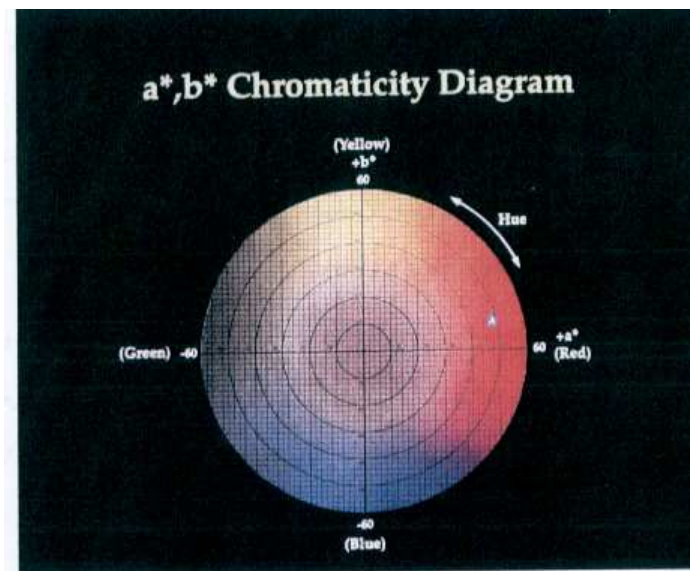
این سیستم بوسیله **Commission International de L'Eclairage** در سال ۱۹۷۸ پیشنهاد شد. این روش ارزیابی رنگ بستگی به درک فرد از رنگ داشته و به کمک

۳ شاخص انجام می پذیرد. فاصله یکسان از یک رنگ دقیقاً درک یکسانی از آن را بدست می دهد. این سیستم نسبت به سیستم مانسل، کاربرد بیشتری در تحقیقات دندانپزشکی پیدا کرده است و دارای دقت قابل توجهی نسبت به آن است. سه شاخص رنگ در سیستم CIE عبارتند از  $a$ ،  $b$  و  $L$ . (تصویر ۲-۲)

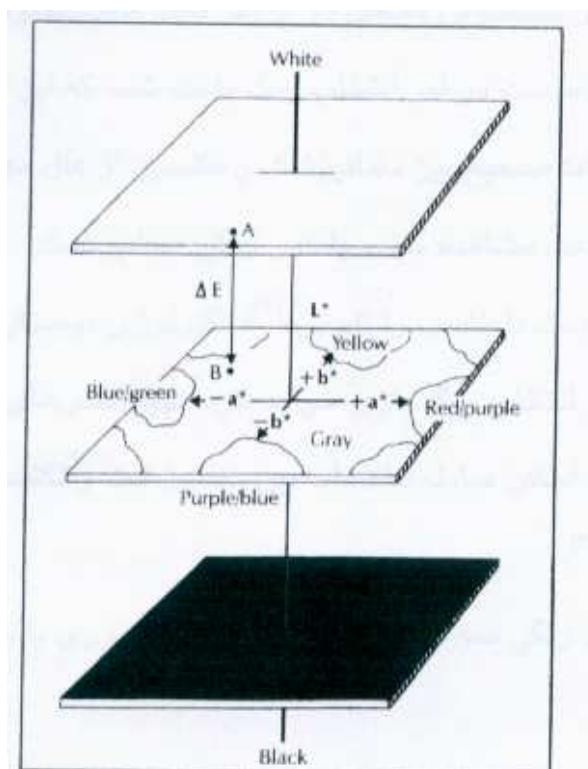
$L$  متناسب با ولیو در سیستم مانسل است و بین صفر تا صد قرار می گیرد. عدد ۱۰۰ بیانگر روشنترین ولیو است. شاخص های  $a$  و  $b$  اگر چه کاملاً متناسب با هیو و کروما در سیستم مانسل نیستند، اما به صورت پارامتر عددی قابل اندازه گیری می باشند.  $a$  نشانگر تمایل رنگ در محور (قرمز-سبز) است.  $a$  مثبت به سمت قرمز و  $a$  منفی به سمت سبز سیر می کند.  $b$  از جهت مثبت متمایل به زرد و از جهت منفی متمایل به آبی است<sup>(۳۲)</sup>. وقتی  $a$  و  $b$  صفر است، رنگ جسم خاکستری دیده می شود. (تصویر ۲-۳)



تصویر ۱-۲: کره رنگ مانسل



تصویر ۲-۲: فضای رنگی CIE-LAB



تصویر ۳-۲: نمودارهای سیستم CIE-LAB

### انتخاب رنگ و خصوصیات آن

رنگ، پدیده ای از نور (قرمز، سبز، قهوه ای، زرد) و یا حس بینایی است که تشخیص اختلاف بین اجسامی که از جهات دیگر یکسان هستند را امکانپذیر می سازد. رنگ به سه عامل بستگی دارد: (۱) مشاهده کننده (observer)، (۲) موضوع (object) و (۳) منبع نور (light source). هر یک از این سه عامل متغیر بوده و چنانچه یکی از آنها تغییر کند درک نور تفاوت خواهد کرد<sup>(۳۳)</sup>.

بسیاری از افراد به نوعی کوری رنگ مبتلا بوده قادر به دیدن بعضی رنگ ها نیستند، بخوبی مشخص شده که کوری رنگ در مردها خیلی شایع تر از زنان است و در تحقیقی که اخیراً انجام شده میزان آن در مردان ۹/۳٪ و در زنان صفر درصد گزارش گردید<sup>(۳۴)</sup>. در سال ۱۹۸۱، انجمن ADA در برنامه بررسی سلامت، ۶۷۰ دندانپزشک را از نظر دید رنگ مورد معاینه قرار داد (۶۳۵ مرد و ۳۵ زن). در ۶۵ مرد (۹/۸٪) و ۱ زن (۰/۱٪) نقص در دید رنگ وجود داشت و افرادی که مبتلا به نقص دید رنگ قرمز-سبز بودند، در منطقه زرد طیف نور مرئی بینایی ضعیفی داشتند.

شئی یا موضوع مورد مشاهده نوری را که بر آن می تابد از طریق جذب، انعکاس، انتقال و یا انکسار قسمتی یا همه انرژی نورانی تعدیل نموده و از این طریق کیفیت رنگ را تولید می نماید. بعلاوه، قسمتهای مختلف همان شئی می تواند مقادیر متغیری از این پدیده ها را نشان دهد. درک موضوع میتواند تحت تأثیر نور پخش یا منعکس شده از دیواره های محل کار، کابینت ها و وسایل محل کار قرار گیرد.

منبع نور مورد استفاده، می تواند اثر مشخصی بر روی ادراک رنگ داشته باشد. بطور شایع از سه منبع نوری در مطب دندانپزشکی استفاده میشود: طبیعی، منبع نور التهابی (تابنده) (Incandescent) و فلورسنت (Fluorescent). قسمت قابل مشاهده طیف الکترومغناطیسی بین ۳۸۰ تا ۷۵۰ میلی میکرون قرار دارد. هر منبع نورانی باعث انتشار مشخص رنگ در نوری که ساطع می کند خواهد شد.

نور طبیعی خورشید بسیار متغیر است. آسمان در هنگام ظهر که خورشید اتمسفر کمتری جهت نفوذ دارد آبی بنظر می رسد. توزیع رنگ ها در صبح و یا عصر نابرابر

است و در این زمانها امواج کوتاه تر آبی و سبز از طریق اتمسفر اطراف زمین متفرق می شوند و امواج طولانی تر قرمز و نارنجی طیف نوری قادر به نفوذ به اتمسفر، بدون اینکه متفرق (scatter) شوند می باشند و در نتیجه آسمان قرمز یا نارنجی بنظر می رسد.

منابع نور مصنوعی نیز از انتشار مساوی رنگ برخوردار نیستند. نور تابنده (التهابی) بیشتر قرمز-زرد بوده و رنگ آبی ندارد. این نوع نورها، رنگ قرمز و زرد را قویتر و رنگ آبی را ضعیف تر می کنند. برعکس، در زیر نور سفید سرد (cool-white) منبع نور فلوئورسنت که انرژی آبی-سبز آن زیاد و انرژی قرمز آن کم است، رنگ های آبی قوی تر و رنگهای قرمز ضعیف می باشند.

نورهای مخصوصی وجود دارند که در آنها «تصحیح رنگ» (color corrected) بعمل آمده تا نوری که ساطع می شود، توزیع رنگ یکنواخت تری داشته باشد. انتخاب اولیه رنگ باید با استفاده از نورهای با رنگ تصحیح شده صورت بگیرد اما هر رنگی باید در زیر بیش از یک نوع نور کنترل شود تا بتوان بر مشکل «متامریسم» (metamerism) فائق آمد<sup>(۳۵)</sup>. متامریسم پدیده ای است که در آن موضوعی که زیر منابع نوری مختلف قرار می گیرد، به رنگهای مختلفی مشاهده می شود. سه خصوصیت (Characteristic) رنگ عبارتند از هیو (hue) کروما (chroma) و والیو (value). «هیو» کیفیتی است که یک رنگ را از رنگ دیگر متمایز می سازد و نام رنگ است مثل قرمز، آبی یا زرد. هیو ممکن است رنگ اولیه (primary color) و یا ترکیبی از رنگ ها باشد. «کروما» عبارتست از اشباع (saturation)، شدت (intensity) و یا قدرت

(strength) یک هیو. برای مثال رنگ قرمز و صورتی ممکن است از هیو مشابهی باشند. قرمز کرومای بالاتری دارد در حالیکه صورتی که در واقع قرمز ضعیف است کرومای پائین تری دارد.

«والیو» یا درخشندگی (Brightness) مقدار نسبی روشنی یا تیرگی (lightness or darkness) یک هیو است و مهمترین خصوصیت در انتخاب رنگ است. اگر ممکن نباشد که با راهنمای رنگ، رنگ نزدیکتر را انتخاب کنیم، باید رنگ روشن تر را انتخاب نمائیم، زیرا والیو پایین تر را بسیار آسانتر می توان رنگ آمیزی نمود. ممکن نیست با رنگ آمیزی به رنگ روشن تری (والیو بالاتر) دست یابیم. بدون اینکه آپاسیته (opacity) ایجاد گردد. چنانچه تلاش شود تغییرات زیادی در هیو یا کروما ایجاد شود همراه با آن والیو نیز کاهش می یابد<sup>(۳۳)</sup>.

### بررسی رنگ دندان

پایگاه داده های "Medline"<sup>(۳۴)</sup> برای دوره ۱۹۶۶ تاکنون و پایگاه داده های "LsLwebscieres" برای دوره ۱۹۷۴ تاکنون بطور الکترونیکی با کلمات کلیدی color، teeth، tooth و colour جستجو شده است و هدف از آن بررسی رنگ دندان و اندازه گیری آن بوده است که نتایج بدست آمده از آن به شرح ذیل است:

رنگ و ظاهر دندان یک پدیده پیچیده است، با فاکتورهای زیادی از قبیل شرایط نورپردازی، ترانسلسونسی، اپاسیتی، انعکاس نور، چشم انسان، عینک و مغز در ادراک



کلی از رنگ دندان مؤثر است. اندازه گیری رنگ دندان از طریق تعدادی از روشها که شامل تعیین دیداری با راهنمای Shade رنگ، اسپکتروفتومتری، کالریمتری و آنالیز کامپیوتری تصاویر دیجیتال ممکن است. این روشها بطور موفقیت آمیزی استفاده شدند تا تغییرات تدریجی رنگ دندان وقتی که روی dentition روشهای سفید کردن دندان انجام می گیرد اندازه گیری نمایند.

#### اندازه گیری رنگ دندان:

تعداد زیادی از روشها معمولاً استفاده می شوند تا رنگ دندان را تعیین نمایند. این رنج (Renge) از مقایسه های ذهنی-بصری با استفاده از کاغذ راهنمای رنگ رزین آکرلیک یا پرسلن رنگ شده تا اندازه گیری واقعی ابزاری با استفاده از اسپکتروفتومترها، کالریمترها و تکنیک های آنالیز تصاویر را شامل می شود.

تعیین رنگ بعدی، با مقایسه دندان با رنگ استاندارد راهنمای shade رنگ دندان بیشترین روشی است که در دندانپزشکی بکار می رود. این یک روش ذهنی است که از طریق آن دندان و راهنمای shade رنگ بطور همزمان تحت شرایط نورپردازی یکسان مشاهده می شوند. متغیرهای عمومی از قبیل شرایط نور خارجی، تجزیه، سن و خستگی چشم انسان و متغیرهای فیزیولوژیکی از قبیل کوررنگی ممکن است منجر به ناهماهنگی و پیش داوری شود. بعلاوه روش شفاهی استاندارد برای انتقال شاخص های رنگ تخمین زده شده بطور ظاهری محدود شده است. برخلاف این محدودیت ها، چشم انسان در تشخیص حتی تفاوت های جزئی رنگ بین دو جسم خیلی کارآمد است.

تعدادی روش برای گرفتن shade های رنگ دندان بطور ظاهری توضیح داده شده است. عموماً shade اصلی یک دندان فقط در  $\frac{1}{3}$  میانی دندان نشان داده می شود زیرا رنج تغییرات رنگ از ناحیه انسیزال تا جینجیوال است و مشاهده گر با تجربه باید فوکوس خودش را روی این ناحیه هدف بگیرد. ابتدا باید value انتخاب شود و جابجایی یا تغییر راهنمای shade رنگ از روشن ترین به تاریکترین توصیه می شود. سپس تغییرات hue پایه و کروما تعیین می شوند.

اگر چه راهنمای shade رنگ برای پروتزیست ها معمولاً بعنوان استاندارد رنگ بکار می رود تا اینکه به رنگ دندان جور در آیند، چندین عیب شرح داده شده اند برای مثال: رنج shade های در دسترس ناکافی است و فضای رنگ کامل دندانهای طبیعی را پوشش نمی دهد. shades بطور سیستماتیک در فضای ۳ رنگ نیستند. یک عدم سازگاری بین دندانپزشکان بطور فردی در matching رنگ وجود دارد. نتایج نتوانستند در میزان و درجه رنگ "CIE lab" تغییری نمایند و هیچ یک از راهنماهای رنگ در دسترس، بطور تجاری سفارشی نیستند.

برخلاف این محدودیت ها استفاده از راهنمای shade رنگ یک روش مقرون به صرفه و سریع برای اندازه گیری رنگ دندان است که بطور موفقیت آمیزی در تعداد زیادی از مطالعات سفید کردن دندان استفاده شدند تا تغییرات تدریجی رنگ دندان را اندازه بگیرند و توانایی تشخیص رنگ دندان افراد با آموزش دادن و تجربه بهتر می شود. در واقع اغلب گزارش می شود که محققین وقتی که مطالعات سفید کردن دندان را انجام می دهند درجه بندی رنگ و راهنماهای رنگ را تمرین می کنند<sup>(۳۶)</sup>.

یک راهنمای رنگ جدید معرفی شده است که مخصوصاً برای انتخاب رنگ دندان برای دنچر طراحی شده است. این سیستم شامل نوارهای shade رنگی می شود که بطور یکنواخت در فضای رنگ دندانهای طبیعی مرتب شده اند. این راهنمای shade رنگ نشان داد که بطور چشمگیری توانایی تکرار اندازه گیری shade رنگ دندان بهتر شده است همچنین راهنمای shade رنگ سنتی برای یک گروه پزشک عمومی و نه برای یک گروه پروتزیست مقایسه شد.

وسایلی از قبیل اسپکتروفتومترها و کالریمترها در صنعت استفاده شدند و تنظیماتی برای اندازه گیری رنگ در رنج وسیع مواد و substrates بررسی گردید. اسپکتروفتومترها طول موج در زمان reflectance یا transmittance شئی را اندازه گیری می کنند تا طیف های قابل رؤیت استخراج شده دندانهای وایتال را اندازه گیری نمایند. به هر حال Tung و دیگران اظهار داشتند که عدم استفاده گسترده از اسپکتروفتومترها در تحقیقات دندانپزشکی و تنظیمات کلینیکی بدلیل پیچیدگی و گران بودن آنهاست. اساساً اندازه گیری رنگ دندان در vivo این دستگاهها مشکل است.

کالریمترها، فیلترهای رنگی دارند که به عمل طیفی استاندارد چشم نظاره گر نزدیک است و عموماً طراحی شده اند تا رنگ را در ۳ محرک Y, Z و X اندازه گیری کند یا در CIE Lab اندازه گیری نماید. تعدادی از تحقیقات دندانی در باره رنگ طبیعی دندانها در vitro و in vivo با کالریمترها اجرا شدند. اندازه گیری کالریمترها با مطالعات اسپکتروفتومترها مقایسه شدند و برای اندازه گیری های مختلف رنگ درست و

قابل اطمینان تلقی شدند. عموماً کالریمترها توانایی تکرار خوبی را در اندازه گیریهای رنگ دندان طبیعی در vitro و vivo نشان دادند.

بوسیله استفاده از اصول positioning رایج، وضعیت داخل دهانی قابل تکرار روزانه استفاده از وسایل اندازه گیری روی سطح دندان فراهم شد. Douglas دقت قابل قبولی را برای اندازه گیری تغییرات تدریجی در رنگ دندان در vivo بکار برد. این روش بطور موفقیت آمیزی در تعدادی از مطالعات کلینیکی استفاده شد تا سفید کردن دندان از طریق محصولات حاوی peroxide ارزیابی شوند. بعلاوه کالریمترها استفاده شدند تا تغییرات رنگ دندانهای کشیده شده تحت درمان با Bleaching را اندازه گیری کنند. نتایج تحقیقات، ارتباط بین رنگ مشاهده شده بوسیله مشاهده گر انسانی و رنگ ارزیابی شده با کالریمترها را ناکافی بیان کردند. بعضی محققین ارتباط مهمی بین وسایل اندازه گیری و مشاهدات انسانی پیدا کردند در حالی که دیگران هیچ توافق معناداری را گزارش نکردند.

معایب استفاده از کالریمترها برای اندازه گیری رنگ دندان، وسایلی است که برای اندازه گیری سطوح صاف دندانها طراحی شدند که اغلب صاف نیستند و کالریمترها با روزنه کوچک، مستعد اثرات حذف حواشی (edgloss) هستند. بنابراین تعیین رنگ موضعی اشتباه خواهد بود و عیب دیگر کالریمترها این است که اشتباهات سیستماتیک مشکل managet می شوند از طرف دیگر توافق روی inter instrumeastation در مقایسه با اطمینان به وسایل intra نسبتاً ناچیز است.

اهمیت دادن به اندازه گیری های مستقل غیر قابل اعتماد است. اندازه گیری رنگ دندان با کالریمتر استفاده از داده ها برای تأیید همخوانی shade رنگ دندان توسط پروتزیست بوسیله اشتباه سیستماتیک تحت تأثیر قرار می گیرد. Douglas به این نتیجه رسید که تقاضا ابزاری کالریمتری بدلیل بهره گرفتن از حساسیت آن در پیدا کردن و اندازه گیری اختلافات رنگی کوچک بین نمونه های رنگ مشابه است. روش دیگر برای اندازه گیری رنگ دندان از طریق آنالیز تصاویر فتوگرافیک کامپیوتری است. این روش بطور موفقیت آمیزی استفاده شده است تا اثرات اضافی bleaching محصولات محتوی peroxide بررسی کند و تغییرات رنگ در CIE Lab, values بیان نماید برای نمونه بعد از ۱۴ روز استفاده از ۱۰٪ کاربامید پروکساید با سیستم three تغییرات میانگین در L و b به ترتیب ۲/۰۷ و ۱/۶۷ بود.

### مواد و روشها

برای مقایسه رنگ پذیری سه نوع الاستیک لیگاچور Dentarum ، ITO و Glenro ابتدا ۱۲ بیمار که تحت درمان ارتودنسی قرار داشتند انتخاب شده و در هر یک از آنها ۴ الاستیک از هر نوع در قسمتهای مختلف دهان استفاده شد. (محل قرار گیری الاستیک ها در هر بیمار با بیمار دیگر براساس کوادران فکی متفاوت بود). تعداد نمونه های بدست آمده ۱۴۴ عدد قبل و همین تعداد بعد از قرارگیری در دهان بود. الاستیکها قبل از قرارگیری در داخل دهان با دستگاه Scanner مارک Genius HR6X و با وضوح تصویری ۶۰۰ نقطه در اینچ مربع (600 dpi) اسکن شده و سپس در نرم افزار

کامپیوتری Adobe photoshop CS2 قسمتی از الاستیک جهت تعیین رنگ انتخاب شد. (در هر نوع الاستیک عمل جداسازی برای تعیین رنگ در قسمتهای فوقانی، تحتانی، چپ و راست الاستیک انجام شد) سپس الاستیکها در داخل دهان بیماران کار گذاشته شده و پس از طی یک ویزیت ارتودنسی (۴ هفته) الاستیکها از دهان بیمار خارج شده و پس از خشک شدن در مجاورت هوا مجدداً اسکن شده و مقاطع تعیین رنگ براساس روش قبلی و در نرم افزار کامپیوتری Adobe photosope CS2 تهیه گردید. سپس تمام مقاطع کامپیوتری با ابعاد  $1 \times 1$  سانتی متر مربع توسط نرم افزار کامپیوتری Power point 2003 در یک صفحه و کنار هم چیده شده و چاپ کامپیوتری آنها توسط چاپگر Canon W8400 (پلات لیزری) صورت گرفت. در مرحله بعدی تعیین رنگ مقاطع کامپیوتری چاپ شده توسط دستگاه کالریمتر (تصویر ۱-۳) انجام شده و مقایسه رنگ براساس سیستم رنگ CIE-LAB صورت گرفت.

بدلیل اینکه دهانه دستگاه کالریمتر بزرگتر از مقاطع تعیین رنگ کامپیوتری بود با استفاده از فیبر نوری که مربوط به دستگاه لایت کیور بود در قسمت سر دستگاه نصب گردید و توسط آن تعیین رنگ نمونه ها انجام گرفت. (تصویر ۲-۳)

تغییرات رنگ الاستیکها با مقایسه مقادیر بدست آمده از کالریمتر در مورد تغییرات هر نوع از انواع مورد استفاده محاسبه شد.



تصویر ۱-۳: دستگاه کالریمتر



تصویر ۲-۳: فیبر نوری که در قسمت سر دستگاه کالریمتر نصب گردید

## متغیرها

توسط دستگاه کالریمتر سه شاخص رنگ مشخص گردیدند که عبارتند از:

$a$  (  $a$  و  $l$ ,  $b$ ) میزان قرمزی ( $a$  مثبت) و یا سبزی ( $a$  منفی) است.  $l$  میزان روشنی جسم است با این مبنا اندازه گیری شود که سیاه خالص ارزش  $l$  صفر و یک انعکاس دهنده خالص ارزش  $l$  ۱۰۰ را دارد.

$b$  میزان زردی ( $b$  مثبت) و یا آبی ( $b$  منفی) است.  $a$  و  $b$  در رنگ های خنثی (سفید- خاکستریها) به صفر می گرایند و اندازه آن ها برای رنگ های شدیدتر افزایش می یابد. مزیت سیستم آزمایشگاه CIE این است که اختلاف رنگ ها می تواند با واحدهایی نمایش داده شوند که با درک مرئی و مشخصات کلینیکی مرتبط اند.

### آنالیز آماری

در تحلیل داده ها برای مقایسه میانگین قبل و بعد از آزمون  $t$  زوجی ( $t$ -paired test) و برای مقایسه مقادیر کمی در سه گروه از آنالیز واریانس یک طرفه ( $Oneway ANOVA$ ) و در تعقیب آن از آزمون توکی ( $Tukey$ ) استفاده شد. در همه آزمونها سطح معنی داری ۵ درصد در نظر قرار گرفت.



## یافته ها

پس از گردآوری داده ها و کدبندی گروههای مورد مطالعه، داده ها مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند که نتایج حاصل در جداول ذیل ارائه می گردد. ابتدا هر یک از مقادیری که توسط دستگاه کالریمتر قبل از گذاشتن الاستیک ها در داخل دهان در سه گروه مقایسه گردید.

جدول ۱-۴: مقایسه شاخص های رنگ قبل از گذاشتن الاستیک در داخل دهان

در گروههای تحت مطالعه

a	l	b	
انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	
$-۲/۳۲ \pm ۰/۵۴$	$۵۷/۹۷ \pm ۰/۶۱$	$۰/۰۷ \pm ۰/۴۰$	Ito
$-۲/۷۴ \pm ۰/۴۳$	$۵۷/۳۳ \pm ۰/۹۲$	$۰/۰۲ \pm ۰/۱۸$	Dentarum
$-۲/۶۵ \pm ۰/۲۶$	$۵۸/۱۵ \pm ۰/۴۵$	$۰/۲۰ \pm ۰/۱۱$	Glenro
$-۲/۵۷ \pm ۰/۴۶$	$۵۷/۸۱ \pm ۰/۷۷$	$۰/۰۹ \pm ۰/۲۷$	کل
$f = ۱۲/۷$	$f = ۱۸$	$f = ۵/۶$	نتیجه آزمون
$*P < ۰/۰۰۱$	$*P < ۰/۰۰۱$	$*P = ۰/۰۰۴$	

\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه مقدار a قبل از قرار دادن الاستیک در دهان در ۳ گروه اختلاف معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ). آزمون توکی نشان

داد که این اختلاف مربوط به *ito* با دو گروه دیگر بوده است ولی *dentarum* با *glenro* تفاوت معنی داری نداشت ( $P = ۰/۵۹$ ).

همچنین از نظر شاخص I نیز بین ۳ گروه مقایسه گردید. نتایج طبق جدول ۴-۱ نشان داد که مقدار I قبل از قرار دادن الاستیک در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ). آزمون توکی نشان داد که این اختلاف مربوط به *dentarum* با دو گروه دیگر بوده است ولی *ito* و *glenro* تفاوت معنی داری نداشت ( $P = ۰/۴۱$ ) و از نظر شاخص b بین ۳ گروه براساس جدول فوق و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه قبل از قرار دادن الاستیک در دهان اختلاف معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ). آزمون توکی نشان داد که این اختلاف مربوط به *glenro* با دو گروه دیگر بوده است ولی *dentarum* و *ito* تفاوت

معنی داری نداشت ( $P = ۰/۶۲$ ).

جدول ۲-۴: مقایسه شاخص های رنگ بعد از گذاشتن الاستیک در داخل دهان

در گروههای تحت مطالعه

a	l	b	
انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	
$-2/98 \pm 0/44$	$54/07 \pm 0/68$	$9/75 \pm 0/86$	Ito
$-1/95 \pm 0/69$	$53/64 \pm 1/15$	$10/47 \pm 3/33$	Dentarium
$-2/96 \pm 0/57$	$55/65 \pm 0/87$	$8/25 \pm 0/98$	Glenro
$-2/63 \pm 0/75$	$54/45 \pm 1/26$	$9/49 \pm 2/25$	کل
$f = 43/03$	$f = 62/96$	$f = 145/45$	نتیجه آزمون
$*P < 0/001$	$*P < 0/001$	$*P = 0/004$	

\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه مقدار a بعد از قرار دادن الاستیک در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت ( $P < 0/001$ ). آزمون توکی نشان داد که این اختلاف مربوط به dentarium با دو گروه دیگر بوده است ولی Ito و Glenro تفاوت معنی داری نداشت ( $P = 0/98$ ). همچنین از نظر شاخص l نیز بین سه گروه مقایسه گردید نتایج طبق جدول ۲-۴ نشان داد که مقدار l بعد از قرار دادن الاستیک در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت ( $P < 0/001$ ). آزمون توکی

نشان داد که این اختلاف مربوط به **glenro** با دو گروه دیگر بوده است ولی **dentarum** و **ito** تفاوت معنی داری نداشت ( $P = ۰/۵۸$ ) و همچنین مقدار **b** بعد از قرار دادن الاستیک در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ). آزمون توکی نشان داد که این اختلاف مربوط به **glenro** با دو گروه دیگر بوده است ولی **dentarum** و **ito** تفاوت معنی داری نداشت ( $P = ۰/۲۱$ ).

جدول ۳-۴: مقایسه شاخص های رنگ اختلاف بعد و قبل از گذاشتن الاستیک در داخل دهان

در گروههای تحت مطالعه

	a	l	b
	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین
<b>Ito</b>	$-۰/۶۶ \pm ۰/۶۶$	$-۸۹۳/۰۷ \pm ۰/۸۵$	$۹/۶۸ \pm ۰/۹۴$
<b>Dentarum</b>	$۰/۷۸ \pm ۰/۸۹$	$-۳/۶۹ \pm ۱/۴۹$	$۱۰/۴۵ \pm ۳/۳۰$
<b>Glenro</b>	$-۰/۳۰ \pm ۰/۶۰$	$-۲/۴۹ \pm ۱$	$۸/۰۵ \pm ۰/۹۹$
<b>کل</b>	$-۰/۰۶ \pm ۰/۹۵$	$-۳/۴۹ \pm ۱/۲۹$	$۹/۳۹ \pm ۲/۲۸$
<b>نتیجه آزمون</b>	$f = ۵۰/۷۷$	$f = ۲۰/۶۸$	$f = ۱۶/۸۹$
	$*P < ۰/۰۱$	$*P < ۰/۰۰۱$	$*P = ۰/۰۰۱$

\*سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه اختلاف مقدار **a** قبل و بعد

از قرار گرفتن در دهان در سه گروه تفاوت معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ).

آزمون توکی نشان داد که سه گروه دو به دو با هم اختلاف دارند.  
جدول ذیل مقایسه قبل و بعد از شاخص ها را به تفکیک نشان می دهد.

### ITO

جدول ۴-۴: مقایسه قبل و بعد شاخص های *a* و *b* در گروه ITO

آزمون t زوجی	اختلاف قبل و بعد		قبل	بعد
	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین
$t = ۶/۹$ * $P < ۰/۰۰۱$	$-۰/۶۶ \pm ۰/۶۶$	$-۲/۹۸ \pm ۰/۴۴$	$-۲/۳۲ \pm ۰/۵۴$	<b>a</b>
$t = ۳۱/۶$ * $P < ۰/۰۰۱$	$-۳/۸۹ \pm ۰/۸۵$	$۵۴/۰۷ \pm ۰/۶۸$	$۵۷/۹۷ \pm ۰/۶۱$	<b>l</b>
$t = ۷۰/۷$ * $P < ۰/۰۰۱$	$۹/۶۸ \pm ۰/۹۴$	$۹/۷۵ \pm ۰/۸۶$	$۰/۰۷ \pm ۰/۴۰$	<b>b</b>

\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون t زوجی میانگین قبل و بعد از قرار گرفتن الاستیک در دهان شاخص رنگ پذیری *a* در گروه ito تفاوت معنی داری مشاهده گردید ( $P < ۰/۰۰۱$ ). همچنین در شاخص های *l* و *b* نیز این تفاوت معنی دار بود.

### Dentarum

جدول ۴-۵: مقایسه قبل و بعد شاخص های *a* و *b* در گروه Dentarum

آزمون <i>t</i> زوجی	اختلاف قبل و بعد		قبل	بعد
	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین
$t = ۶/۰۶ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$۰/۷۸ \pm ۰/۸۹$	$-۱/۹۵ \pm ۰/۶۹$	$-۲/۷۴ \pm ۰/۴۳$	<b>a</b>
$t = ۱۷/۱۲ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$-۳/۶۹ \pm ۱/۴۹$	$۵۳/۶۴ \pm ۱/۱۵$	$۵۷/۳۳ \pm ۰/۹۲$	<b>l</b>
$t = ۲۱/۹ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$۱۰/۴۵ \pm ۳/۳۰$	$۱۰/۴۷ \pm ۳/۳۳$	$۰/۰۲ \pm ۰/۱۸$	<b>b</b>

\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون *t* زوجی میانگین قبل و بعد از قرار گرفتن الاستیک در دهان شاخص رنگ پذیری *a* در گروه dentarum تفاوت معنی داری مشاهده گردید ( $P < ۰/۰۰۱$ ). همچنین در شاخص های *l* و *b* نیز این تفاوت معنی دار بود.

### Glenro

جدول ۴-۶: مقایسه قبل و بعد شاخص های *a* و *b* در گروه Glenro

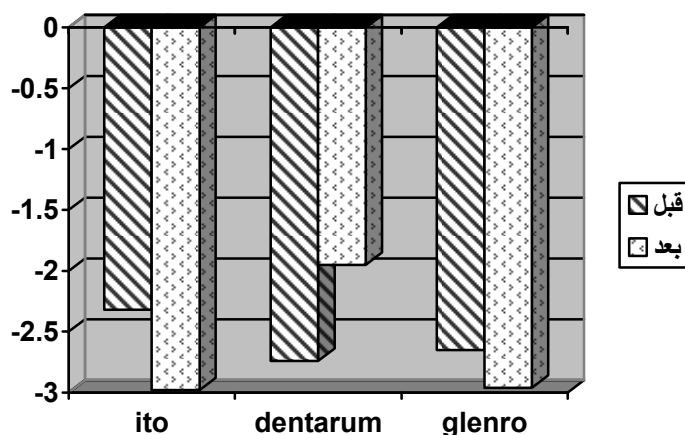
آزمون t زوجی	اختلاف قبل و بعد		قبل	بعد
	انحراف معیار + میانگین	انحراف معیار + میانگین		
$t = ۳/۴ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$-۰/۳۰ \pm ۰/۶۰$	$-۲/۹۶ \pm ۰/۵۷$	$-۲/۶۵ \pm ۰/۲۶$	<b>a</b>
$t = ۱۷/۲۴ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$-۲/۴۹ \pm ۱$	$۵۵/۶۵ \pm ۰/۸۷$	$۵۸/۱۵ \pm ۰/۴۵$	<b>l</b>
$t = ۵۵/۹۵ \quad *P < ۰/۰۰۱$	$۸/۰۵ \pm ۰/۹۹$	$۸/۲۵ \pm ۰/۹۸$	$۰/۲۰ \pm ۰/۱۱$	<b>b</b>

\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون t زوجی میانگین قبل و بعد از قرار گرفتن الاستیک

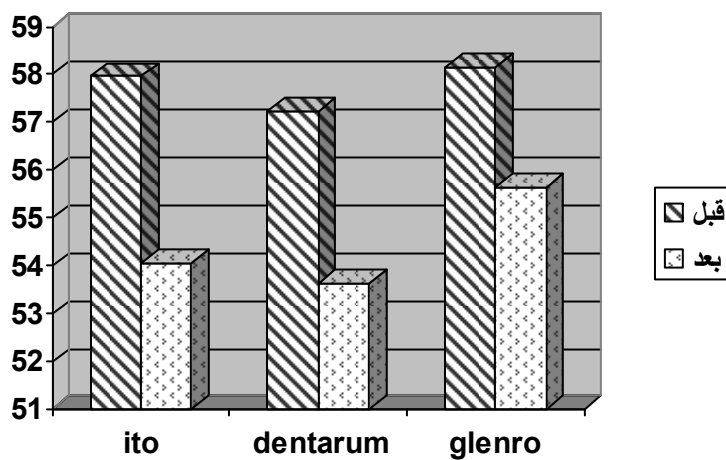
در دهان شاخص رنگ پذیری *a* در گروه Glenro تفاوت معنی داری مشاهده گردید

( $P = ۰/۰۰۱$ ). همچنین در شاخص های *l* و *b* نیز این تفاوت معنی دار بود.



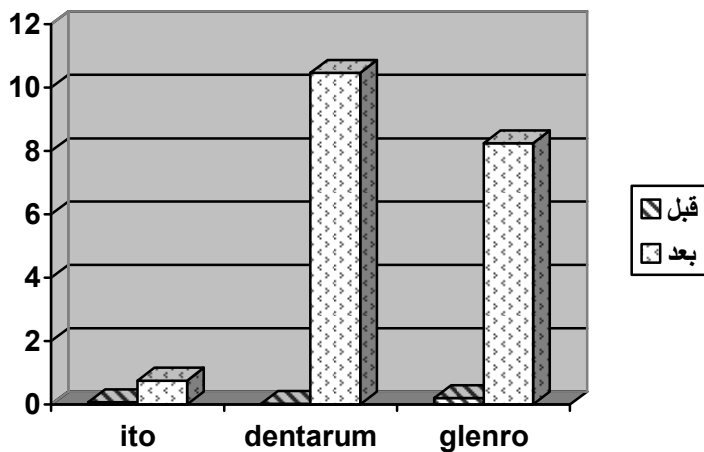
نمودار ۱-۴: نمودار ستونی میانگین شاخص  $a$  قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان

در سه گروه تحت مطالعه



نمودار ۲-۴: نمودار ستونی میانگین شاخص  $A$  قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان

در سه گروه تحت مطالعه





نمودار ۳-۴: نمودار ستونی میانگین شاخص  $b$  قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان

در سه گروه تحت مطالعه

جدول ۷-۴: تغییرات سه شاخص  $a$ ،  $l$  و  $b$  با توجه به فرمول  $DE = \sqrt{Da^2 + Dl^2 + Db^2}$

محاسبه و در سه گروه مقایسه گردید که نتایج در جدول ذیل آمده است

انحراف معیار	میانگین	
۰/۸۴	۱۰/۵۲	ito
۳/۴	۱۱/۲۰	dentarum
۰/۷۱	۸/۵۴	glenro
$f = ۲/۲۱$	$*P < ۰/۰۰۱$	نتیجه آزمون

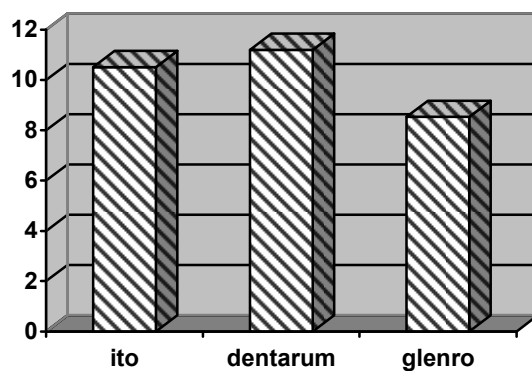
\* سطح معنی داری ۵٪ در نظر گرفته شده است.

براساس جدول فوق و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه شاخص رنگ پذیری در

سه گروه، تفاوت معنی داری داشت ( $P < ۰/۰۰۱$ ) اما آزمون توکی نشان داد که این تفاوت

بین glenro با دو گروه دیگر بود. بطوری که رنگ پذیری glenro کمتر از دو گروه

دیگر می باشد ( $P = ۰/۲۴$ ).



نمودار ۴-۴: نمودار ستونی میانگین تغییرات سه شاخص  $a$  و  $b$  با توجه به  $DE$  در سه گروه

تحت مطالعه

## بحث

دستگاه کالریمتر مورد استفاده قادر به نشان دادن حداقل تغییرات در نمونه های مورد استفاده است اما به شدت تحت تأثیر نور محیط است و روش نمونه برداری آن تا حد خیلی زیادی به عمل کننده بستگی دارد. در این مطالعه سعی شده است با ثابت و یکنواخت قرار دادن محل انتخاب رنگ بر روی تمام نمونه ها در هنگام کالریمتر خطای آزمایش به حداقل رسانده شود. ضمن اینکه برای کاهش اثر نور محیط بر انتخاب رنگ، این کار تحت شرایط نوری یکسان و در ساعت خاصی از روز انجام شد.

\* میانگین مقدار a قبل از قرار گرفتن الاستیک ها در دهان از ۲/۳۲- برای لیگاچورهای ito تا ۲/۷۴- برای لیگاچورهای dentarum متغیر بوده است و همچنین میانگین مقدار I بعد از ۲۸ روز قرار گرفتن الاستیکها در محیط دهان از ۱/۹۵- برای dentarum تا ۲/۹۶- برای glenro متفاوت بوده است.

a معرف نمودار قرمز-سبز (+ قرمز - سبز) در سیستم CIE-LAB است. مقادیر بدست آمده a بعد از ۲۸ روز قرار گیری الاستیک ها در دهان با وجود منفی بودن در ۳ گروه (glenro و dentarum ito) در ito و glenro افزایش یافته است و به سمت سبزی متمایل شده ولی در dentarum کاهش پیدا کرده است.

مقدار a قبل از قرار دادن الاستیک در ۳ گروه اختلاف معنی داری داشت و این اختلاف مربوط به ito با دو گروه دیگر بود ولی dentarum با glenro تفاوت معنی داری نداشت و مقدار a بعد از قرار گیری الاستیک ها در دهان در ۳ گروه اختلاف معنی داری داشت و این اختلاف مربوط به dentarum با دو گروه دیگر

بود ولی **ito** و **glenro** تفاوت معنی داری نداشت در مورد اختلاف قبل و بعد از قرار گیری الاستیک ها در دهان نیز هر ۳ گروه دو به دو با هم اختلاف داشتند.

\* میانگین مقدار **b** در قبل از قرار گیری الاستیک ها در دهان از ۰/۰۲ برای **dentarum** تا ۰/۲ برای **glenro** متغیر بوده است. همچنین میانگین مقدار **b** بعد از ۲۸ روز قرارگیری در محیط دهان از ۸/۲۵ برای **glenro** تا ۱۰/۴۷ برای **dentarum** متفاوت بوده است.

**b** نمودار رنگ برروی محور زرد-آبی است (+ زرد-آبی) مقادیر بدست آمده **b** بعد از ۲۸ روز قرار گرفتن الاستیک ها در دهان در ۳ گروه **ito**، **dentarum** و **glenro** بطور محسوسی افزایش یافته است و به سمت محور زرد سیر نموده است. مقدار **b** قبل و بعد از قرار گیری الاستیک در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت و اختلاف مربوط به **glenro** با دو گروه دیگر بود ولی در مورد **ito** و **dentarum** تفاوت معنی داری نداشت، در مورد اختلاف قبل و بعد قرارگیری الاستیک ها در دهان نیز هر سه گروه دو به دو با هم اختلاف داشتند.

\* میانگین مقدار **l** قبل از قرار گیری الاستیک ها در دهان از ۵۷/۳۳ برای **dentarum** تا ۵۸/۱۵ برای **glenro** متفاوت بوده است و همچنین میانگین آن بعد از ۲۸ روز قرارگیری در محیط دهان از ۵۳/۶۳ برای **dentarum** تا ۵۵/۶۵ برای **glenro** متفاوت بوده است.

L معرف ولیو یا روشنی رنگ است. مقادیر بدست آمده I بعد از ۲۸ روز قرارگیری الاستیک ها در دهان با وجود منفی بودن در سه گروه درجاتی از کاهش را نشان داد بدین معنی که روشنی رنگ در آنها کاهش پیدا کرده است.

مقدار I قبل از قرارگیری الاستیک ها در دهان در سه گروه اختلاف معنی داری داشت و اختلاف مربوط به *dentarum* با دو گروه دیگر بود. ولی *ito* و *glenro* تفاوت معنی داری نداشت و در مورد بعد از قرارگیری اختلاف مربوط به *glenro* بود و در دو روه دیگر تفاوت معنی داری وجود نداشت. در مورد اختلاف قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان نیز هر سه گروه دو به دو با هم اختلاف داشتند.

\* میانگین تغییرات سه شاخص a, I و b در لیگچورهای *ito* ۱۰/۵۲ در *dentarum* ۱۱/۲۰ و در *glenro* ۸/۵۴ بدست آمد.

$\Delta E$  اختلاف جبری دو رنگ از یکدیگر است و تقریباً اکثر مطالعات رنگ، بعد از ابداع آن با توجه به این معیار صورت گرفته است.  $\Delta E$  بزرگتر از ۱ به معنی تفاوت محسوس و قابل دید از نظر چشمی بین دو رنگ در حداقل ۵۰٪ مشاهده کنندگان است و  $\Delta E \geq 2/7$  به معنی تفاوت رنگی است که از نظر کلینیکی غیرقابل قبول است. مقدار DE در *dentarum* بطور آشکاری از دو گروه دیگر بعد از قرارگیری در دهان افزایش یافته است. در این مطالعه نتایج بدست آمده با تکیه بر نتایج حاصل از تحلیل آماری است و ممکن است از لحاظ کلینیکی این نتایج بدست نیاید.

در تحقیقی که خانم دکتر احراری به راهنمای خانم دکتر جلالی روی خصوصیات کششی چند نوع مارک مختلف لیگاچورهای الاستومری انجام دادند ضریب الاستیسیته الاستیک های ito پس از ۲۸ روز به طور قابل توجهی افزایش و در لیگاچورهای Dentarum به صورت معنی داری کاهش نشان داد. ito تنها گروهی بود که چقرمگی آن بعد از ۲۸ روز نگهداری در محیط دهانی تفاوت قابل توجهی با حالت اولیه نداشت. لیگاچورهای dentarum پس از ۲۸ روز بیشترین درصد کاهش چقرمگی را نسبت به گروههای دیگر نشان دادند. همچنین این لیگاچورها در حالت اولیه دارای بالاترین میزان ضریب الاستیسیته بودند.

### نتیجه گیری

- ۱- تقریباً همه لیگاچورهای الاستومری مورد بررسی پس از ۲۸ روز نگهداری در محیط دهان به صورت معنی داری در شاخص های رنگ پذیری متفاوت بودند.
- ۲- مقدار شاخص a پس از ۲۸ روز نگهداری الاستیک ها در محیط دهان در ito و glenro افزایش یافت ولی در dentarum کاهش پیدا کرد.
- ۳- مقدار شاخص b پس از ۲۸ روز نگهداری الاستیک ها در محیط دهان بطور محسوسی در هر سه گروه (dentarum, glenro, ito) افزایش پیدا کرد و در نتیجه میزان زردی الاستیک ها افزایش یافت و این در مورد لیگاچورهای dentarum بیشتر از دو گروه دیگر بود.

۴- مقدار شاخص I پس از ۲۸ روز نگهداری الاستیک ها در محیط دهان در هر ۳ گروه درجاتی از کاهش را نشان داد و روشنی الاستیک ها بعد از قرارگیری ۲۸ روزه در دهان کمتر گردید.

۵- تحت شرایط این مطالعه لیگاتورهای glenro از لحاظ شاخص رنگ پذیری در مجموع برتر از گروههای دیگر بود.

۶- با توجه به کاهش خصوصیات استحکامی<sup>(۶)</sup> و افزایش رنگ پذیری لیگاتورهای الاستومری مورد بررسی نشان می دهد که بهتر است این لیگاتورها در هر جلسه ملاقات بیمار به منظور کاهش خطر پارگی و طبیعت غیر بهداشتی آن تعویض گردند.

### References:

۱- جی ام جی ک وی: بسپارها شیمی و فیزیک مواد جدید، ترجمه بخشنده غلامرضا، سبحان منش کاظم، تهران مرکز نشر دانشگاهی ۱۳۷۵، بخش اول، دوم.

2- Graber Tomas M, et al. Orthodontic current principles and technique, St. Louis, Mosby-Year Book, 1994, Ch2.

\*3- Nikolai Robert J. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. Philadelphia, hea & Febige, 1985, Ch 3, 5.

4 – Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics; Farmington, W.B. Sanders Company, 1997. Ch 1, 15.

\*۵- میرزا کوچکی، بهنام. استا راهنما: فرزین هروی. بررسی میزان اضمحلال

نیروی الاستیک های مورد استفاده در ارتودنسی. مقطع دکترای تخصصی، پایان نامه

شماره ۱۸۸، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۷۹-۱۳۷۸

۶- احراری، فرزانه. استاد راهنما: طاهره جلالی. بررسی خصوصیات کششی چند نوع لیگاتور الاستومری مورد استفاده در ایران. مقطع دکترای تخصصی، پایان نامه شماره ۳۰۹، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۵-۱۳۸۴.

7- Devanathan D. Performance study of a low friction ligature. Laporte, Ind: Research laboratory of TP orthodontics; 2000.

8- Profit WR. Contemporary orthodontics. Saint Louis: C.V. Mosby; 2000.

9 – Echols MP. Elastic ligatures, binding forces and anchorage taxation. Am J Orthod 1975; 67: 219.

10 – Bednar JR, Gruendeman GW. The influence of bracket design on moment production during axial rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993; 104: 254-61.

11 – Ireland AJ, Sherriff M, Mc Donald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 1991; 13: 322-8.

\*12 – Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 416-22.

13 – Sims APT , Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. Eur J Orthod 1993; 15: 377-85.



14 - Read-Ward GE, Janes SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod* 1997; 24: 309-17.

\*15- Rock WP, Wilson HJ. The effect of bracket type and ligation method upon-forces exerted by orthodontic archwires. *Br Orthod* 1989; 16: 213-7.

\*16 – Adams DM, Powers JM, Asgar K. Effects of bracket ties on stiffness of on archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 131-6.

\*17 – Thurow RC. Elastic ligatures, binding forces and anchorage taxation (letter to the editor). *Am J Orthod* 1975; 67: 694.

18 – Edwards GP, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwire. *Br J Orthod* 1995; 22: 145-53.

\*19 – Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elasmomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 670-5.

20 – Graber. Vanarsdall. vig TM. *Orthodontics current principles & techniques*. 4ed. Louis: ELSEVIER MosNK; 2005; P 717-723.

21 – Strite R: Personal communications, 1983.

22 – Ford WF: Personal communications, 1993.

23 – Wildman AJ: Personal communications, 1993.

24 – Wildman AJ, Hice TL, Lane HM, et al: Round table: the Edgelok bracket, *J Clin Orthod* 6(11): 613-623, 1972.

25 – Sander FG: Personal communications, 1993.



26 – Demon DH, The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system, *J Clin Orthod* 32(11): 670-681, 1998.

27 – Berger JL: The influence of the SPEED brackets self ligating design on force to levels in tooth movement: a comparative in vitro study, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 97: 219-228, 1990.

28 – Maijer R, Smith DC: Time saving with self-ligating brackets, *J Clin Orthod* 24(1): 29-31, 1990.

29- Scharer P, Rinn LA, Kopp FR. Esthetic guiden lines for restorative dentistry. Quintessence Co. 1982. Ch 1, 2, 3, 4, 5, 8, 10.

30-Stein RS, Kuqwata M. Color atlas of ceramo-metal technology. 1<sup>st</sup> Ed. St. Louis, Ishiyaku Euro America, Vol 1. 1986; P: 59.

31- Bergen SF, Mc Casland J. Dental operatory lighting and tooth color discrimination. *J Am Dent Assoc* 1987; 94: 130-8.

32 – Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J: Cetemporary fixed prosthodontics. 3<sup>rd</sup> Ed. St Louise, Mosby, 2001; P: 592-614.

۳۳- شیلینبرگ، هربرت. مهران نوربخش. چاپ دوم، ویرایش سوم، تهران:

انتشارات نور دانش، ۱۳۸۲، ص. ۴۲۶-۴۲۵.

34 – Wasson W, Schuman N. Color visiom and dentistry. *Quintessence Int* 1992; 23: 349-353.

35 – Sproull RC. Color matching in dentistry. Part III. Color Control. *J Prosthet Dent* 1974; 31: 146-154.

36- Joiner Andrew. Tooth colour: a review of literature. *Journal of Dentistry* 2004; 32(1) P: 13-12.

---

رفرنس هایی که با علامت \* مشخص شده، به صورت غیر مستقیم استفاده شده است.

## **Abstract:**

### **Introduction:**

In fixed orthodontics Archwire-ligature-bracket relationship is used to reach to therapeutic purposes. Ligature is the connector between Arch wire and bracket. One of the Methods of arch wire setting is use of elastomeric ligatures that frictional characteristics of them tend to inhibit treatment progression & because of degeneration and unsanitary nature of them constant maintenance is needed & this matter reduces the clinical efficacy.

### ***Methods and Materials:***

To compare colour acceptability of three of elastic ligatures (dentaram, Ito & Glenro) 12 patients who were under orthodontic treatment were chosen & in each of them, four elastics of each kind were used in different parts of mouth. Before placing in mouth, elastics were scanned by scanner Genius HR6X mark and part of them were selected to assign colour Adobe photoshap Cs2 computer soft ware After placing elastics for four weeks, the elastics were taked –out of mouth and dried. Then they were scanned again & sections of colour assignment were provided by photoshop soft ware According to previous method and then were printed by printer & colour changes were measured by colourimeter, colour changes (a, l, b) were calculated by comparing the acquired amounts by colourimeter in each changes of every kind of them.

### ***Findings:***

According to changes of three indices a, l, b considering the DE and One way ANOVA, index of colour acceptability in three groups was statistically significant ( $P < 0.001$ ), but Tukey test showed that the difference was between ghenro and two other groups (ito, dentarum) so that colour acceptability of ghenro was less than the two other groups.

*Conclusion:*

Comparing "ito, dentarum and ghenro" groups before and after placing, "l" revealed degrees of reduction and also "b" was increased in all the three groups significantly & Because it was positive, yellowness of it has increased in greater amount but "a" despite of being negative in three groups, has increased in ito ghenro but has decreased dentarum. It could be concluded that colour acceptability of ghenro is significantly less than other groups.



## Oneway

### Descriptives

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
A1	ito	48	-2.3208	.54693	.07894	-2.4796	-2.1620	-3.60	-1.10
	dentarum	48	-2.7417	.43213	.06237	-2.8671	-2.6162	-3.60	-1.30
	glenro	48	-2.6563	.26889	.03881	-2.7343	-2.5782	-3.20	-1.60
	Total	144	-2.5729	.46548	.03879	-2.6496	-2.4962	-3.60	-1.10
L1	ito	48	57.9708	.61849	.08927	57.7912	58.1504	56.50	59.10
	dentarum	48	57.3354	.92839	.13400	57.0658	57.6050	55.00	58.50
	glenro	48	58.1521	.45848	.06618	58.0190	58.2852	57.10	58.90
	Total	144	57.8194	.77561	.06463	57.6917	57.9472	55.00	59.10
B1	ito	48	.0729	.40515	.05848	-.0447	.1906	-1.10	1.10
	dentarum	48	.0229	.18933	.02733	-.0321	.0779	-.30	.90
	glenro	48	.2000	.11299	.01631	.1672	.2328	.00	.50
	Total	144	.0986	.27481	.02290	.0533	.1439	-1.10	1.10
A2	ito	48	-2.9813	.44800	.06466	-3.1113	-2.8512	-3.90	-2.00
	dentarum	48	-1.9583	.69919	.10092	-2.1614	-1.7553	-3.40	-.70
	glenro	48	-2.9604	.57897	.08357	-3.1285	-2.7923	-4.30	-1.50
	Total	144	-2.6333	.75252	.06271	-2.7573	-2.5094	-4.30	-.70
L2	ito	48	54.0771	.68362	.09867	53.8786	54.2756	52.40	55.50
	dentarum	48	53.6417	1.15276	.16639	53.3069	53.9764	51.30	55.20
	glenro	48	55.6542	.87639	.12650	55.3997	55.9086	54.00	57.30
	Total	144	54.4576	1.26312	.10526	54.2496	54.6657	51.30	57.30
B2	ito	48	9.7583	.86019	.12416	9.5086	10.0081	8.50	11.10
	dentarum	48	10.4729	3.33593	.48150	9.5043	11.4416	6.60	14.60
	glenro	48	8.2500	.98023	.14148	7.9654	8.5346	6.30	10.00
	Total	144	9.4937	2.25414	.18785	9.1224	9.8651	6.30	14.60
DA	ito	48	-.6604	.66131	.09545	-.8524	-.4684	-2.20	1.00
	dentarum	48	.7833	.89451	.12911	.5236	1.0431	-1.20	2.10
	glenro	48	-.3042	.60563	.08742	-.4800	-.1283	-1.60	1.00
	Total	144	-.0604	.95238	.07936	-.2173	.0965	-2.20	2.10
DL	ito	48	-3.8938	.85113	.12285	-4.1409	-3.6466	-5.60	-2.20
	dentarum	48	-3.6937	1.49459	.21573	-4.1277	-3.2598	-7.20	-.90
	glenro	48	-2.4979	1.00371	.14487	-2.7894	-2.2065	-4.40	.00
	Total	144	-3.3618	1.29841	.10820	-3.5757	-3.1479	-7.20	.00
DB	ito	48	9.6854	.94868	.13693	9.4099	9.9609	8.00	11.40
	dentarum	48	10.4500	3.30409	.47690	9.4906	11.4094	6.80	14.40
	glenro	48	8.0500	.99680	.14388	7.7606	8.3394	6.20	9.80
	Total	144	9.3951	2.28465	.19039	9.0188	9.7715	6.20	14.40

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
A1	Between Groups	4.750	2	2.375	12.766	.000
	Within Groups	26.234	141	.186		
	Total	30.984	143			
L1	Between Groups	17.657	2	8.828	18.207	.000
	Within Groups	68.369	141	.485		
	Total	86.026	143			
B1	Between Groups	.800	2	.400	5.641	.004
	Within Groups	10.000	141	.071		
	Total	10.800	143			
A2	Between Groups	32.815	2	16.408	48.033	.000
	Within Groups	48.165	141	.342		
	Total	80.980	143			
L2	Between Groups	107.631	2	53.815	62.960	.000
	Within Groups	120.521	141	.855		
	Total	228.152	143			
B2	Between Groups	123.633	2	61.816	14.455	.000
	Within Groups	602.971	141	4.276		
	Total	726.604	143			
DA	Between Groups	54.304	2	27.152	50.774	.000
	Within Groups	75.401	141	.535		
	Total	129.704	143			
DL	Between Groups	54.694	2	27.347	20.688	.000
	Within Groups	186.386	141	1.322		
	Total	241.080	143			
DB	Between Groups	144.307	2	72.153	16.897	.000
	Within Groups	602.100	141	4.270		
	Total	746.407	143			



## Post Hoc Tests

### Multiple Comparisons

Tukey HSD

Dependent Variable	(I) GROUPS	(J) GROUPS	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
A1	ito	dentarum	.4208*	.08805	.000	.2123	.6294
		glenro	.3354*	.08805	.001	.1269	.5440
	dentarum	ito	-.4208*	.08805	.000	-.6294	-.2123
		glenro	-.0854	.08805	.597	-.2940	.1231
	glenro	ito	-.3354*	.08805	.001	-.5440	-.1269
		dentarum	.0854	.08805	.597	-.1231	.2940
L1	ito	dentarum	.6354*	.14214	.000	.2987	.9721
		glenro	-.1812	.14214	.412	-.5179	.1554
	dentarum	ito	-.6354*	.14214	.000	-.9721	-.2987
		glenro	-.8167*	.14214	.000	-1.1534	-.4800
	glenro	ito	.1812	.14214	.412	-.1554	.5179
		dentarum	.8167*	.14214	.000	.4800	1.1534
B1	ito	dentarum	.0500	.05436	.629	-.0788	.1788
		glenro	-.1271	.05436	.054	-.2558	.0017
	dentarum	ito	-.0500	.05436	.629	-.1788	.0788
		glenro	-.1771*	.05436	.004	-.3058	-.0483
	glenro	ito	.1271	.05436	.054	-.0017	.2558
		dentarum	.1771*	.05436	.004	.0483	.3058
A2	ito	dentarum	-1.0229*	.11930	.000	-1.3055	-.7403
		glenro	-.0208	.11930	.983	-.3034	.2618
	dentarum	ito	1.0229*	.11930	.000	.7403	1.3055
		glenro	1.0021*	.11930	.000	.7195	1.2847
	glenro	ito	.0208	.11930	.983	-.2618	.3034
		dentarum	-1.0021*	.11930	.000	-1.2847	-.7195
L2	ito	dentarum	.4354	.18872	.058	-.0116	.8824
		glenro	-1.5771*	.18872	.000	-2.0241	-1.1301
	dentarum	ito	-.4354	.18872	.058	-.8824	.0116
		glenro	-2.0125*	.18872	.000	-2.4595	-1.5655
	glenro	ito	1.5771*	.18872	.000	1.1301	2.0241
		dentarum	2.0125*	.18872	.000	1.5655	2.4595
B2	ito	dentarum	-.7146	.42212	.211	-1.7145	.2853
		glenro	1.5083*	.42212	.001	.5085	2.5082
	dentarum	ito	.7146	.42212	.211	-.2853	1.7145
		glenro	2.2229*	.42212	.000	1.2230	3.2228
	glenro	ito	-1.5083*	.42212	.001	-2.5082	-.5085
		dentarum	-2.2229*	.42212	.000	-3.2228	-1.2230
DA	ito	dentarum	-1.4437*	.14927	.000	-1.7973	-1.0902
		glenro	-.3563*	.14927	.048	-.7098	-.0027
	dentarum	ito	1.4437*	.14927	.000	1.0902	1.7973
		glenro	1.0875*	.14927	.000	.7339	1.4411
	glenro	ito	.3563*	.14927	.048	.0027	.7098
		dentarum	-1.0875*	.14927	.000	-1.4411	-.7339
DL	ito	dentarum	-.2000	.23469	.671	-.7559	.3559
		glenro	-1.3958*	.23469	.000	-1.9517	-.8399
	dentarum	ito	.2000	.23469	.671	-.3559	.7559
		glenro	-1.1958*	.23469	.000	-1.7517	-.6399
	glenro	ito	1.3958*	.23469	.000	.8399	1.9517
		dentarum	1.1958*	.23469	.000	.6399	1.7517
DB	ito	dentarum	-.7646	.42181	.169	-1.7637	.2346
		glenro	1.6354*	.42181	.000	.6363	2.6346
	dentarum	ito	.7646	.42181	.169	-.2346	1.7637
		glenro	2.4000*	.42181	.000	1.4008	3.3992
	glenro	ito	-1.6354*	.42181	.000	-2.6346	-.6363
		dentarum	-2.4000*	.42181	.000	-3.3992	-1.4008

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

## Homogeneous Subsets

### A1

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
dentarum	48	-2.7417	
glenro	48	-2.6563	
ito	48		-2.3208
Sig.		.597	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

### L1

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
dentarum	48	57.3354	
ito	48		57.9708
glenro	48		58.1521
Sig.		1.000	.412

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

### B1

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
dentarum	48	.0229	
ito	48	.0729	.0729
glenro	48		.2000
Sig.		.629	.054

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**A2**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
ito	48	-2.9813	
glenro	48	-2.9604	
dentarum	48		-1.9583
Sig.		.983	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**L2**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
dentarum	48	53.6417	
ito	48	54.0771	
glenro	48		55.6542
Sig.		.058	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**B2**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
glenro	48	8.2500	
ito	48		9.7583
dentarum	48		10.4729
Sig.		1.000	.211

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**DA**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05		
		1	2	3
ito	48	- .6604		
glenro	48		- .3042	
dentarum	48			.7833
Sig.		1.000	1.000	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**DL**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
ito	48	-3.8938	
dentarum	48	-3.6937	
glenro	48		-2.4979
Sig.		.671	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

**DB**

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
glenro	48	8.0500	
ito	48		9.6854
dentarum	48		10.4500
Sig.		1.000	.169

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.

## T-Test ITO

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	A2	-2.9813	48	.44800	.06466
	A1	-2.3208	48	.54693	.07894
Pair 2	L2	54.0771	48	.68362	.09867
	L1	57.9708	48	.61849	.08927
Pair 3	B2	9.7583	48	.86019	.12416
	B1	.0729	48	.40515	.05848

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	A2 & A1	48	.128	.388
Pair 2	L2 & L1	48	.148	.314
Pair 3	B2 & B1	48	.006	.969

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	A2 - A1	-.6604	.66131	.09545	-.8524	-.4684	-6.919	47	.000
Pair 2	L2 - L1	-3.8937	.85113	.12285	-4.1409	-3.6466	-31.695	47	.000
Pair 3	B2 - B1	9.6854	.94868	.13693	9.4099	9.9609	70.732	47	.000

## T-Test dentarum

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	A2	-1.9583	48	.69919	.10092
	A1	-2.7417	48	.43213	.06237
Pair 2	L2	53.6417	48	1.15276	.16639
	L1	57.3354	48	.92839	.13400
Pair 3	B2	10.4729	48	3.33593	.48150
	B1	.0229	48	.18933	.02733

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	A2 & A1	48	-.206	.160
Pair 2	L2 & L1	48	-.020	.892
Pair 3	B2 & B1	48	.196	.182

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	A2 - A1	.7833	.89451	.12911	.5236	1.0431	6.067	47	.000
Pair 2	L2 - L1	-3.6937	1.49459	.21573	-4.1277	-3.2598	-17.122	47	.000
Pair 3	B2 - B1	10.4500	3.30409	.47690	9.4906	11.4094	21.912	47	.000

## T-Test glenro

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	A2	-2.9604	48	.57897	.08357
	A1	-2.6563	48	.26889	.03881
Pair 2	L2	55.6542	48	.87639	.12650
	L1	58.1521	48	.45848	.06618
Pair 3	B2	8.2500	48	.98023	.14148
	B1	.2000	48	.11299	.01631

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	A2 & A1	48	.131	.376
Pair 2	L2 & L1	48	-.036	.807
Pair 3	B2 & B1	48	-.090	.542

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	A2 - A1	-.3042	.60563	.08742	-4.800	-.1283	-3.480	47	.001
Pair 2	L2 - L1	-2.4979	1.00371	.14487	-2.7894	-2.2065	-17.242	47	.000
Pair 3	B2 - B1	8.0500	.99680	.14388	7.7606	8.3394	55.951	47	.000

## T-Test

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	A2	-2.6333	144	.75252	.06271
	A1	-2.5729	144	.46548	.03879
Pair 2	L2	54.4576	144	1.26312	.10526
	L1	57.8194	144	.77561	.06463
Pair 3	B2	9.4937	144	2.25414	.18785
	B1	.0986	144	.27481	.02290

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	A2 & A1	144	-.177	.034
Pair 2	L2 & L1	144	.261	.002
Pair 3	B2 & B1	144	-.051	.545

Paired Samples Test

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	A2 - A1	-.0604	.95238	.07936	-.2173	.0965	-.761	143	.448
Pair 2	L2 - L1	-3.3618	1.29841	.10820	-3.5757	-3.1479	-31.070	143	.000
Pair 3	B2 - B1	9.3951	2.28465	.19039	9.0188	9.7715	49.347	143	.000



## Oneway

### Descriptives

DE	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
					ito	48		
dentarum	48	11.2072	3.42993	.49507	10.2112	12.2031	7.01	15.28
glenro	48	8.5413	.71412	.10307	8.3339	8.7487	7.25	10.05
Total	144	10.0903	2.35734	.19645	9.7020	10.4786	7.01	15.28

### ANOVA

DE	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	184.009	2	92.004	21.244	.000
Within Groups	610.651	141	4.331		
Total	794.660	143			

## Post Hoc Tests

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: DE

Tukey HSD

(I) GROUPS	(J) GROUPS	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
ito	dentarum	-.6848	.42480	.244	-1.6910	.3214
	glenro	1.9811*	.42480	.000	.9748	2.9873
dentarum	ito	.6848	.42480	.244	-.3214	1.6910
	glenro	2.6659*	.42480	.000	1.6597	3.6721
glenro	ito	-1.9811*	.42480	.000	-2.9873	-.9748
	dentarum	-2.6659*	.42480	.000	-3.6721	-1.6597

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

## Homogeneous Subsets

DE

Tukey HSD<sup>a</sup>

GROUPS	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
glenro	48	8.5413	
ito	48		10.5224
dentarum	48		11.2072
Sig.		1.000	.244

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 48.000.









۷۰

ضمیمه

## فهرست مطالب

### فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱.....	چکیده.....
	<i>فصل اول: مقدمه و کلیات</i>
۳.....	مقدمه.....
۵.....	کلیات.....
۷.....	استومرها.....
۸.....	مشخصات برجسته الاستومرها.....
۱۰.....	تأثیر روش بستن آرچ وایر.....
۱۴.....	ارتودنتیک self ligation.....
۱۵.....	براکتهای self ligation.....
۱۶.....	تاریخچه اتچمنت های ارتودنتیک self ligating.....
۱۸.....	مزایای براکت های self ligating.....
	<i>فصل دوم: رنگها</i>
۲۰.....	سیستم های رنگ / سیستم Munsell.....
۲۱.....	سیستم CIE-Lab.....
۲۴.....	انتخاب رنگ و خصوصیات آن.....

## فهرست مطالب

۲۷.....	بررسی رنگ دندان.....
۲۸.....	اندازه گیری رنگ دندان.....
	فصل سوم: مواد و روشها
۳۳.....	مواد و روشها.....
۳۵.....	متغیرها.....
۳۶.....	آنالیز آماری.....
	فصل چهارم: یافته ها
۳۷.....	یافته ها.....
	فصل پنجم: بحث و نتیجه گیری
۴۶.....	بحث.....
۵۰.....	نتیجه گیری.....
۵۱.....	منابع.....
۵۵.....	خلاصه انگلیسی.....
۵۷.....	ضمیمه.....



---

## فهرست مطالب

---

---

## فهرست تصاویر

---

### فهرست تصاویر

صفحه	عنوان
۲۳.....	تصویر ۱-۲: کره رنگ مانسل.....
۲۳.....	تصویر ۲-۲: فضای رنگی CIE-LAB.....
۲۴.....	تصویر ۳-۲: نمودارهای سیستم CIE-LAB.....
۳۴.....	تصویر ۱-۳: دستگاه کالریمتر.....
۳۵.....	تصویر ۲-۳: فیبر نوری که در قسمت سر دستگاه کالریمتر نصب گردید...

---

## فهرست تصاویر

---

## فهرست نمودارها

### فهرست جداول

صفحه	عنوان
جدول ۴-۱: مقایسه شاخص های رنگ قبل از گذاشتن الاستیک در داخل دهان در گروه های تحت مطالعه.....	۳۷.....
جدول ۴-۲: مقایسه شاخص های رنگ بعد از گذاشتن الاستیک در داخل دهان در گروه های تحت مطالعه.....	۳۹.....
جدول ۴-۳: مقایسه شاخص های رنگ اختلاف بعد و قبل از گذاشتن الاستیک در داخل دهان در گروه های تحت مطالعه.....	۴۰.....
جدول ۴-۴: مقایسه قبل و بعد شاخص های a, l و b در گروه های ito.....	۴۱.....
جدول ۴-۵: مقایسه قبل و بعد شاخص های a, l و b در گروه های dentarum.....	۴۲.....
جدول ۴-۶: مقایسه قبل و بعد شاخص های a, l و b در گروه های glenro.....	۴۳.....
جدول ۴-۷: تغییرات سه شاخص a, l و b با توجه به فرمول DE در سه گروه.....	۴۵.....

## فهرست نمودارها

### فهرست نمودارها

صفحه	عنوان
۴۳	نمودار ۴-۱: نمودار ستونی میانگین شاخص a قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان در سه گروه تحت مطالعه.....
۴۴	نمودار ۴-۲: نمودار ستونی میانگین شاخص l قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان در سه گروه تحت مطالعه.....
۴۴	نمودار ۴-۳: نمودار ستونی میانگین شاخص b قبل و بعد از قرارگیری الاستیک ها در دهان در سه گروه تحت مطالعه.....
۴۵	نمودار ۴-۴: نمودار ستونی میانگین تغییرات سه شاخص a, l و b با توجه به DE در سه گروه تحت مطالعه.....