مقایسه مقاومت به سایش سه نوع دندان مصنوعی کامپوزیتی با یک نمونه از دندان‌های مصنوعی آکریلی

دکتر علیرضا هاشمی آشتیانی[۱]- علی روحانی[۲†]- دکتر سارا خلقی[۳]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

۲- دانشجوی دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

۳- دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

Comparison of wear resistance of three types of composite resin denture teeth with an acrylic resin denture tooth

Alireza Hashemi Ashtiani[1], Ali Rohani[2†], Sara Kholghi[3]

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

2†- Dental Student, School of Dentistry, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran (alirohani172@gmail.com)

3- Dentist, School of Dentistry, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

Background and Aims: Wear resistance of artificial teeth has an important role in denture longevity. The purpose of this in vitro study was to evaluate the wear resistance of three types of composite resin denture teeth with that of acrylic resin.

Materials and Methods: In this study, four types of artificial teeth, including 3 types of composite artificial teeth (Ivoclar, Apple and Yamahachita) and 1 type of acrylic resin artificial teeth (Ivoclar) were used. Ten maxillary first premolars were selected from each set and were fixed in autopolymerising acrylic resin. The wear test was performed for 1000 and 2000 cycles. The heights and weights were measured under a light stereo microscope and scales (0.001 gram accuracy) before and after wear cycles. Data were analysed by ANOVA and Duncan tests (P=0.05).

Results: There was no significant difference between the mean wear of the composite and acrylic resin ivoclar artificial teeth in 1000 and 2000 cycles (P>0.05), but this difference was significant between the other artificial teeth (P<0.05). In 1000 and 2000 cycles, there was a significant difference between the mean weight loss of samples of all four artificial teeth groups (P<0.05). Also, in this study, the composite and acrylic ivoclar artificial teeth showed significantly less wear-resistant than that of other teeth, and the highest wear rate was found for Yamahachita's composite artificial teeth.

Conclusion: The findings of this study suggested that Ivoclar composite or acrylic resin denture teeth can be more suitable options than other artificial teeth used in this study in cases susceptible to abrasion.

Key Words: Artificial teeth, Resin base, Wear resistance

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2018;31(1):27-33

† مؤلف مسؤول: اهواز- دانشکده دندانپزشکی- دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور- گروه آموزشی پروتزها دندانی

تلفن: ۰۹۱۶۱۱۳۶۲۵۵ نشانی الکترونیک: alirohani172@gmail.com

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

چکیده

زمینه و هدف: مقاومت دندان‌های مصنوعی در برابر سایش ، تأثیر زیادی در دوام و طول عمر دست دندان دارد. هدف از این پژوهش ارزیابی و مقایسه میزان سایش سه نوع دندان مصنوعی کامپوزیتی با نمونه آکریلی بود.

روش بررسی: در این پژوهش از چهار نوع دندان مصنوعی شامل یک نوع آکریلی (ایوکلار) و سه نمونه کامپوزیتی (ایوکلار، اپل و یاماهاچیتا) استفاده شد. ۱۰ دندان مصنوعی پره مولر فک بالا از هر نوع دندان مصنوعی ، در آکریل خود سخت شونده ثابت شدند و آزمون سایش به تعداد ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ چرخه انجام شد. ارتفاع و وزن دندان‌ها قبل و بعد از هر سری سایش توسط یک میکروسکوپ نوری و ترازوی دیجیتال با دقت ۰/۰۰۱ گرم اندازه‌گیری شد. داده‌ها به وسیله آزمون آماری ANOVA و آزمون تکمیلی Duncan مورد بررسی و مقایسه قرار گرفتند (P=۰/۰۵).

یافته‌ها: در در تعداد چرخه‌های ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور تفاوت معنی‌داری بین میانگین سایش دندان‌های کامپوزیتی و آکریلی ایوکلار از نظر ارتفاع وجود نداشت (P>۰/۰۵) ولی این تفاوت بین سایر دندان‌ها معنی‌دار بود (P<۰/۰۵). در ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور تفاوت معنی‌داری بین میانگین کاهش وزن نمونه‌ها بین هر چهار گروه دندانی وجود داشت (P<۰/۰۵). همچنین در این بررسی مشخص شد که دندان کامپوزیتی و آکریلی ایوکلار به طور معنی‌داری کمترین سایش را نسبت به سایر دندان‌ها داشتند و بیشترین سایش مربوط به دندان کامپوزیتی یاماهاچیتا بود.

نتیجه گیری: یافته‌های حاصل از این مطالعه پیشنهاد می‌کند که دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی یا آکریلی ایوکلار می‌توانند گزینه‌های مناسب‌تری نسبت به سایر دندان‌های استفاده شده در این تحقیق برای کاربرد در کیس‌های با احتمال سایش بیشتر باشند.

کلید واژه‌ها: دندان مصنوعی، بیس رزینی، مقاومت به سایش

وصول:۹۶/۰۹/۰۱ اصلاح نهایی:۹۷/۰۱/۳۰ تأیید چاپ:۹۷/۰۲/۰۱

مقدمه

یکی از مهم‌ترین مسائل حین انتخاب دندان‌های مصنوعی مورد استفاده در یک دست دندان، خصوصیات فیزیکی آن‌ها است (۱). این دندان‌ها باید خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مطلوبی داشته باشند تا نیازهای فانکشنال از جمله جویدن، بریدن، گاز گرفتن و له کردن غذا را بر آورده سازند. دندان‌های مصنوعی باید جزئیات آناتومیک و زیبایی دندان‌ها را بازسازی کنند، به علاوه باید غیر سمی باشند، بافت‌های نرم دهان را تحریک نکنند و کاربردشان راحت و ارزان قیمت باشند (۲،۳) در میان خصوصیات مکانیکی فوق، مقاومت به سایش، یک خصوصیت مهم است (۱). اهمیت سایش دندان‌های مصنوعی از این جهت است که بر اثر ساییده شدن دندان‌های مصنوعی، اکلوژن طبیعی از دست می‌رود و به ساپورت نا کافی در دندان‌های خلفی منجر می‌شود در نتیجه روابط فکی، کارایی عمل جویدن، ارتفاع عمودی صورت و ثبات دنچر از دست می‌رود. از بین رفتن ارتفاع عمودی باعث وارد آمدن استرس بیشتر بر روی ریج آلوئولار قدامی می‌شود که منجر به افزایش میزان تحلیل ریج باقیمانده شده و این امر به نوبه ی خود کاهش ارتفاع ریج در قسمت قدامی و اختلال در زیبایی را به همراه دارد (۴،۵).

مطالعات نشان داده‌اند که سایش دندان‌های مصنوعی تحت تأثیر ماهیت ماده مقابلشان است. به طور کلی استفاده از دندان‌هایی با مقاومت سایشی بالا توصیه می‌شود، به ویژه زمانی که در سمت مقابل یک دندان طبیعی، روکش، پروتز پارسیل ثابت و یا ترمیم‌هایی با سطح اکلوزال سرامیکی قرار داشته باشد (۶). در ابتدا دندان‌های مصنوعی از مواد سرامیکی ساخته می‌شدند. دندان‌های پرسلنی به عنوان مقاوم‌ترین دندان‌ها در مقابل سایش در نظر گرفته می‌شوند. علاوه بر این، این دندان‌ها از ثبات رنگی بیشتری نسبت به انواع رزینی برخور بودند اما معایب زیادی داشتند که عبارتند از استعداد بالا به شکست، عدم تطابق ضریب انبساط حرارتی شان با ضریب انبساط حرارتی بیس دنچر، قدرت اتصال ضعیف با بیس دنچر (که منجر به تجمع استرس در زیر بیس دنچر می‌شد) و در نهایت پرداخت دشوار این دندان‌ها. به دلایل فوق امروزه این دندان‌ها کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرند (۱،۲،۴،۷).

با ظهور پلی متیل متاکریلات در دهه ۱۹۴۰، ماده جدیدی برای ساخت دندان‌های مصنوعی معرفی شد. امروزه در اغلب پروتزهای متحرک از دندان‌های مصنوعی رزینی استفاده می‌شود. خصوصیات مطلوب این دندان‌ها عبارتند از اتصال شیمیایی خوب با بیس دنچر، پرداخت و ریکانتورینگ بدون ایجاد اختلال در خصوصیاتشان، عدم ایجاد سایش در دندان‌های مصنوعی یا طبیعی مقابلشان، استعداد شکست کمتر، ظاهر طبیعی و عدم ایجاد صدای کلیک. عیب اصلی دندان‌های رزینی، سایش سریع سطح جونده دندان‌های خلفی است (۲،۴،۵).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

از سال ۱۹۸۰ جهت بهبود خواص فیزیکی دندان‌های مصنوعی، دندان‌های ترکیبی که ترکیبی از رزین آکریلی و کامپوزیت- رزین بودند به بازار ارایه گردید که مخلوطی از خواص هر ۲ گروه رزینی آکریلی و کامپوزیت را دارا بودند. برخی مطالعات نشان داده‌اند که این دندان‌ها دارای مقاومت سایشی بالاتری هستند (۲،۶،۸) .

یک نوع از این دندان‌های رزین کامپوزیتی، دندان‌های کامپوزیتی میکروفیلد هستند که زیبایی و خواص مکانیکی بهتری نسبت به دندان‌های آکریلی دارند. البته این دندان‌ها مشکلاتی از قبیل اتصال ضعیف با بیس دنچر، شکنندگی و رنگ پذیری سطحی دارند (۷،۹).

یک نوع جدید دندان‌های مصنوعی، دندان‌های رزینی کامپوزیتی نانوفیلد هستند. این دندان‌ها قابلیت پرداخت بیشتری دارند و در برابر ضربه و رنگ پذیری مقاوم می‌باشند. البته این دندان‌های کامپوزیتی حاوی نانوفیلر، سایش بیشتری نسبت به دندان‌های کامپوزیتی حاوی میکروفیلرهای معمولی دارند (۷،۹). هدف از این مطالعه ارزیابی میزان سایش دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی با دندان‌های مصنوعی اکریلی در شرایط آزمایشگاهی در مجاورت نرمال سالین بود.

روش بررسی

در این بررسی آزمایشگاهی ۴ گروه ۱۰تایی از دندان‌های کامپوزیتی ایوکلار (SR orthositpeVivadent, Italy Ivocolar)، اپل (Ideal Maco, Tehran, iran) و یاماهاچیتا (Yamahachi Dental Mfgpx, Gamagory, Japan) و دندان آکریلی ایوکلار (Ivocolar SR orthotypSPE Vivadent, Italy) به صورت تصادفی و همگی از دندان‌های پره مولر ماگزیلا انتخاب شدند. علت انتخاب این دندان سهولت در مانت کردنش بود زیرا این دندان نسبت به دندان‌های مولرکاسپ‌های کمتری دارد و از سوی دیگر نسبت به دندان‌های پرمولر پایین کاسپ‌های مشخص‌تری دارد. همه نمونه‌ها درون آکریل خود سخت شونده (Triplex, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ثابت شدند. به منظور یکسان سازی مانت دندان‌ها و همچنین سطح و ارتفاع کاسپ باکال و لینگوال در یک سطح از سرویور استفاده شد. بدین صورت که یک صفحه گرد فلزی به ماندرل سرویور وصل شده و توجه شد تا هنگام قرار دادن دندان‌های پرمولر در آکریل، کاسپ‌های باکال و لینگوال این دندان‌ها با این صفحه تماس داشته باشند. پس از سخت شدن آکریل ارتفاع هر دندان از انتهای آکریل تا نوک کاسپ توسط میکروسکوپ نوری (MEC-10,Russia) که به یک دوربین دیجیتال (Moticam 480, Motic Instruments, Canada) متصل بود، اندازه‌گیری و یادداشت شد. بدین منظور بر روی هر نمونه، ۲ نقطه به عنوان رفرنس در نظر گرفته شد تا در اندازه‌گیری‌های بعدی نیز از همین نقاط جهت اندازه‌گیری ارتفاع استفاده شود. برای آزمون سایش، از دستگاهی که به سفارش مرکز تحقیقات پروفسور ترابی نژاددانشکده دندانپزشکی اصفهان طراحی و ساخته شده (Isfahan, Iran) استفاده گردید. این دستگاه سیستم تریبولوژیکی پین و دیسک را شبیه سازی می‌کند. نمونه و پین با الکل (Fariman co., Mashhad, Iran) شسته شده و به طور کامل خشک شدند. نمونه از سمت آکریل داخل پایه نگهدارنده دستگاه ثابت گردید. یک لایه سمباده نرم از جنس سیلیس (P240, Tehran, Iran) با چسب آهن (Raziadhesive, Razi chemical industrial co., Tehran, Iran) بر روی دیسک فلزی چسبانده شد. بار ثابتی که بر روی پین اعمال می‌شود را می‌توان از ۱ تا ۱۰۰۰ گرم انتخاب کرد. در پژوهش حاضر، بار ثابت پین معادل ۱۰۰ گرم (یک نیوتن) و سرعت چرخش دستگاه نیز ۶۰ m/s تنظیم گردید.

نمونه‌ها به ترتیب شماره در دستگاه قرار گرفته، به صورت center off تعداد ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور توسط دیسک ساینده ساییده شدند. در تمام مدت سایش از جریان مداوم نرمال سالین (Darou Pakhsh co., Tehran, iran) استفاده گردید تا ذرات حاصل از سایش را از روی نمونه شستشو دهد و محیط سایش را نیز خنک کند.

هر نمونه بعد از ۱۰۰۰ دور سایش از دستگاه خارج شده و پس از شستشو، ارتفاع آن توسط میکروسکوپ نوری اندازه‌گیری می‌شد. سپس دندان دوباره در دستگاه قرار می گرفت، پس از ۱۰۰۰ دور یعنی در مجموع ۲۰۰۰ دور سایش ارتفاع نمونه دوباره اندازه‌گیری شد.و در نهایت کاهش ارتفاع نمونه پس از ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور سایش محاسبه شد. در فواصل بین سایش نمونه‌ها، سمباده را از روی دیسک برداشته، دیسک شسته و خشک شده و برای آزمون نمونه بعدی یک سمباده جدید به دیسک چسبانده می‌شد. در مورد آزمون وزن نیز وزن هر نمونه قبل از سایش، پس از ۱۰۰۰ دور و سپس بعد از ۲۰۰۰ دور توسط ترازوی

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

دیجیتال HR200, AND (co, Japan) با دقت ۰/۰۰۱ گرم اندازه‌گیری می‌شد. پس از آن اختلاف وزن قبل و بعد از سایش که معرف مقدار سایش هر یک از نمونه‌ها است، محاسبه شد. برای افزایش دقت عمل، نمونه‌ها قبل از وزن کشی شسته و خشک می شدند. لازم به ذکر است که برای ایجاد شرایط یکنواخت آزمایش در ۴ گروه مورد بررسی،کلیه آزمایشات توسط خود پژوهشگر و در شرایط یکسان آزمایشگاهی و با استفاده از یک دستگاه واحد انجام گرفت. جهت مقایسه میانگین سایش در چهار نوع دندان از آزمون ANOVA و آنالیز واریانس یک طرفه به طور مجزا بعد از۲۰۰۰ و ۱۰۰۰ دور استفاده شد و برای مقایسه میانگین سایش هر گروه بعد از ۲۰۰۰ و ۱۰۰۰ دور از آنالیز واریانس یک طرفه برای اندازه‌های تکراری استفاده شد. همچنین برای مقایسه زوجی دندان‌های کامپوزیتی با آکریلی از آزمون مکمل Duncan استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از اندازه گیری میزان سایش نمونه‌ها به شرح زیر بود، پس از ۱۰۰۰ دور سایش چهار نوع دندان مصنوعی، میانگین سایش بر حسب کاهش ارتفاع دندان‌های مورد مطالعه مطابق جدول ۱ ثبت گردید.

بررسی‌های آماری به کمک آزمون ANOVA و آنالیز واریانس یک طرفه نشان داد که بین هر چهار نوع دندان مصنوعی اختلاف معنی داری وجود دارد (P=۰/۰۰۶). در حالی که بین دندان‌های آکریلی ایوکلار و کامپوریتی ایوکلار (آزمون مکمل Duncan) اختلاف معنی‌دار وجود نداشت (P>۰/۰۵)، ولی بین بقیه دندان‌ها به صورت دو به دو اختلاف معنی‌دار وجود داشت (P<۰/۰۵) (جدول ۲). پس از ۲۰۰۰ دور سایش میانگین سایش دندان‌های مصنوعی طبق جدول ۱ ثبت گردید.

بررسی‌های آماری انجام شده نشان داد که در این مرحله نیز بین چهار نوع دندان مصنوعی اختلاف معنی‌دار وجود داشت (P=۰/۰۱۳). هرچند در این مرحله نیز بین دندان‌های ایوکلار اختلاف معنی‌داری وجود نداشت (P>۰/۰۵) ولی بین بقیه دندان‌ها به صورت دو به دو اختلاف معنی‌دار وجود داشت (جدول ۲).

جدول ۱- میانگین سایش نمونه‌ها بر حسب میکرومتر

تعداد چرخه سایش	گروه‌ها	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
۱۰۰۰ دور	کامپوزیتی ایوکلار	۸۴۷/۱۸ A	۱۵۶/۳۲	۶۴۰/۶	۱۱۲۸
	آکریلی ایوکلار	۹۳۴/۸۹ A	۴۵/۳۱	۷۱۸/۶	۱۰۷۸/۲
	کامپوریتی اپل	۱۴۰۴/۵۱ B	۲۲۱/۵	۱۱۸۸/۵	۱۶۷۲/۵
	کامپوزیتی یاماهاچیتا	۲۰۳۲/۳ C	۱۶۶/۳۷	۱۵۳۸	۳۴۱۰
۲۰۰۰ دور	کامپوزیتی ایوکلار	۱۱۸۷/۲ A	۱۴۴/۰۹	۱۰۶/۳	۱۱۴۳/۹
	آکریلی ایوکلار	۱۴۸۷/۲ A	۱۱۳/۰۰	۹۱۸/۷	۲۱۱۶/۲
	کامپوریتی اپل	۲۰۵۸/۱۱ B	۱۱۰۱/۳۱	۱۰۴۴/۴	۲۷۰۹/۵
	کامپوزیتی یاماهاچیتا	۲۴۹۶/۳۵ C	۱۰۸/۵۴	۱۷۳۹/۱	۳۷۵۳

جدول ۲- آزمون آنالیز واریانس برای اندازه‌گیری کاهش ارتفاع

تعداد چرخه سایش	Sum of square	df	انحراف معیار	Mean square	f	Sig.
۱۰۰۰ دور	بین گروه‌ها	۱۳۵۶۶۲۱۵۴/۲۷	۱	۱۳۵۶۶۲۱۵۴/۲۷	۱۳۶/۷۹۹۵۵	<۰/۰۵
	داخل گروه‌ها	۱۷۸۵۰۳۴۱/۸۴	۱۸	۹۹۱۶۸۵/۶۵۷۷۷		
	مجموع	۱۵۳۵۱۲۴۹۶/۱۱	۱۹			
۲۰۰۰ دور	بین گروه‌ها	۲۷۲۹۷۶۲۶۰/۴۹	۱	۲۷۲۹۷۶۲۶۰/۴۹	۲۳۸/۳۸۱۵	<۰/۰۵
	داخل گروه‌ها	۲۰۶۱۲۲۱۲۹۳۵۸	۱۸	۱۱۴۵۱۲۳/۱۱۳۳		
	مجموع	۸۴۷۶/۵۳۶	۱۹			

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

جدول ۳- میانگین سایش نمونه‌ها بر حسب گرم

تعداد چرخه سایش	گروه‌ها	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
۱۰۰۰ دور	کامپوزیتی ایوکلار	۰/۱۴ A	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۲۶
	آکریلی ایوکلار	۰/۰۲ B	۰/۰۰۶	۰/۰۰۲	۰/۰۷
	کامپوریتی اپل	۰/۰۳۲ C	۰/۰۰۶	۰/۰۱۸	۰/۰۲۴
	کامپوزیتی یاماهاچیتا	۰/۰۳۹ D	۰/۰۰۴	۰/۰۲۲	۰/۰۶
۲۰۰۰ دور	کامپوزیتی ایوکلار	۰/۰۲۹ A	۰/۰۰۵	۰/۰۰۶	۰/۰۴۶
	آکریلی ایوکلار	۰/۰۳۵ B	۰/۰۰۳	۰/۰۰۲	۰/۰۴۸
	کامپوریتی اپل	۰/۰۵۹ C	۰/۰۰۸	۰/۰۲۸	۰</۱۰۵
	کامپوزیتی یاماهاچیتا	۰/۰۶۲ D	۰/۰۰۷	۰/۰۳۲	۰/۱۰۱

جدول ۴- آزمون آنالیز واریانس برای اندازه‌گیری کاهش وزن

تعداد چرخه سایش	Sum of square	df	انحراف معیار	Mean square	f	Sig.
۱۰۰۰ دور	بین گروه‌ها	۱۸۴/۵۵۲۴۲۵۸	۱	۱۸۴/۵۵۲۴۲۵	۲۵۵۴۰/۹۹۵	<۰/۰۵
	داخل گروه‌ها	۰/۱۳۰۰۶۳	۱۸	۰/۰۰۷۲۲۵۷۳		
	مجموع	۰۱۸۴/۶۸۲۴۸۹	۱۹			
۲۰۰۰ دور	بین گروه‌ها	۱۸۵/۲۷۰۰	۱	۱۸۵/۲۷۰۰۱۹	۲۸۰۳۱/۶۶۸	<۰/۰۵
	داخل گروه‌ها	۰/۱۱۸۹۶۷۶	۱۸	۰/۰۰۶۶۰۹۳۱		
	مجموع	۱۸۵/۳۸۸۹۸	۱۹			

پس از ۱۰۰۰ دور سایش چهار نوع دندان مصنوعی، میانگین سایش بر حسب کاهش وزن دندان کامپوزیتی ایوکلار ۰/۰۱۲ gr ± ۰/۰۱۴، آکریلی ایوکلار ۰/۰۱۴ gr ± ۰/۰۲، کامپوزیتی اپل ۰/۰۲۲ gr ± ۰/۰۳۲ و کامپوزیتی یاماهاچیتا ۰/۰۱۱ gr ± ۰/۰۳۹ می‌باشد. پس از ۲۰۰۰ دور سایش میانگین سایش دندان کامپوزیتی ایوکلار ۰/۰۰۱ gr ± ۰/۰۲۹، آکریلی ایوکلار ۰/۰۱۶ gr ± ۰/۰۳۵، کامپوزیتی اپل ۰/۰۱۳ gr ± ۰/۰۵۹ و کامپوزیتی یاماهاچیتا ۰/۰۲۲ gr ± ۰/۰۶۲ بود (جدول ۳).

بررسی‌های آماری مربوط به کاهش وزن بین قبل و بعد از سایش در ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور نیز نشان داد بین همه گروه‌ها اختلاف معنی‌دار وجود دارد (P<۰/۰۵) (جدول ۴).

بحث و نتیجه‌گیری

برای ارزیابی میزان سایش دو روش کلینیکی (Invivo) و آزمایشگاهی (Invivo) پیشنهاد شده است. مطالعات کلینیکی به دلیل در برگیری پارامترهای مختلف وشرایط واقعی، نتایج با ارزش‌تری در رابطه با رفتارسایشی مواد به دست می‌دهند. اما این گونه پژوهش‌ها نیازمند روش‌های پیچیده، زمان و هزینه‌های قابل توجه است (۲).مطالعات آزمایشگاهی گسترده‌ای برای ارزیابی مقاومت سایشی استفاده شده است ولی به دلیل ناتوانی در شبیه سازی شرایطی مانندنیروها و حرکات عصبی عضلانی، PH بزاق، عادت بهداشتی و رژیم غذایی، نتایج حاصل از مطالعات کلینیکی و لابراتواری متفاوت است، با این حال مطالعات لابراتواری هنوز نقش کلیدی در ارزیابی رفتارهای سایشی ایفا می‌کنند (۱۰).

پژوهش‌های متعدد نشان داده‌اند که روش‌های آزمایشگاهی پیچیده برای بررسی سایش به علت امکان خطای بیشتر عمل کننده تفاوت زیادی با روش‌های ساده ندارند (۲). لذا در مطالعه ما از روش سایش چرخشی استفاده شد. دستگاه مورد استفاده در این مطالعه دستگاهی بود که به سفارش مرکز تحقیقات پروفسور ترابی نژاد در دانشکده دندانپزشکی اصفهان طراحی و ساخته شده است. این دستگاه بر اساس سیستم پین و دیسک عمل می‌کند، به نحوی که نمونه همراه با یک نیروی ثابت بر روی یک دیسک چرخنده و ساینده قرار می‌گیرد.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

در مطالعه حاضر از سایش دو جسمی استفاده شد، یعنی بین نمونه و آنتاگونیست ماده ساینده حد واسطی استفاده نشد، ولی از آنجایی که در دهان هم سایش دو جسمی و هم سه جسمی اتفاق می‌افتد نتایج این آزمایش را نمی‌توان کاملاً به شرایط کلینیکی تعمیم داد. هنگام انجام سایش، ذرات حاصل از سایش می‌توانند بین دو ماده اصلی تجمع یابند و رفتار سایشی را تغییر دهند (۲). در مطالعه حاضر برای رفع این مشکل و همچنین شبیه سازی شرایط مرطوب دهان از جریان نرمال سالین استفاده شد. البته برای این کار بهتر بود از بزاق مصنوعی استفاده شود که این امر به دلیل محدودیت‌های مالی امکان پذیر نبود.

در مطالعات گوناگون برای اندازه‌گیری میزان سایش روی داده در یک نمونه از سه روش ۱- کاهش ارتفاع عمودی ۲- کاهش وزن و ۳- کاهش حجم استفاده می‌شود (۱،۵،۱۰). در پژوهش حاضر از روش کاهش وزن و کاهش ارتفاع عمودی نمونه‌ها استفاده شد. در مطالعات قبلی از مواد مختلفی چون رزین آکریلی، کامپوزیت، فلز، پرسلن و سمباده به عنوان آنتاگونیست استفاده شده است (۲،۴،۵،۶،۹). Hahnel و همکاران (۹) در مطالعه خود بیان کردند که آنتاگونیست‌های مختلف تأثیر متفاوتی بر سطح دندان‌های مصنوعی و رفتار سایشی آن‌ها و رتبه بندی آن‌ها (Ranking) از نظر سایش دارند. در مطالعه ما به منظور سادگی و نوع دستگاه آزمون از کاغذ سمباده استفاده شد.

در مطالعه حاضر میانگین سایش نمونه‌ها در ۱۰۰۰ دور و در ۲۰۰۰ دور تفاوت معنی‌داری داشت ($P<۰/۰۵$). با استفاده از روش اندازه‌گیری ارتفاع، میزان سایش دندان‌های کامپوزیتی ایوکلار کمترین مقدار را نشان می‌داد و بیشترین مقدار سایش مربوط به دندان‌های کامپوزیتی یاماهاچیتا بود. میزان سایش دندان‌های آکریلی ایوکلار به اندازه معنی‌داری از دندان‌های یاماهاچیتا کمتر بود. این نتایج با نتایج حاصل از مطالعه Suwannaroop و همکاران (۱) در تضاد است. آن‌ها در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که سایش دندان‌های کامپوزیتی تفاوت معنی‌داری با دندان‌های آکریلی ندارد. این امر می‌تواند به دلیل تفاوت در نحوه انجام آزمایش باشد زیرا آن‌ها در مطالعه خود از آنتاگونیست آلومنیوم اکساید استفاده کرده بودند و نیروی وارد بر نمونه‌ها ۱۵ نیوتن بر میلی‌متر مربع بود. از نظر کاهش ارتفاع، دندان‌های آکریلی ایوکلار تفاوت معنی‌داری با دندان‌های کامپوزیتی ایوکلار نداشتند ولی از نظر کاهش وزن، میزان کاهش وزن دندان‌های کامپوزیتی ایوکلار به میزان معنی‌داری کمتر از دندان‌های ایوکلار آکریلی بود. علت این امر آن است که نقش فاکتور تأثیرگذار در روش توزین کمتر از روش اندازه‌گیری ارتفاع است. به نظر می‌رسد نتیجه حاصل از روش توزین بیشتر قابل استناد باشد. این یافته با نتایج Hahnel و همکاران (۹) مطابقت دارد. آن‌ها در مطالعه خود نتیجه گرفتند که دندان‌های خلفی کامپوزیتی نسبت به انواع آکریلی DCL مقاومت به سایش بالاتری دارند. در مطالعه حاضر، دندان‌های مصنوعی آکریلی ایوکلار سایش کمتری نسبت به دندان‌های کامپوزیتی یاماهاچی و اپل نشان داند. که این امر احتمالاً به دلیل ساختار این دندان‌هاست. این دندان‌ها از یک ماتریکس و فیلر پلیمری (ارگانیک) که به صورت یکنواخت (Homogenously) با هم کراس لینک شده اند تشکیل شده است که این منجر به ثبات عالی و مقاومت بسیار زیاد در برابر سایش می‌شود.

سایش دندان‌های کامپوزیتی ایو کلار در هر دو روش، هم در ۱۰۰۰ دور و هم در ۲۰۰۰ دور به طور معنی‌داری کمتر از دندان‌های کامپوزیتی اپل و یاماهاچیتا بود. علت این امر می‌تواند با تفاوت‌های ساختاری این مواد مرتبط باشد. خصوصیات سایشی مواد کامپوزیتی می‌تواند تحت تأثیر عواملی مانند ترکیب شیمیایی ماتریکس، فیلرها، سایز، محتوا و شکل فیلرها و باندینگ میان فیلر- ماتریکس باشد. فاکتورهایی مانند سایز کوچکتر فیلرها، حجم بیشتر فیلرها و توزیع یکنواخت تر آن‌ها می‌تواند رفتار سایشی کامپوزیت را ارتقا دهد (۱۱).

دندان‌های میکروفیلر به دلیل وجود فیلر غیر ارگانیک و ماتریکس پلیمری بسیار کراس لینک شده (Highly Cross Linked) سختی سطحی بیشتری دارند و مقاومت بیشتری در برابر سایش نشان می‌دهند و این امر می‌تواند توجیه کننده سایش کمتر دندان‌های کامپوزیتی ایوکلار نسبت به نوع آکریلی باشد (۱۲). این دندان‌ها دارای یک ماتریکس با پایه UDMA (اورتان دی متیل متاکریلات) هستند که توسط فیلرهای سیلیکای پایروژنیک (Pyrogenic) تقویت شده است. این فیلرهای سیلیکا به میزان زیادی Hardness و Rigidity ماده را نسبت به مواد آکریلی بهبود می‌بخشند.

Munshi و همکاران (۱۳) در سال ۲۰۱۷ در کشور عربستان با انجام تحقیقاتی با عنوان ارزیابی مقاومت به سایش دندان‌های کامپوزیتی نانوهیبرید به مطالعه بر روی این دندان‌ها و مقایسه آن‌ها با دو گونه دیگر از دندان‌های رایج شامل دندان‌های مصنوعی ساخته شده از شبکه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]

پلیمرهای درهم رونده و دندان‌های مصنوعی ساخته شده از پلی متیل متآکریلات دارای اتصال عرضی دوگانه پرداختند. ۱۸ نمونه به شکل قلم و ۱۸ نمونه دیگر نیز به شکل دیسک از سه نوع ماده اصلی سازنده دندان‌های مصنوعی یاد شده تهیه گردید، کامپوزیت نانوهیبرید، آی پی ان و پی ام ای با اتصالات عرضی دوگانه. نمونه‌ها در یک دستگاه شبیه سازی آزمون سایش دو جسمی جایگذاری شدند تا فرآیند جویدن در دست دندان کامل بازسازی گردد. مقدار سایش نمونه‌های ایجاد شده به شکل قلم توسط اندازه‌گیری ابعاد نمونه‌ها قبل و بعد از آزمون به وسیله یک میکرومتر دیجیتال و نیز عمق شیارهای پدید آمده به دلیل سایش بر روی نمونه‌های به شکل دیسک به وسیله یک پروفایلومتر نوری سه بعدی از نوع غیر تماسی اندازه‌گیری شد. یافته‌های به دست آمده از مطالعه یاد شده نشان دادند که میانگین کلی سایش در دندان‌های نانو هیبریدی کامپوزیتی ۱/۱۶ میلی‌متر با احتساب انحراف از معیار ۰/۵ میلی‌متر بوده و به طور معنی‌داری از حیث آماری بیشتر از دندان‌های آی پی ان و پی ام ای با اتصالات عرضی دوگانه هستند. تفاوت آماری معنی‌داری میان دو گروه اخیر از دندان‌های مصنوعی یاد شده از لحاظ مقدار سایش وجود نداشت. در مجموع مطالعه آنان نشان داد که میزان سایش در دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی نانوهیبرید به شکل معنی‌داری از دو گروه دیگر بالاتر است (۱۳).

با توجه به نقایص این پژوهش و نتایج مطالعه محققان دیگر هنوز هم به طور قطع نمی‌توان نتیجه گرفت که نوع دندان‌های مصنوعی (به طور مشخص ترکیب شیمیایی آن‌ها) تأثیر مستقیمی در مقاومت سایشی آن‌ها داشته باشد. ولی شاید بتوان این چنین استنباط کرد که نحوه ساخت و فرآوری (مارک تجاری) تأثیر بیشتری نسبت به ترکیب آن‌ها دارد. بنابراین به طور خلاصه می‌توان گفت نتایج این مقاله به صورت زیر می‌باشد:

۱ – در ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور تفاوت معنی‌داری بین میانگین سایش دندان‌های کامپوزیتی و آکریلی ایوکلار از نظر ارتفاع وجود نداشت ولی این تفاوت بین سایر دندان‌ها معنی‌دار بود.

۲۳– دندان کامپوزیتی ایوکلار کمترین میزان سایش را داشت.

۴– دندان کامپوزیتی یاماهاچیتا بیشترین میزان سایش را در بین۴ گروه دندان مصنوعی از خود نشان داد.

۴– دندان کامپوزیتی یاماهاچیتا بیشترین مقدار سایش را در بین ۴ گروه دندان مصنوعی داشت.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از مرکز محترم تحقیقات پروفسور ترابی نژاد دانشکده دندانپزشکی اصفهان که در اجرای این تحقیقات ما را یاری نمودند تشکر و قدر دانی می شود.

منابع:

1- Suwannaroop P, Chaijareenot P, Koottathape N, Tkahashi H, Arksornnukt M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. J of Dent Mater. 2011;30(4):461-8.

2- Ghasemi E, Mosharraf R, Faridfar F. In vitro wear assessment of four brands of artificial teeth. DRJ. 2010;6(4):315-22.

3- Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. J of Dent Mater. 2006;22(3):243-9.

4- Reis K, Bonfante G, Pegoraro L, Conti P, Oliveira P, Kaizer O. In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. J Appl Oral Sci. 2008;16(3):176-80.

5- Shetty M, Shenoy K. An in vitro analysis of wear resistance of commercially available acrylic denture teeth. J Indian Prosthodont Soc. 2010;10(3):149-53.

6- Stober T, Geiger A, Stefan R, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Ohlmann B. Factors affecting wear of composite resin denture teeth: 24-month results from a clinical study. Clin Oral Investing. 2012;16(2):413-20.

7- Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. J Prosthet Dent. 2004;12:238-43.

8- Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. J Prosthet Dent. 1998;79(2):152-5.

9- Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. J Prosthet Dent. 2009;101:269-78.

10- Schmid-Schwap M,Rousson V, Vornwagner K, Heintze SD. Wear of two artificial tooth materials in vivo: A twelve month pilot study. J Prosthet Dent. 2009;102:104-114.

11- Hao Z, Yin H, Wang L, Meng Y. Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. J Prosthet Dent. 2014;112(6):1507-12.

12- Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. J Prosthodont. 2004 Dec;13(4):238-43.

13- Munshi N, Rosenblum M, Jiang S, Flinton R. In Vitro Wear Resistance of Nano-Hybrid Composite Denture Teeth. J Prosthodont. 2017;26(3):224-9.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-04-11]