راهنمای کلینیکی و لابراتواری

اباتمنت در ایمپلنت‌های دندانی

مترجمین:

دکتر سیدمهدی وحیدپاکدل

استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دکتر الناز شفیعی

استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تبریز

دکتر امین نوری زاده

استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

مقدمه

به نام ایزد منان

گسترش روز افزون استفاده از ایمپلنت‌های دندانی بعنوان ایده آل ترین درمان جایگزینی دندان های از دست رفته، لزوم شناخت قطعات مورد استفاده ایمپلنت را ضروری تر می سازد. از جمله قطعات اصلی که در مرحله پروتزی ایمپلنت استفاده می‌شود، اباتمنت ایمپلنت است.

کتاب حاضر مجموعه کاملی است از مباحثی که پیرامون انواع اباتمنت های مورد استفاده، روش های ساخت و تراش آنها، مواد مورد استفاده در ساخت اباتمنت و مزایا و معایب هر کدام از آنها گردآوری شده است. امید است این کتاب بتواند مرجعی مناسب برای انتخاب نوع اباتمنت و کار با آن برای کلینیسین فراهم آورد.

در ترجمه متن حاضر سعی بر آن شده است تا متنی سلیس، روان و عاری از هرگونه ابهام برای خواننده فراهم گردد. ولی بدون شک عاری از اشکال نبوده و همراهی شما همکاران گرامی می تواند گرمی بخش تلاش های آینده باشد. در پایان بر خود لازم می‌دانیم از پرسنل زحمت کش انتشارات شایان نمودار کمال تشکر و قدردانی را نماییم.

گروه مترجمین
زمستان ۹۸

فهرست

فصل ۱: مواد سازنده اباتمنت ایمپلنت..... ۵

فصل ۲: اطلاعات عمومی در مورد اباتمنت‌های ایمپلنت..... ۲۱

فصل ۳: پیچ (پیچ‌های) نگهدارنده اباتمنت ۲۷

فصل ۴: انواع اتصال‌های ایمپلنت-اباتمنت ۳۷

فصل ۵: اباتمنت‌های پیش‌ساخته..... ۵۱

فصل ۶: استفاده از تکنولوژی CAD/CAM در ساخت اباتمنت‌های اختصاصی ۶۸

فصل ۷: ارتباط بین ژئومتری ایمپلنت و بافت اطراف ایمپلنت در مناطق زیبایی ۱۰۴

فصل ۸: فرزهای مورد استفاده در تراش و تنظیم اباتمنت‌ها..... ۱۲۲

فصل ۹: تکنیک‌های آماده‌سازی اباتمنت برای ایمپلنت‌های یک تکه تیتانیومی و زیرکونیا ۱۳۳

فصل ۱۰: تکنیک‌های پاکسازی، ضدعفونی و استریلیزاسیون اباتمنت‌های ایمپلنت ۱۷۴

۱

مواد سازنده اباتمنت ایمپلنت

مقدمه

طیف وسیعی از مواد برای ساخت اباتمنت ایمپلنت در بازار موجود است. مسئله اساسی برای کلینیسین درک پاسخ بیولوژیک هر نوع ماده به همراه اندیکاسیون استفاده انواع مختلف مواد است.

علاوه بر این مشکلات منبع جامع و مشخصی در رابطه با ویژگی های مواد اباتمنت جهت بررسی وجود ندارد. این فصل اطلاعات مرتبط با مواد اباتمنت و پاسخ بافت نرم مربوطه را ارائه می دهد.

سیل مخاطی

سیل مخاطی اطراف اباتمنت ایمپلنت یک فاکتور اساسی در جلوگیری از نفوذ باکتری ها به سمت استخوان کرستال و اطراف کرست ایمپلنت است. جهت درک بهتر پاسخ بافت نرم، آشنایی با آناتومی سیل مخاطی حیاتی است.

دنتیشن طبیعی

پریودنشیوم یک فاکتور مهم در حفاظت طبیعی فرد در مقابل بیماری های پریودنتال می باشد. عرض بیولوژیک (biologic width)، عمق بافت نرم زیر سالکوس در دندان های طبیعی می باشد. این ناحیه از junctional epithelium و بافت همبندی تشکیل شده است. عرض JE ۲-۱ میلی متر بوده و بلافاصله در اپیکال آن لایه بافت همبندی به عرض ۱ میلی متر وجود دارد.

در دندان های طبیعی این ناحیه در جلوگیری از نفوذ باکتری ها و پلاک میکروبی به پریودنشیوم نقش اساسی دارد. JE توسط اتصالات همی دسموزومی به دندان متصل می شود و بعنوان یک سد حفاظتی در برابر نفوذ باکتری ها عمل می کند. لایه بافت همبندی حاوی الیاف کلاژنی است که بصورت عمود در داخل دندان (سمنتوم) فرو رفته اند. این الیاف موجب تقویت بیشتر JE در برابر مهاجرت اپیکالی متعاقب بیماری های پریودنتال می شوند.

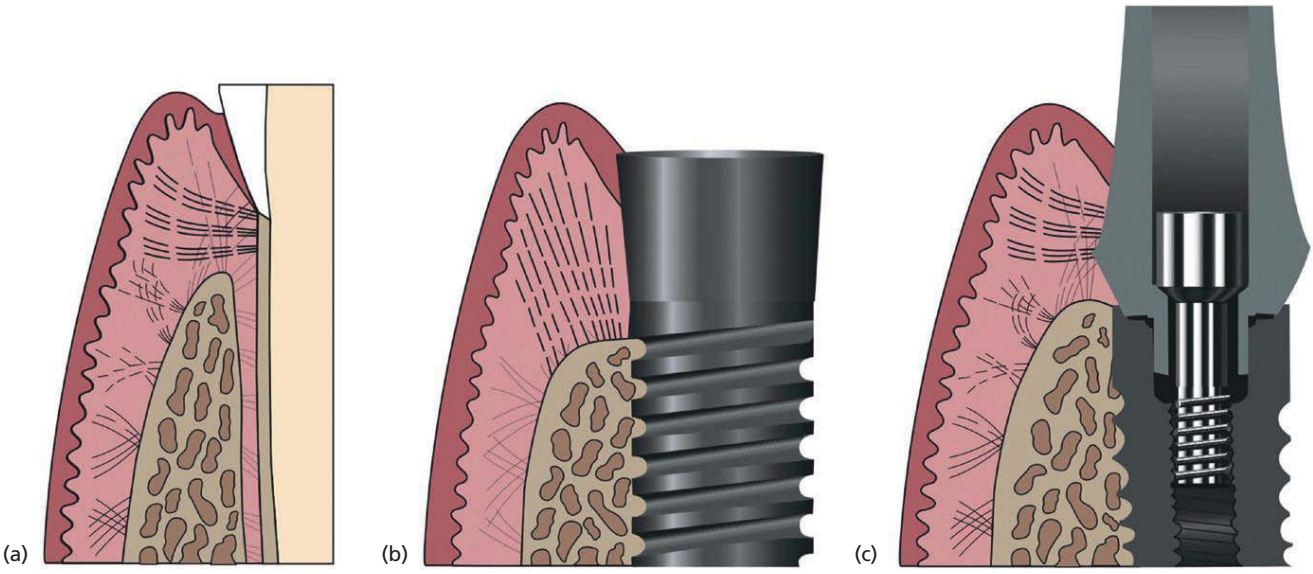
سیل مخاطی اطراف ایمپلنت

سیل مخاطی اطراف ایمپلنت نیز برای مقابله با peri-implantitis اساسی است. عرض بیولوژیک اطراف ایمپلنت نیز حاوی JE است. در سال ۱۹۸۴ Gould و همکارانش نشان دادند که JE همانند دندان های طبیعی با اتصالات همی دسموزومی به سطح تیتانیوم متصل می شود. اتصال لایه بافت همبندی نیز اپیکالی تر از JE یافت می شود. Buser و همکاران (۱۹۹۲) توضیح دادند که این اتصال حاوی الیاف کلاژن و مقادیر کم سلول بوده و شبیه به بافت اسکار است.

برخلاف دندان طبیعی، در اباتمنت های ایمپلنت، الیاف بافت همبندی اپیکالی همان کیفیت اتصالی را ندارند. در دندان طبیعی الیاف dento-gingival وجود دارند که بصورت عمودی از استخوان به سمنتوم کشیده شده اند. در ایمپلنت دندانی، الیاف لایه همبند بصورت موازی سطح قرار گرفته اند (شکل ۱-۱). استثناء برای این هیستولوژی، در اباتمنت های Laser-lok است که بعدا در این فصل بحث خواهد شد.

بعلت ضعف ساپورت بافت همبندی اطراف اباتنمت تصور می شود که JE برای مهاجرت اپیکالی مستعدتر می باشد. بعبارت دیگر احتمال ابتلا به peri-implantitis در ایمپلنت دندانی بیشتر از ابتلای دندان طبیعی به پریودنتیت است.

ذکر این نکته مهم است که عرض بیولوژیک یا سیل اطراف ایمپلنت در مقابل peri-implantitis محافظت کرده و نتایج زیبایی را بدنبال دارد. حین ارزیابی انتخاب نوع اباتمنت باید این مسئله را که هر نوع چگونه سیل مخاطی را شکل داده و حفظ می کند را در نظر بگیریم.



شکل ۱-۱: به الیاف کلاژنی عمودی در دندان طبیعی (a) و اباتمنت های Laser-Lok (c) در مقایسه با جهت گیری موازی این الیاف اطراف اباتمنت های ایمپلنت (b) توجه کنید.

پلیکل، بیوفیلم و بیماری های پریودنتال

یکی از فاکتورهای مهم در انتخاب ماده سازنده اباتمنت، ویژگی های بهداشتی آن است. برای مرور اهمیت بهداشت، درک نحوه تشکیل پلیکل، تولید بیوفیلم پس از آن و ایجاد peri-implantitis حیاتی است.

پلیکل

پروسه تشکیل پلاک با اتصال پلیکوپروتئین ها به سطح مینا و یا اباتمنت شروع شده که موجب تشکیل یک لایه نازک به اسم پلیکل می شود. اگرچه این لایه بخودی خود آسیب رسان نیست ولی ساختاری برای چسبندگی باکتری ها فراهم می کند.

بیوفیلم

بیوفیلم تجمع ارگانیسم های مختلف است که با هم همزیستی می کنند. کوکسی های هوازی گرم مثبت به این لایه نازک گلیکوپروتئینی (پلیکل) می چسبد. وقتی این باکتری ها تکثیر یافتند، کلونی های باکتری ها تکثیر یافته موجب ایجاد محیط بی هوازی تری می شوند. این محیط بی هوازی امکان تکثیر رادهای گرم منفی مضر را در داخل بیوفیلم فراهم می کند. بیوفیلم موجب ایجاد محیط اسیدی می شود که موجب ایجاد پوسیدگی دندانی و همچنین بیماری های پریودنتال می شود.

بیماری پریودنتال در دندان های طبیعی

بیماری پریودنتال توسط بیوفیلم ایجاد شده و موجب تخریب پریودنشیوم از دست رفتن استخوان آلوئل و التهاب بافت های پریودنتال می شود. این بیماری به تازگی کشف نشده است. در سال ۱۹۷۶ توسط Page و Schroeder پروسه بیماری پریو شرح داده شد.

Peri-Implantitis

همانند دندان طبیعی تشکیل پلیکل و بیوفیلم و التهاب متعاقب آن در اطراف ایمپلنت نیز رخ می دهد. پتانسیل مهاجرت اپیکالی سیل اطراف ایمپلنت از دست رفتن استخوان را فراهم می سازد. پروسه peri-implantitis در ایمپلنت ها شایعتر از بیماری پریو در دندان های طبیعی است. این امر به این دلیل است که سیل مخاطی اطراف ایمپلنت به اندازه سیل مخاطی اطراف دندان طبیعی موثر نیست (بجز در اباتمنت های Laser-lok).

همانطور که بعدا نیز بحث خواهد شد برخی اباتمنت ها دارای قابلیت ممانعت از کلونیزاسیون باکتری ها هستند. دیگر اباتمنت ها دارای قابلیت بهبود یافته تشکیل سیل مخاطی مقاوم تر با اتصال بافت همبندی تقویت شده هستند.

مرور مطالعات مرتبط با مواد سازنده اباتمنت

ادامه این فصل به بررسی انواع مختلف اباتمنت های موجود در بازار می پردازد. انواع مختلف اباتمنت از نقطه نظر توانایی آنها در ایجاد و حفظ سیل اطراف ایمپلنت بررسی خواهند شد.

شایعترین مواد مورد استفاده در ساخت اباتمنت به شرح ذیل

جدول ۱-۱: مواد سازنده اباتمنت و پاسخ بافت نرم

ماده سازنده اباتمنت	ایجاد سیل اطراف ایمپلنت	حفظ سیل اطراف ایمپلنت
تیتانیوم (Machined یا Polished)	مطالعات بلند مدت پاسخ بافت نرم مطلوب به تیتانیوم Machined یا Polished را گزارش کرده اند. معتبر ترین ماده سازنده اباتمنت در مقالات	مطالعات بلند مدت حفظ مطلوب بافت نرم در تیتانیوم Machined یا Polished را گزارش کرده اند. معتبر ترین ماده سازنده اباتمنت در مقالات
اباتمنت های تیتانیوم با کولار ترانس موکوزال Laser-Lok	بیشترین توانایی در تشکیل اتصال بافت همبندی در مقایسه با تمام انواع مواد اباتمنت موجود در بازار	قوی ترین سیل ممانعتی اطراف ایمپلنت. حفظ بافت نرم بهبود یافته در بلند مدت (سیل مخاطی قابل مقایسه با دندان های طبیعی)
طلا	نتایج متناقض در مطالعات در رابطه با ایجاد سیل کافی اطراف ایمپلنت	نتایج متناقض در مطالعات در رابطه با حفظ سیل اطراف ایمپلنت در بلند مدت
PEEK (پلی اتر اتر کتون)	نتایج بافت نرم قابل مقایسه با تیتانیوم	ویژگی های بهداشتی قابل مقایسه با تیتانیوم
زیرکونیا		

شکل ۲-۱: انواع مختلف اباتمنت های ساخته شده از مواد متنوع توسط شرکت Dentsply

می باشد (شکل ۲-۱، جدول ۱-۱):

- تیتانیوم
  - Machined
  - Polished
  - Laser-lok
- استیل ضدزنگ
- طلای ریختگی
- زیرکونیا
- پلی اتر کتون

تیتانیوم

ویژگی های فیزیکی

تیتانیوم تنها عنصری است که ویژگی های منحصر بفرد استحکام، وزن کم و زیست سازگاری را در کنار مقاومت و پایداری عالی را داراست. تیتانیوم مقاومت به خوردگی بالا و بالاترین نسبت استحکام به وزن هر عنصر شناخته شده ای را داراست (شکل ۳-۱).

اباتمنت های تیتانیومی از تیتانیوم خالص تجاری یا آلیاژ تیتانیوم ساخته می شوند.

تیتانیوم خالص تجاری

تیتانیوم خالص تجاری (CP) بخاطر مقاومت بالا به خوردگی، استحکام بالا و زیست سازگاری بطور وسیعی برای مصارف پزشکی استفاده می شود. ویژگی های مکانیکی تیتانیوم CP با اضافه کردن مقادیر کم اکسیژن و آهن تحت تاثیر قرار می گیرد. با کنترل دقیق این مواد اضافه شده، رده های مختلف تیتانیوم CP برای استفاده در مصارف مختلف تولید شده اند. تیتانیوم CP با کمترین مقدار اکسیژن و آهن موجب ایجاد ماده ای با بیشترین قابلیت شکل پذیری می شود. در حالی که با افزایش محتوای اکسیژن، استحکام ماده افزایش می یابد.

رنگ

اباتمنت های تیتانیومی با پوشش رنگ نقره ای یا طلایی عرضه می شوند (شکل ۴-۱). پوشش طلایی روی سطح اباتمنت، تیتانیوم نیترید نامیده می شود. پوشش تیتانیوم نیترید (TiN؛ بعنوان Tinite TiNite یا TiN شناخته می شود) با پروسه پوشش پلاسمایی که در آن یون های تیتانیوم و نیتروژن با TiN ترکیب می شوند و سپس بصورت مولکولی به ساختار تیتانیومی اباتمنت باند می شود. TiN اولین بار در صنایع پزشکی در دهه ۱۹۸۰ استفاده شد. انجام تست های زیست سازگاری طی سالیان متمادی بر روی TiN به همراه

استفاده های کلینیکی متعاقب آن نشان دادند که TiN زیست سازگار بوده، برای استفاده در وسایل پزشکی قابل کاشت که در تماس با استخوان، پوست، بافت ها یا خون قرار می گیرند، مناسب است (شکل ۵-۱). تیتانیوم نیترید یک ماده سرامیکی بسیار سخت است که اغلب بعنوان پوشش بر روی اجزای تیتانیومی استفاده می شود. این پوشش نه تنها موجب بهبود خصوصیات سطح زیرساخت می شود بلکه باعث دستیابی به تون رنگی گرم و زیبا زیر بافت لثه ای بخاطر هیو طلایی آن می شود. عموما، پوشش TiN همه قسمت های اباتمنت بجز ناحیه اتصال اباتمنت/ایمپلنت و اباتمنت/پیچ را می پوشاند. این نوع از اباتمنت های تیتانیومی برای موارد با چالش های زیبایی با بافت نرم نازک یا حین استفاده از کراون های تمام سرامیکی، ایده آل است. در اکثر کاربردهای آن، پوشش TiN ضخامتی کمتر از ۵ میکرومتر دارد. این پوشش فقط زمانی که اباتمنت با CAD/CAM ساخته می شود معنی دار می شود چراکه در این سیستم تنظیم اباتمنت صورت نمی گیرد. اباتمنت های پیش ساخته تنظیم شده و عموما با تنظیم اباتمنت ها، استحکام حاصل از پوشش نیترید را از دست می دهند.

آلیاژ تیتانیوم (Ti-6Al-4V، Ti-6-4)

آلیاژ تیتانیوم بعنوان تیتانیوم درجه ۵ نیز شناخته می شود. آلیاژ تیتانیوم از ٪۶ آلومینیوم، ٪۴ وانادیوم، ٪۰/۲۵ (حداکثر) آهن، ٪۰/۲ (حداکثر) اکسیژن و مابقی تیتانیوم تشکیل شده است. آلیاژ Ti-6-4 بطور قابل توجهی مستحکم تر از تیتانیوم خالص تجاری است و استحکام کششی و مقاومت شکست بهتری داراست (شکل ۶-۱).

بخاطر ویژگی های فیزیکی منحصر بفرد تیتانیوم، اباتمنت های تیتانیومی انتخاب اول برای ایمپلنت های خلفی هستند. این اباتمنت ها بصورت اباتمنت های پیش ساخته یا اباتمنت های تراش داده شده با CAD/CAM با شکل دلخواه در دسترس هستند. مطالعات بیشماری وجود دارد که پاسخ بافت نرم مطلوب به اباتمنت های تیتانیومی را تایید می کنند. بخاطر اینکه اکثر مطالعات انجام شده در رابطه با پاسخ بافت نرم اطراف ایمپلنت و مواد اباتمنت که بر پایه اباتمنت های تیتانیومی انجام شده است، این ماده بعنوان یک رفرنس در توضیح ویژگی های مواد دیگر استفاده می شود.

مقایسه پاسخ بافت نرم تیتانیوم machined و polished-

تفاوت عمده تیتانیوم machined و polished خشونت سطحی است. این قسمت به بررسی این مسئله می پردازد که آیا تفاوت کلینیکی معنی داری در پاسخ بافت نرم بین تیتانیوم machined و polished وجود دارد یا نه؟

از دست رفتن سیل اطراف ایمپلنت به دنبال تشکیل پلیکل، بیوفیلم و التهاب رخ می دهد که متعاقب آن استخوان آلوئل تحلیل می رود. کاملا مشخص است که گلیکوپروتئین های اولیه و بیوفیلم چسبندگی بیشتری به سطوح خشن دارد. با این منطق باید اشتباها فرض کنیم که اباتمنت های با سطح صاف تر، پاسخ التهابی و بنابراین تحلیل استخوان کمتری داشته باشند. با این حال مطالعات کلینیکی متعدد نتوانستند ارتباط کلینیکی معنی داری بین پاسخ التهابی اباتمنت با سطح خشن را گزارش کنند. بعنوان مثال در مطالعه Zitzmann نتیجه این شد که ارتباطی بین پاسخ التهابی و خشونت سطحی اباتمنت وجود ندارد.

مطالعه Zitzmann در رابطه با تفاوت پاسخ بافت نرم در اباتمنت های صاف و خشن

- در این مطالعه ۴ ایمپلنت در نواحی پرمولر پنج نمونه سگ قرار داده شد
- پس از ۳ ماه اباتمنت های خشن شده با اسید اچینگ و اباتمنت های با سطح صاف قرار داده شدند.
- پس از ۶ ماه بیوپسی های ایمپلنت همراه با بافت نرم و سخت اطراف آن گرفته شد.
- تفاوت معنی داری در سطح چسبندگی بافت نرم اباتمنت های خشن و صاف دیده نشد.

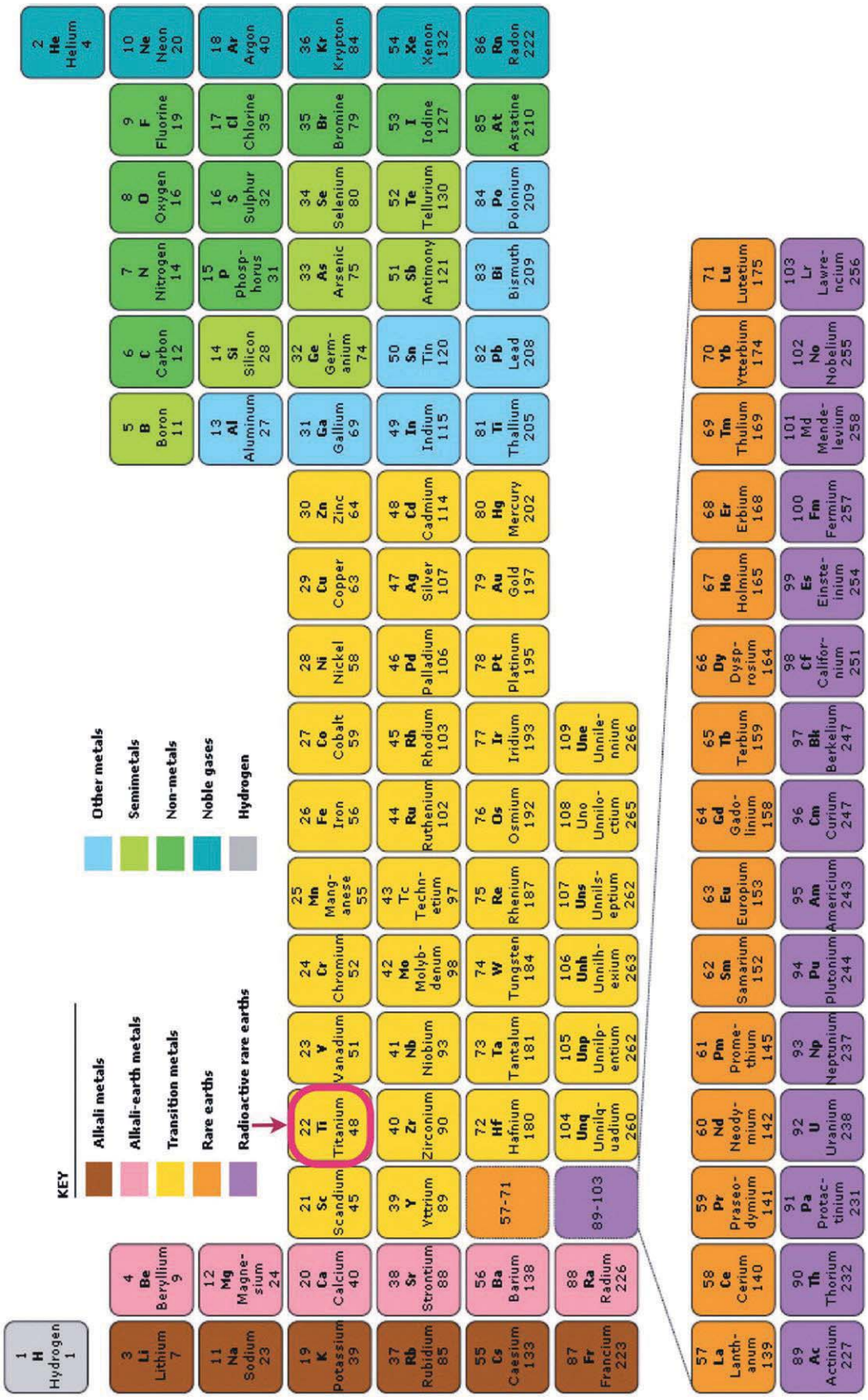
بعنوان جمع بندی اگرچه نشان داده شده است که تجمع باکتری ها در سطوح خشن و صاف بالاست، مطالعات کلینیکی انجام شده این ارتباط را گزارش نکردند. تفاوت کلینیکی معنی داری در پاسخ بافت نرم تیتانیوم machined و polished وجود ندارد.

اباتمنت های پیش ساخته با خصوصیات سطحی Laser-Lok نوآوری جدید در عرصه اباتمنت ها هستند (شکل ۷-۱). Laser-Lok حاوی میکرو کانال های ۱۲-۸ میکرونی تیتانیومی است. این میکرو کانال ها مزایای زیر را به همراه دارند:

- موجب بهبود اتصال بافت همبندی می شود.
- مانع مهاجرت اپیکالی JE می شود.
- موجب حفظ استخوان کرستال می شود.

مطالعه Nevin و همکاران در ارتباط با التیام بافت نرم در اباتمنت های Laser-Lok

- یک مطالعه آینده نگر RCT پره کلینیک با استفاده از مدل سگ برای مقایسه اباتمنت های Laser-Lok با اباتمنت های تیتانیومی machined
- این مطالعه نشان داد که اباتمنت های Laser-Lok از مهاجرت اپیکالی JE، تحلیل کرونال ممانعت کرده و موجب ایجاد اتصال بافت همبندی می شود.
- در مطالعات هیستولوژیک، در اباتمنت های Laser-Lok التیام بافت نرم مشابه دندان های طبیعی رخ داد. الیاف بافت همبندی بصورت عمودی به سطح اباتمنت رشد کردند که این پدیده از نظریه حفظ بهتر بافت نرم توسط این اباتمنت ها حمایت می کند.



شکل ۳-۱: موقعیت تیتانیوم در جدول تناوبی

شکل ۴-۱: اباتمنت های تیتانیومی طلایی رنگ (چپ) و نقره ای رنگ (راست)

شکل ۵-۱: اباتمنت های تیتانیوم نیترید

در دیگـر اباتمنت های موجـود در بازار، بافـت همبند بصورت موازی با اباتمنت شـکل می گیرد که اتصال ضعیفـی دارد. تکنولوژی Laser-Lok تشکیل سیل مخاطی مشابه دندان های طبیعی و بنابراین پروگنوز بهتر را فراهم می سازد.

استیل ضد زنگ Surgical Grade

اسـتیل ضد زنگ جراحی نوع خاصی از اسـتیل ضد زنگ اسـت که در مصارف پزشـکی کاربرد داشـته و حاوی عناصر همچون کروم، نیکل و مولیبدن می باشد. کروم مقاومت در برابر خراش و خوردگی را افزایش می دهد. نیکل امکان پرداخت صاف و صیقلی را فراهم ساخته و مولیبدن موجب افزایش سختی و حفظ لبه برنده می شود.

پاکسازی و اسـتریل کردن استیل ضد زنگ راحت بوده و استحکام خوبی داشـته و در برابر خوردگی مقاوم اسـت. آلیاژهای نیکل/کروم/ مولیبدن گاها برای اباتمنت های ایمپلنت اسـتفاده می شوند اما واکنش سیسـتم ایمنی به نیکل می تواند مشکل ساز باشـد. از استیل ضدزنگ جراحی می توان در اباتمنت های موقتی استفاده کرد ولی این ماده، ماده انتخابی در ساخت اباتمنت های دائمی نیست.

طلای ریختگی

کارخانجات سازنده ایمپلنت بدلیل محدودیت های اباتمنت های پیش ساخته، اباتمنت قابل ریختگی به نام «UCLA» را عرضه کردند. ایـن اباتمنت از یک قسـمت تراش داده شـده با ماشـین از جنس طلا (حاوی قسمت اتصالی با فیکسچر) و سیلندر پلاستیکی (با امکان قطع کردن، تغییر دادن و موم کاری قبل از ریختگی طلا) تشـکیل شده است (شکل ۸-۱).

اباتمنـت های طـلای ریختگی برای سـاخت رستوریشـن های ریختگی دلخواه (custom-cast) در حد فیکسـچر که مارجین های زیر لثه برای مـوارد زیبایی، کلیرانس اکلوزالی کم و زوایای غیرمعمول فراهم می کنند، اسـتفاده می شـوند. اسـتفاده از اباتمنـت های طلای ریختگی در دهه های ۱۹۸۰ و ۱۹۹۰ معمول بود ولی با معرفی اباتمنت های پیش سـاخته پیچیده و اباتمنت های تراش داده شـده با CAD/CAM، استفاده از آنها کمتر شد.

- ترکیب آلیاژ طـلا: ٪۶۵-۶۰ طلا، ٪۲۵-۲۰ پالادیوم، ٪۱۹ پلاتین و ٪۱ ایریدیوم
- محدوده ذوب: جامد، ۱۴۰۰؛ مایع ۱۴۹۰
- آلیاژ ریختگی پیشنهاد شـده: آلیاژهای با مقادیر بالای پالادیوم یا آلیاژهای high noble، PFM یا آلیاژهای high noble تایپ سـه یا چهار دندانی

عموما یک اباتمنت UCLA پلاستیکی بوسیله موم کاری به شکل

شکل ۶-۱: اباتمنت های آلیاژ تیتانیوم نقره ای رنگ

شکل ۷-۱: اباتمنت های Laser-Lok (شرکت BioHorizon)

و هندسه ایده آل تغییر داده می شود. پس از ریختگی، حین پروسه حذف موم، موم و پلاستیک الگو حذف می شود. حین پروسه ریختگی، بیس طلای ماشین شده با فلز مذاب متصل می شود. بدلیل ماهیت ماشین شده بیس طلا، اباتمنت بطور دقیق با فیکسچر تطابق می یابد. بیس طلا از آلیاژ غیر اکسید شونده ساخته می شود تا امکان چسبندگی شیمیایی آلیاژ ریختگی فراهم شود ولی چسبندگی با پرسلن رخ ندهد.

مطالعات مرتبط در رابطه مقایسه طلا، پرسلن، تیتانیوم، آلومینیوم

از دهه ۱۹۹۰ موافقت عمومی بر این بوده است طلا و پرسلن در مقایسه با آلومینیوم اکساید (ماده ای سرامیکی که امروزه استفاده نمی شود) و تیتانیوم پاسخ بافت نرم ضعیف تری دارند. این تفکر ناشی از مطالعه Abrahamsson و همکاران در سال ۱۹۹۸ است که در نتیجه آن اکثر کلینیسین ها از استفاده از اباتمنت های طلا و پرسلنی اجتناب می کنند.

مطالعه Abrahamsson و همکاران در ارتباط با استفاده از اباتمنت های تیتانیوم و آلومینیوم در مقایسه با طلا و پرسلن

- ۵ نمونه سگ برای جایگذاری ایمپلنت ها انتخاب شدند.
- در هر نمونه دو اباتمنت تیتانیومی خالص، دو اباتمنت آلومینیوم اکساید، یک اباتمنت کوتاه تیتانیومی با اتصال پرسلن روی طلا و یک اباتمنت طلا جایگذاری شدند.
- پس از ۶ ماه در اباتمنت های تیتانیومی و آلومینیوم اکساید JE ۲ میلی متری و بافت همبندی ۱/۵-۱ میلی متری تشکیل شده بود.
- پس از ۶ ماه در اباتمنت های طلا و پرسلنی هیچ اتصالی در حد اباتمنت ایجاد نشده بود. مارجین بافت نرم و استخوان تحلیل یافته بود.
- نتیجه گرفته شد که تیتانیوم و آلومینیوم اکساید در مقایسه با طلا و پرسلن پاسخ بافت نرم مطلوب تری داشتند.

مطالعه مروری Rampen ۲۰۰۶ با مطالعه Abrahamsson

شکل ۸-۱: اباتمنت طلای ریختگی

همخوانی داشت. در این مطالعه محققین به این نتیجه رسیدند که تیتانیوم، آلومینیوم و زیرکونیا زیست سازگاری و پاسخ بافت نرم طولانی مدت مطلوب تری نسبت به طلا و پرسلن داشتند.

نتایج برخی مطالعات دیگر با نتایج مطالعه Rampen و Abrahamsson متناقض بود. یکی از این مطالعات شاخص، مطالعه Vigolo و همکاران بر روی نمونه های انسانی در سال ۲۰۰۶ بود. این نویسندگان گزارش کردن که تفاوت معنی داری در ارتفاع استخوان مارجینال و پاسخ بافت نرم اباتمنت های تیتانیومی و طلا دیده نشد.

مطالعه Vigolo و همکاران در ارتباط با پاسخ بافت نرم تیتانیوم و طلا

- ۲۰ بیمار با بی دندانی دوطرفه (با استفاده از ۴۰ ایمپلنت) در این مطالعه کارآزمایی وارد شدند.
- در یک طرف فک اباتمنت های با جنس طلا و در سمت مقابل از اباتمنت های تیتانیومی برای بازسازی استفاده شد.
- ۴ سال پس از بازسازی پروتزی هر دو طرف از نظر پلاک بالای لثه ای، التهاب لثه ای، خونریزی حین پروب کردن، عرض لثه کراتینیزه و عمق پروب ارزیابی شدند.
- تفاوت معنی داری در ارتفاع استخوان اطراف ایمپلنت و پاسخ بافت نرم دیده نشد.

Vigolo بیان کرد که اگر فقط پاسخ بافت نرم در نظر گرفته شود، انتخاب بین اباتمنت های طلا یا تیتانیومی به ترجیح کلینیسین بستگی دارد. در این مطالعه کارآزمایی نشان داده شد که طلا و تیتانیوم هر دو موجب ایجاد و حفظ پاسخ بافت نرم مطلوب می شوند.

بعلاوه مطالعه خود Abrahamsson با Gardapoli در سال ۲۰۰۷ نتایج قبلی خود را نقض کرد. در این مطالعه ایمپلنت های یک تکه در نمونه های سگی استفاده شد که در آنها قسمت تماس یابنده با مخاط از جنس طلا یا تیتانیوم بود. تفاوت معنی داری در پاسخ بافت نرم در استفاده از تیتانیوم یا طلا در قسمت تماس یابنده با مخاط دیده نشد. با این حال در مطالعه بعدی که توسط Abrahamsson و Welander در سال ۲۰۰۸ انجام شد نتایج نشان داد که تیتانیوم و زیرکونیا پاسخ بافت نرم بهتری در مقایسه با طلا داشتند.

مطالعات در ارتباط با اباتمنت های طلا نتایج ضد و نقیضی نشان می دهند. ریشه یابی این تناقضات دشوار است با این حال معایب کمی در ارتباط با اباتمنت های طلا گزارش شده است.

اولا در اباتمنت های تیتانیومی و زیرکونیا امکان استفاده از تکنولوژی CAD/CAM وجود دارد. در این تکنولوژی بدلیل حذف عنصر انسانی در پروسه ساخت اباتمنت، اباتمنت های بدست آمده کیفیت بهتری دارند. اباتمنت های طلا در لابراتوار توسط تکنسین ریخته و ساخته می شوند. یکی از توضیحات احتمالی در رابطه با پاسخ های بافت نرم متفاوت به طلا می تواند تجربه کاری تکنسین در پروسه اباتمنت ها می باشد. مسئله دیگر در رابطه با اباتمنت های طلا بحث استریلیزاسیون آنهاست. اباتمنت های تیتانیومی و زیرکونیا قبل از جایگذاری استریل هستند. اباتمنت های طلا ممکن است پس از ساخت در لابراتوار و قبل از جایگذاری در دهان استریل نباشند.

زیرکونیا

زیرکونیوم اکساید (ZrO_2) که بعنوان زیرکونیا نیز شناخته می شود (نباید با زیرکون اشتباه شود)، اکسید کریستالی سفید زیرکونیوم است. شایعترین ساختار موجود آن با ساختار کریستالی مونوکلینیک baddeleyite معدنی می باشد.

baddeleyite اکسید معدنی زیرکونیوم نادر می باشد که در فرم های کریستالی هرمی مونوکلینیک دیده می شود. شفافیت این اکسید از شفاف تا نیمه شفاف متغیر بوده، ضریب انعکاس بالایی داشته و رنگ آن از بی رنگ تا زرد، سبز و قهوه ای تیره متغییر است (شکل ۹-۱). baddeleyite یک ماده معدنی دیرگداز با نقطه ذوب ۲۷۰۰ می باشد. پیشرفت های انجام شده در علم بیومتریال و ساخت سرامیک ها امکان تولید زیرکونیایی با استحکام بالا و زیست سازگار که در وسایل پزشکی و اباتمنت های ایمپلنت استفاده شود را فراهم ساخت. معرفی تکنولوژی های زیرکونیای پلی کریستالی تتراگونال که با ییتریوم باثبات است (Y-TZP)، مولد تزریقی پودر (PIM) و پرس ایزواستاتیک گرم (HIP) پیشرفت های شاخص در این عرصه بودند. دیگر پیشرفت ها همچون استفاده از آلومینای تقویت شده با زیرکونیا و زیرکونیای ceria-doped برای کاهش و متوقف کردن کهنه شدن زیرکونیا نیز از پیشرفت های کلیدی در افزایش استفاده از زیرکونیا بعنوان بیوسرامیک بشمار می روند. از زیرکونیا بخاطر ویژگی های مواد و استحکام در مواردی که زیبایی از اهمیت بالایی برخوردار است و نیروهای بالایی به پروتز وارد خواهد شد، استفاده می شود (بعنوان مثال استفاده در بازسازی های ناحیه زیبایی، فریم ورک های پروتزی ثابت خلفی، اباتمنت های ایمپلنت و رستوریشن های چندواحدی ایمپلنت). زیرکونیا مقاومت خمشی و شکست بالایی داشته و ضریب الاستیسیته آن قابل مقایسه با استیل است. علاوه بر استحکام، عمده ترین مزیت زیرکونیا پاسخ بافتی عالی آن است. مطالعات متعدد استفاده موفقیت آمیز اباتمنت های زیرکونیا در رابطه با ثبات بافت نرم و استخوان مارجینال را نشان داده اند. نتایج حاکی از آن بود که نوع ماده مورد استفاده، هم مقدار و هم کیفیت بافت های اطراف را تحت تاثیر قرار می دهد (در مقایسه آلیاژهای طلای ریختگی و زیرکونیا). همچنین اباتمنت های زیرکونیا چسبندگی باکتری و پلاک را به حداقل رسانده و از التهاب بافت نرم جلوگیری می کند. بخاطر

شکل ۹-۱: پودر زیرکونیا (چپ) و بلوک زیرکونیا (راست)

خصوصیات فیزیکی، تنظیم و تراش زیرکونیا برای دندانپزشکان و تکنسین ها مشکل ساز است. تنظیم های پس از sintering زیرکونیا، بطور چشمگیری ریسک ایجاد ترک های ریز را افزایش می دهد که می تواند شکست حین فانکشن کلینیکی را بدنبال داشته باشد.

خصوصیات فیزیکی

زیرکونیوم اکساید در دمای اتاق در ساختار کریستالی مونوکلینیک موجود بوده و در دماهای بالاتر به ساختارهای تتراگونال و مکعبی (cu-bic) تبدیل می شود. انتقال از فرم کوبیک و تتراگونال به مونوکلینیک (در اثر سرد شدن زیرکونیا) با افزایش حجم همراه است که موجب افزایش استرس می شود که این استرس می تواند موجب ترک خوردن زیرکونیا حین سرد شدن از دماهای بالا شود. اضافه کردن اکسیدهایی هم چون ییتریوم اکساید (Y2O3 yttria) موجب تثبیت فازهای تتراگونال و / یا کوبیک می شود (شکل ۱۰-۱).

اگرچه ممکن است برندهای مختلفی از زیرکونیا از نظر شیمیایی مشابه باشند ولی ضرورتا یکسان نیستند. برندهای مختلف زیرکونیا با ساختار شیمیایی مشابه، زمانی که پروسس می شوند خصوصیات مکانیکی و نوری مختلفی پیدا می کنند. زیرکونیاهای مختلف تفاوت هایی در ماشین کاری (تراش خشک و تراش تر) و سینترینگ (به عنوان مثال دمای سینترینگ Vita™YZ-Cube ۱۵۳۰ درجه سانتیگراد، فریم ورک Lava™ ۱۵۰۰ و Cercon™ ۱۳۵۰ درجه می باشد) دارند.

تفاوت کجاست؟ در اصل، در بازار زیرکونیای pre-sintered و HIP در دسترس است. زیرکونیای pre-sintered تراش داده می شود ولی ماده هنوز نرم بوده و قوام مشابه گچ دارد (شکل ۱۱-۱). برای رسیدن به حداکثر دانسته، ماده پس از تراش مجددا سینتر می شود.

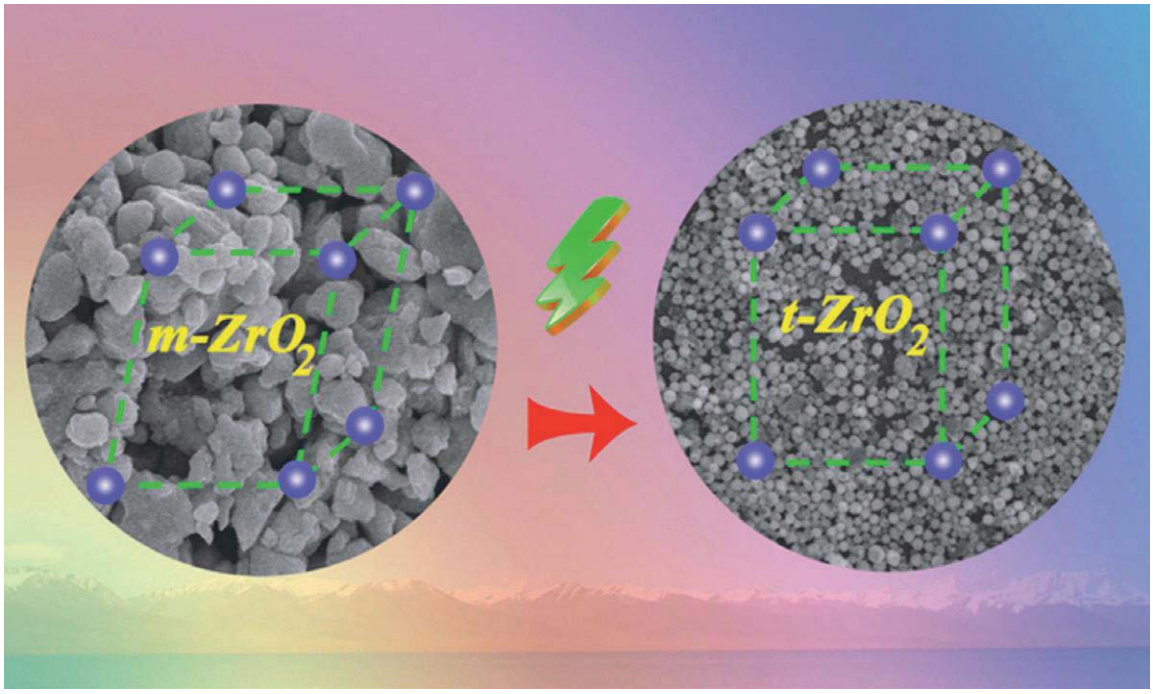
ماده HIP در وضعیت سینترشده کامل تراش داده می شود (شکل ۱۲-۱). توجه شود که پارامترهای پروسس کردن زیرکونیا بر خصوصیات کارکرد آن تاثیرگذار است.

زیرکونیای pre-sintered در سه مرحله پروسس می شود (شکل ۱۳-۱). پودر زیرکونیا پرس شده و pre-sintered می شود. این عمل معمولا توسط کارخانه سازنده انجام می شود. در لابراتوار دندانی بلوک زیرکونیای pre-sintered تراش داده می شود و جهت رسیدن به دانسیته کامل فریم ورک یا کوپینگ سینتر می شود. آماده سازی بلوک های pre-sintered زیرکونیا بسته به منبع پودر زیرکونیا و شرایط پرس کردن و pre-sintering متفاوت است.

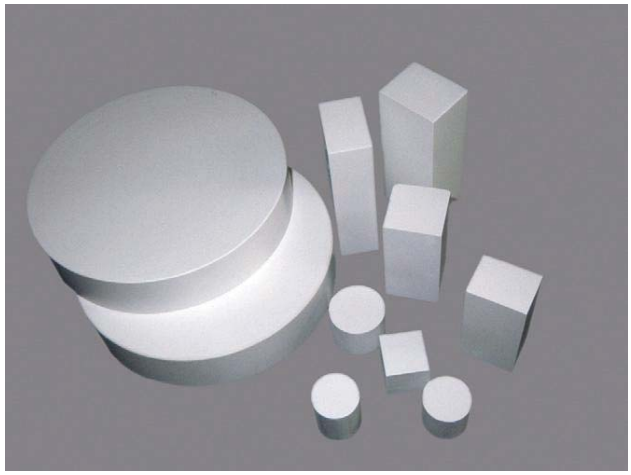
۱. پودر. پودرهای زیرکونیای موجود سایز ذرات، توزیع سایز ذرات و مواد اضافه شونده (به عنوان مثال ماده اتصال دهنده برای فاز پرس کردن) متفاوتی دارند. توزیع مواد اضافه شونده ای هم چون ییتریوم اکساید و آلومینا در داخل ماده متنوع بوده و می تواند توزیع یکنواخت در داخل کل ماده یا با غلظت بیشتر در بردرهای ذرات و یا ... باشد. سایز ذرات بر استحکام و transformation toughening – ویژگی مکانیکی خاص و کلیدی زیرکونیا – تاثیر گذار است. تفاوت در توزیع سایز ذرات بر تخلخل نهایی و بنابراین ترانسلوسنسی ماده اثرگذار است. توزیع مواد اضافه شونده بر ثبات هیدروترمال ماده سینترشده موثر است.

توجه: تفاوت های موجود در پودر زیرکونیا، استحکام/ثبات بلندمدت و ترانسلوسنسی اباتمنت را تحت تاثیر قرار می دهد.

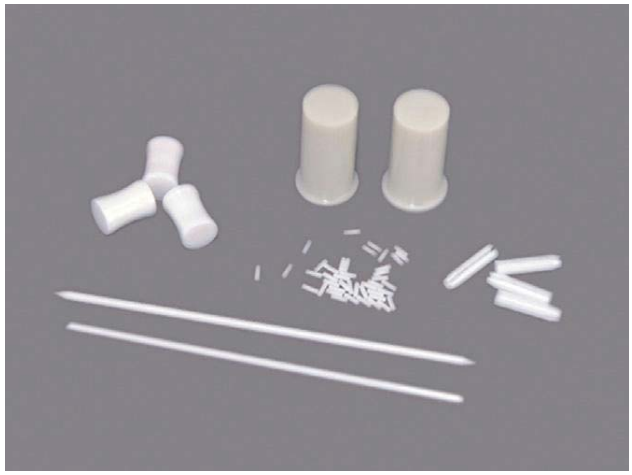
۲. شرایط پرس کردن. پودر ابتدا پرس می شود که این پروسه با شیوه های مختلف قابل انجام است (به عنوان مثال بصورت ایزواستاتیک یا اگزیالی). شرایط پرس کردن برای دستیابی به بلوک pre-sintered با خصوصیات مطلوب تنظیم میشود. روش پرس



شکل ۱۰-۱: تفاوت ساختاری بین زیرکونیای مونوکلینیک و تتراگونال.



شکل ۱۱-۱: بلوک های زیرکونیا pre-sintered



شکل ۱۲-۱: بلوک های زیرکونیا HIP-sintered

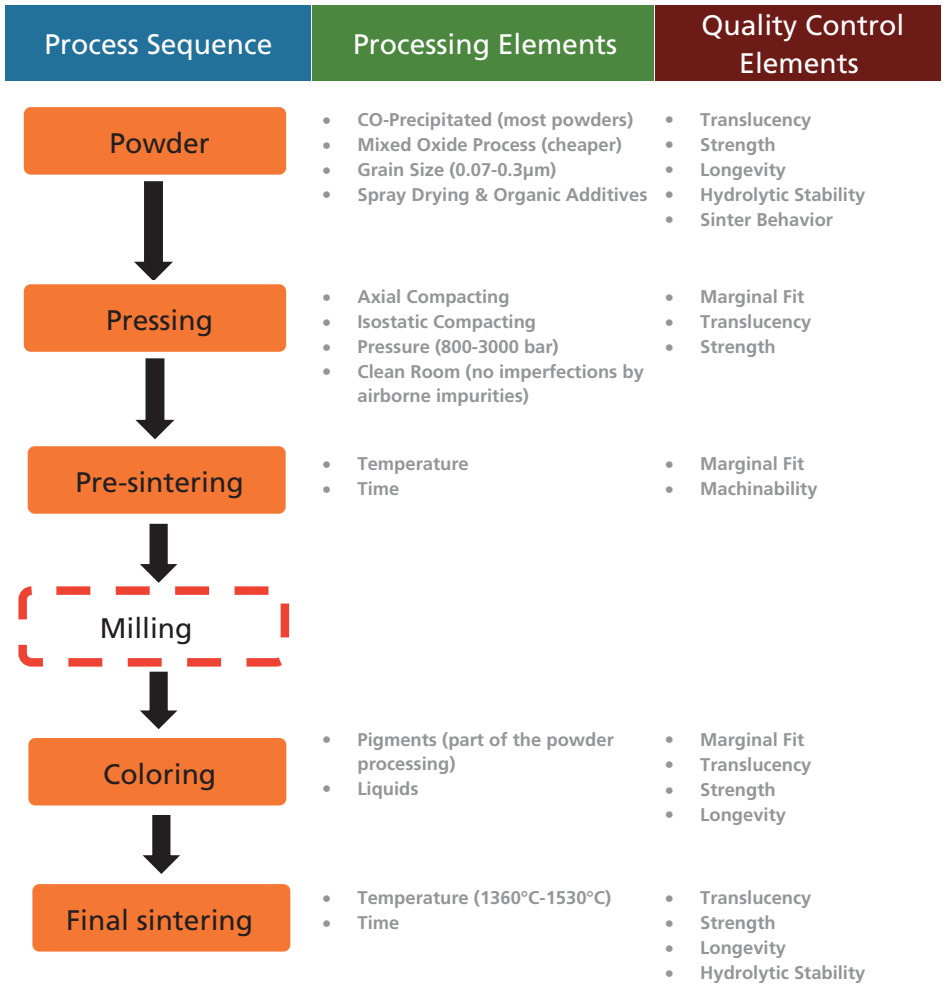
کردن هموژنیسیتی و توزیع دانسیته ماده و بنابراین تطابق مارجین را تحت تاثیر قرار می دهد. شرایط پرس کردن موجب ایجاد تفاوت هایی در استحکام و ترانسلوسنسی شده و دمای نهایی سینترینگ زیرکونیا را تحت تاثیر قرار می دهد.

توجه: شرایط پرس کردن و روش انجام آن بر تطابق مارجینال، استحکام و ترانسلوسنسی رستوریشن تاثیرگذار است.

۳. Pre-sintering. پودر پرس شده زیرکونیا در کوره در دمای مشخص برای تولید بلوک با استحکام و ویژگی های ماشین کاری مطلوب pre-sinter می شود.

توجه: شرایط pre-sintering بر استحکام و ویژگی های ماشین کاری ماده pre-sintered شده موثر است.

۴. رنگ آمیزی. برخی از مواد زیرکونیا را می توان در مرحله pre-sintered شده با غوطه ور سازی کوپینگ ها، اباتمنت ها و فریم ورک ها در محلول رنگی، رنگ آمیزی کرد. این کار امکان جذب المان های رنگی را در ماده زیرکونیا فراهم می کند. رنگ آمیزی با اضافه کردن عناصر پیگمانته (ذرات) یا غیر پیگمانه (یون ها) قابل انجام است. کنترل تاثیر مایع رنگی بر خصوصیات مکانیکی زیرکونیا بسیار حائز اهمیت است. (شکل ۱۴-۱).



شکل ۱۳-۱: مراحل اصلی تولید زیرکونیای pre-sintered و sintered

توجه: رنگ آمیزی زیرکونیا می تواند تطابق مارجینال، استحکام و ترانسلوسنسی ماده را تحت تاثیر قرار دهد.

بصورت خلاصه، زیرکونیای مورد استفاده در دندانپزشکی از نظر شیمیایی مشابه بوده و لزوما یکسان نیستند.

در جدول ۲-۱ خصوصیات فیزیکی زیرکونیا در مقایسه با استخوان، تیتانیوم خالص تجاری و آلیاژ تیتانیوم آورده شده است.

این خصوصیات فیزیکی نشان دهنده دشواری های تنظیم و تراش ماده برای دندانپزشکان و تکنسین های دندانی است. تنظیم زیرکونیا پس از سینتر شدن آن به طور چشمگیری ریسک ایجاد ترک های ریز در ساختار که در آینده موجب شکست کلینیکی می شود را افزایش می دهد.

علاوه بر استحکام، عمده ترین مزیت اکسید زیرکونیوم اینتگریشن بافتی عالی آن است. مطالعات متعدد ثبات استخوان کرستال و پاسخ بافت نرم مطلوب در استفاده از اباتمنت های زیرکونیا را تایید کرده اند. اباتمنت های زیرکونیا در مقایسه با دیگر مواد مورد استفاده در ساخت اباتمنت گیر پلاک کمتری در اطراف پروتز دارند. این امر توانایی بیمار در حفظ بهداشت دهانی اطراف پروتز را در حد مطلوب افزایش می دهد.

خصوصیات بهداشتی زیرکونیا

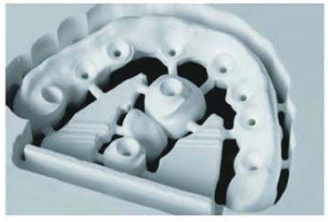
مطالعات نشان داده اند که زیرکونیا در مقایسه با تیتانیوم شمارش باکتریایی و انفیلتراسیون التهابی کمتری را داراست. بدلیل خصوصیات بهداشتی زیرکونیا، این ماده یک مزیت طبیعی در حفظ بافت نرم و استخوان کرستال ناحیه زیبایی دارد.

Rimondini و همکاران مطالعات in vitro و in vivo در رابطه با مقایسه تجمع باکتریایی زیرکونیا و تیتانیوم انجام دادند. آنها به این نتیجه رسیدند که زیرکونیا در مقایسه با تیتانیوم تجمع باکتری کمتری دارد.

Zirconia Powder

Pre-Sintered Blanks

Milling Blanks with Five Axis Milling Machine



Milled Pre-sintered Blank

Sintering Furnace

Sintered Zirconia Abutments

شکل ۱۴-۱: پروسه ساخت اباتمنت زیرکونیا از زیرکونیای pre-sintered

مطالعه Rimondini و همکاران در رابطه با تجمع باکتریایی زیرکونیا و تیتانیوم

- مطالعه in vitro (محیط آزمایشگاهی):
- دیسک های زیرکونیا و تیتانیوم برای آزمایش تجمع باکتریایی مورد استفاده قرار گرفتند.
- کشت ها به مدت ۴ روز انکوبه شده و شمارش باکتری انجام شد.
- در نمونه های زیرکونیا بطور معنی دار رشد باکتریایی کمتری صورت گرفت.
- مطالعه in vitro (محیط آزمایشگاهی):
- زیرکونیا و تیتانیوم در استنت های سیلیکونی جایگذاری شده و در داخل دهان به سیم های ارتودنسی متصل شدند.
- استنت ها به مدت ۲۴ ساعت در دهان متصل شده و سپس برداشته شدند.
- رشد باکتریایی در نمونه های زیرکونیا و تیتانیوم ارزیابی شد.
- زیرکونیا شمارش باکتریایی کمتری در مقایسه با تیتانیوم داشت.

Scarano و همکاران نیز در مطالعه سال ۲۰۰۴ خود خصوصیات بهداشتی تیتانیوم و زیرکونیا را مقایسه کردند. نتایج این مطالعه نیز در راستای مطالعه Rimondini بود که زیرکونیا یک ماده بهداشتی تر است. Poortinga و همکاران در سال ۱۹۹۹ نشان دادند که تمایل کمتر زیرکونیا به چسبندگی باکتریایی احتمالا بدلیل هدایت الکترونی این ماده است. محققین نشان دادند که حین چسبندگی باکتریایی انتقال جریان رخ می دهد. باکتری هایی که الکترون دهنده هستند نسبت به آنهایی که الکترون گیرنده هستند، قوی تر متصل می شوند.

پاسخ التهابی در استفاده از زیرکونیا

پاسخ طبیعی به حضور باکتری ها، آزادسازی مدیاتورهای التهابی است منجر به تحلیل استخوان می شود. علاوه بر ارزیابی بیوفیلم، دیگر روش های بررسی خصوصیات بهداشتی، ارزیابی فاکتورهای التهابی همچون VEGF، نشانگر سنتز نیتریک اسید، انفیلتراسیون التهابی و تراکم میکروواسکولار در بافت نرم اطراف ایمپلنت است. سطوح افزایش یافته این فاکتورها حضور التهاب در نتیجه باکتریایی را نشان می دهد.

در سال ۲۰۰۶ Degidi و همکاران از این مارکرها برای مقایسه خصوصیت بهداشتی زیرکونیا و تیتانیوم استفاده کردند.

مطالعه Degidi و همکاران بر روی سطوح انفیلتراسیون التهابی زیرکونیا و تیتانیوم در رابطه با تجمع باکتریایی زیرکونیا و تیتانیوم

- ایمپلنت ها در بیماران قرار داده شدند (مطالعه انسانی)
- نصف اباتمنت ها از جنس زیرکونیا و نصف دیگر از تیتانیوم بود.
- پس از ۶ماه بیوپسی ها گرفته شد و از نظر مدیاتورهای التهابی ارزیابی شدند.
- بطور معنی داری انفیلتراسیون التهابی کمتری اطراف اباتمنت های زیرکونیا در مقایسه با اباتمنت های تیتانیوم دیده شد.

نکته دیگر آنکه اگر میکروگپی بین ایمپلنت و اباتمنت موجود باشد (صرف نظر از ماده مورد استفاده) ممکن است التهاب و تحلیل استخوان کرستال رخ دهد. در نتیجه platform switching بعنوان راه حلی برای کاهش این گپ و محدود کردن تحلیل استخوان پیشنهاد شده است.

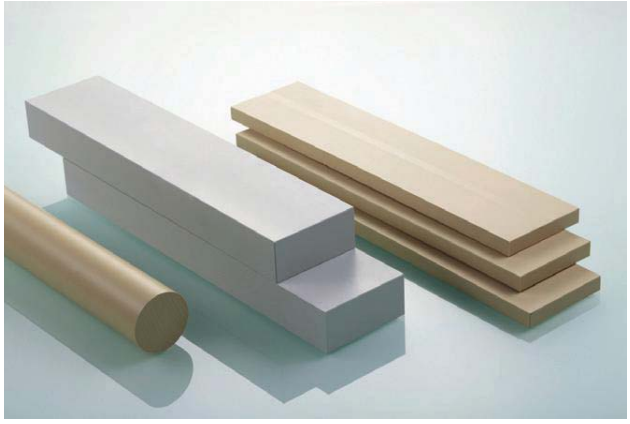
پلی اتر اتر کتون (PEEK)

از PEEK بعنوان ماده ای رایج در ساخت اباتمنت های موقت استفاده می شود. این ماده یک پلیمر ارگانیک سفید رنگ یا قهوه ای کم رنگ است که یک ماده ترموپلاستیک سمی کریستالین با خصوصیت مکانیکی و مقاومت شیمیایی عالی می باشد. ضریب یانگ ماده ۳/GP۶ و استحکام کششی آن ۱۰۰-۹۰ مگاپاسکال است. دمای تبدیل شیشه ای PEEK در حدود ۱۴۳ درجه و نقطه ذوب آن در حدود ۳۴۳ درجه است. این ماده در مقابل تخریب حرارتی و همچنین حمله عناصر ارگانیک و محیط های مرطوب بسیار مقاوم است. این ویژگی های عالی، PEEK را بعنوان ماده ای ایده آل در ساخت اباتمنت های موقت مطرح کرده است (شکل ۱۵-۱).

مزایای تکنیکی

- امکان استریلیزاسیون بدون تضعیف خصوصیات مکانیکی یا زیست سازگاری
- تطابق با اشعه ایکس، MRI و CT بدون ایجاد آرتیفکت
- ویژگی های مکانیکی عالی هم چون سفتی و durability
- استحکام فشاری بالا
- زیست سازگاری بافت نرم و سخت تایید شده
- رنگ طبیعی جهت بازسازی زیبایی (شکل ۱۶-۱).
- عدم تعویض یون های عاری از فلز در محیط دهانی
- راحتی آماده سازی و تغییر در مطب توسط دندانپزشکان

در اوایل سال ۱۹۸۷ Williams و همکاران در یک مطالعه حیوانی نشان دادند که PEEK یک ماده زیست سازگار است.



شکل ۱۵-۱: بلوک های PEEK

جدول ۲-۱: مقایسه خصوصیات فیزیکی مواد مختلف سازنده ایمپلنت های دندانی

	Titanium alloy grade 5	CPT4	Zirconia	Bone
Tensile strength (MPA)	993	662	1000	104–121
Compressive strength (MPA)	970	328	2000	170
Modules of elasticity (GPA)	113.8	103	200	10–15

CPT4, commercially pure titanium grade 4.

Hunter و همکارانش در سال ۱۹۹۵ PEEK را با تیتانیوم و CoCr در مصارف ارتوپدی مقایسه کردند. این محققین تفاوتی در چسبندگی فیبروبلاستیک یا استئوبلاستیک PEEK با تیتانیوم و CoCr را گزارش نکردند.

در حیطه دندانپزشکی، پلیمرهای PEEK در اباتمنت های رستوریتیو و healing abutment ها استفاده می شوند. مطالعات در رابطه با PEEK در دندانپزشکی به وسعت مطالعات ارتوپدیک نیست ولی آنچه موجود است حاکی از خصوصیات مطلوب این ماده است.

Koutouzis و همکاران در سال ۲۰۱۱ در یک مطالعه آینده نگر انسانی به مقایسه healing abutment های تیتانیومی و PEEK پرداختند. بعد از ۳ ماه تفاوتی در پاسخ بافت نرم و سخت این دو ماده دیده نشد. پاسخ بافتی بصورت پلاک، خونریزی حین پروب کردن و ارتفاع لثه و استخوان کرستال ارزیابی شد.

مطالعه دیگری که توسط Volpe و همکاران در سال ۲۰۰۸ انجام شد به مقایسه healing abutment های PEEK و تیتانیومی با استفاده از PCR جهت بررسی کلونیزاسیون باکتریایی انجام شد. پس از دو هفته از جراحی مرحله دوم، تفاوت معنی داری بین اباتمنت های

شکل ۱۶-۱: اباتمنت PEEK

PEEK و تیتانیوم می در کلونیزاسیون باکتریایی گزارش نشد.
PEEK انتخاب اول در اباتمنت های موقت و healing abutment است.

نتیجه گیری

اباتمنت های تیتانیومی

مطالعات متعدد نشان داده اند که هیچ منعی در استفاده از اباتمنت‌های تیتانیومی وجود ندارد. بعلت استحکام تیتانیوم، این نوع باید بعنوان انتخاب اول در رستوریشن های خلفی مدنظر باشد.

اباتمنت های تیتانیومی machined و polished

اباتمنت های تیتانیومی موجود در بازار از نظر تاثیر کلینیکی بطور معنی داری از هم متفاوت نیستند. بطور کلینیکی، خشونت سطحی اباتمنت های دندانی موجود در بازار مسئله مهمی نیست.

اباتمنت های تیتانیومی Laser-Lok

اباتمنت های Laser-Lok در تمام شرایط کلینیکی بدلیل بخش transmucosal بهتر از اباتمنت های تیتانیومی فاقد آن هستند. این اباتمنت در شرایطی که زیبایی مدنظر است یا در بیوتایپ لثه ای نازک به شدت توصیه می شود.

اباتمنت های استیل ضدزنگ

بعلت واکنش سیستم ایمنی به نیکل موجود در استیل ضدزنگ، در صورت استفاده از این اباتمنت بعنوان اباتمنت دائمی مشکل احتمالی وجود دارد. از اباتمنت استیل ضدزنگ جراحی می توان بعنوان اباتمنت موقت در مدت زمان کوتاه استفاده کرد.

اباتمنت های طلا

بنابه مطالعات متناقض، استفاده از اباتمنت های طلا باید با احتیاط صورت گیرد. در نواحی زیبایی قدامی، بیماران با لثه نازک یا دیگر شرایط حساس کلینیکی، کلینیسین باید اباتمنت از جنس دیگری را در نظر بگیرد.

اباتمنت های زیرکونیا

زیرکونیا بهداشتی ترین اباتمنت موجود در بازار بوده و موجب حفظ بهتر سیل مخاطی نسبت به تیتانیوم می شود. این اباتمنت در نواحی زیبایی قدامی، بیماران با لثه نازک و بیماران با بهداشت دهانی ضعیف (بعنوان مثال اوردنچر در بیماران مسن) بشدت توصیه می‌شود.

اباتمنت های PEEK

در استفاده از آن بعنوان اباتمنت موقت کلینیسین پاسخ بافت نرم مشابهی با تیتانیوم را می تواند انتظار داشته باشد. اباتمنت های PEEK انتخاب اول اباتمنت های موقت هستند.

منابع تکمیلی جهت مطالعه

Abrahamsson, I. & Cardaropoli, G. (2007). Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 269–274.

Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P., & Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(9), 721–727.

Abrahamsson, I., Zitzmann, N.U., Berglundh, T., Linder, E., Wennerberg, A., & Lindhe, J. (2002). The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 29(5), 448–455.

Adatia, N.D., Bayne, S.C., Cooper, L.F., & Thompson, J.Y. (2009). Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia

dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics*, 18(1), 17–22.

Aherne, T., & Aherne, S. (2008). Zirconia abutment for the single tooth implant. *Implant Practice*, 1(1), 60–65.

Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., & Taylor, A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 640–646.

Andreiotelli, M., Wenz, H.J., & Kohal, R. (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 32–47.

Artzi, Z., Tal, H., Moses, O., & Kozlovsky, A. (1993). Mucosal considerations for osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(5), 427–432.

Att, W., Kurun, S., Gerds, T., & Strub, J. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 111–116.

Berglundh, T., Lindhe, J., Marinell, C., Ericsson, I., & Liljenberg, B. (1992). Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 3(1), 1–8.

Bollen, C. & Quirynen, M. (1998). The evolution of the surface roughness of different oral hard materials in comparison to the "threshold surface roughness." A review of the literature. *Journal of Dental Materials*, 13(4), 258–269.

Bollen, C.L., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, E., Quirynen, M., & Van Steenberghe, D. (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 201–211.

Broggini, N., McManus, L., Hermann, J., et al. (2003). Persistent acute inflammation at the implant–abutment interface. *Journal of Dental Research*, 82(3), 232–237.

Buser, D., Weber, H.P., Donath, K., Fiorellini, J.P., Paquette, D.W., & Williams, R.C. (1992). Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *Journal of Periodontology*, 63(3), 225–35

Butz, F., Heydecke, G., Okutan, M., & Strub, J.R. (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(11), 838–843.

Degidi, M., Artese, L., Scarano, A., Perrotti, V., Gehrke, P., & Piattelli, A. (2006). Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of Periodontology*, 77(1), 73–80.

Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., & Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285–290.

Gomes, A. & Montero, J. (2011). Zirconia implant abutments: a review. *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 16(1), e50–55.

Gould, T.R., Westbury, L., & Brunette, D.M. (1984). Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52, 418–420.

Hunter, A., Archer, C.W., Walker, P.S., & Blunn, G.W. (1995). Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials*, 16(4), 287e95.

Kohal, R., Att, W., Bächle, M., & Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47(1), 224–243.

Koutouzis, T., Richardson, J., & Lundgren, T. (2011). Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(1), 174–182.

Linkevicius, T., Apse, P., & Pros, D. (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 23, 449–456.

Manicone, P., Rossiiommetti, P., & Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819–826.

Myshin, H. & Wiens, J. (2005). Factors affecting soft tissue around dental implants: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 440–444.

Nevins, M., Kim, D.M., Jum, S.H., Guze, K., Schupbach, P., & Nevins, M. (2010). Histologic evidence of a connective tissue attachment to laser microgrooved abutments: a canine study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 30, 245–255.

Page, R. & Schroeder, H.E. (1976). Pathogenesis of inflammatory periodontal disease: a summary of current work. *Laboratory Investigation*, 34, 235–249.

Pecora, G.E., Ceccarelli, R., Bonelli, M., Alexander, H., & Ricci, J.L. (2009). Clinical evaluation of laser microtexturing for soft tissue and bone attachment to dental implants. *Implant Dentistry*, 18(1), 57–66.

Poortinga, A., Bos, R., & Busscher, H. (1999). Measurement of charge transfer during bacterial adhesion to an indium tin oxide surface in a parallel plate flow chamber. *Journal of Microbiological Methods*, 38(3), 183–189.

Prestipino, V. & Ingber, A. (1996). All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 8(1), 255–262.

Quirynen, M., De Soete, M., & Van Steenberghe, D. (2002). Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research*, 13(1), 1–19.

Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., & Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 17(6), 793–798.

Rompen, D. (2006). The effect of material charecteristics of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clinical Oral Implants Research*, 17(2), 55–67.

Scarano, A., Piatelli, M., Caputi, S., Favero, G., & Piatelli, A. (2004). Mucosal considerations for osseointegrated implants bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 292–296.

Shapoff, C.A., Lahey, B., Wasserlauf, P., & Kim, D.M. (2010). Radiographic analysis of crestal bone levels around laser-lok collar dental implants. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 30, 129–137.

Van Brakel, R., Cune, M.S., Van Winkelhoff, A.J., De Putter, C., Verhoeven, J.W., & Van Der Reijden, W. (2010). Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clinical Oral Implants Research*, 22(6), 571–577.

Van Brakel, R., Cune, M.S., Van Winkelhoff, A.J., De Putter, C., Verhoeven, J.W., & Van Der Reijden, W. (2011). Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clinical Oral Implants Research*, 22(6), 571–577.

Vigolo, P., Fonzi, F., Maizoub, Z., & Cordiolo, G. (2006). An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 21(4), 575–580.

Vigolo, P., Givani, A., Majzoub, Z., & Cordioli, G. (2006). A 4-year prospective study to assess peri-implant hard and soft tissues adjacent to titanium versus gold-alloy abutments in cemented single implant crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(4), 250–256.

Volpe, S., Verrocchi, D., Andersson, P., Gottlow, J., & Sennerby, L. (2008). Comparison of early bacterial colonization of PEEK and titanium healing abutments using real-time PCR. *Applied Osseointegration Research*, 6, 54–56.

Welander, M., Abrahamsson, I., & Berglundh, T. (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical Oral Implants Research*, 19(7), 635–641.

Wennerberg, A., Sennerby, L., Kultje, C., & Lekholm, U. (2003). Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *Journal of Clinical Periodontology*, 30(1), 88–94.

Williams, D.F., McNamara, A., Turner, R.M., et al. (1987). Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications, *Journal of Materials Science Letters*, 6, 188–190.