



Scientific Basis

مطالب بخش

مبانی فانکشنال طراحی ایمپلنت‌های دندانی	۳
فیزیولوژی، متابولیسم و بیومکانیک استخوان	۴
بیومتریال مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی	۵

مبانی فانکشنال طراحی ایمپلنت‌های دندانی



TABLE 3.1 Implant Long-Term Success Rates in Function

Study Author(s)	Implant Type	Time Period	Success Rate
Bodine and Yanase	Subperiosteal	15 years	54%
Cranin, Rabkin, Garfinkel	Blade	5 years	55%
Smithloff and Fritz	Blade	10 years	~50%
Armitage	Blade	5 years	50%
McCoy	Cylinder	5 years	31%

From Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1:11-25.

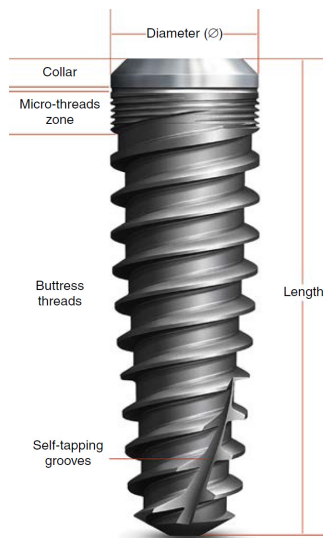
در مطالعه‌ای که در کلینیک Brånemark در گوتنبرگ سوئد انجام شد، ۲۸ درصد از ۶۶۲ بیمار دارای پروتز متکی بر ایمپلنت با عملکرد حداقل ۵ سال، تحلیل پیش‌رونده استخوان تا سطح سه ترد یا بیشتر را حداقل در یک ایمپلنت نشان دادند. همچنین کیفیت استخوان، قطر و طول ایمپلنت نیز با میزان شکست ایمپلنت پس از بارگذاری مرتبط می‌باشند. استخوان نرمتر، قطر کمتر و ایمپلنت‌های کوتاه‌تر به علت ساپورت ناکافی نسبت به نیروهای اعمال شده، میزان شکست بیشتری را نشان می‌دهند.

از آنجا که درصدی از درمان‌های ایمپلنت در استخوان نرم و/یا حجم استخوان کم انجام می‌شوند، طراحی ایمپلنت باید این شرایط بارگذاری را جبران کند. بقای ایمپلنت و حفظ استخوان مارژینال بین طرح‌های مختلف ایمپلنت می‌تواند بسیار متفاوت باشد. در یک گزارش بالینی در مورد موفقیت جایگذاری ایمپلنت‌های Core Vent که از ۳ ماه تا ۴ سال پیگیری شدند، Malmqvist و همکاران، میزان موفقیت را ۳۷.۲٪ گزارش کردند. (در مجموع ۱۱ ایمپلنت خارج شد، ۹ مورد به دلیل تحلیل پیش‌رونده استخوان ورتیکال و ۲ مورد به دلیل شکستگی). تحلیل ورتیکال برای ۳۲ ایمپلنت محاسبه شد. در ۲۸ ایمپلنت بیش از ۲ میلی‌متر و در ۱۶ مورد بیش از یک سوم ارتفاع ایمپلنت، تحلیل استخوان مشاهده شد. Albrektsson و همکاران در مطالعه ۵۵۰ ایمپلنت One piece Nobel Direct،

درمان ایمپلنت دندان یک روش درمانی کاملاً پذیرفته شده برای بازیابی عملکرد جویدن در بیماران نیمه بی‌دندانی یا کاملاً بی‌دندان است. طرح درمان برای ایمپلنت‌های دندانی نیازمند در نظر گرفتن نوع پروتز، تراکم استخوان، اکلوزن، عملکرد، حجم استخوان و سایر فاکتورهای مخاطره‌آمیز پزشکی است. تراکم استخوان Compromised، نیروهای قوی‌تر اکلوزالی و یا پارافانکشنال نیازمند ساپورت بیشتر ایمپلنت برای نتیجه مطلوب درمانی می‌باشند. در حضور فاکتورهای تضعیف کننده، طرح درمان ایمپلنت بایستی بر کاهش حداکثری این عوامل متمرکز باشد. این روش‌ها شامل پیوند استخوان، فشردگی لترال توسط استئوتوم‌ها برای بهبود تراکم استخوان در زمان جراحی، تعیین موقعیت محل ایمپلنت متناسب با طرح درمان پروتز جهت به حداقل رساندن نیروهای نامطلوب اکلوزالی و استفاده از ایمپلنت‌های دندانی با ویژگی‌هایی که این عوامل تضعیف کننده را اصلاح کند، می‌باشد. طرح‌های ایمپلنت با گذشت زمان از طرح‌های اولیه Press fit blade، به Press-fit cylinder، و در آخر به Straight & "Tapered threaded imp" که اکثر طرح‌های ایمپلنت امروزی را تشکیل می‌دهند، پیشرفت کرده‌اند.

جایگذاری press-fit cylinder نسبتاً آسان است زیرا فاقد تردهای خارجی جهت اینسرفشن در محل ایمپلنت می‌باشند. اما این سهولت در جایگذاری، با برخی مشکلات در ثبات اولیه و کاهش سطح تماس ایمپلنت-استخوان نسبت به ایمپلنت تردددار با طول و قطر مشابه، همراه است. جایگذاری ایمپلنت‌های press fit blade در کمرتهای نازک آلئولار نیز اغلب از ایمپلنت‌های تردددار آسان‌تر است زیرا می‌توان از پیوند استخوان اجتناب کرده و جراحی را توسط روشی نسبتاً ساده و با ابزارهای استاندارد انجام داد. میزان موفقیت استئواینتگریشن در طرح‌های فوق‌الذکر قبل از بارگذاری، بالا می‌باشد. با این حال، موفقیت طولانی مدت گزارش شده در عمل می‌تواند به طور قابل توجهی پایین‌تر باشد (جدول ۳-۱).

در طراحی ایمپلنت، باید مشکلات بالقوه‌ای که ممکن است طی فانکشن ایجاد شوند پیش‌بینی شوند. تحلیل استخوان مارجینال پس از آنکوری یا بارگذاری ایمپلنت، بیشترین عارضه گزارش شده در مقالات دندانی است.



• Fig. 3.1 Illustration of the macrofeatures of a contemporary dental implant. (Image courtesy of Glidewell Dental, Newport Beach, California)

علاوه بر انتقال نیروهای اکلوزال به استخوان ساپورتینگ، ایمپلنت‌های دندانی دارای قسمت‌هایی هستند که پوزیشن صحیح پروتزهای Prefabricated و Customized را تسهیل کرده و مکانیزمی را فراهم کرده که به اینسرسن در محل ایمپلنت همراه با ثبات سیل (seal)، استحکام محل کانکشن پروتز و همچنین شناسایی صحیح اجزای رستوریشن برای اتصال اختصاصی پروتز کمک می‌کند. ترکیب این ویژگی‌ها به کاهش مشکلات مرحله قراردادی ایمپلنت و طی فانکشن طولانی مدت کمک می‌کنند.

نیروهای اکلوزال و طرح ایمپلنت

نوع نیرو

پاسخ استخوان به نیروهای اکلوزال با توجه به اندازه و جهت نیروهای اعمال شده متفاوت است. نیروهای اکلوزال در امتداد محور ایمپلنت در درجه اول باعث اعمال نیروهای فشاری (Compressive) به استخوان ساپورت‌کننده می‌شود. نیروهای اکلوزالی غیراگزالی که نسبت به محور ایمپلنت عرضی هستند، منجر به ایجاد نیروی کششی (Tensile) و برشی (Shear) قابل توجهی می‌شوند (شکل ۳-۲).

TABLE 3.3

Mean Bone Loss and Survival Rate of V-Thread and Double-Lead Progressive Thread Implants

Implant	Thread Type	Thread Pitch	Thread Lead	Implant Qty	Implant Survival	Bone loss (mm)
SPI	Progressive	1.05 mm	2.1 mm	388	96.6%	2.02 (±1.70)
DFI	Progressive	0.6 mm	1.2 mm	911	95.9%	2.10 (±1.73)
Arrow	V-shape	Not stated	Not stated	62	100.0%	1.90 (±1.40)
All				1361	96.3%	

From Ormianer Z, Matalon S, Block J, Kohen J. Dental implant thread design and the consequences on long-term marginal bone loss. *Implant Dent*. 2016;25:471-477.

TABLE 3.2

Reported Failure Rates of Nobel Direct One-Piece Implants

Implant Diameter	Number of Implants	Number Lost	Failure Rate
3 mm	55	11	20%
3.5 mm	68	8	12%
4.3 mm	287	8	3%
5.0 mm	60	8	13%
Not specified	80	24	30%
All diameters	550	59	11%

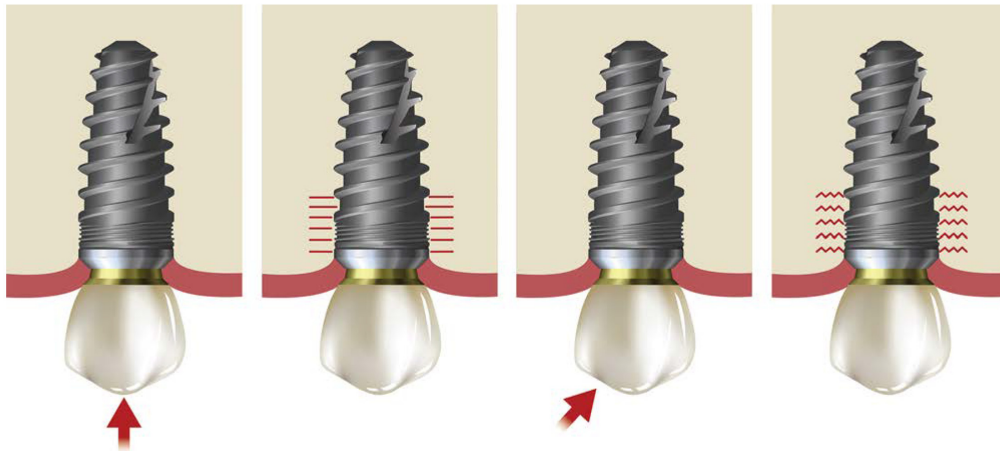
From Albrektsson T, Gottlow J, Meirelles L, Östman PO, Rocci A, Sennerby L. Survival of Nobel Direct implants: an analysis of 550 consecutively placed implants at 18 different clinical centers. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9:65-70.

میانگین شکست ۱۰.۷٪ یک سال بعد از جایگذاری و تحلیل استخوان کرسنال قابل توجه در بسیاری از ایمپلنت‌های باقی مانده را نشان دادند. طرح ایمپلنت منجر به میزان شکست بالاتر این ایمپلنت‌ها نسبت به ایمپلنت‌های دیگر شد (جدول ۳-۲).

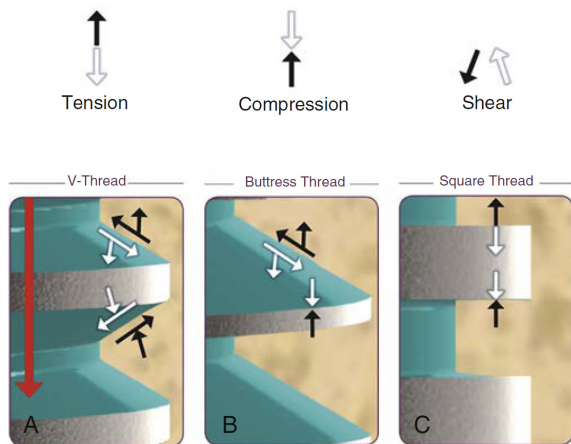
در مطالعه دیگر توسط Ormianer و همکاران تحلیل استخوان مارجینال را با استفاده از سه نوع طرح ترد ایمپلنت دندانی با تفاوت در lead، thread pitch و helix angle ارزیابی شد. این ایمپلنت‌ها از متریکال و سطوح یکسانی برخوردار بودند. میانگین تحلیل استخوان مشاهده شده به ترتیب بین ۱.۹۰ و ۲.۰۲ میلی‌متر برای ایمپلنت‌های Single V-thread lead و ایمپلنت‌های Double lead progressive thread بود. میزان کلی بقای ایمپلنت‌ها ۹۶.۳٪ بود (جدول ۳-۳).

طراحی و عملکرد ایمپلنت

ایمپلنت‌های دندانی، پروتز را ساپورت کرده و نیروهای اکلوزالی را به استخوان ساپورتینگ منتقل می‌کنند. انتقال نیروها به استخوان ساپورتینگ از طریق برابند نیروی منتقل شده از پروتز به ایمپلنت و میزان سطح ایمپلنت موجود تعیین می‌شود. در طراحی ایمپلنت، قابلیت انتقال نیروهای اکلوزالی به استخوان و ایجاد کانکشن پروتزی استیل و ایمن لحاظ می‌شود (شکل ۳-۱).



شکل ۲-۳. نیروی منتقل شده به استخوان ساپورتینگ در جهت محور طولی ایمپلنت (اگزالی) و غیراگزالی.



شکل ۳-۳. دیگرام انتقال نیرو بوسیله انواع تردهای مختلف (A) v-form screw (B) threaded Buttress threaded (C) Square threaded

طراحی پروتز نقش مهمی در انتقال نیروهای اکلوزالی به ایمپلنت و سپس به استخوان نگهدارنده دارد. پروتزهایی با طرحهای کانتی لور، نیروهای کششی بیشتری را به استخوان مجاور ایمپلنت منتقل می کنند. استخوان به بهترین وجه قادر به مقاومت در برابر نیروهای فشاری بوده اما در برابر نیروهای کششی و نیروهای برشی به ترتیب استحکام کم و بسیار کمتری دارد. از آنجا که استخوان در برابر نیروهای فشاری، قوی تر است، طراحی ایمپلنت باید در جهت تسهیل انتقال نیروهای اکلوزال فشاری به استخوان باشد. انتقال نیرو به استخوان ساپورت کننده اغلب توسط سطوحی از ایمپلنت که عمود بر محور طولی ایمپلنت هستند با کارایی بیشتر انجام می شود. این سطوح نیروهای فشاری و کششی را به استخوان منتقل می کنند. سطوحی از ایمپلنت که عمود یا موازی با محور ایمپلنت نیستند، نیروهای برشی را به همراه نیروهای فشاری و کششی به استخوان نگهدارنده منتقل می کنند (شکل ۳-۳).

بزرگی نیرو

Bite force، بر اساس نواحی مختلف دهان، میزان عضلانی بودن و نوع دنتیشن متفاوت است. میانگین Bite force در ناحیه مولر، جایی که نیروها حداکثر هستند، در مردان ۲۰۰ psi و در زنان ۱۳۵ psi بوده و البته واریاسیون قابل توجه وجود دارد. برای برخی از افراد، میانگین Bite force می تواند به ۱۰۰۰ psi در نواحی خلفی برسد.

استفاده از تعداد بیشتری ایمپلنت به توزیع Bite force کمک می کند. این Bite force های بزرگ به طرحهای ایمپلنت و متریال به اندازه کافی مقاوم نیاز دارند تا بتوانند در برابر نیروهای مداوم با این اندازه مقاومت کنند. در حال حاضر، تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم بهترین استحکام را بدون تاثیر بر سایر ویژگی ها، مانند سازگاری زیستی، ارائه می دهند.

جهت نیرو

هنگامی که نیروها از محور ایمپلنت منحرف می شوند، توانایی تحمل بار توسط استخوان ساپورت کننده به خطر می افتد. هرچه میزان انحراف بار از محور ایمپلنت بیشتر باشد، استرس های اینترفیس استخوان-ایمپلنت نیز بیشتر خواهد بود.

بارگذاری عمودی ایمپلنت های زاویه دار نسبت به ایمپلنت های ورتیکال، به طور قابل توجهی باعث افزایش استرس فشاری در قسمت سرویکال آنها می شود. در شرایط مختلف بارگذاری، رفتار nonisotropic استخوان، اثر نامطلوب نیروهای زاویه دار را تشدید می کند. استحکام کششی، فشاری، برشی و ultimate strength با توجه به جهت نیروی اکلوزال وارد شده به استخوان متفاوت است. در حالت ایده آل، قراردادی ایمپلنت باید به نحوی باشد که محور ایمپلنت تا حد ممکن به صورت عمودی تحت بارگذاری قرار بگیرد تا

ایمپلنت در ناحیه ترابکولار، نیاز به انتقال نیروهای اکلوزالی به استخوان ساپورت کننده تا حداکثر میزان ممکن به صورت فشاری را منعکس کند. شکل، طول و قطر ایمپلنت، همگی به ناحیه در دسترس برای انتقال نیروها به صورت فشاری به استخوان در محل تماس با ایمپلنت کمک می‌کند. این امر به ویژه در استخوان با کیفیت ضعیف از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا محل تماس مستقیم استخوان با ایمپلنت به علت تاثیر تراکم پایین استخوان، ضعیف می‌باشد. با کاهش تراکم استخوان، سطح بیشتری از ایمپلنت جهت پخش نیروهای اکلوزال مورد نیاز است.

میزان متفاوت بقای ایمپلنت و مقادیر تحلیل استخوان مارجینال ممکن است با اشکال مختلف ایمپلنت ارتباط مستقیم داشته باشد. شکل ایمپلنت و surface area مربوط به آن در انتقال نیروها به استخوان نگهدارنده نقش دارند. هر ویژگی ژئومتریکی که به سمت خارج از محور ایمپلنت گسترش می‌یابد، ممکن است تحت نیرو، استرس‌ها را به استخوان منتقل کند.

Vandamme و همکاران با استفاده از اینسرسن ایمپلنت مرکزی در استخوان تیبیای ۱۰ خرگوش، آزمایشات بارگذاری بسیار کنترل شده‌ای را با ایمپلنت‌های cylindrical و screw انجام دادند. آنها نتیجه گرفتند که بارگذاری کنترل شده فوری ایمپلنت، مینرالیزاسیون بافت در اینترفیس ایمپلنت- استخوان را تسریع می‌کند. تحریک کافی استخوان از طریق coupling mechanical می‌تواند پاسخ استخوانی بیشتری را در اطراف ایمپلنت نوع screw در مقایسه با ایمپلنت استوانه‌ای نشان دهد. بنابراین شکل ایمپلنت، یک فاکتور contributing است.

Ormianer and Palti عملکرد طولانی مدت ایمپلنت‌های tapered screw در بیماران با انواع متغیرهای بالینی بالقوه خطرناک را بررسی کردند. آنها دریافتند که ایمپلنت‌های tapered حتی در شرایط بالینی compromised، سطوح استخوان کرسنال را حفظ می‌کنند. نگرانی درباره اینکه ایمپلنت‌های tapered نسبت به طرح‌های استوانه‌ای، ممکن است به از بین رفتن استخوان کرسنال مستعدتر باشند، بر اساس این مطالعه تایید نمی‌شود.

Atieh و همکاران ثبات ایمپلنت‌های دندانی tapered و parallel را بررسی کردند. آنالیز آنها ثبات بیشتر ایمپلنت در زمان جایگذاری و بعد از ۸ هفته را نشان داد، اما تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود. میزان شکست بین دو شکل ایمپلنت تفاوت معنی داری نداشت. تحلیل استخوان مارجینال برای ایمپلنت‌های مخروطی در مقایسه با ایمپلنت‌های parallel walled، به طور قابل توجهی کمتر بود.

قطر ایمپلنت

برای یک ایمپلنت با طول مشخص، افزایش قطر ایمپلنت باعث افزایش سطح ایمپلنت شده که جهت انتقال نیرو به استخوان بکار می‌رود. به شرط

انتقال نیروی برشی و کششی به اینترفیس استخوان و ایمپلنت به حداقل برسد. طراحی پروتزی مانند اجتناب از کانتی لورهای دیستال، باعث تقلیل انتقال نیروهای غیراگزالی به ایمپلنت و استخوان پشتیبانی کننده و همچنین به حداقل رسیدن استرس وارده به اجزای رستوریشن و ریسک مشکلات مرتبط با نیرو می‌شود.

طول مدت نیرو

مدت زمان نیروهای جویدن بسیار متنوع است. در شرایط ایده‌آل، دندان‌ها هنگام بلع و غذا خوردن به طور مختصر بهم می‌رسند. امامطالع Sheppard و همکاران نشان داد که هیچ تماس دندانی طی اغلب مدت زمان جویدن وجود ندارد. تقریباً ۱۹.۵٪ از زمان مورد نیاز برای جویدن شامل تماس احتمالی دندان‌ها برای سه ماده غذایی بود. زمان کلی بر اساس میزان جویدن متفاوت است. با این حال، تخمین زده می‌شود کمتر از ۳۰ دقیقه در روز باشد. براکسیسم مدت زمان نیرو را افزایش می‌دهد و به عنوان یک فاکتور موثر در مشکلات پروتز و شکست ایمپلنت دندان در نظر گرفته می‌شود.

ژئومتری ایمپلنت

شکل ایمپلنت

همانطور که قبلاً ذکر شد، نیروهای وارد شده به ایمپلنت را می‌توان از نظر اندازه، مدت، نوع و جهت ارزیابی کرد. ناحیه‌ای که نیروها به آن اعمال می‌شود، وظیفه انتقال نیروها به استخوان ساپورت کننده را دارد. هرچه سطح بیشتری از ایمپلنت برای انتقال نیرو موجود باشد، به همان میزان سیستم ایمپلنت استرس کمتری را متحمل می‌شود و بالعکس.

ناحیه زیر کرسنال اولوئول، سطحی از ایمپلنت است که در انتقال نیروهای اکلوزال به استخوان ساپورت کننده شرکت می‌کند. سطحی از ایمپلنت که در پخش نیروهای فشاری مشارکت می‌کند بیشترین سودمندی را دارد، زیرا استخوان به بهترین وجه قادر به مقاومت در برابر نیروهای فشاری است. بنابراین اینترفیس ایمپلنت- استخوان برای توزیع نیروی اکلوزالی فشاری، موثرترین ناحیه انتقال نیرو به استخوان ساپورت کننده است. انتقال نیرو در استخوان کرسنال و ترابکولار یکسان نیست. استرس‌های استخوان کرسنال زمانی بیشتر است که ضخامت آن کمتر از ۲ mm باشد. این توزیع استرس‌های اکلوزال به استخوان کورتیکال، باعث توزیع مناسب نیروهای اکلوزالی به استخوان اطراف بدون اورلود مخرب، توسط طرح ایمپلنت در ناحیه استخوان کورتیکال می‌شود.

در زیر ناحیه کورتیکال ایمپلنت دندانی، ژئومتری ایمپلنت تأثیر مستقیمی بر سطح ایمپلنت و توزیع نیروهای اکلوزالی دارد. در این ناحیه، استخوان ترابکولار مسئول توزیع نیروهای اکلوزال باقیمانده است. شکل

زودهنگام (early) برای همه ایمپلنت‌ها ۹۶.۲٪ بود. میزان شکست درمان در ایمپلنت‌های wide (۲.۷٪) نسبت به ایمپلنت‌های معمولی (۳.۸٪) و باریک (۵/۵٪) کمتر بود. بیشترین میزان (۹.۹٪) شکست اولیه ایمپلنت مربوط به ایمپلنت‌های کوتاه (۶-۹ mm) گزارش شد. ایمپلنت‌های wide باعث کاهش استرس در اینترفیس ایمپلنت - استخوان می‌شوند. برعکس، ایمپلنت‌های با قطر کمتر استرس بیشتری را در این اینترفیس نشان می‌دهند.

استرس، نیرو تقسیم بر سطح مقطعی است که نیرو به آن وارد می‌شود. در ایمپلنت‌های با طول و ژئومتری یکسان، انواع قطورتر سطح بیشتری در برابر نیروهای اکلوزالی داشته و استرس را کاهش می‌دهند. این مورد با ایمپلنت‌هایی با قطر کمتر از ۴ mm واضح‌تر است (شکل ۴-۳).

ایمپلنت‌های با قطر و طول کمتر به طور قابل توجهی سطح بسیار کمی برای توزیع نیروها به استخوان ساپورت کننده دارند (شکل ۵-۳) از این ایمپلنت‌ها، خصوصاً در ناحیه خلفی، جایی که بایت فورس‌ها بیشتر است باید تا حد ممکن اجتناب شود.

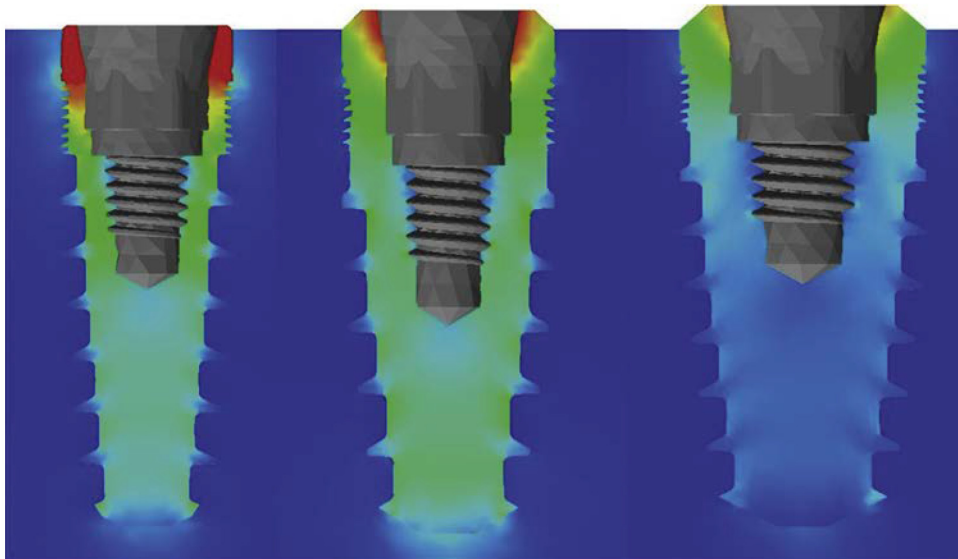
ایمپلنت‌های **قطورتر**، علاوه بر کاهش استرس در اینترفیس ایمپلنت - استخوان، عموماً به شکستگی ناشی از اورلود اکلوزالی و خستگی مقاوم‌تر هستند.

پروتز توسط Abutment screw به داخل ایمپلنت وارده شده و رزوه‌های داخلی ایمپلنت را درگیر می‌کند. حفره درون ایمپلنت که اسکرو درون آن قرار می‌گیرد باعث حذف متريال ایمپلنت و در نتیجه افزایش استرس روی آن می‌شود زیرا سطح مقطعی که نیروهای اکلوزالی روی آن اعمال می‌شود کاهش می‌یابد. اگر میزانی از سطح داخلی که برای حفره Abutment screw حذف شده را در نظر بگیریم، ایمپلنت‌های قطورتر

وجود حجم کافی از استخوان، ایمپلنت با قطر بزرگتر می‌تواند در برابر نیروهای اکلوزال، به ویژه در ناحیه مولر، مقاومت کند. با این وجود، قطر ایمپلنت به تنهایی پیش‌بینی کننده موفقیت بالینی در همه شرایط نیست. در یک مطالعه گذشته نگر ۵ ساله، Krennmair و همکاران میزان بقا و موفقیت ایمپلنت مخروطی برند 541 CAMLOG قطر ۳.۸، ۴.۳ و ۶.۵ میلی‌متر را مطالعه کردند. ضریب شکست برای قطرهای ایمپلنت مربوطه، ۳.۷٪، ۱.۴٪ و ۱.۰٪ بود. هیچ تفاوتی در تحلیل استخوان مارجینال پری‌ایمپلنت در بین قطرهای ایمپلنت مشاهده نشد.

Javed and Romanos مروری بر مطالعات مربوط به تأثیر قطر ایمپلنت بر بقای طولانی مدت ایمپلنت‌های دندانی در خلف ماگزایلا انجام دادند. مطالعه آنها ایمپلنت‌های دندانی threaded rough surface با قطر بین ۳.۰ تا ۵.۵ میلی‌متر را بررسی کرده و دوره‌های پیگیری و میزان بقای تجمعی بین ۵ تا ۱۵ سال را به ترتیب ۸۰.۵٪ و ۱۰۰٪ در نظر گرفتند. آنها نتیجه گرفتند که «قطر ایمپلنت در بقای طولانی مدت ایمپلنت‌های دندانی که در خلف ماگزایلا جایگذاری شده‌اند، نقش **ثانویه دارد**. پروتکل جراحی به خوبی طراحی شده، دستیابی به ثبات اولیه کافی در زمان جایگذاری ایمپلنت، و ویزیت‌های حفظ بهداشت قبل و بعد از جراحی از عوامل مهمی هستند که بر بقای طولانی مدت ایمپلنت‌های دندانی جایگذاری شده در خلف ماگزایلا آتروفیک تأثیر می‌گذارند.»

olate و همکاران تأثیر قطر و طول ایمپلنت را بر شکست اولیه ایمپلنت (early imp failure) مورد مطالعه قرار دادند. آنها ۱۶۴۹ ایمپلنت را در ۶۵۰ بیمار از سه شرکت مختلف بررسی کردند. همه ایمپلنت‌ها به شکل استوانه‌ای و دارای سطح مشابه بودند (اسیدچ شده). ایمپلنت‌ها در تمام مناطق دهان جایگذاری شدند. میزان survival



شکل ۴-۳. استرس‌ها در اطراف ایمپلنت‌ها با طول ۱۰ و ۳.۵ و ۴.۳ و ۵. به کاهش استرس‌ها با افزایش قطر، بیشتر از ۳.۵، توجه شود.

	3.5 x 10 mm	3.5 x 16 mm	5.0 x 10 mm	5.0 x 16 mm
				
Surface Area	137.84 mm ²	208.93 mm ²	271.93 mm ²	320.89 mm ²

شکل ۳-۵. تنوع زیادی در surface area ایمپلنت‌های با طول و قطر متفاوت وجود دارد.

طول ۷ تا ۱۶ mm از زمان جایگذاری تا ۳۶ ماه بعد، ارزیابی کردند. میزان بقا از ۶۶.۷٪ برای ایمپلنت‌های ۷ mm تا ۹۶.۴٪ برای ایمپلنت‌های طول ۱۶ mm متفاوت بود. از لحاظ آماری میزان بقای ایمپلنت‌های کوتاه‌تر در مقایسه با ایمپلنت‌های بلندتر، کمتر بود. برعکس، در یک مطالعه بالینی آینده نگر که توسط Mangano و همکاران با فالوآپ ۱ تا ۱۰ ساله انجام شد، میزان بقا در ۲۱۵ ایمپلنت locking taper (۸ mm) مربوط به کرون‌های تک دندان در ناحیه خلفی بیشتر از ۹۸٪ نشان داده شد. در جلسه پیگیری ۱، ۵ و ۱۰ ساله، تحلیل استخوان مارچینال به ترتیب ۰.۳۱ (۰.۲۴±)، ۰.۴۳ (۰.۲۹±) و ۰.۶۲ (۰.۳۱±) mm بود.

Ding و همکاران از یک Finite element mandibular model جهت ارزیابی اثرات قطر و طول بر توزیع استرس بر روی کرسر آلئولار در اطراف ایمپلنت‌های استرومن با قطرهای مختلف از ۳.۳ تا ۴.۸ mm و طول ۶ تا ۱۴ mm و با بارگذاری فوری، استفاده کردند. ایمپلنت‌ها به صورت عمودی و مایل بارگذاری شده و استرس و استرین‌های موجود در استخوان کورتیکال اطراف آن مورد بررسی قرار گرفت. در هر دو شرایط بارگذاری عمودی و زاویه‌دار، حداکثر مقادیر در ایمپلنت 3.3×10 mm بعد از آن در ایمپلنت 4.1×6 mm و کمترین مقادیر در ایمپلنت 4.8×10 mm ثبت شد. افزایش قطر و طول ایمپلنت باعث کاهش استرس و استرین روی کرسر آلئول می‌شود. با این حال تاثیر قطر بر از بین بردن استرس کرسر و شدت استرین، نسبت به طول قابل توجه‌تر بود. طول ۱۰ mm در ایمپلنت با قطر ۳.۳ میلی‌متری برای جبران قطر بیشتر ایمپلنت ۴.۱ mm کافی نبود با وجودی که ایمپلنت ۴.۱ میلی‌متری، دارای ۴ میلی‌متر طول کمتری بود. طول بیشتر ایمپلنت، در کاهش استرس و استرین در استخوان ساپورت کننده مفید است اما تاثیر قطر ایمپلنت بیشتر است.

سطح مقطع بیشتری (ضخامت دیواره) از ایمپلنت‌های باریک، استرس کمتر و مقاومت به شکستگی بیشتری خواهند داشت (شکل ۳-۶).

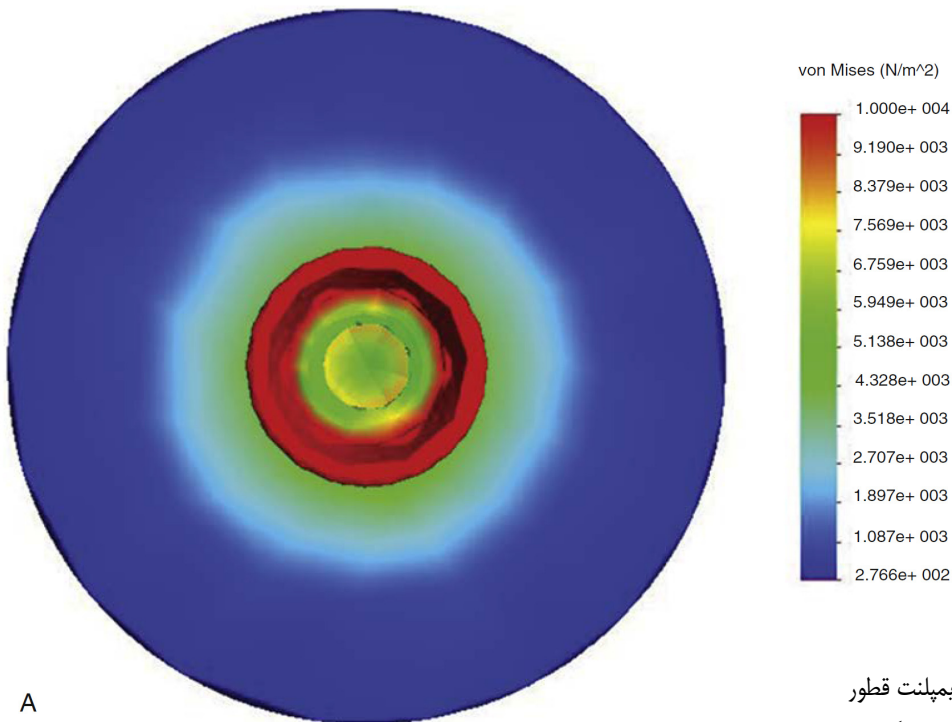
در بیشتر طرح‌های مدرن ایمپلنت، از ژئومتری کانکشن پروتز برای قرار دادن ایمپلنت در محل استفاده می‌شود. Insertion tools یا فیکسچر، استرس را به این ژئومتری کانکشن منتقل می‌کند که می‌تواند باعث دفورمه شدن کانکشن یا شکستگی ایمپلنت در ناحیه کانکشن شود (شکل ۳-۷).

ایمپلنت‌های با قطر بیشتر با دیواره ضخیم‌تر، بیشترین مقاومت را در برابر این نوع شکستگی‌ها دارند. در یک مطالعه گذشته نگر از ۲۶۷۰ بیمار که با پروتزهای متکی بر ایمپلنت تحت درمان قرار گرفتند، Chrcanovic و همکارانش، فاکتورهای آناتومیک مربوط به ایمپلنت و بیمار را به عنوان متغیرهای توضیحی برای شکستگی ایمپلنت آنالیز کردند. آنها ۴۴ شکستگی ایمپلنت را از کل جمعیت ۱۰۰۹۹ مورد آنالیز قرار دادند و دریافتند که قطر ایمپلنت یک متغیر توضیحی قوی (STRONG) در رابطه با احتمال شکستگی ایمپلنت است. به ازای هر ۱ میلی‌متر افزایش قطر ایمپلنت، ۹۶.۹٪ کاهش احتمال شکستگی ایمپلنت وجود دارد (جدول ۳-۴).

فاکتورهای دیگر از جمله مجاورت مستقیم با کانتی‌لورها و براکسیسم به ترتیب احتمال شکستگی ایمپلنت را ۲۴۷.۶٪ و ۱۸۱۹.۵٪ افزایش دادند. در شرایط بالینی که طرح پروتز و عادت‌های پارافانکشنال مطلوب نیستند، ایمپلنت‌های قطورتر مقاومت بیشتری در برابر استرس‌های وارده ایجاد می‌کنند.

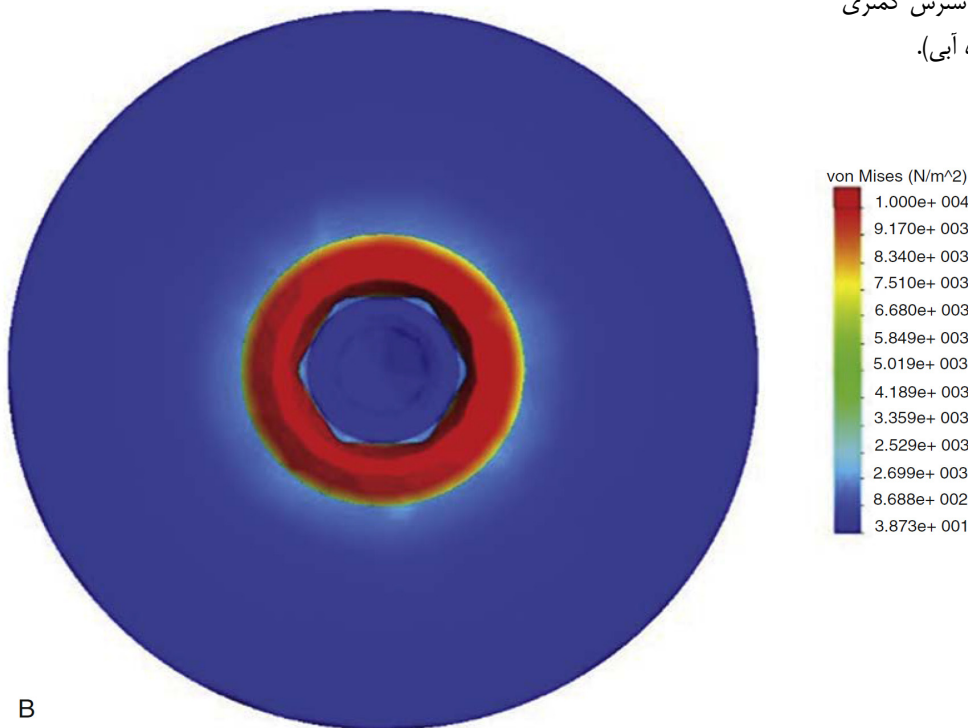
طول ایمپلنت

همانند قطر، طول ایمپلنت نیز بر ثبات و انتقال نیروها به استخوان اطراف تأثیرگذار است. در مطالعه Winkler و همکاران، بقای ۲۹۰۷ ایمپلنت با



A

شکل ۳-۶. با افزایش سطح بیشتر، ایمپلنت قطور (B) نسبت به ایمپلنت نازکتر (A) استرس کمتری به استخوان اطراف وارد می کند (دایره آبی).



B

ویژگی های ایمپلنت

کولار ایمپلنت

کولار (collar) ایمپلنت به عنوان ناحیه انتقال بین پروتز و بدنه ایمپلنت

(شکل ۳-۸) به خصوص در صورت ضعیف بودن کیفیت استخوان ممکن است طول ایمپلنت به تنهایی برای جبران قطر، کافی نباشد. به عنوان مثال، ایمپلنت 7.0×8.0 میلی متر تقریباً 20٪ مساحت بیشتری نسبت به ایمپلنت 5.0×10.0 میلی متر دارد.

عمل می‌کند. طراحی آن اینترفیس پروتزی نسبت به استخوان و بافت لثه اطراف ایمپلنت و همچنین توزیع استرس در استخوان کورتیکال اطراف را تعیین می‌کند. این ویژگی‌ها، کولار ایمپلنت را به یک ویژگی مهم در موفقیت طولانی مدت رستوریشن ایمپلنت تبدیل می‌کند. کولار ایمپلنت‌های طراحی شده برای کانکشن پروتزی سوپرااینژیوال با یک قسمت بالاتر از رزوه‌های ایمپلنت که از بافت لثه بیرون زده است مشخص می‌شود (شکل ۳-۹).



شکل ۳-۹. کولار تیپیک طراحی شده سوپرااینژیوال (tissue level imp)

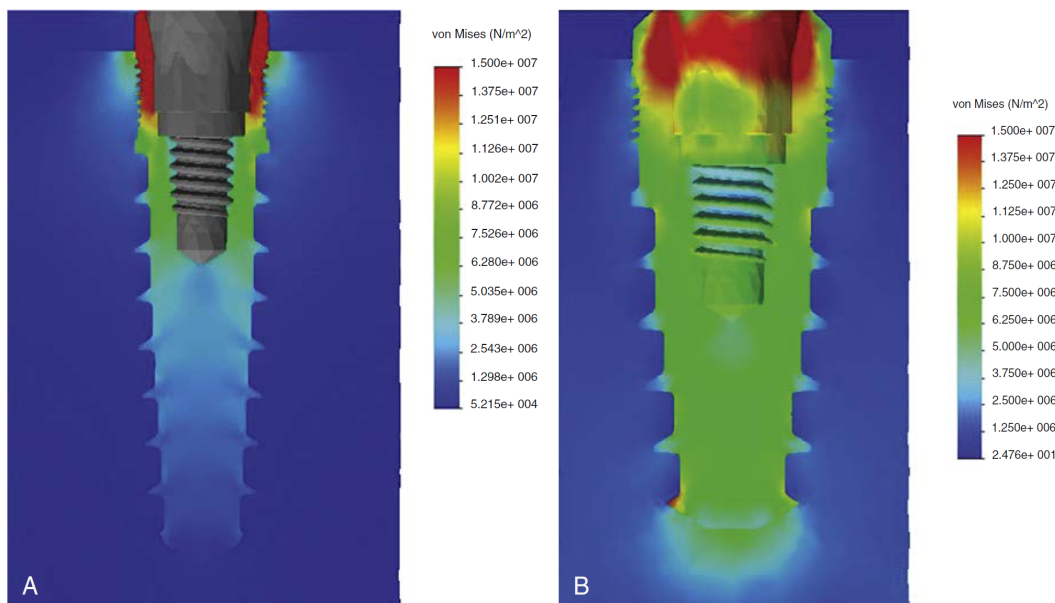


شکل ۳-۷. ایمپلنت‌های شکسته شده در حین قراردهی که باید خارج شوند.

TABLE 3.4 Factors Influencing Probability of Implant Fracture

Factor	Change in Probability of Implant Fracture
Use of stronger grades of titanium	-72.9%
Bruxism	+1819.5%
Directly adjacent to cantilever	+247.6%
1 mm increase in implant length	+22.3%
1 mm increase in implant diameter	-96.9%

From Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20:58-67. <https://doi.org/10.1111/cid.12572>



شکل ۳-۸. در ایمپلنت قطر ۳.۵ میلی‌متر. (A) طول ۳ میلی‌متر بلندتر است اما استرس و استرین کرسنال نسبت به ایمپلنت با قطر ۴.۳ میلی‌متری بیشتر می‌باشد. (B).

جایگذاری، ناحیه فوقانی کولار ایمپلنت از نوع Transosteal باشد و سطوح خشن در این ناحیه می‌تواند ایمپلنت را نسبت به پیشرفت پیری/ایمپلنتیسیس آسیب پذیرتر کند. در طی فرآیند بهبود زخم اپیتلیال، در ناحیه فوقانی کولار ایمپلنت، یک سطح ماشینی نسبت به سطح خشن، مفیدتر است (شکل ۳-۱۱).

اگرچه مطالعات حیوانی، تشکیل استخوان در ناحیه کرسنال، حتی با وجود دیفکت‌های Circumferential قابل توجه در زمان قراردادی ایمپلنت را نشان داده‌اند اما در سطح استخوان کرسنال و در زیر آن، کولار ایمپلنت به سیل محل قرارگرفتن ایمپلنت در برابر انکپسولیشن بافت فیروز و آلودگی باکتریایی کمک می‌کند. تماس اولیه ایمپلنت-استخوان در ایمپلنتی که کولار آن حداقل قطر مشابه یا کمی بزرگتر از بدنه ایمپلنت داشته باشد، بیشتر است.

Petrie و Williams با مطالعه تأثیر قطر، طول و طرح Taper بر روی استرین‌های کرسنال آلوتول، دریافتند که بین افزایش قطر ایمپلنت و کاهش استرس در ناحیه کرسنال ارتباط قوی وجود دارد. همچنین مشخص شد که طرح taper در ناحیه کولار ایمپلنت به علت کاهش قطر و سطح تماس با استخوان کورتیکال، باعث افزایش استرس استخوان کرسنال می‌شود. توزیع استرس در ناحیه کرسنال توسط مساحت سطح کولار ایمپلنت تعیین می‌شود. میزان استرس در ناحیه کرسنال ایمپلنت‌های دارای سطح کولار کمی بزرگتر در مقایسه با ایمپلنت‌های دارای کولار کوچکتر، کمتر می‌باشد.

علاوه بر قطر و ساختار سطحی کولار ایمپلنت، از دیگر ویژگی‌های ناحیه کولار ایمپلنت که با حفظ سطح استخوان کرسنال مرتبط است، می‌توان به میکروتوردها و platform-switching اشاره کرد. این ویژگی‌ها

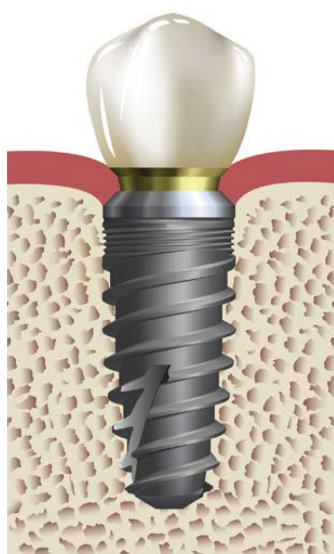
سطح کولار معمولاً صاف‌تر از ناحیه تردددار بدنه ایمپلنت است و قطر ناحیه کولار از بدنه ایمپلنت در ناحیه زیرین آن بزرگتر می‌باشد. از آنجا که کولار جهت قرار دادن پلتفرم پروتز در بالای ارتفاع لثه طراحی شده است، بنابراین به اباتمنت هیلینگ‌ها و اجزای Tissue forming کمتر نیاز بوده یا اصلاً نیاز نیست.

کولار ایمپلنت‌های Bone level دارای دیزاین ساب ژنژیوال هستند. در زمان جایگذاری، به دلیل انحنای کرسنال استخوانی، اینترفیس ناحیه کرسنال برای ایمپلنت‌های Bone level می‌تواند متفاوت باشد (شکل ۳-۱۰).

بلافاصله پس از جراحی، قسمتی از کولار ایمپلنت به صورت سوپراکرسنال و در تماس با بافت لثه خواهد بود، مگر اینکه قراردادی ایمپلنت به میزان قابل توجهی ساب کرسنال باشد.

Albouy و همکاران، در یک مطالعه‌ای حیوانی، واکنش‌های بافتی به تشکیل پلاک پس از حذف لیگاتور ایمپلنت‌های موجود در بازار که در معرض پیری ایمپلنتیسم قرار گرفتند را ارزیابی کردند. آنها دریافتند که پیشرفت خود به خودی پیری/ایمپلنتیسم/لثه شده تجربی در ایمپلنت‌هایی با ژئومتری و ویژگی‌های سطحی مختلف رخ داده است. این پیشرفت در ایمپلنت‌های دارای سطح آنودایز شده (TiUnite) بیشتر مشخص شد.

در مطالعه حیوانی دیگری در رابطه با پیشرفت پیری/ایمپلنتیسیس اطراف ایمپلنت‌ها با میزان متفاوت زبری سطح، Berglund و همکاران دریافتند که در صورت عدم درمان، پیشرفت پیری/ایمپلنتیسیس در ایمپلنت‌هایی با سطح نسبتاً خشن (Moderately rough) نسبت به ایمپلنت‌های دارای سطح پالیش شده بارزتر است. ممکن است پس از



شکل ۳-۱۱. کولار ایمپلنت با ناحیه فوقانی ماشین شده برای هیلینگ بهتر زخم اپیتلیال.



شکل ۳-۱۰. قراردادی ایمپلنت بون لول بر طبق پهنا و انحنای کرسنال ریب متفاوت است.



شکل ۱۲-۳. رادیوگرافی که platform shift قطر خارجی کولار ایمپلنت و کانکشن پروتزی را نشان می‌دهد.

Canullo و همکاران، میکروبیوتای مرتبط با ایمپلنت‌های با و بدون پلتفرم سوئیچینگ را مورد ارزیابی قرار دادند. در این مطالعه هیچ تفاوت آماری معنی‌دار برای هیچ یک از گونه‌های میکروبیوتای پری ایمپلنت بین دو گروه گزارش نشد. نتایج مطالعه آنها نشان می‌دهد که تفاوت در حفظ سطح استخوان مارجینال بین ایمپلنت‌های پلتفرم سوئیچینگ و ایمپلنت‌های سنتی با تفاوت در میکروبیوتای پری ایمپلنت همراه نمی‌باشد.

Rocha و همکاران تفاوت عملکرد کلینیکی و سطح استخوان کرسنال بین ایمپلنت‌های تک کراون با اباتمنت‌های platform-match و پلتفرم سوئیچ را پس از ۳ سال ارزیابی کردند. این مطالعه نشان داد که رستوریشن‌های پلتفرم سوئیچینگ در مقایسه با رستوریشن‌های پلتفرم مچینگ، تاثیر قابل توجهی در حفظ سطح استخوان مارجینال دارند. با این حال فرآیندهای بیولوژیکی و / یا بیومکانیکی مرتبط با پلتفرم سوئیچینگ در حال حاضر کاملاً شناخته نشده است.

کانکشن پروتزی ایمپلنت

طرح‌های مختلفی جهت کانکشن اباتمنت پروتز - ایمپلنت وجود دارد. با توجه به ژئومتری کانکشن نسبت به بدنه ایمپلنت می‌توان آنها را به عنوان انواع کانکشن خارجی و داخلی توصیف کرد. کانکشن پروتزی اکسترنال، عمدتاً شش ضلعی (Hexagonal) و خارج از بدنه ایمپلنت قرار دارد. کانکشن اینترنال دارای ژئومتری کانکشن در داخل بدنه ایمپلنت است. هر دو نوع کانکشن دارای سابقه استفاده ایمن و موثر هستند و دارای نتایج خوبی در مطالعات کلینیکی گذشته نگر می‌باشند.

برای بهبود توزیع نیروهای اکلوژالی در ناحیه استخوان کرسنال و کاهش عوارض مربوط به گستردگی عرض بیولوژیک در طی فرآیند بهبود زخم ایمپلنت ایجاد شده است.

Berglundh و Abrahamsson در یک مطالعه حیوانی از ایمپلنت با و بدون میکروترد در ناحیه مارجینال، متصل به پروتزهای پارسیل ثابت در فک پایین سگ‌های بیگل استفاده کردند و مشاهده کردند که میزان تماس ایمپلنت - استخوان در قسمت مارجینال ایمپلنت‌ها به طور قابل توجهی در ایمپلنت‌های گروه آزمایش (میکروترد) (۸۱.۸٪) نسبت به ایمپلنت‌های گروه کنترل (۷۲.۸٪) بالاتر بود.

Hansson and Werke اثر تغییرات سایز و پروفایل ترد یک ایمپلنت screw shape با لود اگزایلاری بر روی حداکثر استرس در استخوان کورتیکال را آنالیز کردند. آنها دریافتند که تردهای بسیار کوچک با پروفایل مطلوب می‌توانند در توزیع استرس در ناحیه استخوان کورتیکال کاملاً موثر باشند و شکل پروفایل ترد، تأثیر زیادی بر میزان استرس‌های موجود در استخوان دارد.

Hudieb و همکاران یک آنالیز Finite element analysis برای ارزیابی اندازه و جهت استرس مکانیکی یک ایمپلنت میکروترد نسبت به همان طرح ایمپلنت بدون میکروترد را انجام دادند. این آنالیز نشان داد که صرف نظر از زاویه بارگذاری، استرس‌های عمده وارده بر اینترفیس استخوان - ایمپلنت در مدل میکروترد همیشه عمود بر ضلع پایینی (lower flank) هر میکروترد بودند. در حالی که در ایمپلنت بدون میکروترد این استرس‌ها تحت تأثیر زاویه بارگذاری قرار گرفته و به صورت مایل به اینترفیس ایمپلنت - استخوان هدایت می‌شوند، در نتیجه استرس برشی بالاتری ایجاد می‌شود. در این شبیه‌سازی، استرس برشی پایین‌تر ایمپلنت‌های گروه میکروترد یک متغیر بیومکانیکی توضیحی (explanatory) برای حفظ استخوان کرسنال در این نوع ایمپلنت بود.

Platform shifting یا استفاده از اباتمنت‌هایی با قطر کمتر از کولار ایمپلنت، یک دیزاین مفید جهت حفظ سطوح استخوان مارجینال، همچنین فراهم کردن مزیت بیومکانیکال از طریق تغییر ناحیه تمرکز استرس به دور از اینترفیس سرویکالی استخوان - ایمپلنت و ایجاد یک رابطه معکوس بین میزان عدم تطابق (Mismatch) قطر ایمپلنت - اباتمنت و تمرکز استرس استخوان کورتیکال می‌باشد.

بین پلتفرم سوئیچینگ و قراردادی ایمپلنت نسبت به سطح استخوان کرسنال همبستگی قطعی وجود ندارد. تحت بارگذاری تأخیری (delayed) و بعد از ۳۶ ماه فالوآپ، تفاوت بین قراردادی کرسنال و ساب کرسنال ایمپلنت‌های پلتفرم سوئیچینگ از نظر پارامترهای بافت نرم و سطح استخوان کرسنال معنی‌دار نبوده است (شکل ۱۲-۳).