دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی قزوین

دانشکده دندانپزشکی

پایان‌نامه جهت اخذ دکترای دندانپزشکی

عنوان

توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های پایهٔ اوردنچر به روش آنالیز اجزای محدود

استاد راهنما

سرکار خانم دکتر آاعلایی

استاد مشاور

سرکار خانم دکتر شاهرخی

جناب آقای مهندس کاشانی

نگارش

پریسا مهدیان

۱۳۸۹/۹/۱۳

سال تحصیلی ۸۹-۱۳۸۸ **شماره پایان‌نامه** ۴۸۰

۱۴۶۵۹۷

تقدیم

به پدر عزیزم که تکیه‌گاه همیشگی من در پیشرفت‌هایم بوده

و محبت‌هایش را هرگز فراموش نخواهم کرد.

تقدیم

به مادر مهربانم که ذره ذره وجود آکنده از محبت‌های اوست و کلام از بیان رضایت و فداکاریهایش قاصر است.

تقدیم

به یار مهربان و همسر دوست داشتنی‌ام که همیشه حامی بی‌بهانه‌ای برای من هستند و با تمام وجودم به او افتخار می‌کنم.

تقدیم

به خواهر عزیزم که از صمیم قلب دوستش دارم.

تقدیم

به استاد ارجمند که همواره مرا رهین منت خویش ساخته‌اند.

فهرست مطالب

عنوان	شماره صفحه
چکیده فارسی	۱
فصل اول: کلیات	
مقدمه	۳
کلیات	۶
فصل دوم: مروری بر مطالعات	
مروری بر مطالعات	۲۰
فصل سوم: مواد و روش‌ها	
الف: اهداف و فرضیات	۳۲
۱- هدف اصلی	۳۲
۲- اهداف اختصاصی (ویژه)	۳۲
۳- فرضیات تحقیق	۳۲
ب: مواد و روش‌ها	۳۳
نوع مطالعه	۳۳
تکنیک جمع‌آوری داده‌ها	۳۳
جامعه مورد بررسی	۳۳
تعداد نمونه، روش محاسبه و روش نمونه‌گیری	۳۳
متغیرهای تحقیق، نوع و مقیاس سنجش	۳۴
نحوهٔ اجرای تحقیق	۳۴
تجزیه و تحلیل داده‌ها	۴۰
ملاحظات اخلاقی	۴۰
فصل چهارم: نتایج	
نتایج	۴۲
فصل پنجم: بحث و نتیجه‌گیری	
بحث	۶۰
نتیجه‌گیری	۶۶
محدودیت‌ها	۶۷
پیشنهادات	۶۷
منابع	
منابع	۶۹
چکیده انگلیسی	ج

فهرست اشکال

عنوان | **شماره صفحه**

شکل ۱-۳: نمای شماتیک یک المان سه بعدی چهاروجهی ۳۷

شکل ۲-۳: شرایط مرزی (boundary conditions) ۳۷

شکل ۳-۳: شرایط مرزی (عضلهٔ masseter) ۳۸

شکل ۴-۳: شرایط مرزی (عضلهٔ masseter) ۳۸

شکل ۵-۳: شرایط مرزی (عضلهٔ پتریگوئید) ۳۹

شکل ۶-۳: شرایط مرزی (دندان اینسایزور) ۳۹

شکل ۷-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای دیستال، حداکثراسترس ۱۰ MPa) ۴۳

شکل ۸-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای دیستال، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۴۴

شکل ۹-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای مزیال، حداکثراسترس ۱۰MPa) ۴۴

شکل ۱۰-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای مزیال، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۴۵

شکل ۱۱-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای دیستال ، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۴۶

شکل ۱۲-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای دیستال ، حداکثراسترس ۵۰ Mpa) ۴۶

شکل ۱۳-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای مزیال ، حداکثراسترس ۱۵ MPa) ۴۷

شکل ۱۵-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای مزیال ، حداکثراسترس ۵۰ MPa) ۴۷

شکل ۱۶-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور ۲ و ۳ (نمای لینگوال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۴۸

شکل ۱۷-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور ۲ و ۳ (نمای لینگوال ، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۴۸

شکل ۱۸-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور ۲ و ۳ (نمای باکال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۴۹

شکل ۱۹-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور ۲ و ۳ (نمای باکال، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۴۹

شکل ۲۰-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور (استاندارد ISO، حداکثراسترس ۲۵MPa) ۵۰

شکل ۲۱-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور (استاندارد ISO، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۱

شکل ۲۲-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور (نمای اکلوزال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۵۱

شکل ۲۳-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اینسایزور (نمای اکلوزال ، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۲

شکل ۲۴-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای دیستال، حداکثراسترس ۱۰ MPa) ۵۳

شکل ۲۵-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای دیستال، حداکثراسترس ۵۰ MPa) ۵۳

شکل ۲۶-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای مزیال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۵۴

شکل ۲۷-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان لترال (نمای مزیال، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۴

شکل ۲۸-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای دیستال ، حداکثراسترس ۱۵ Mpa) ۵۵

شکل ۲۹-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای دیستال ، حداکثراسترس ۵۰ Mpa) ۵۵

شکل ۳۰-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای مزیال ، حداکثراسترس ۱۵ MPa) ۵۶
شکل ۳۱-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندان کانین (نمای مزیال ، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۶
شکل ۳۲-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت ۲ و ۳ (نمای لینگوال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۵۷
شکل ۳۳-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت ۲ و ۳ (نمای لینگوال ، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۷
شکل ۳۴-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت ۲ و ۳ (نمای باکال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۵۸
کل ۳۵-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنت ۲ و ۳ (نمای باکال، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۵۸
شکل ۳۶-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنتها (استاندارد ISO، حداکثراسترس ۲۵MPa) ۵۹
شکل ۳۷-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنتها (استاندارد ISO، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۶۰
شکل ۳۸-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنتها (نمای اکلوزال، حداکثراسترس ۱۵MPa) ۶۰
شکل ۳۹-۴: تنش در استخوان اطراف ایمپلنتها (نمای اکلوزال ، حداکثراسترس ۵۰MPa) ۶۱

چکیده

عنوان

توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های پایهٔ اوردنچر به روش آنالیز المان محدود

زمینه: استفاده از درمان‌های اوردنچر با پایهٔ ایمپلنت منجر به بهبود گیر و ثبات دنچر، راحتی عمل جویدن و در نتیجه افزایش میزان رضایت بیمار می‌گردد. به هرحال، در صورتی که نتوان ایمپلنت‌ها را به صورت قرینه قرار دارد، یک ایمپلنت مرکز چرخش شده و استرس بیشتری در آن ایجاد می‌شود، چیزی که در نهایت موجب ایجاد تنش و استرس بیشتر در ایمپلنت دیگری می‌گردد.

هدف: هدف از این مطالعه تعیین نحوهٔ توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های پایهٔ اوردنچر با استفاده از روش آنالیز المان محدود بود.

روش انجام کار: در این مطالعه تجربی، از یک رادیوگرافی CT Scan از یک مرد ۲۶ ساله برای مدل‌بندی ساختارها استفاده شد. فیکسچرها در ناحیهٔ دندان کانین راست و لترال چپ در استخوان فک قرار گرفته و اندازه‌گیری‌ها با دستگاه profile projector و مدل‌بندی نیز توسط نرم‌افزار Solidworks انجام شد. بعد از اعمال نیرو توسط عضلات مستر و پتریگوئید در دو محل قدامی و خلفی، نحوهٔ توزیع تنش با روش آنالیز اجزای محدود سه‌بعدی تعیین گردید.

نتایج: در هر دو حالت بارگذاری (قدامی و خلفی)، بیشترین میزان تنش در استخوان کورتیکال اطراف ایمپلنت جایگزین دندان لترال دیده شد (به ترتیب ۳۳/۳ مگاپاسکال در باکال و ۳۹/۴ مکاپاسکال در لینگوال در بارگذاری قدامی و خلفی).

نتیجه‌گیری: با در نظر گرفتن شرایط تحقیق حاضر، در هر دو حالت اعمال نیرو در قسمت قدام و خلف، بیشترین میزان استرس در استخوان کورتیکال ایمپلنت لترال وارد گردیده و تحلیل استخوان در اطراف ایمپلنت این ناحیه محتمل می‌باشد.

کلمات کلیدی: اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت، توزیع تنش، آنالیز اجزای محدود

فصل اول

مقدمه

مقدمه

امروزه، درمان‌های ایمپلنت به دلیل میزان موفقیت بالای آنها تبدیل به یک گزینهٔ درمانی مطلوب و مناسب شده و هر ساله بر تعداد بیماران داوطلب این درمان‌ها افزوده می‌شود، هرچند طراحی و ارائه این درمان‌ها نیازمند دقت فراوان بوده و موضوعاتی نظیر محل مناسب قرارگیری ایمپلنت، طرح دقیق پروتز، نحوهٔ اتصال ایمپلنت‌ها به یکدیگر، قطر و طول مناسب آنها، جنس مواد سازندهٔ پروتز و نوع پروتز در این درمان‌ها باید به دقت انتخاب شود.

از طرف دیگر، در دو دههٔ گذشته، استفاده از درمان‌های اوردنچر با پشتیبانی ایمپلنت به عنوان یک گزینهٔ درمانی قابل قبول مطرح شده و به دلیل برخورداری از مزایای متعدد توانسته است کیفیت زندگی بیماران بی‌دندان را افزایش دهد. اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت، درمان‌هایی ساده و غیرتهاجمی بوده و هزینهٔ استفاده از آنها نیز مناسب می‌باشد[۱]. همچنین، افزایش ثبات، راحتی بیشتر بیمار، بهبود مهارت جویدن و افزایش رضایت بیمار از دیگر مزایای درمان‌های اوردنچر با پشتیبانی ایمپلنت گزارش شده است[۲-۴]. در بیمارانی که مشکلاتی در استفاده از دست دندان کامل دارند، کاربرد اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت می‌تواند گیر کافی را ایجاد نماید[۵-۷]. هنگامی که درمان‌های دنچر کامل با کاربرد اتچمنت به اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت تبدیل می‌گردند، گیر اوردنچر روی ایمپلنت افزایش یافته و عملکرد جویدن عضلات بیمار بهبود می‌یابد[۸]. همچنین، اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت و بافت در مقایسه با پروتزهای متکی بر ایمپلنت، تعداد ایمپلنت‌های کمتری نیاز داشته و مراحل لابراتواری آنها نیز به سادگی قابل انجام است، چیزی که باعث گردیده تعداد بیشتری از بیماران بتوانند از این گزینهٔ مطلوب درمانی استفاده نمایند[۹]. این مزایا در کنار میزان موفقیت بالای درمان‌های ایمپلنت، موجب گردیده اوردنچرهای با پشتیبانی ۲ ایمپلنت به عنوان اولیم گزینهٔ درمانی برای بیماران بی‌دندان مطرح شود[۱۰].

علاوه بر این،بهبودمسائل بیومکانیکی در درمان‌های مرتبط با ایمپلنت در برخی مطالعات مورد تأکید قرار گرفته است[۱۱]. یکی از عوامل بیومکانیکی مهم و تأثیرگذار در افزایش موفقیت درمان‌های ایمپلنت، نحوهٔ پخش نیرو بر واحد سطح می‌باشد. استرس‌های داخلی پدید آمده در

سیستم ایمپلنت و بافت بیولوژیک احاطه کننده‌اش در هنگام اعمال بار، تأثیر به سزایی بر ماندگاری طولانی‌مدت ایمپلنت در یک محیط زنده دارند. به منظور افزایش موفقیت ایمپلنت‌ها، هدف طرح درمان باید به حداقل رساندن و پخش یکنواخت استرس مکانیکی در ایمپلنت و استخوان متصل به آن باشد. همچنین، عکس‌العمل بیولوژیکی استخوان در برابر اعمال بارهای مکانیکی می‌تواند مدت زمان ماندگاری ایمپلنت در دهان را تحت تأثیر قرار دهد[۱۲]. برخی مطالعات حیوانی و بالینی نشان داده‌اند در نبود ژنژیویت مرتبط با پلاک، تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت می‌تواندشاخص وضعیت نیروهای اعمال شده به بافت های اطراف ایمپلنت باشد.[۱۳،۱۴]. از آنجا که نیرو از طریق پروتز و ایمپلنت به استخوان منتقل می‌گردد، طراحی و اجرای دقیق درمان‌های پروتز و اوردنچر متکی برایمپلنت وبافت نقش مهمی در دستیابی به توزیع تنش مناسب در اطراف ایمپلنت دارد[۱۵]. بنابراین، تمامی تلاش‌ها در این درمان‌ها باید در راستای توزیع مناسب تنش در اطراف ایمپلنت‌های جاگذاری شده باشد تا از این طریق جلوی اثرات مخرب توزیع نامناسب تنش گرفته شود[۱۶].

تکنیک‌های مختلفی برای ارزیابی میزان تنش و فشار پیرامون ایمپلنت‌های دندانی ابداع و مورد استفاده قرار گرفته‌اند که از میان آنها می‌توان به تکنیک‌های فتوالاستیک، تحلیل اجزای محدود (finite element analysis) و اندازه‌گیری کرنش یا strain اشاره نمود. روش تحلیل اجزای محدود به دلیل توانایی بازسازی دقیق هندسی ساختارهای درگیر، نمایش چگونگی تنش‌های داخلی و سایر کمیت‌های مکانیکی مرتبط با آن، تکرارپذیری، سادگی و سرعت آزمایش‌ها نسبت به سایر روش‌ها برتری دارد[۱۷].

امروزه، بیشتر بیماران بی‌دندان، به دلایلی نظیر مشکلات سیستمیک، عوامل بیومکانیک و مشکلات اقتصادی، پروتز کامل فک بالا در مقابل اوردنچر متکی بر ایمپلنت-بافت فک پایین به همراه دو ایمپلنت دریافت می‌نمایند. در این درمان‌ها، در صورت عدم توانایی در برقراری تقارن در موقعیت دو ایمپلنت نسبت به خط وسط (میدلاین)، تکیه‌گاه ایجاد شده و یک ایمپلنت به عنوان مرکز چرخش ایمپلنت دیگر واقع می‌گردد، چیزی که در نهایت موجب ایجاد تنش و استرس بیشتر در ایمپلنت دیگری می‌گردد[۱۸]. با توجه به اینکه در مورد اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت نامتقارن

مطالعه ای انجام نشده و اطلاعات دقیقی نسبت به نحوهٔ توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های پایهٔ اوردنچر وجود ندارد، تحقیق حاضر با هدف تعیین توزیع تنش‌های وارده بر استخوان اطراف این ایمپلنت متکی بر ایمپلنت و بافت فک پایین در شرایط ناقرینگی ایمپلنت‌ها نسبت به میدلاین، با استفاده از روش تحلیل اجزای محدود انجام شد.

کلیات

تاریخچهٔ ایمپلنت

نخستین ایمپلنت در سال ۱۷۰۰ پیش از میلاد مسیح در بدن انسان به کار رفته است. فینیقی‌ها و مصریان قدیم از عاج فیل به عنوان ایمپلنت در نواحی بی‌دندانی استفاده کرده و آنها را با سیم‌هایی به دندان‌های طبیعی مجاور اسپلینت می‌کردند[۱۹]. امروزه، پیشرفت‌های بسیاری در مورد ایمپلنت‌های دندانی صورت گرفته و از مواد بیولوژیکی نظیر تیتانیوم یا بیوسرامیک‌ها برای ساخت آنها استفاده شده است. تکامل مواد و طرح‌های مختلف ایمپلنت از ابتدای قرن ۱۹ میلادی آغاز گردید. در اوایل سال‌های ۱۹۳۰ و ۱۹۲۹ میلادی، Strock آلیاژی از ترکیب کبالت-کروم و مولیبدنیوم ساخته و آن را وایتالیوم نامید. وی ایمپلنت پیچ شونده‌ایی با همان وایتالیوم تهیه کرده و آن را بلافاصله پس از کشیدن دندان در محل قرار داد. نتایج بررسی‌های هیستولوژیکی و رادیوگرافی از این ایمپلنت بسیار امیدوار کننده بوده و حتی یکی از بیماران، ۱۵ سال از این ایمپلنت استفاده نمود[۲۰]. در سال ۱۹۳۷، Adams یک ایمپلنت استوانه‌ای پیچ شونده با انتهای گرد ساخته و از یک اباتمنت کره‌ای شکل برای ثبات و نگهداری اوردنچر آن استفاده نمود[۲۱]. در سال ۱۹۴۷ نیز، Formiggini ایمپلنت تیتانیومی به شکل helical screw type ابداع کرد که بعدها به عنوان پدر جراحی ایمپلنت مدرن شناخته شد[۲۲]. اگرچه آغاز استفاده از ایمپلنت‌ها برای جایگزینی دندان‌های طبیعی به چندین دهه قبل برمی‌گردد، اما تنها در ۲۰-۱۵ سال اخیر موفقیت‌های قابل قبولی در مورد این درمان‌ها گزارش شده است[۲۳]. پیشرفت در جایگزینی دندان‌های از دست رفته از هنگامی که اصطلاح استئواینتگریشن (osseointegration) توسط Branemark و Schroeder توضیح داده شد، آغاز گردید[۲۴،۲۵]. نتایج مطالعات بلندمدت روی انواع مختلف سیستم‌های ایمپلنت، میزان موفقیت بالایی (حدود ۹۰٪) را طی یک دورهٔ ۱۰-۵ ساله نشان داده است[۲۶]. این، ایمپلنت ها در ده سال گذشته به طور گسترده‌ای با استفاده از دو روش یک مرحله‌ای و دو مرحله‌ای به کار گرفته شده‌اند[۲۷].

در طرح اولیهٔ ایمپلنت که در سال ۱۹۷۷ توسط Branemark ارائه گردید، ۶ ایمپلنت در قدام فک پایین قرار گرفته و پروتز ثابت با کانتی‌لور دوطرفه در محل جاگذاری شد[۲۸]. سپس، تحقیقات گسترده‌ای دربارهٔ طول مناسب کانتی‌لور انجام شد تا حداقل تنش به ایمپلنت‌های قدامی وارد گردد[۲۸]. همچنین، مطالعاتی نیز به منظور کاهش تعداد ایمپلنت‌ها به ۴ یا ۵ عدد انجام و طبق نتایج تحقیق بالینی Branemark (۱۹۹۵) تعداد ۴ ایمپلنت برای بازسازی فک با پروتز ثابت پیشنهاد گردید[۲۸].

در سال ۱۹۸۹، Misch پنج انتخاب پروتزی را در دندانپزشکی ایمپلنت مطرح کرد: FP۱ پروتز ثابت که در آن، کراون در ابعاد یک دندان طبیعی ساخته می‌شود. FP۲ پروتز ثابت که تاج و قسمتی از ریشه را جایگزین کرده و در نیمه اکلوزالی طبیعی وازنظر اکلوزوجینجیوالی طویل شده است. FP۳ پروتز ثابت که تاج از دست رفته و قسمتی از لثه (ریج) را جایگزین کرده و بیشتر از دندان‌های دنچر و آکریل، با رنگ لثه ساخته می شود است، اگرچه ممکن است تماماً از پرسلن باشد. RP۴ پروتز متحرک، (اوردنچر) که کاملاً با ایمپلنت پشتیبانی می‌شود و RP۵ پروتز متحرک (اوردنچر) که هم با ایمپلنت و هم توسط بافت نرم پشتیبانی می‌شود.

ایمپلنت‌ها برای جایگزینی تک دندان خلفی از دست رفته نیز به کار گرفته شده‌اند. برخی تحقیقات انجام شده از سال ۱۹۹۰ میلادی، میزان ماندگاری این درمان‌ها را از ۹۴/۶٪ تا ۱۰۰٪ در یک دوره ۱ تا ۱۵ ساله گزارش کرده‌اند[۲۵]. احتمال شکست درمان‌های ایمپلنت به صورت میانگین برابر ۳/۸٪ گزارش شده که در مقایسه با شکست ۲۰٪ بریج‌ها در دوره ۳ ساله و ریسک شکست ۵۰٪ آنها در طول ۱۰ سال، بسیار قابل توجه است[۲۹]. از طرف دیگر، گزارشی مبنی بر از دست رفتن دندان‌های مجاور ایمپلنت تک دندان وجود ندارد که این نیز مزیت بزرگی است[۳۰]. از مزایای دیگر جایگزینی با ایمپلنت، علاوه بر موفقیت بالامی توان، کاهش خطر بروز پوسیدگی در دندان‌های پایه و نیاز به درمان اندواین دندانها، بهبود زیبایی، حفظ استخوان در محل بی‌دندان و افزایش قدرت جویدن اشاره نمود[۲۸،۳۰].

بی‌دندانی کامل نتیجهٔ کشیدن مداوم دندان‌ها بر اثرپوسیدگی دندانی ، مشکلات پریودنتال یا تلاش بیمار برای دوری از هزینهٔ درمان‌های لازم برای حفظ دندان‌هاست که با افزایش سن نیز

نسبت مستقیم دارد. افزایش سن جمعیت، پیشرفت‌های سریع و موفقیت‌های به دست آمده با درمان ایمپلنت باعث شده که درمان با ایمپلنت به یک شیوه معمول و شایع درمانی تبدیل گردد.
از پیامدهای بی‌دندانی و تحلیل استخوان ناشی از آن، می‌توان به کاهش عرض و ارتفاع استخوان ساپورت کننده، آشکار شدن ریج مایل داخلی و مایلوهایوئید، کاهش مداوم مخاط کراتینیزه و نزدیک شدن اتصالات عضلانی به قله ریج و در نتیجه، حرکت و بلند شدن پروتز به دنبال انقباض عضلات مایلوهایوئید و شیپوری اشاره نمود. در اثر تحلیل استخوان، و احتمال شکستگی بدنه فک پایین بیشتر می‌شود، حتی امکان ایجاد پارستزی در اثر تحریک عصب فک پایین نیز در این موارد وجود دارد[۲۵]. از دیگر پیامدهای بی‌دندانی روی بافت نرم نیز می‌توان به کم شدن عرض لثه کراتینیزه چسبنده متعاقب تحلیل استخوان یا زخمی و دردناک شدن مخاط غیرچسبنده زیر پروتز، افزایش اندازه و نقش زبان در فرآیند جویدن و در نهایت کم شدن ثبات پروتز اشاره نمود. بی‌دندانی، همچنین، بر زیبایی فرد نیز اثرات سوئی دارد. به این ترتیب که باعث کاهش ارتفاع صورت، از دست رفتن زاویه لب–چانه، عمیق‌تر شدن خطوط لب و صورت، چرخش رو به جلوی چانه و ایجاد لبخند غمگین می‌گردد. همین طور، به دنبال کاهش قوام عضلات ورمیلیون، لب نازک‌تر شده و طول لب بالا افزایش می‌یابد. در صورتی که استفاده از پروتزهای متکی بر ایمپلنت تا حدودی باعث کاهش مشکلات مذکور می‌شود.
به طور کلی از مزایای پروتزهای متکی بر ایمپلنت می‌توان به حفظ استخوان، بازسازی و حفظ ارتفاع عمودی صورت، تونیسیته عضلات و بهبود زیبایی با چیدن دندان‌ها در وضعیت مطلوب، بهبود اکلوژن و تکلم، افزایش درصد موفقیت درمان پروتزی، بهبود کارآیی جویدن، افزایش گیر و ثبات، کاهش حجم پروتز و از همه مهمتر بهبود سلامت روحی – روانی بیمار اشاره کرد[۳۳-۴،۳۱].

اوردنچر

Ledger در سال ۱۸۵۶ پروتزی را تحت عنوان اوردنچر معرفی نمود، پروتزی که توسط وی ساخته شد، دارای صفحاتی بود که ریشه‌ها را می‌پوشاند. در سال ۱۸۶۱، در کنفرانس Connecticut بر ارزش ریشه دندان‌ها برای ساپورت دنچر تأکید شده و در سال ۱۸۹۶ نیز،

Evans کوپینگ‌های تلسکوپیک را ابداع و در همان زمان، Peeso پروتزهای متحرک متکی بر کوپینگ‌های تلسکوپیک را تشریح نمود[۳۴].

معمول‌ترین روشی که برای گذاشتن دندان در یک فرد بی‌دندان به کار می‌رود، دست دندان کامل است. علیرغم اینکه دست دندان‌ها مزایای متعددی داشته و افراد را قادر می‌سازند که غذاهای معمولی را خورده، صحبت کرده و در عین حال، ظاهر خود را نیز تا حدی حفظ نماید. بیمارانی که از این دندان‌ها استفاده می‌کنند، به تدریج دچار تحلیل بافت نرم و سخت می‌شوند. در حقیقت دندان مصنوعی، کم‌کم تکیه‌گاه خود را از دست داده و گیر یا ثباتی به اندازهٔ روز اول نخواهد داشت. در نتیجه، دندان مصنوعی به تدریج هنگام غذا خوردن در دهان فرد حرکت کرده و راحتی و آسایش را از فرد می‌گیرد[۳۵]، تا جایی که ممکن است این دندان‌ها هنگام صحبت کردن از دهان بیرون افتاده و اعتماد به نفس شخص را تحت تأثیر قرار دهد.

این بیماران همواره دنبال راه حلی برای حل مشکل خود هستند. برخی دندان‌های مصنوعی را تعویض کرده و با تعویض آنها و ساخت دندان‌هایی که با شرایط جدید لثه، انطباق بهتری داشته باشد تا حدودی مشکلات خود را کاهش می‌دهند. ولی با توجه به ضعف لثه و تحلیل استخوان، باز هم دندان در دهان حرکت کرده و باعث ایجاد زخم در مخاط می‌گردد. گاهی نیز بیماران از چسب‌های دندان مصنوعی استفاده می‌کنند که این چسب‌ها هم، علیرغم اینکه تا حدودی مشکل بیماران را کم می‌کنند، اثر کوتاه‌مدت داشته و نمی‌توانند به طور کامل مؤثر باشند[۳۶]. یکی از روش‌های مؤثر در حل مشکلات این افراد، استفاده از اوردنچر می‌باشد. اوردنچر دندان مصنوعی است که توسط اتصالات مخصوصی به پایه‌هایی ثابت در فک مثل دندان یا ایمپلنت متصل می‌شود. در مورد افراد کاملاً بی‌دندان که هیچ ریشه استراتژیک قابل استفاده به عنوان پایهٔ اوردنچر در فک آنها باقی نمانده، از ایمپلنت به عنوان پایه استفاده می‌شود. به این ترتیب، گیر کافی برای دندان مصنوعی ایجاد شده و امکان صحبت کردن و جویدن بهتر برای فرد فراهم می‌شود[۳۷].

اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در فک پایین از سال‌ها پیش مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در حالت ایده‌آل، بیماران فاقد دندان‌های قابل نگهداری، باید گزینه درمان با ایمپلنت را برای پروتز آینده

خود در نظر بگیرند. پروتز کامل معمولی به عنوان یک ابزار درمانی موقت برای تأمین زیبایی و عملکرد دهان در دوره ترمیم ایمپلنت مورد استفاده قرار می گیرد. به طور عمده، اوردنچرهای فک پایین توسط دو ایمپلنت در قدام منتال فورامن و بافت در قسمت‌های خلفی ساپورت می‌شوند، به این دلیل تحلیل قسمت‌های خلفی ۴ برابر نواحی قدامی خواهد بود[۱۰]. این ایمپلنت‌ها، استخوان را در قدام حفظ کرده و گیر و ثبات بهتری را برای اوردنچر فراهم می‌آورند. البته باید توجه داشت که پروتزهای کاملاً متکی بر ایمپلنت، حتی اگر ایمپلنتی نیز در خلف وجود نداشته باشد، ممکن است باعث افزایش حجم استخوان خلفی شوند، به همین دلیل، پروتز کاملاً متکی بر ایمپلنت، درمان مناسب تری است[۲۵]. بانیروی منتقل شده از ایمپلنت‌ها به استخوان اطراف به عواملی مانند نوع نیرو، سطح تماس ایمپلنت با استخوان، فرم، طول و قطر ایمپلنت، خصوصیات سطحی آن، نوع پروتز و کیفیت و کمیت استخوان اطراف بستگی دارد[۳۸].

اوردنچرهای معمولی بر روی دندان‌های پایه طبیعی تکیه دارندکه معمولاً دچار پوسیدگی ولقی ناشی از تخریب استخوان به علت بیماری پریودنتال نیز می‌گردند، تکیه دارند. برخلاف دندان‌ها، اباتمنت‌های ایمپلنتی سخت بوده، پوسیده نشده و معمولاً ساپورت استخوانی مناسبی را فراهم می‌نمایند. همچنین، با قرار دادن ایمپلنت‌ها در ناحیهٔ قدام، حداقل تحلیل در ریج قدامی صورت می‌گیرد، یعنی میزان تحلیل عمودی از ۴mm در سال اول پس از خارج کردن دندان به ۰/۶mm طی ۵ سال پس از استفاده از ایمپلنت کاهش می‌یابد. از آنجا که تحلیل استخوان زیبایی را در یک سوم تحتانی صورت به خطر می‌اندازد، این یافته مزیت مهمی محسوب می‌شود. همچنین اوردنچرها باعث تکرار یک الگوی اکلوژنی معین برای بیمار شده و توانایی جویدن را ۲۰٪ نسبت به دنچرهای کامل معمولی افزایش می‌دهند[۳۹]. اوردنچر متکی بر ایمپلنت وبافت با گیر خوب خود طی حرکات فک در موقعیت خاص خود باقی مانده و در نتیجه، می‌توان میزان پوشش بافت و گسترش پروتز را در آن کم کرد. با این حال، اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت –بافت معایبی هم دارند. اصلی‌ترین علت عدم تجویز آنها این است که اگر بیمار خواستار پروتز ثابت باشد، اوردنچر متکی بر ایمپلنت از نظر روانی نیاز وی را تأمین نمی کند [۴۰] همچنین گوی‌ها یا Clipsهاممکن است در طول زمان سایش یافته و نیاز به تعویض پیدا می‌کنند. همچنین، به علت افزایش قدرت

جویدن بیمار، خود اوردنچر نیز سریعتر از دنچرهای معمولی ساییده شده و نیاز به تعویض پیدا می‌کند[۴۱]. در نتیجه، هزینه بیشتری بر بیمار تحمیل می‌گردد.

bar attachmentها نیز در قرن بیستم میلادی به کار گرفته شدند. این attachmentها در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت کارآیی خوبی نشان دادند، اگرچه نتایج تحقیقات اولیه روی آنها موفقیت‌آمیز نبود بعد از برخی شکست‌های اولیه، در نهایت، نتایج مطالعات Gilmore در سال ۱۹۱۳ به نتیجه رسید. ایده‌های وی با برخی اصلاحات، در سیستم‌های امروزی به کار گرفته می شود[۴۲]. bar میله‌ای است که دو کوپینگ (coping)، دو ریشه یا دو ایمپلنت را به هم متصل می‌کند. از مزایای bar attachment، می‌توان به برقراری یک اتصال سخت (rigid splint) بین ایمپلنت‌ها اشاره نمود. خصوصیات گیر و ثبات این نوع اتچمنت‌ها مطلوب بوده و استفاده ازآنها،(نسبت به حالتی که ریشه‌ها به صورت جدا از هم باشند) نیروها را به موقعیتی اپیکالی‌تر روی ریشه منتقل می‌کند [۳۴]. همچنین، عدم توازی ریشه‌ها یا ایمپلنت‌ها مشکلی در کاربرد bar ایجاد نمی‌کند. با این حال، در استفاده از bar، کنترل پلاک میکروبی دشوار می باشد. Bar متصل کننده ایمپلنت‌ها می‌تواند به صورت مستقیم یا انحنادار نیز باشد. همچنین، این بار می‌تواند کانتی لور دیستالی نیز داشته باشد[۴۲]. استفاده از کانتی‌لور، هنگامی مد نظر قرار می‌گیرد که اوردنچر، ساپورت خود را به طور کامل از پایه‌های ایمپلنت تامین نماید[۴۳]. ساخت بار باید به نحوی صورت گیرد که فضای کافی در زیر آن جهت رعایت بهداشت در نظر گرفته شده باشد [۴۴]. دو نمونه از انواع بار که بیشتر از سایرین مورد استفاده قرار می‌گیرند، عبارتند از Hader و Dolder [۴۵،۴۶].

بار Hader: این نوع بار دارای مقطع عرضی به شکل سوراخ کلید می‌باشد[۴۶]. به عبارت دیگر، در قسمت فوقانی دارای مقطع گرد و در قسمت تحتانی تخت بوده و این طراحی، سبب افزایش استحکام بار و در عین حال محدود شدن چرخش Clips و پروتز تا حد ۲۰ درجه می‌گردد.

بار Dolder: یک بار با مقطع گلابی‌شکل می‌باشد. برخی از آنها نیز دارای spacer بوده و سبب می‌شوند پروتز امکان حرکت عمودی را در خلال فانکشن پیدا کند. به علاوه، انواع دارای spacer آن مانند یک stress breaker عمل کرده [۴۶] و امکان حرکت بیشتر پروتز به سمت نسج را در