



نشریه علوم و مهندسی سطح

بررسی تأثیر اصلاح سطح با پلاسمای سرد اتمسفری بر استحکام چسبندگی

ریز کششی چسب‌های عاجی دندانی

فرهاد احمدی^{۱*}، آزاده آصف‌نژاد^۲، کاظم عزیز^۲، محمدتقی خراسانی^۳

۱. گروه بیومواد، پژوهشکده نانو و مواد پیشرفته، پژوهشگاه مواد و انرژی، البرز

۲. گروه بیومواد، دانشکده علوم و فناوری‌های پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات، تهران

۳. پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی، تهران

چکیده

واژگان کلیدی:

دندان‌ها نقش بسیار مهمی در فرایند جویدن و هضم غذا دارند و روش‌های ترمیمی نوین در دندانپزشکی بر تکنیک‌های کم‌تهاجمی تأکید دارند. در این مطالعه، تأثیر اصلاح سطح با پلاسمای سرد اتمسفری بر بهبود استحکام پیوند چسب‌های دندانی بررسی شد. نمونه‌های عاج دندان که تحت تابش پلاسمای سرد قرار گرفتند، افزایش چشمگیری در آب‌دوستی سطح (کاهش میانگین زاویه تماس از 48.2 ± 4.06 به 8.62 ± 2.17 درجه) و استحکام ریز کششی (از 17.04 به 32.26 مگاپاسکال در برخی گروه‌ها) نشان دادند. از تکنیک‌های پیشرفته‌ای مانند میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)، آزمون ریز کششی، اندازه‌گیری زاویه تماس، و طیف‌سنجی مادون‌قرمز (FTIR) برای بررسی تغییرات فیزیکی، شیمیایی، و مکانیکی سطح استفاده شد. نتایج نشان داد که استفاده ترکیبی از پلاسمای سرد و روش‌های متداول می‌تواند به طور مؤثری استحکام چسب‌های دندانی و کیفیت پیوند آن‌ها را افزایش دهد. این پژوهش راهکارهای مؤثری برای ارتقای عملکرد مواد ترمیمی در دندانپزشکی ارائه می‌دهد و می‌تواند افق‌های جدیدی در استفاده از پلاسمای سرد در تکنیک‌های ترمیمی ایجاد کند.

چسب‌های دندانی،

اصلاح سطح،

پلاسمای سرد، اتمسفری،

استحکام چسبندگی ریز کششی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۷/۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۹/۲۹

DOI: 10.22034/ISSST.2024.719118

Investigation of the Effect of Atmospheric Cold Plasma Surface Modification on the Microtensile Bond Strength of Dentin Adhesives

Abstract

Teeth play a vital role in the chewing and digestion process, and modern restorative dentistry emphasizes minimally invasive techniques. This study explores the impact of atmospheric cold plasma surface modification on enhancing the bond strength of dental adhesives. Dentin samples treated with cold plasma exhibited significant improvements in surface hydrophilicity (average contact angle reduced from 48.2 ± 4.06 to 8.62 ± 2.17 degrees) and microtensile bond strength (rising from 17.04 MPa to 32.26 MPa in specific groups). Advanced techniques, including Scanning Electron Microscopy (SEM), microtensile testing, contact angle measurement, and Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR), were utilized to assess physical, chemical, and mechanical surface changes. The results demonstrate that the combination of cold plasma treatment with conventional adhesive application methods significantly enhances the bond strength and performance of dental adhesives. This research highlights innovative strategies to improve the efficacy of restorative materials in dentistry and underscores the potential of cold plasma technology in advancing restorative techniques.

Keywords: dentin adhesive, surface modification, atmospheric cold plasma, microtensile bond strength

* Corresponding author E-mail: farhadahmadi6767@gmail.com

۱- مقدمه

دندان‌ها یکی از اجزای اصلی دستگاه گوارش هستند که نقش حیاتی در جویدن و هضم غذا دارند. به دلیل این اهمیت، حفظ و ترمیم دندان‌ها در دندانپزشکی مدرن بسیار مورد توجه قرار گرفته است. مواد ترمیمی مانند کامپوزیت‌ها و چسب‌ها به طور گسترده‌ای در دندانپزشکی به کار می‌روند، اما چالش‌های مهمی در برقراری اتصال این مواد با سطح عاج دندان وجود دارد [۱]. اتصال مناسب این مواد به ساختار دندان تأثیر مستقیمی بر دوام و کیفیت ترمیم‌ها دارد و به همین دلیل، بهبود چسبندگی این مواد یکی از موضوعات اصلی تحقیقات اخیر در این حوزه بوده است [۲]. روش‌های پیوند سنتی مانند اچ یا حکاکی با اسید که انرژی سطحی را افزایش می‌دهند و ریزخراش‌هایی روی سطح دندان ایجاد می‌کنند، هرچند به بهبود چسبندگی کمک می‌کنند، ممکن است باعث آسیب به بافت دندان شوند و پایداری طولانی‌مدت ترمیم‌ها را تضمین نکنند [۳]. به همین دلیل، نیاز به روش‌های نوآورانه‌ای که آسیب‌های بافتی را کاهش دهند و همچنان چسبندگی را افزایش دهند، به شدت احساس می‌شود [۴]. از جمله این نوآوری‌ها می‌توان به استفاده از چسب‌های خودحکاکی و چسب‌های حکاکی و شستشو اشاره کرد [۵]. پلاسمای سرد اتمسفری، به عنوان یک رویکرد جدید، توانایی اصلاح سطح دندان بدون تولید حرارت زیاد و آسیب به ساختار دندان را دارد [۶]. پلاسمای سرد با ایجاد تغییرات فیزیکی و شیمیایی در سطح دندان، می‌تواند گروه‌های عاملی جدیدی مانند اکسیژن و نیتروژن را به سطح دندان اضافه کند و در نتیجه چسبندگی مواد ترمیمی را افزایش دهد [۷]. همچنین این فناوری می‌تواند به کاهش کانی زدایی شدن و افزایش تولید کلاژن در سطح عاج کمک کند که این ویژگی‌ها در حفظ سلامت دندان و افزایش عمر ترمیم‌ها مؤثر است [۸]. تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از پلاسمای سرد می‌تواند بهبودهای چشمگیری در چسبندگی چسب‌ها به دندان ایجاد کند و حتی در شرایطی که اتصال به دندان کانی زدایی شده انجام می‌شود، با

کامیابی بیشتری همراه است [۹]. اثرات مثبت پلاسمای سرد بر روی چسبندگی مواد رزینی به دندان نیز در تحقیقات فراوانی بررسی شده است، از جمله بهبود استحکام پیوند و افزایش طول عمر ترمیم‌ها [۱۰]. به طور خاص، نتایج برخی از تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که استفاده از پلاسمای سرد می‌تواند به طور مؤثری استحکام ریزکشی پیوند مواد چسب به دندان را افزایش دهد و به کارگیری این فناوری می‌تواند مزایای زیادی در دندانپزشکی ترمیمی داشته باشد [۱۱]. همچنین برخی مطالعات دیگر به بررسی اثرات پلاسمای سرد در بهبود اتصال رزین‌های دندان‌های پرداخته‌اند که نتایج نشان داده‌اند این روش می‌تواند اثرات مثبت فراوانی بر کیفیت و پایداری پیوند داشته باشد [۱۲]. با توجه به پیشرفت‌های اخیر در زمینه اتصال دندان‌ها و نتایج امیدوارکننده استفاده از پلاسمای سرد، این تحقیق با هدف بررسی تأثیر پلاسمای سرد اتمسفری بر افزایش چسبندگی چسب‌های دندان‌ها و مقایسه آن با روش‌های اتصال سنتی طراحی شده است [۱۳].

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- تهیه نمونه‌ها:

در این مطالعه، تعداد ۴۴ دندان سالم آسیای کوچک بدون ترک و پوسیدگی از بیماران غیر سیگاری تهیه شد. پس از تمیز کردن دندان‌ها از بقایای سخت و نرم، آنها به مدت ۲۴ ساعت در محلول ضدعفونی‌کننده تیمول قرار داده شدند. سپس دندان‌ها با محلول نمکی فیزیولوژیک شسته شده و در آب در دمای اتاق نگهداری شدند.

۲-۲- فرز و پرداخت دندان‌ها و تیوپ کردن:

در این مرحله، سطح گونه‌ای دندان‌ها به عمق ۱/۵ میلی‌متر با استفاده از فرز و مایع خنک‌کننده آب، تا رسیدن به عاج دندان تراشیده شد. سطح دندان‌ها به طور یکنواخت پرداخت گردید و سپس با سنباده دانه بندی ۴۰۰ تا ۶۰۰ صاف شد. برای ایجاد فضای مناسب، لوله‌های لاستیکی

۲. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل با پلاسمای سرد گروه (A):

پس از حکاکی کردن دندان‌ها، آن‌گونه که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، سطح عاج به مدت ۶۰ ثانیه با دستگاه پلاسمای سرد مدل S شرکت مدایون و گاز هلیوم در فاصله ۱۰ میلی‌متری تابانده شد. سپس چسب دندان‌های طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۷).



شکل ۳- تصویر پردازش سطح دندان با پلاسمای سرد اتمسفری

۳. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل بدون حکاکی با پلاسمای سرد گروه (A'':)

سطح عاج با پلاسمای سرد درمان شد و سپس چسب دندان‌های طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۱).

۴. نسل ششم چسب دندان‌های خود حکاکی دو مرحله‌ای بدون حکاکی و بدون پلاسمای سرد گروه (B):

دندان‌ها با آماده‌ساز (زیرسازی) و اتصال با استفاده از چسب دندان‌های All-Bond Universal (Bisco) شرکت بیسکو با کد محصول ۸۶۶۴ طبق روش استاندارد درمان شدند و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۵).

۵. نسل ششم چسب دندان‌های خود حکاکی دو مرحله‌ای با پلاسمای سرد گروه (B):

سیلیکونی تا ارتفاع ۴ میلی‌متر روی عاج و اطراف آن قرار داده شدند.



شکل ۱- دندان‌های پرداخت شده و لاستیک شده تا ارتفاع ۴ میلی‌متر روی عاج.

۲-۳- گروه‌بندی و روش‌های درمان:

دندان‌ها به ۱۰ گروه تقسیم شدند که هر گروه با استفاده از یک نوع چسب دندان‌های متفاوت درمان شد. چسب‌های دندان‌های به شرح زیر بودند:

۱. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل سه مرحله‌ای بدون پلاسمای سرد گروه (A):

دندان‌ها با استفاده از چسب دندان‌های ALL-BOND 3 شرکت بیسکو با کد محصول ۸۶۶۳ با روش حکاکی استاندارد (۱۵ ثانیه حکاکی و شستشو با پوار آب)، ترکیب دو قطره از بخش A و B، و پخت ۱۰ ثانیه‌ای تحت درمان قرار گرفتند. سپس مطابق شکل ۲، کامپوزیت به ضخامت ۲ میلی‌متر اضافه شده و برای رسیدن به ارتفاع ۴ میلی‌متر تکرار شد (۱۴).



شکل ۲- اضافه کردن چسب و کامپوزیت به دندان لاستیک شده.

۱۰. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل دو

مرحله‌ای بدون حکاکی با پلاسمای سرد گروه: (D)

سطح عاج به مدت ۶۰ ثانیه با دستگاه پلاسمای سرد درمان شد و سپس چسب دندان‌های طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۲۰).

۲-۴- چرخه حرارتی:

نمونه‌ها مطابق شکل ۴ با استفاده از دستگاه ترموسایکل ساخت شرکت وفایی ایران تحت چرخه حرارتی قرار گرفتند. این چرخه شامل ۵۰۰ چرخه حرارتی در محدوده دمایی ۵ تا ۵۵ درجه سانتی‌گراد با زمان توقف ۳۰ ثانیه و زمان انتقال ۱۰ ثانیه بود [۲۱].



شکل ۴-دستگاه ترموسایکل ساخت شرکت وفایی ایران.

۲-۵- قراردادن در رزین و تراشکاری با فرز برای

نمونه‌های آزمون ریز کششی:

دندان‌ها در رزین اکریلاتی قرار داده شدند و سپس با استفاده از دستگاه برش دقیق مدل Accutom-50 شرکت بوهرلر با سرعت ۰/۱ میلی‌متر بر ثانیه به ابعاد ۱ × ۱ × ۱۰ میلی‌متر برش داده شدند. از هر دندان، دو تا هشت نمونه به دست آمد.

۲-۶- آزمون ریز کششی: (microtensile)

هر نمونه ابتدا بر روی فک‌های متحرک و ثابت دستگاه Instron مدل 5943 قرار داده شد. با افزایش بار کششی،

دندان‌ها به مدت ۶۰ ثانیه با دستگاه پلاسمای سرد تحت درمان قرار گرفتند و سپس چسب دندان‌های طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۶).

۶. نسل هفتم خودحکاکی تک مرحله‌ای بدون حکاکی و بدون پلاسمای سرد گروه: (C)

چسب دندان‌های Self-Etch(Bisco) شرکت بیسکو با کد محصول 6004 به مدت ۱۵ ثانیه روی عاج مالیده شد و سپس کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۷).
۷. نسل هفتم خودحکاکی تک مرحله‌ای با پلاسمای سرد گروه: (C)

پس از درمان سطح عاج با پلاسمای سرد، چسب دندان‌های به روش مشابه گروه C اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه C اضافه شد (۱۲).

۸. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل دو مرحله‌ای حکاکی شده، بدون پلاسمای سرد گروه: (D)

سطح عاج با اسید فسفریک ۳۷٪ حکاکی شد و سپس چسب دندان‌های ۲ مرحله‌ای (2-Stage Adhesive) شرکت کینگ دنتال با کد محصول KD-101 طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۸).

۹. نسل چهارم چسب دندان‌های حکاکی کامل دو مرحله‌ای حکاکی شده با پلاسمای سرد گروه: (D)

پس از حکاکی کردن دندان‌ها، سطح عاج با پلاسمای سرد درمان شد و سپس چسب دندان‌های طبق روش استاندارد اعمال شد و کامپوزیت به روش مشابه گروه A اضافه شد (۱۹).

مدت ۶۰ ثانیه با پلاسمای سرد اتمسفری هلیوم تحت تابش قرار گرفت [۲۵، ۲۶].

۲-۱۰- آزمون طیف‌سنجی مادون قرمز: (FTIR-ATR)

ابتدا سطح عاج دندان با استفاده از حکاکی مکانیکی آماده‌سازی شد و نمونه‌ای به ابعاد 5×7 میلی‌متر و ضخامت کمتر از ۳۰۰ میکرون تهیه گردید تا دقت آزمایش افزایش یابد. سپس آزمون FTIR-ATR (طیف‌سنجی مادون قرمز با تبدیل فوریه و انعکاس از نوع ATR) توسط دستگاه Bruker Alpha FTIR with ATR بر روی نمونه انجام شد و داده‌های مربوطه ثبت گردید. پس از آن، نمونه مجدداً تحت درمان با پلاسمای سرد گاز هلیوم به مدت ۶۰ ثانیه قرار گرفت و آزمایش FTIR-ATR دوباره بر روی آن انجام شد تا تأثیرات درمان پلاسمایی بر پیوند عنصری بررسی شود [۱۰].

۳- نتایج و بحث:

جدول ۱ مربوط به بررسی "میانگین تنش ریز باند کششی" برای انواع مختلف چسب‌های دندانی است که در گروه‌های مختلف با تغییرات در روش‌های حکاکی (etch) و پلازما استفاده شده‌اند.

جدول ۱- خلاصه نتایج میانگین تنش‌های ریز پیوند کششی گروه‌ها

شماره	نام گروه	تعریف گروه	میانگین تنش ریز پیوند کششی (MPa)	تعداد نمونه داده شده
۱	A	نسل چهارم ۳ مرحله ای حکاکی کامل بیسکو(حکاکی شده- بدون پلازما)	۱۷/۰۴	۱۵
۲	A'	نسل چهارم ۳ مرحله ای حکاکی کامل بیسکو(حکاکی شده به همراه پلازما)	۲۴/۸۳	۲۳
۳	A''	نسل چهارم ۳ مرحله‌ای حکاکی کامل	۱۰/۷۳	۸

نمونه در نقطه شکست از هم جدا شد و نیروی شکست به دست آمده بر حسب نیوتون ثبت گردید. همچنین، سطح مقطع هر نمونه اندازه‌گیری شد تا محدوده مجاز خطا به وجود آمده در میزان تنش محاسبه شود [۲۲].

۲-۷- تحلیل طرح شکست زیر میکروسکوپ نوری: (fracture pattern)

طرح شکست به الگوی ترک‌ها و شکاف‌هایی اشاره دارد که در نتیجه اعمال نیرو یا تنش به مواد ایجاد می‌شوند. در این مطالعه، شکست‌های ناشی از آزمون‌های چسبندگی دندان با استفاده از میکروسکوپ نوری مدل Olympus BX53 بررسی شدند. هدف این مطالعه، ارزیابی دقیق مکان و نوع شکست به منظور تعیین عملکرد و کیفیت چسبندگی مواد دندانی بود [۲۳، ۲۴].

۲-۸- بررسی میزان آب‌دوستی: (Water Contact Angle)

پس از آماده‌سازی سطح عاج با استفاده از دستگاه حکاکی مکانیکی، آزمایش قطره با دستگاه KSV Instruments CAM 200 در مدت‌زمان مشخص بر روی تیغه‌های یکسان انجام شد. زاویه تماس قطره در سمت چپ و راست و همچنین میانگین آن ثبت گردید. سپس، سطح خشک شده با استفاده از گاز پلاسمای سرد اتمسفری هلیوم به مدت ۶۰ ثانیه تابش داده شد و آزمایش قطره مجدداً در همان زمان و بر روی اسلایدهای یکسان تکرار شد [۸].

۲-۹- آزمون میکروسکوپ الکترونی روبشی: (SEM)

در این بخش، تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) با دستگاه Hitachi S-3400N برای بررسی تغییرات میکروسکوپی سطح عاج قبل و بعد از درمان با پلاسمای سرد ارائه شده است. این بررسی به درک تغییرات سطحی و ساختاری ناشی از درمان‌ها کمک می‌کند. نمونه‌ها پس از برش به ابعاد $2 \times 4 \times 6$ میلی‌متر، به دو بخش تقسیم شدند: یک بخش به عنوان گروه کنترل باقی ماند و بخش دیگر به

در مقابل، گروه‌های A'، C' و D' که از پلاسمای سرد بدون حکاکی استفاده کرده بودند، کاهش تنش ریز پیوند کششی را نشان می‌دهند. این کاهش به احتمال زیاد ناشی از عدم تشکیل پیوند مناسب و وجود لایه سایش کلسیمی (حاوی کلسیم) بر روی سطح عاج است که پلاسمای سرد به‌تنهایی قادر به حذف آن نبوده و به دنبال آن دندان‌های رزینی مناسبی تشکیل نشده‌اند.

همچنین، گروه‌های A' و D' که پلاسمای شده‌اند؛ ولی حکاکی نشده‌اند، مقادیر متفاوتی در تنش ریز پیوند کششی نشان می‌دهند که نشان‌دهنده تأثیر متغیر پلاسمای در حضور یا عدم حضور حکاکی است. نتایج مطالعات نشان می‌دهد که پلاسمای سرد در ترکیب با حکاکی منجر به افزایش استحکام پیوند می‌شود، اما استفاده از پلاسمای سرد به‌تنهایی کافی نیست.

اختلاف معنادار در تنش ریز پیوند کششی بین گروه‌های A' و B' در مقایسه با گروه‌های B و B' در نسل چهارم حکاکی کامل مشهود است. در همین راستا، در گروه C' بدون حکاکی و تنها با پلاسمای استفاده شده بود، تنش ریز پیوند کششی بیشتری نسبت به گروه C (که تنها حکاکی شده بود) مشاهده شد. این تفاوت می‌تواند به طراحی خاص گروه C' برای استفاده مستقل بدون حکاکی مرتبط باشد.

مقایسه میانگین تنش ریز پیوند کششی نشان می‌دهد که در نسل چهارم، گروه A' با ۲۴/۸۳ و گروه D' با ۳۲/۲۶ MPa بیشترین میانگین تنش ریز پیوند کششی را دارند. این نتایج تأثیر مثبت استفاده از پلاسمای سرد در افزایش استحکام پیوند در نسل چهارم را نشان می‌دهد.

در نهایت، مقایسه بین نسل‌های مختلف نشان می‌دهد که میانگین تنش ریز پیوند کششی در نسل چهارم معمولاً بالاتر است، به‌ویژه در گروه‌هایی که از پلاسمای استفاده کرده‌اند. نسل‌های ششم و هفتم که با تغییرات در روش‌های حکاکی و پلاسمای همراه بودند، استحکام پیوند متفاوتی نسبت به نسل چهارم نشان می‌دهند.

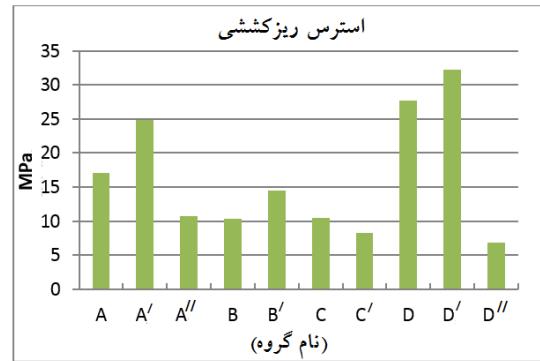
		بیسکو(پلاسمای شده- بدون حکاکی)		
۴	B	نسل ششم خود حکاکی بیسکو (بدون حکاکی و بدون پلاسمای)	۱۰/۳۱	۱۰
۵	B'	نسل ششم خود حکاکی بیسکو (بدون حکاکی با پلاسمای)	۱۴/۵	۱۷
۶	C	نسل هفتم خود حکاکی بیسکو (بدون حکاکی و بدون پلاسمای)	۱۰/۵	۱۵
۷	C'	نسل هفتم خود حکاکی بیسکو (بدون حکاکی با پلاسمای)	۸/۲۴	۵
۸	D	نسل چهارم ۲ مرحله ای کینگ دنتال(حکاکی شده-بدون پلاسمای)	۲۷/۶۹	۱۶
۹	D'	نسل چهارم ۲ مرحله ای کینگ دنتال(حکاکی شده به‌مراه پلاسمای)	۳۲/۲۶	۲۸
۱۰	D''	نسل چهارم ۲ مرحله ای کینگ دنتال(پلاسمای شده-بدون حکاکی)	۶/۸۷	۶

نمودار شکل ۵ که بر اساس داده‌های حاصل از جدول ۱، برای مقایسه بهتر و بررسی نتایج بدست آمده، نشان می‌دهد که گروه‌های D' و A' که از ترکیب حکاکی و پلاسمای سرد استفاده کرده‌اند، در مقایسه با گروه‌های مشابه که تنها از حکاکی بهره برده بودند، افزایش قابل‌توجهی در تنش ریز پیوند کششی دارند. این نتایج نشان‌دهنده تأثیر مثبت پلاسمای سرد در افزایش نفوذ منومرهای آبدوست مانند هیدروکسی متیل آکریلات در کانال‌های لوله‌ای شکل (میکروسکوپی) عاجی و بهبود انرژی سطحی و آبدوستی عاج است. این عوامل منجر به بهبود بسپارش و افزایش تعداد و عمق دندان‌های رزینی می‌شوند.

استفاده‌کننده تنها از پلاسمای سرد نشان دادند. در نهایت، مطالعه استان‌کامپیانو و همکاران نشان داد که درمان با پلاسمای سرد می‌تواند بر روی لایه‌های چسبنده، به‌ویژه در نواحی ریشه به دندان، تأثیر مثبت داشته باشد، [۲۹].

این یافته‌ها نیز با نتایج مطالعه حاضر که نشان داد ترکیب پلاسمای سرد با حکاکی موجب بهبود استحکام پیوند می‌شود، مطابقت دارد.

مطابق شکل ۶ در تمامی نمونه‌های مورد بررسی، شکست و جداشدگی در ناحیه چسب (شکست چسبی) مشاهده شد. این به معنای آن است که پیوند میان مواد چسباننده و سطح زیرین (دندان یا کامپوزیت) به طور کامل برقرار نشده و در اثر بارگذاری، چسب از سطح دندان یا کامپوزیت جدا شده است که به عدم سازگاری مناسب بین چسب و سطح زیرین، یا به ضعف در کیفیت چسبندگی مربوط می‌شود [۳۰ و ۳۱]. هیچ‌گونه شکست درونی در ناحیه عاج مشاهده نشد. این بدان معنی است که در هنگام شکست، ناحیه عاج به طور کامل باقی‌مانده شکست در عمق عاج صورت نگرفته است. این وضعیت نشان‌دهنده پیوند مناسب و قوی میان چسب و سطح عاج است که موجب جلوگیری از شکست در عمق عاج می‌شود [۳۲ و ۳۳]. شکست درونی در ناحیه کامپوزیت رزین مشاهده شد. به این معنی که در برخی از نمونه‌ها، شکست در داخل خود کامپوزیت رزین و نه در ناحیه پیوند چسب اتفاق افتاده است. این نوع شکست معمولاً نشان‌دهنده ضعف در استحکام داخلی کامپوزیت یا در اثر بارگذاری شدید است که موجب شکست درون ماده کامپوزیت می‌شود [۲۴ و ۲۵]. هیچ‌گونه شکست مختلط که ترکیبی از شکست چسبی و شکست درونی باشد، مشاهده نشد. این نتیجه نشان‌دهنده آن است که شکست‌ها به طور واضح به یکی از انواع شکست‌های چسبی یا شکست درونی محدود شده و ترکیبی از هر دو نوع شکست مشاهده نگردید [۳۴ و ۳۵].

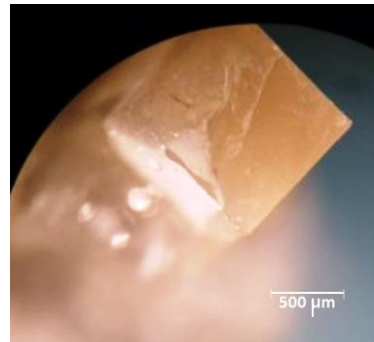


شکل ۵- نمودار پیوند ریزکشی برای گروه‌های مختلف.

در مقایسه نتایج این مطالعه با سایر مقالات، یافته‌ها نشان می‌دهد که استفاده از پلاسمای سرد، به‌ویژه در ترکیب با حکاکی به‌طور کلی منجر به بهبود استحکام پیوند می‌شود. به‌عنوان مثال، مطالعه استیسیک و همکاران نشان داد که استفاده از پلاسمای سرد بهبود قابل توجهی در نفوذ منومرها و استحکام پیوند ایجاد می‌کند [۲۷]. این نتایج با یافته‌های مطالعه حاضر همخوانی دارد، جایی که گروه‌های D' و A' که از ترکیب حکاکی و پلاسمای سرد استفاده کردند بالاترین تنش ریز پیوند کششی را نشان دادند. مطالعه آیرس و همکاران نیز تأیید می‌کند که پلاسمای سرد به طور مؤثر بر روی ساختارشناسی سطحی و ترکیب سطح عاج تأثیر می‌گذارد و باعث بهبود استحکام پیوند می‌شود [۲۸]. این نتایج با یافته‌های این مطالعه که نشان داد گروه‌های A'' و D'' که تنها از پلاسمای سرد استفاده کردند کاهش قابل توجهی در تنش ریز پیوند کششی داشتند، مطابقت دارد. مطالعه دونگ و همکاران نشان داد که درمان با پلاسمای سرد به طور خاص برای بهبود پیوند در سامانه‌های خود حکاکی مفید است [۱۷]. مشابه این مطالعه، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده جداگانه از پلاسمای سرد بدون حکاکی نتایج مطلوبی نداشته است. مطالعه ژو و همکاران نیز تأکید می‌کند که پلاسمای سرد می‌تواند به بهبود پیوند رزین - عاج دندان کمک کند، به‌ویژه زمانی که با اصلاحات دیگری ترکیب شود [۱۲]. این امر در مطالعه حاضر نیز مشاهده شد، جایی که گروه‌های D' و A' که از پلاسمای سرد و حکاکی استفاده کردند، استحکام پیوند بالاتری نسبت به گروه‌های

در جدول ۲ منظور از درصد، درصد موفقیت پیوند یا نرخ موفقیت در هر گروه است. مطابق نمودار شکل ۷ بیشترین پیوند در گروه‌های A' با ۷۱٪ و D' با ۸۷٪ که از حکاکی با اسید فسفریک ۳۷٪ و پلاسمای سرد اتمسفری به مدت یک دقیقه استفاده گردیده بود. این نشان می‌دهد که پلاسمای سرد می‌تواند به عنوان یک تقویت‌کننده در کنار حکاکی عمل کند. گروه D' با پیوند ۸۷٪ بهترین نتایج را نشان داد. این موضوع با یافته‌های مطالعاتی همخوانی دارد که نشان می‌دهند پلاسمای سرد می‌تواند با افزایش زبری سطح و اصلاح شیمیایی آن، موجب بهبود اتصال شود. کمترین مقدار نمونه های پیوند شده در هنگام برشکاری متعلق به گروه C', D'' (۱۵-۲۵٪) که از حکاکی استفاده نشد و فقط از پلاسمای استفاده گردید.

در یک مطالعه توسط استانکامپیانو و همکاران، ترکیب پلاسمای سرد با حکاکی با اسید فسفریک نشان داده است که به طور قابل توجهی قدرت پیوند را افزایش می‌دهد و بهبود قابل ملاحظه‌ای در ویژگی‌های سطحی دندان ایجاد می‌کند. این تحقیق نشان می‌دهد که پلاسمای سرد می‌تواند با افزایش فعالیت سطحی دندان و بهبود نفوذ رزین در ریزلوله‌های دندان، اتصال را بهبود بخشد [۲۹]. همچنین، در مطالعه‌ای دیگر توسط عود و همکاران، تأثیر پلاسمای سرد بر روی استحکام پیوند در اتصال چسب - دندان مورد بررسی قرار گرفت و نتایج نشان داد که پلاسمای سرد می‌تواند به طور مؤثری استحکام پیوند را افزایش دهد [۱۳]. مطالعه‌ای که توسط پیدهایتیکا و همکاران انجام شده است، به بررسی تغییرات سطحی پلی‌اتراکتون (PEEK) پرداخته و تأثیرات پلاسمای سرد را بر روی بهبود عملکرد زیستی این مواد در دندانپزشکی بررسی کرده است. این تحقیق به‌ویژه بر روی تغییرات سطحی مواد و بهبودهای حاصل از پلاسمای سرد تأکید دارد [۳۶]. همچنین، بینگ یی و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی فرایندهای اکسایش (زنگ‌زدگی) پیشرفته در سفیدکردن دندان پرداخته و مدل‌های مختلف استفاده از مواد زیستی در این زمینه را بررسی کرده‌اند [۳۷]. در مجموع، این مطالعات تأیید

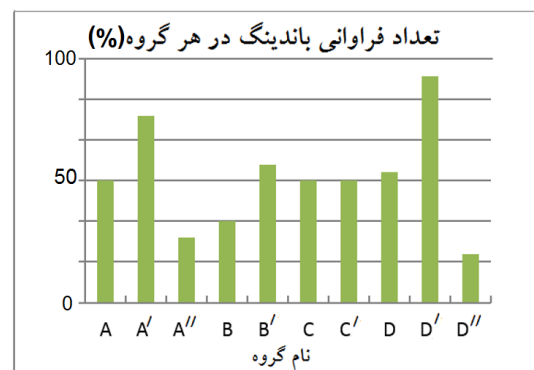


شکل ۶- تصویر میکروسکوپ نوری از ناحیه طرح شکست.

درصد پیوند نمونه‌ها در هنگام برش عرضی و طولی دندان‌های قرار داده شده در رزین در دستگاه فرز در جدول ۲ قابل مشاهده است. این درصد به ما کمک می‌کند تا درک بهتری از کیفیت پیوند بین مواد دندانی و دندان‌ها داشته باشیم. میزان پیوند، معیاری است برای ارزیابی چسبندگی و پایایی پیوند ایجاد شده بین مواد ترمیمی و ساختار دندانی است.

جدول ۲- پیوند نمونه‌ها در هنگام برش به ازای ۴ دندان آسیای کوچک در هر گروه به درصد و بیشینه تعداد نمونه در هر دندان ۸ نمونه

گروه	موفقیت پیوند	گروه	موفقیت پیوند
A	۴۶٪	C	۴۶٪
A'	۷۱٪	C'	۱۵٪
A''	۲۵٪	D	۵۰٪
B	۳۲٪	D'	۸۷٪
B'	۵۳٪	D''	۱۸٪



شکل ۷- نمودار فراوانی پیوند برای گروه‌های مورد آزمایش.

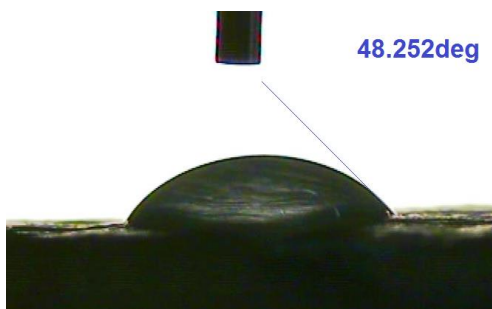
همچنین، پراکندگی تنش در گروه A' (۲۰/۰۴۵) نسبت به گروه A (۷/۴۴۲) بالاتر است.

نتایج آزمون T (T-test) نشان می‌دهد که مقدار t برابر با ۵/۵۷۱ است. این مقدار بسیار بالاتر از t بحرانی دوطرفه (۲/۰۳۲) و یکطرفه (۱/۶۹۱) است، که به طور معناداری اختلاف میان دو گروه را تأیید می‌کند.

مقدار ارزش P دوطرفه برابر با $3/112 \times 10^{-6}$ و یکطرفه برابر با $1/556 \times 10^{-6}$ است. این مقادیر بسیار کمتر از سطح معناداری ۰/۰۵ نشان می‌دهد، بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تفاوت میان گروه‌های A و A' به طور آماری معنادار است. این نتیجه نشان‌دهنده این است که استفاده از پلاسمای سرد در گروه A' به طور قابل توجهی بر تنش ریز پیوند کششی تأثیر مثبت داشته است [۳۹ و ۴۰ و ۴۱ و ۴۲].

بر اساس آزمون T، تفاوت معناداری بین میانگین‌های تنش ریز پیوند کششی گروه‌های A و A' وجود دارد. این نتایج تأیید می‌کند که استفاده از پلاسمای سرد در ترکیب با حکاکی به طور مؤثری بر بهبود پیوند و کاهش تنش ریز پیوند کششی تأثیر گذاشته است.

نتایج آزمون‌های زاویه تماس در تصاویر شکل ۹ و شکل ۸ برای بررسی تغییرات آب‌دوستی سطح عاج قبل و بعد از درمان با پلاسمای سرد ارائه می‌شود. زاویه تماس به عنوان معیاری برای ارزیابی خاصیت آب‌دوستی یا آب‌گریزی سطح مواد استفاده می‌شود. هرچه زاویه تماس کمتر باشد، سطح ماده آب‌دوست‌تر است.



شکل ۸- زاویه تماس قطره آب قبل از درمان با پلاسمای.

می‌کنند که پلاسمای سرد به عنوان یک روش تکمیلی مؤثر در افزایش پیوند دندان و بهبود ویژگی‌های سطحی مواد دندانی عمل می‌کند و می‌تواند در کنار روش‌های سنتی مانند حکاکی با اسید فسفریک مورد استفاده قرار گیرد [۳۸].

در آزمون T-test در جدول ۳ برای مثال دو گروه A, A' در برنامه اکسل با پراکندگی ثابت داده های آزمون ریز کششی مورد ارزیابی قرار گرفت که $p > 1.55 \times 10^{-6}$ کاملاً محرز به دست آمد.

جدول ۳- مقادیر برای دو گروه A و A'

معیار	A	A'
میانگین (Mean)	۱۷/۵۲۰	۲۴/۷۷۸
واریانس (Variance)	۷/۴۴۲	۲۰/۰۴۵
تعداد مشاهدات (Observations)	۱۵	۲۱
واریانس ترکیبی (Pooled Variance)		۱۴/۸۵۶
تفاوت میانگین فرضی (Hypothesized Mean Difference)		۰
درجه آزادی (Df)		۳۴
t Stat		۵/۵۷۱
P(T≤t) یک طرفه (P(T≤t) one-tail)		۱/۵۵۶E-06
t یک طرفه (t Critical one-tail)		۱/۶۹۱
P(T≤t) دوطرفه (P(T≤t) two-tail)		۳/۱۱۲E-06
t دوطرفه (t Critical two-tail)		۲/۰۳۲

میانگین تنش ریز پیوند کششی در گروه A' (۲۴/۷۷۸) به طور قابل توجهی بیشتر از گروه A (۱۷/۵۱۹) است.

جدول ۴- مقادیر زاویه تماس قبل از درمان با پلاسمای

مقدار (درجه)	معیار
۴۸/۲۵۲	میانگین
۴/۰۶	انحراف معیار
۴۵/۳۸۱	حداقل
۵۱/۱۲۳	حداکثر

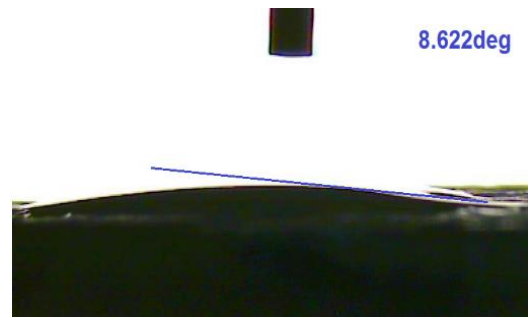
در جدول ۵ زاویه چپ و راست به ترتیب ۱۰/۱۱۹ و ۷/۱۲۵ درجه است و اختلاف دوطرف ۲/۱۱۷ که میانگین بعد از پلاسمای سرد به ۸/۶۲۲ رسیده که تا ۶ برابر آبدوستی کاهش یافته قطبی تر شدن سطح باشد.

نتایج آزمایش‌های زاویه تماس پس از درمان با پلاسمای سرد نشان می‌دهد که میانگین زاویه تماس به طور قابل توجهی کاهش یافته و به ۶۲/۸ درجه رسیده است. اختلاف میان زاویه‌های تماس چپ و راست به ترتیب ۷/۵ و ۱۰/۹ درجه، معادل ۲/۱۷ درجه است. این تغییر نشان‌دهنده کاهش قابل توجهی در آب‌گریزی سطح عاج و افزایش آبدوستی آن است. به عبارت دیگر، پس از استفاده از پلاسمای سرد، سطح عاج به طور مؤثری قطبی تر شده و قابلیت جذب رطوبت بهبود یافته است [۴۴].

مطالعات اخیر بر تأثیر پلاسمای سرد بر بهبود پیوند دندانی و افزایش آبدوستی سطح تأکید کرده‌اند. تحقیقات دانگ و همکاران نشان داده است که پلاسمای سرد می‌تواند به بهبود پیوند در رابط چسب - عاج کمک کند و عملکرد چسب‌های خود حکاکی را بهبود بخشد [۴۵]. همچنین، ژنگ و همکاران بهبود نفوذ چسب رزین را پس از درمان با پلاسمای سرد گزارش کرده‌اند که نشان‌دهنده تأثیر مثبت این روش بر عملکرد ترمیم‌های دندانی است [۴۶]. چن و همکاران نیز به بررسی تغییرات سطحی در زیرلایه‌های دندانی تحت تأثیر پلاسمای سرد پرداخته و تأثیر آن بر بهبود خواص سطحی و عملکرد پیوند دندانی را تأیید کرده‌اند [۴۷]. مطابق با این نتایج، پلاسمای سرد می‌تواند بهبود قابل توجهی در ویژگی‌های سطحی عاج و پیوند دندانی ایجاد کند. تغییرات مثبت در آبدوستی سطح و کاهش زاویه تماس نشان‌دهنده بهبود عملکرد ترمیم‌های دندانی است. مطالعات اخیر بر تأثیر پلاسمای سرد بر ویژگی‌های سطحی مواد دندانی و سختی‌های دندانی به نتایج مهمی دست یافته‌اند. تحقیقات استراتزی - ساهیون و همکاران نشان داده‌اند که پلاسمای سرد می‌تواند تأثیرات قابل توجهی بر ویژگی‌های سطحی عاج دندان داشته باشد

در جدول ۴ مقادیر زاویه چپ و راست به ترتیب ۴۵/۳۸۱ و ۵۱/۱۲۳ که اختلاف ۴/۰۶ را داشته و میانگین ۴۸/۲۵۲ بدون پلاسمای است.

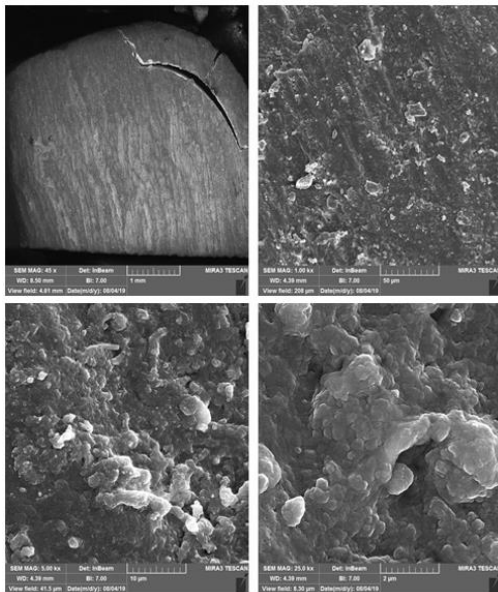
زاویه تماس قبل از درمان با پلاسمای سرد در میانگین برابر با ۴۸/۲۵۲ درجه است. اختلاف میان زاویه‌های تماس چپ و راست به ترتیب ۴۵/۳۸۱ و ۵۱/۱۲۳ درجه، برابر با ۴/۰۶ درجه است. این نشان‌دهنده این است که سطح عاج به طور نسبی آب‌گریز بوده و زاویه تماس بزرگ‌تر به معنی کاهش آبدوستی سطح است. [۴۳]



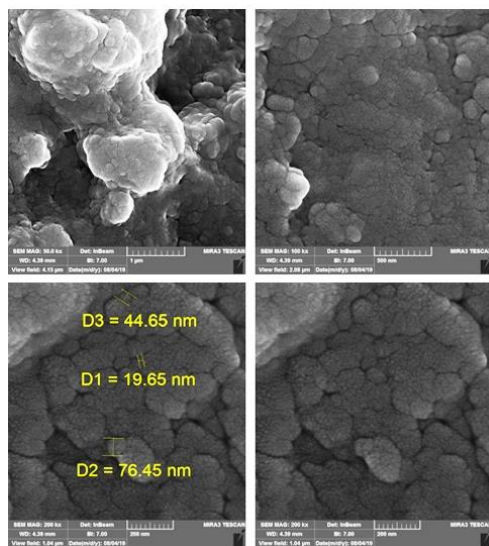
شکل ۹- زاویه تماس قطره آب بعد از درمان با پلاسمای.

جدول ۵- مقادیر زاویه تماس بعد از درمان با پلاسمای

مقدار (درجه)	معیار
۸/۶۲۲	میانگین
۲/۱۱۷	انحراف معیار
۷/۱۲۵	حداقل
۱۰/۱۱۹	حداکثر



شکل ۱۰- بدون تیمار با پلاسمای.

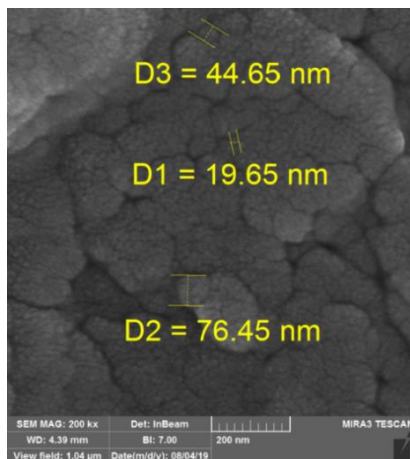


شکل ۱۱- بدون تیمار با پلاسمای.

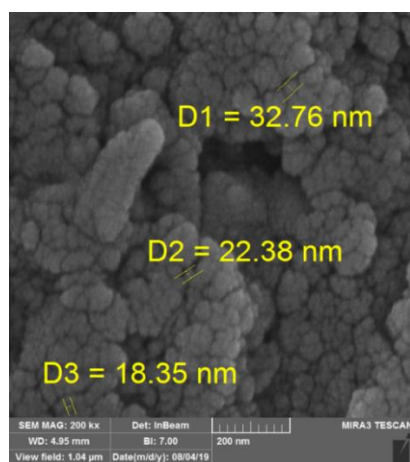
و تغییرات قابل ملاحظه‌ای در این سطح ایجاد کند [۴۸]. مطالعات واگنر و همکاران بر تأثیر پلاسمای سرد بر روی مواد کاشت دندانی تأکید کرده‌اند و بهبودهای قابل توجهی در خواص سطحی این مواد تحت تأثیر این روش گزارش کرده‌اند [۴۹]. در بررسی‌های استاسیک و میلنیک، تأثیرات پلاسمای سرد بر اصلاح سطح مواد دندانی و بافت‌های سخت مورد بررسی قرار گرفته و به کارایی این روش در بهبود ویژگی‌های سطحی اشاره شده است [۱۰]. لاتا و همکاران نیز در بررسی کاربردهای پلاسمای سرد در پزشکی زیستی، به تأثیرات مثبت این فناوری در دندانپزشکی پرداخته و نشان داده‌اند که پلاسمای سرد می‌تواند بهبودهای قابل توجهی در پیوندهای دندانی ایجاد کند [۵۰]. مطابق با این تحقیقات، پلاسمای سرد قادر است تأثیرات مثبت قابل توجهی بر سطح مواد دندانی داشته باشد و به بهبود خواص سطحی و پیوند دندانی کمک کند. نتایج مشاهده شده با میکروسکوپ الکترونی روبشی برای بررسی سطح عاج قبل و بعد از درمان با پلاسمای سرد ارائه می‌شود. این نتایج به درک عمیق‌تری از تغییرات سطحی و ساختاری ناشی از درمان‌های مختلف کمک می‌کند. تصاویر SEM از نمونه‌های بدون درمان پلاسمایی نشان می‌دهند که سطح عاج پوشیده شده با لایه‌ای از رسوب کلسیم است که به طور نسبی در اندازه‌های بزرگ‌تر و کوچک‌تر قابل مشاهده هستند. لایه‌های سایش و رسوب کلسیم به طور واضح و کامل پوشانده شده‌اند، به‌ویژه در تصاویر با بزرگ‌نمایی کمتر (شکل ۴-۲). این پوشش رسوب کلسیمی و لایه سایش باعث می‌شود که ریزلوله‌های عاجی به سختی قابل مشاهده باشند.

تصاویر SEM از نمونه‌های درمان شده با پلاسمای سرد نشان‌دهنده تغییرات قابل توجهی در ساختار سطح عاج هستند. در تصاویر با بزرگ‌نمایی بالا (شکل ۴-۵)، ساختار سطح عاج به وضوح بهبود یافته و برخی از لایه‌های رسوب کلسیمی از سطح عاج جدا شده‌اند. با این حال، لایه سایش هنوز در تصاویر قابل مشاهده است و نشان‌دهنده این است که پلاسمای سرد توانسته است به طور کامل لایه سایش را حذف کند.

گروه‌های C// و D// (بدون اچ با پلاسما) با کمترین مقادیر پیوند و کمترین تعداد نمونه‌های پیوند مشاهده شد. بنابراین، پلاسمای سرد به‌تنهایی قادر به انجام کامل فرایند پیوند نیست و نیاز به ترکیب با روش‌های دیگر مانند حکاکی با اسید فسفریک ۳۷٪ برای بهبود عملکرد اتصال وجود دارد.

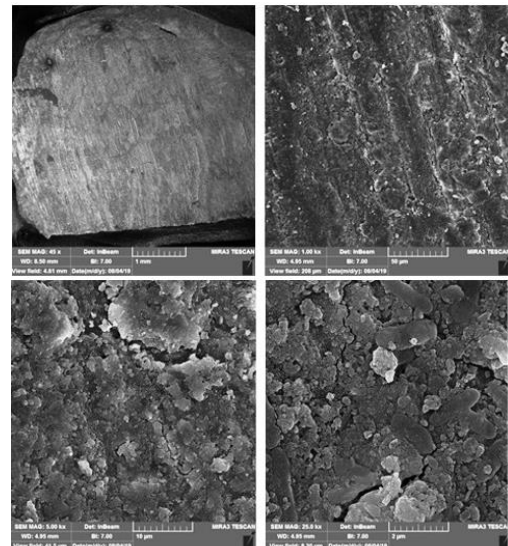


شکل ۱۴- بدون تیمار با پلاسما.

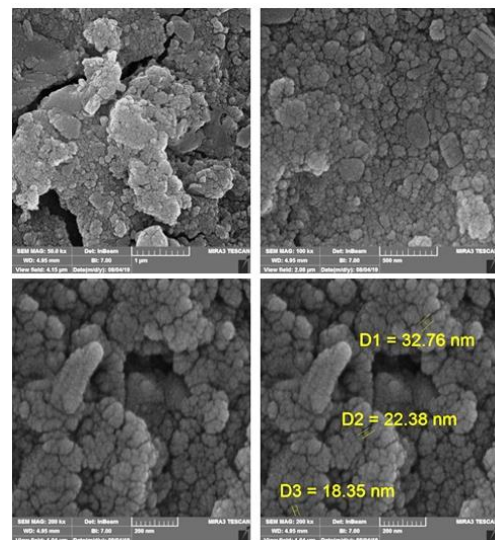


شکل ۱۵- تیمار شده با پلاسما

مطالعات اخیر بر تأثیر پلاسمای سرد بر ساختار سطحی مواد دندانی و به‌ویژه بر لایه‌های رسوب کلسیم و لایه سایش، نتایج مهمی ارائه داده‌اند. پلاسمای سرد به‌طور مؤثر می‌تواند به کاهش لایه‌های رسوب کلسیم کمک کند و تغییرات قابل‌توجهی در ساختار سطحی مواد دندانی ایجاد نماید. تحقیقات واگنر و همکاران نشان داده‌اند که پلاسمای سرد می‌تواند تأثیرات مثبتی بر روی مواد کاشت دندانی داشته باشد و بهبودهای قابل‌توجهی در خواص



شکل ۱۲- تیمار شده با پلاسما.

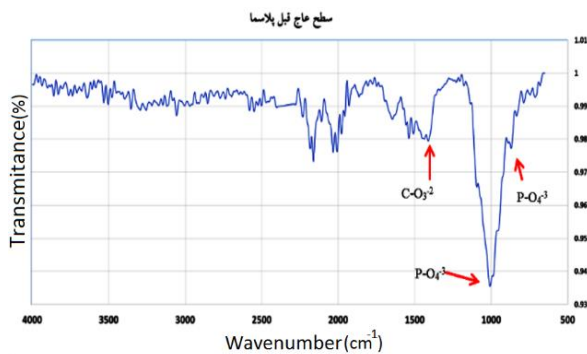


شکل ۱۳- تیمار شده با پلاسما.

نمونه‌ها به ترتیب از سایز ۱ میلی‌متر از سمت چپ به راست تصویر چیده شدند تا به ترتیب در هشتمین تصویر در سایز ۲۰۰ نانومتر دیده می‌شوند و رسوب‌های کلسیمی کانالهای ریزلوله‌های عاجی را پوشانیده‌اند.

در تصاویر با بزرگ‌نمایی بالا (شکل ۱۴ و ۱۵)، مشخص است که لایه سایش هنوز در سطح عاج وجود دارد و ریزلوله‌های عاجی به‌طور کامل از آن پوشیده شده‌اند. این مشاهده نشان می‌دهد که پلاسمای سرد اتمسفری قادر به حذف کامل لایه سایش نیست و نمی‌تواند به‌تنهایی برای ایجاد پیوند مؤثر کافی باشد. این مسئله به وضوح در

در نمونه عاجی که تحت درمان پلاسمای سرد قرار نگرفته است، طیف FTIR-ATR به شرح زیر است: پیک‌های در محدوده ۵۶۳ تا 980 cm^{-1} به ارتعاشات مدهای کششی و خمشی فسفات (PO_4^{3-}) در ساختار آپاتیت عاج اشاره دارند [۶۱]. پیک در حدود 945 cm^{-1} به باند فسفات (PO_4^{3-}) در ساختار آپاتیت مربوط می‌شود [۵۹]. پیک جذبی در حدود 1400 cm^{-1} به کربنات (CO_3^{2-}) در شبکه آپاتیت است [۵۶].



شکل ۱۶- نمودار آنالیز FTIR از نمونه قبل از تیمار با پلازما

در نمونه‌های عاجی که تحت درمان با پلاسمای سرد اتمسفریک قرار گرفته‌اند، طیف FTIR-ATR نشان می‌دهد: پیک در حدود 3400 cm^{-1} به گروه‌های هیدروکسیل (OH) مربوط است که معمولاً نشان‌دهنده جذب آب و وجود گروه‌های هیدروکسیل در مواد معدنی است [۶۱]. پیک در محدوده ۶۷۱ تا 980 cm^{-1} به مدهای ارتعاشی فسفات (PO_4^{3-}) مربوط است و بهبود قابل توجهی در این باند نسبت به نمونه بدون پلاسمای سرد مشاهده می‌شود [۵۷]. پیک بلند در 1008 cm^{-1} مربوط به ارتعاشات ساختاری فسفات (PO_4^{3-}) است و پس از درمان با پلازما ممکن است تغییر کند [۵۸]. پیک در محدوده ۱۴۱۵ تا 1450 cm^{-1} به ارتعاش گروه‌های کربناتی (CO_3^{2-}) در شبکه آپاتیت عاج اشاره دارد و ممکن است به دلیل تأثیر پلاسمای سرد تغییر کرده باشد [۵۹]. پیک در حدود 1700 cm^{-1} به گروه‌های عاملی قطبی کربونیل (C=O) اشاره دارد [۶۰].

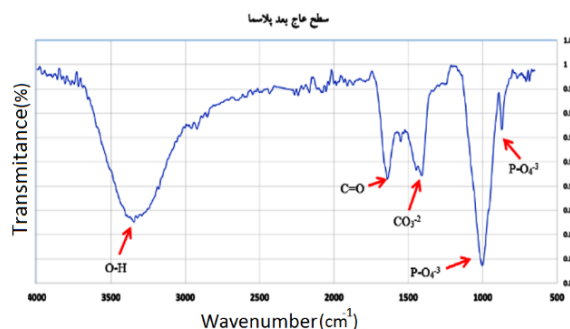
سطحی این مواد ایجاد کند [۴۹]. مطالعات کلانیندام و همکاران بر تأثیر پلاسمای سرد بر بهبود التیام زخم‌های دور دندانی تأکید کرده و نشان داده‌اند که این روش می‌تواند در تسریع روند بهبود مفید واقع شود، اما برای نتایج مطلوب در برخی موارد نیاز به ترکیب با روش‌های دیگر است [۵۱]. لاتا و همکاران در بررسی کاربردهای پلاسمای سرد در پزشکی زیستی، به تأثیرات گسترده این فناوری در دندانپزشکی و بهبود پیوندهای دندانی پرداخته‌اند. این مطالعه به خوبی نشان می‌دهد که پلاسمای سرد می‌تواند به بهبود قابل توجه خواص سطحی و عملکرد مواد دندانی کمک کند [۵۲]. ژو و همکاران به بررسی تأثیرات درمان پلاسمای سرد بر پیوند رزین - دندان پرداخته و بهبودهای قابل توجهی در پیوند دندانی تحت تأثیر این روش گزارش کرده‌اند [۵۳]. همچنین، استن کامپانو و همکاران تأثیر پلاسمای سرد بر رابط چسب - عاج را مورد بررسی قرار داده و نشان داده‌اند که این روش می‌تواند به بهبود پیوند در این ناحیه کمک کند [۵۴].

مطابق با این تحقیقات، پلاسمای سرد می‌تواند تأثیرات مثبت قابل توجهی بر سطح مواد دندانی و پیوند دندانی داشته باشد. با این حال، برای دستیابی به نتایج بهینه در حذف لایه سایش، ممکن است نیاز به ترکیب پلاسمای سرد با روش‌های دیگر مانند حکاکی با اسید فسفریک باشد.

طیف‌سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه (FTIR-ATR) یکی از ابزارهای پیشرفته برای شناسایی مولکولی و تحلیل واکنش‌های شیمیایی است. این روش به بررسی ویژگی‌های ارتعاشی پیوندهای شیمیایی مختلف در مواد می‌پردازد و با عبور نور مادون قرمز از نمونه، داده‌های دقیق درباره ساختار مولکولی و تغییرات آن ارائه می‌دهد. الگوریتم تبدیل فوریه طیفی برای تولید یک طیف مشخص در محدوده طول موج‌های مختلف، تصاویری دقیق از ساختار مولکولی ایجاد می‌کند و به دنبال کردن واکنش‌های شیمیایی از طریق ظهور یا عدم ظهور پیوندهای خاص کمک می‌کند [۵۵].

کرده و دریافتند که پلاسمای سرد تغییرات قابل توجهی در این ساختارها ایجاد می‌کند. این تغییرات عمدتاً شامل ایجاد گروه‌های عاملی جدید یا تقویت گروه‌های موجود است که بهبود خواص سطحی و پیوندهای دندانی را به همراه دارد [۵۷]. علاوه بر این، خان و همکاران به بررسی اصول و کاربردهای FTIR در تحلیل گروه‌های عاملی و نانومواد پرداخته‌اند و نشان داده‌اند که پلاسمای سرد می‌تواند تغییرات عمده‌ای در گروه‌های عاملی مختلف ایجاد کند. این تغییرات منجر به بهبود خواص سطحی و کارایی پیوندهای دندانی می‌شود [۵۸]. لیونس و همکاران نیز تأثیر پلاسمای سرد بر گروه‌های کربونیل در مواد زیستی را با استفاده از FTIR بررسی کرده‌اند و نتایج مشابهی را در [۵۹]. در نهایت، مطالعات استاسیک و همکاران، ژنگ و همکاران، و استراتزی - ساه یون و همکاران به طور خاص به بررسی تأثیر پلاسمای سرد بر ویژگی‌های سطحی دندان‌ها پرداخته‌اند و نشان داده‌اند که این روش به بهبود پیوند چسب‌های دندانی، رطوبت سطحی و انرژی آزاد سطحی کمک می‌کند. تمامی این مطالعات از روش FTIR برای شناسایی دقیق تغییرات شیمیایی و گروه‌های عاملی سطح دندان‌ها استفاده کرده‌اند [۴۸، ۶۰]. دانگ و همکاران نیز تأثیر پلاسمای سرد بر سطوح دندان‌های کانی‌زدایی شده را بررسی کرده و بهبود پیوند بین چسب و عاج را به‌عنوان نتیجه این تغییرات شیمیایی گزارش کرده‌اند [۶۱]. به‌طور کلی، پلاسمای سرد می‌تواند تأثیرات قابل توجهی بر گروه‌های شیمیایی سطح مواد دندانی بگذارد و از طریق تغییرات در گروه‌های فسفات، کربنات، هیدروکسیل و کربونیل به بهبود خواص سطحی، پیوندهای دندانی و جذب آب کمک کند. طیف‌سنجی FTIR به‌عنوان ابزاری کلیدی برای شناسایی و کمی‌سازی این تغییرات شیمیایی عمل کرده و در تحقیقات مرتبط با پلاسمای سرد و مواد دندانی نقش اساسی ایفا کرده است.

این نتایج نشان می‌دهند که پلاسمای سرد تأثیرات قابل توجهی بر گروه‌های شیمیایی مختلف دارد و می‌تواند



شکل ۱۷- نمودار آنالیز FTIR پس از درمان با پلاسمای.

مطالعات متعددی تأثیرات پلاسمای سرد بر تغییرات شیمیایی سطح مواد دندانی را مورد بررسی قرار داده‌اند. این تغییرات عمدتاً شامل ایجاد و تقویت گروه‌های عاملی مختلف است که می‌تواند به بهبود خواص سطحی و افزایش کارایی پیوندهای دندانی کمک کند.

احمد و همکاران در مطالعه خود به بررسی گروه‌های فسفات در سطح مواد معدنی پرداخته‌اند و نشان داده‌اند که پلاسمای سرد می‌تواند گروه‌های فسفات را در سطح مواد دندانی افزایش دهد. این تغییرات در گروه‌های فسفات موجب بهبود تعاملات شیمیایی سطحی و جذب آب می‌شوند که در نهایت به بهبود کیفیت پیوند دندانی کمک می‌کند [۵۳]. به‌طور مشابه، برزینا - چیمدینا و بورداجنکو نیز نشان داده‌اند که پلاسمای سرد باعث تغییرات قابل توجه در گروه‌های فسفات می‌شود و این تغییرات به بهبود خواص سطحی و پیوند مواد دندانی منجر می‌شود [۵۴]. از سوی دیگر، گرون‌والد و همکاران تغییرات گروه‌های کربنات در آپاتیت و سایر مواد معدنی زیستی را تحت تأثیر پلاسمای سرد بررسی کرده‌اند. این تغییرات منجر به بهبود خواص سطحی و عملکرد پیوند در دندان‌ها می‌شود. روش FTIR در این مطالعه به‌عنوان ابزاری دقیق برای شناسایی و کمی‌سازی گروه‌های کربنات استفاده شده است [۵۵]. همچنین، رحمان و بونفیلد در مطالعه‌ای مشابه، تأثیر پلاسمای سرد بر گروه‌های هیدروکسیل و کربنات را تحلیل کرده و نشان داده‌اند که این تغییرات می‌تواند به بهبود پیوندهای دندانی کمک کند [۵۶]. لویز و همکاران نیز تغییرات شیمیایی سطح مینا، عاج و استخوان را بررسی

۱/۱۷ برابر برای محصولات کینگ دنتال در نتیجه استفاده از پلاسمای سرد همراه با حکاکی مشاهده شد. این نتایج نشان‌دهنده موفقیت پلاسمای سرد به‌عنوان یک روش کاربردی در تقویت اتصال در دستگاه‌های دندان‌دانی است که می‌تواند در کنار سایر روش‌های درمانی بیماری‌های دهان و لثه نیز استفاده شود. از مقایسه نمودارهای تنش ریز پیوند کششی بین گروه‌های خود حکاکی و حکاکی کامل مشخص شد که پلاسمای سرد به‌تنهایی نمی‌تواند جایگزینی برای حکاکی با اسید باشد و باید به همراه آن استفاده گردد. پلاسمای سرد در گروه خود حکاکی که به‌صورت پخت دوگانه ارائه می‌شوند، عملکرد بهتری نسبت به روش حکاکی داشته است. همچنین، با توجه به نتایج آب‌دوستی سطح پس از اعمال پلاسمای در گروه‌های حکاکی کامل از دو شرکت مختلف، می‌توان نتیجه گرفت که بسپار آب‌دوست رقیق‌کننده مانند هیدروکسی اتیل متاکریلات در چسب شرکت بیسکو به لحاظ کمی و کیفی نسبت به محصولات کینگ دنتال عملکرد بهتری داشته است.

این تحقیق نشان می‌دهد که استفاده از پلاسمای سرد در کنار روش‌های متداول، می‌تواند به بهبود پیوند و کاهش شکستگی کامپوزیت‌های دندان‌دانی کمک کند و به‌عنوان یک روش جدید قابل‌بررسی در درمان‌های دندانپزشکی باشد.

به بهبود خواص سطحی و پیوند چسب‌های دندان‌دانی کمک کند. استفاده از FTIR در این تحلیل‌ها به‌عنوان ابزاری دقیق برای شناسایی و کمی‌سازی تغییرات شیمیایی سطح عمل کرده است.

ایجاد اتصال مناسب (چسبیدن) بین کامپوزیت و عاج دندان برای جلوگیری از جداشدن و شکستگی آن از اهمیت بالایی برخوردار است. در این مطالعه، شاخص اصلی مورد بررسی، افزایش نسبی ریز باند کششی با استفاده از پلاسمای سرد اتمسفریک و روش‌های متداول پیوند بود. این تحقیق با مقایسه دقیق گروه‌های تعریف‌شده به بررسی کمی پرداخته و در کنار آن، یک چارچوب کیفی برای تحقیقات مشابه ارائه کرده است. نتایج زیر بیانگر تأثیرات مثبت استفاده از پلاسمای سرد در بهبود اتصال کامپوزیت به عاج دندان هستند: پلاسمای سرد با گاز هلیم توانست سطح عاج دندان را تا ۶ برابر آب‌دوست‌تر کند که این امر نفوذ بهتر آغازگرها آب‌دوست به سطح دندان را فراهم کرد. در گروه‌هایی که پلاسمای سرد همراه با حکاکی اسید استفاده شد، افزایش قابل‌توجهی در ریز پیوند کششی مشاهده گردید؛ برای چسب‌های حکاکی کامل شرکت بیسکو این افزایش تا ۱/۵۴ برابر و برای محصولات کینگ دنتال تا ۱/۷۶ برابر ثبت شد، که منجر به کاهش چشمگیر میزان جدایش گردید. در گروه‌های حکاکی کامل، افزایش ریز پیوند کششی تا ۱/۴۶ برابر برای محصولات بیسکو و

مراجع:

4. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021 Jan;33(1):51-68.
5. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (15488578). 2013 Jan 1;34(1).
6. Koga-Ito CY, Kostov KG, Miranda FS, Milhan NV, Azevedo Neto NF, Nascimento F,

1. Vaderhobli RM. Advances in dental materials. *Dental Clinics*. 2011 Jul 1;55(3):619-25.
2. Pini NP, Aguiar FH, Lima DA, Lovadino JR, Terada RS, Pascotto RC. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2012 Feb 10;9-16.
3. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

of non-thermal atmospheric plasma on micro-tensile bond strength at adhesive/dentin interface: A systematic review. *Materials*. 2021 Feb 22;14(4):1026.

14.Ritts AC, Li H, Yu Q, Xu C, Yao X, Hong L, Wang Y. Dentin surface treatment using a non-thermal argon plasma brush for interfacial bonding improvement in composite restoration. *European journal of oral sciences*. 2010 Oct;118(5):510-6.

15.Odabaş ME, Bani M, Tirali RE. Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *The Scientific World Journal*. 2013;2013(1):626103.

16.Dong X, Li H, Chen M, Wang Y, Yu Q. Plasma treatment of dentin surfaces for improving self-etching adhesive/dentin interface bonding. *Clinical plasma medicine*. 2015 Jun 1;3(1):10-6.

17.Grégoire G, Dabsie F, Dieng-Sarr F, Akon B, Sharrock P. Solvent composition of one-step self-etch adhesives and dentine wettability. *journal of dentistry*. 2011 Jan 1;39(1):30-9.

18.Teixeira HS, Coelho PG, Duarte S, Janal MN, Silva N, Thompson VP. Influence of atmospheric pressure plasma treatment on mechanical properties of enamel and sealant bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2015 Jul;103(5):1082-91.

19.Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2020 Jan 1;22(1):7-34.

20.Hardan L, Bourgi R, Kharouf N, Mancino D, Zarow M, Jakubowicz N, Haikel Y, Cuevas-Suárez CE. Bond strength of universal adhesives to dentin: A systematic review and meta-analysis. *Polymers*. 2021 Mar 7;13(5):814.

21.Mousavinasab SM, Kavian M. The effect of one versus two applications of self-etch primers on micro-shear bond strength to the enamel and

Pessoa RS. Cold atmospheric plasma as a therapeutic tool in medicine and dentistry. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*. 2024 May;44(3):1393-429.

7.Chen M, Zhang Y, Driver MS, Caruso AN, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. *Dental Materials*. 2013 Aug 1;29(8):871-80.

8.Ayres AP, Freitas PH, De Munck J, Vananroye A, Clasen C, Dias CD, Giannini M, Van Meerbeek B. Benefits of nonthermal atmospheric plasma treatment on dentin adhesion. *Operative dentistry*. 2018 Nov 1;43(6):E288-99.

9.Imiolczyk SM, Hertel M, Hase I, Paris S, Blunck U, Hartwig S, Preissner S. The influence of cold atmospheric plasma irradiation on the adhesive bond strength in non-demineralized and demineralized human dentin: an in vitro study. *The Open Dentistry Journal*. 2018 Nov 28;12(1).

10.Stasic JN, Miletic V. Surface Modification of Dental Materials and Hard Tissues Using Nonthermal Atmospheric Plasma. In *Computational and Experimental Approaches in Materials Science and Engineering: Proceedings of the International Conference of Experimental and Numerical Investigations and New Technologies, CNNTech 2019 2020* (pp. 119-138). Springer International Publishing.

11.Valizadeh S, Farhadi E, Moradi A, Hashemikamangar SS. Evaluation of the Effect of Cold Plasma Treatment on the Microshear Bond Strength of Composite Resin Restorations to Dentin using Different Adhesive Systems and the Effect of Thermocycling. *The Open Dentistry Journal*. 2021 Dec 31;15(1).

12.Zhu XM, Zhou JF, Guo H, Zhang XF, Liu XQ, Li HP, Tan JG. Effects of a modified cold atmospheric plasma jet treatment on resin-dentin bonding. *Dental materials journal*. 2018 Sep 27;37(5):798-804.

13.Awad MM, Alhalabi F, Alshehri A, Aljeaidi Z, Alrahlah A, Özcan M, Hamama HH. Effect

- Meerbeek B. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian dental journal*. 2011 Jun;56:31-44.
- 31.Green DJ, Banerjee A. Contemporary adhesive bonding: bridging the gap between research and clinical practice. *Dental Update*. 2011 Sep 2;38(7):439-49.
- 32.Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*. 1998 Jan 1;26(1):1-20.
- 33.Peumans M, Kanumilli P, Munck De J, Landuyt Van K, Lambrechts P, Meerbeek Van B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010 Feb 1;22(1):73-4.
- 34.Loguercio AD, Salvalaggio D, Piva AE, Klein-Júnior CA, de Lr Accorinte M, Meier MM, Grande RH, Reis A. Adhesive temperature: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strength. *Operative dentistry*. 2011 May 1;36(3):293-303.
- 35.de Melo RM, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA, Bottino MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008 Mar 1;10(2).
- 36.Pidhatika B, Widyaya VT, Nalam PC, Swasono YA, Ardhani R. Surface modifications of high-performance polymer polyetheretherketone (PEEK) to improve its biological performance in dentistry. *Polymers*. 2022 Dec 16;14(24):5526.
- 37.Bingyi G, Tao Y, Yang T, Su X, Tan X, Tian W, Xie L. Biomaterials Based on Advanced Oxidation Processes in Tooth Whitening: Fundamental, Progress, and Model. *Journal of Materials Chemistry B*. 2024.
- 38.FERAS A. APPLICATIONS OF NON-THERMAL ATMOSPHERIC PLASMA IN ADHESIVE DENTISTRY. AN OVERVIEW. *International Journal of Medical Dentistry*. 2021 Oct 1;25(4).
- dentin. *Journal of Dentistry*. 2008 Dec 1;9(4):319-25.
- 22.Niloofar shadman, shahram farzin-ebrahimi, Arezo abrisham, hasti sattari, shear bond strength of three adhesive systems to enamel and dentin of permanent teeth. *Journal of Dentistry*. 2012;25(3): 202-210.
- 23.Nicholson JW. Adhesive dental materials and their durability. *International journal of adhesion and adhesives*. 2000 Feb 1;20(1):11-6.
- 24.Von Fraunhofer JA. Adhesion and cohesion. *International journal of dentistry*. 2012;2012(1):951324.
- 25.Milhan NV, Chiappim W, Sampaio AD, Vegian MR, Pessoa RS, Koga-Ito CY. Applications of plasma-activated water in dentistry: A review. *International Journal of Molecular Sciences*. 2022 Apr 8;23(8):4131.
- 26.Raszewski Z, Brząkalski D, Derpeński Ł, Jałbrzykowski M, Przekop RE. Aspects and principles of material connections in Restorative dentistry—A comprehensive review. *Materials*. 2022 Oct 13;15(20):7131.
- 27.Stasic JN, Pficer JK, Milicic B, Puač N, Miletic V. Effects of non-thermal atmospheric plasma on dentin wetting and adhesive bonding efficiency: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2021 Sep 1;112:103765.
- 28.Ayres AP, Bonvent JJ, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, Ambrosano GM, Nascimento FD, Van Meerbeek B, Giannini M. Effect of non-thermal atmospheric plasma on the dentin-surface topography and composition and on the bond strength of a universal adhesive. *European Journal of Oral Sciences*. 2018 Feb;126(1):53-65.
- 29.Stancampiano A, Forgione D, Simoncelli E, Laurita R, Tonini R, Gherardi M, Colombo V. The effect of cold atmospheric plasma (CAP) treatment at the adhesive-root dentin interface. *J. Adhes. Dent*. 2019 May 1;21(3):229-37.
- 30.Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van

- Behavior of Biomedical Materials. 2021 Nov 1;123:104762.
- 49.Wagner G, Eggers B, Duddeck D, Kramer FJ, Bourauel C, Jepsen S, Deschner J, Nokhbehshaim M. Influence of cold atmospheric plasma on dental implant materials—An in vitro analysis. *Clinical oral investigations*. 2022 Mar 1;1:1-5.
- 50.Lata S, Chakravorty S, Mitra T, Pradhan PK, Mohanty S, Patel P, Jha E, Panda PK, Verma SK, Suar M. Aurora Borealis in dentistry: The applications of cold plasma in biomedicine. *Materials Today Bio*. 2022 Jan 1;13:100200.
- 51.Kleineidam B, Nokhbehshaim M, Deschner J, Wahl G. Effect of cold plasma on periodontal wound healing—an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2019 Apr 10;23:1941-50.
- 52.Stancampiano A, Forgione D, Simoncelli E, Laurita R, Tonini R, Gherardi M, Colombo V. The effect of cold atmospheric plasma (CAP) treatment at the adhesive-root dentin interface. *J. Adhes. Dent*. 2019 May 1;21(3):229-37.
- 53.Ahmed AA, Gypser S, Leinweber P, Freese D, Kühn O. Infrared spectroscopic characterization of phosphate binding at the goethite–water interface. *Physical Chemistry Chemical Physics*. 2019;21(8):4421-34.
- 54.Berzina-Cimdina L, Borodajenko N. Research of calcium phosphates using Fourier transform infrared spectroscopy. *Infrared spectroscopy-materials science, engineering and technology*. 2012 Apr 25;12(7):251-63.
- 55.Grunenwald A, Keyser C, Sautereau AM, Crubézy E, Ludes B, Drouet C. Revisiting carbonate quantification in apatite (bio) minerals: a validated FTIR methodology. *Journal of Archaeological Science*. 2014 Sep 1;49:134-41.
- 56.Rehman I, Bonfield WJ. Characterization of hydroxyapatite and carbonated apatite by photo acoustic FTIR spectroscopy. *Journal of materials science: materials in Medicine*. 1997 Jan;8(1):1-4.
- 57.Lopes CD, Limirio PH, Novais VR, Dechichi P. Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) application chemical
- 39.Mark DB, Lee KL, Harrell FE. Understanding the role of P values and hypothesis tests in clinical research. *JAMA cardiology*. 2016 Dec 1;1(9):1048-54.
- 40.Travers JC, Cook BG, Cook L. Null hypothesis significance testing and p values. *Learning Disabilities Research & Practice*. 2017 Nov;32(4):208-15.
- 41.Jain S, Gupta A, Jain D. Common statistical tests in dental research. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*. 2015 Jul 1;3(3):38.
- 42.Vähänikkilä H, Nieminen P, Miettunen J, Larmas M. Use of statistical methods in dental research: comparison of four dental journals during a 10-year period. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2009 Jan 1;67(4):206-11.
- 43.Kwon, T. Y., & Kim, H. S. (2015). Improvement in bonding performance of dental adhesives after plasma treatment. **Journal of Dentistry**, 43(5), 587-594.
- 44.Pecora, J. D., & Nascimento, A. D. (2009). Surface modification of dental materials using atmospheric plasma. **Dental Materials**, 25(7), 889-895.
- 45.Dong X, Li H, Chen M, Wang Y, Yu Q. Plasma treatment of dentin surfaces for improving self-etching adhesive/dentin interface bonding. *Clinical plasma medicine*. 2015 Jun 1;3(1):10-6.
- 46.Zhang Y, Yu Q, Wang Y. Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: Improved resin adhesive penetration. *Journal of dentistry*. 2014 Aug 1;42(8):1033-42.
- 47.Chen M, Zhang Y, Driver MS, Caruso AN, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. *Dental Materials*. 2013 Aug 1;29(8):871-80.
- 48.Strazzi-Sahyon HB, Suzuki TY, Lima GQ, Delben JA, Cadorin BM, do Nascimento V, Duarte S, Dos Santos PH. In vitro study on how cold plasma affects dentin surface characteristics. *Journal of the Mechanical*

characterization of enamel, dentin and bone. Applied Spectroscopy Reviews. 2018 Oct 21;53(9):747-69.

58.Khan SA, Khan SB, Khan LU, Farooq A, Akhtar K, Asiri AM. Fourier transform infrared spectroscopy: fundamentals and application in functional groups and nanomaterials characterization. Handbook of materials characterization. 2018:317-44.

59.Lievens C, Mourant D, He M, Gunawan R, Li X, Li CZ. An FT-IR spectroscopic study of carbonyl functionalities in bio-oils. Fuel. 2011 Nov 1;90(11):3417-23.

60.Stasic JN, Selaković N, Puač N, Miletic M, Malović G, Petrović ZL, Veljovic DN, Miletic V. Effects of non-thermal atmospheric plasma treatment on dentin wetting and surface free energy for application of universal adhesives. Clinical Oral Investigations. 2019 Mar 8;23:1383-96.

61.Dong X, Chen M, Wang Y, Yu Q. A mechanistic study of plasma treatment effects on demineralized dentin surfaces for improved adhesive/dentin interface bonding. Clinical plasma medicine. 2014 Jul 1;2(1):11-6.