

مبانی جراحی ایمپلنت‌های زایگوما (اصول دسترسی آناتومی)

مترجمین:

دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد

دکتر حامد آتش پنجه

ویراستار ادبی:

بی بی ملیحه آذربنیاد

سرشناسه	واتزک، جورج (Georg) Watzek, G.
عنوان و نام پدیدآور	مبانی جراحی ایمپلنت‌های زایگوما (اصول دسترسی آناتومی)/ ویراستار جورج واتزک؛ مترجمان عبدالعظیم حاتمی سعدآباد، حامد آتش‌پنجه؛ ویراستار بی‌بی‌ملیحه آذرینباد.
مشخصات نشر	تهران: شایان نمودار، ۱۳۹۹.
مشخصات ظاهری	۲۲۵ ص: مصور، جدول؛ ۲۲ × ۲۹ س.م.
شابک	۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۵۳-۰
وضعیت فهرست نویسی	فیبا
یادداشت	عنوان اصلی: Implants in qualitatively compromised bone, 2004.
یادداشت	کتابنامه.
عنوان دیگر	ایمپلنت در استخوان‌های نامناسب.
موضوع	کاشت دندان — پیوندهای استخوانی
موضوع	Osseointegrated dental implants
موضوع	کاشت دندان — عوارض و عواقب
موضوع	Dental implants — Complications
شناسه افزوده	حاتمی سعدآباد، عبدالعظیم، ۱۳۶۴-، مترجم
شناسه افزوده	آتش‌پنجه، حامد، ۱۳۶۵-، مترجم
شناسه افزوده	آذرینباد، ملیحه، ۱۳۶۳-، ویراستار
رده بندی کنگره	RK۶۶۷
رده بندی دیویی	۶۱۷/۶۹۳
شماره کتابشناسی ملی	۷۳۸۲۶۱۱

نام کتاب: **مبانی جراحی ایمپلنت‌های زایگوما (اصول دسترسی آناتومی)**

مترجمین: دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد، دکتر حامد آتش‌پنجه

ویراستار ادبی: بی‌بی ملیحه آذرینباد

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیر تولید: مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه‌آرایی: انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

شمارگان: ۵۰۰ جلد

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: بهار ۱۴۰۰

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۵۵۳-۰

قیمت: ۲،۹۰۰،۰۰۰ ریال



شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸



وبسایت: shayannemoodar.com



اینستاگرام: Shayannemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست.)

این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

مقدمه

به نام خالق زیباترین سروده‌های آرامش

شاکر خداوند مهربان هستیم که باری دیگر این منت را بر ما گذاشت تا بتوانیم چند سطری بر متون علمی قلمی بزنیم.

بدون شک با وجود راه‌های پیشرو و پیشرفت علم کاشت ایمپلنت، وجود استخوان‌های نامناسب دیگر نمی‌تواند مانند گذشته دست و پای بیمار و دندانپزشک را فارغ از بحث هزینه‌های درمانی ببندد و طرح درمانی را محدود کند. کتاب پیش رو که ترجمانی از کتاب دکتر واتزک می‌باشد که پیرامون طرح‌های درمانی جراحی‌های کاشت ایمپلنت‌های زایگوما بحث و بررسی داشته است که خدمت خوانندگان محترم تقدیم می‌شود.

ضمیمه‌ی این مجموعه چند فیلم آموزشی و جراحی کیس‌های درمانی زایگوماتیک می‌باشد که در کتاب اصلی موجود نبود و بعداً توسط مترجمان به آن اضافه گردید تا علاوه بر مبانی تئوری جراحی زایگوماتیک، مبانی عملی آن نیز برای مخاطبین روشن گردد.

امید است که با مطالعه‌ی این اثر، با این روش‌های درمانی کاشت ایمپلنت هر بیشتر آشنا شوید.

با آرزوی بهروزی و سعادت بی‌کران

گروه مترجمان

فهرست مطالب

فصل اول: به حداقل رساندن دوره توانبخشی ایمپلنتهای دهانی با رویکرد مبتنی بر اخلاق و محوریت بیمار.....	۵
فصل دوم: مطالعات آناتومیکی.....	۹
فصل سوم: ایمپلنت های زاویه دار، بستری برای ایمپلنت های زایگوما.....	۱۶
فصل چهارم: جنبه های بیومکانیکی ایمپلنتهای زاویه دار و زایگوماتیک.....	۲۳
فصل پنجم: معاینات رادیوگرافی محل کاشت ایمپلنت زایگوما قبل و بعد از عمل جراحی.....	۴۱
فصل ششم: واکنشهای سینوس نسبت به ایمپلنتهای زایگوما.....	۵۱
فصل هفتم: موارد استفاده و منع استفاده از ایمپلنت های زایگوما.....	۶۹
فصل هشتم: مدیریت درمان با آرامبخش های درون وریدی و خوراکی جهت انجام فرآیند جراحی های ناحیه دهان.....	۷۸
فصل نهم: تکنیکهای اصلی جراحی.....	۸۴
فصل دهم: تکنیک هدایت آناتومیک زایگوما برای کاشت ایمپلنت (ZAGA).....	۸۶
فصل یازدهم: زاگا: اصول اولیه ایجاد مسی ری جهت کاشت ایمپلنت.....	۱۱۹
فصل دوازدهم: برنامه ریزی جراحی مجازی.....	۱۴۱
فصل سیزدهم: تکنیک زایگوما چهارگانه: توانبخشی زایگومای شدیداً آتروفیک با استفاده از چهار ایمپلنت زایگوما.....	۱۴۸
فصل چهاردهم: تکنیکهای جایگزین و پیشرفت های جدید تقویت و لیفت سینوسی.....	۱۵۷
فصل پانزدهم: منطق بازسازی ثابت در ماگزیلا.....	۱۷۹
فصل شانزدهم: اصلاح پروتکل پروتز اصلی برنمارک از نظر زیباشناسی و عملکرد فوری.....	۱۸۸
فصل هفدهم: جنبه های پروتزی توانبخشی ایمپلنت زایگوما.....	۱۹۴
فصل هجدهم: عوارض جانبی.....	۲۰۸

فصل

۱

به حداقل رساندن دوره توانبخشی ایمپلنت‌های

دهانی با رویکرد مبتنی بر اخلاق و

محوریت بیمار

پیشگفتار

امروزه پزشکان در زمینه توانبخشی ایمپلنت های دهانی با یکسری از تصمیم گیری های مهم در خصوص چگونگی برنامه ریزی، تامین ایمنی و بدست آوردن نتایج قابل پیش بینی مواجه هستند. این کتاب امکان مرور تکنیک های بالینی را فراهم می نماید که برای ساده تر شدن و به حداقل رساندن فرآیند درمان بیمار مد قرار گرفته اند. ایمپلنت زایگوما به همراه ماگزیکتومی به عنوان گزینه های موثر جهت درمان ماگزیکلا بدون دندان آتروفیک شناخته می شوند. برنمارک ایمپلنت های زایگوما را نه تنها به عنوان راه حلی جهت امکان اتصال به ناحیه خلفی ماگزیکلا بلکه به عنوان روشی جهت تسهیل فرآیند توانبخشی ارائه نمود. ایمپلنت زایگوما یک گزینه درمانی است که هنگام بکارگیری رویکرد مبتنی بر اخلاق و محوریت بیمار توسط ارائه دهندگان مراقبت های پزشکی جهت برنامه ریزی فرآیند درمان، شایسته توجه است.

این مفهوم در برگیرنده بیش از یک تکنیک جراحی واحد است و شامل فلسفه ای است که رفاه بیمار را مقدم بر سایر موارد می داند. از هنگام معرفی ایمپلنت های یکپارچه شونده با استخوان، بیماران و پزشکان از مزایای حاصل از بکارگیری تکنیک های قابل پیش بینی و موثر جایگزینی دندان بهره های زیادی برده اند. در نگاه اول به یک بیمار بدون دندان این مورد به راحتی قابل مشاهده است که مشکل از دست رفتن چند دندان و یا جایگزینی یک دندان جزء مواردی طبقه بندی می شود که شانس اصلاح موفقیت آمیز آنها با تکیه بر ایمپلنت بیش از ۹۰٪ خواهد بود. طرح های درمانی مبتنی بر توانبخشی به عنوان یکی از شرایط اصلی علاوه بر دستیابی به نتایج مطلوب زیباشناسی بر جایگزینی عملکردی تاکید می نماید.

از دهه ۱۹۸۰، استفاده از تکنیک پیوند استخوان قبل و یا همزمان با کاشت ایمپلنت؛ جهت توانبخشی ناحیه دهان رایج شده است. بسیاری از تکنیک های جراحی مرتبط با کاشت ایمپلنت از جمله تکنیک های متعدد تقویت کننده استخوان، پیوند بافت نرم، استفاده از فاکتورهای رشد و همچنین تکنیک های گوناگون کاربرد غشاء مورد حمایت قرار گرفته اند. پیوندهای استخوان اتوژن، آلوگرافت ها، زینوگرافت ها یا آلوپلاستها برای تقویت نقایص موجود در مناطق کاشت ایمپلنت مورد استفاده قرار گرفته اند. به دلایل متعدد، همچنان از استخوان اتوژن به عنوان استانداردترین ماده جهت پیوند استفاده می شود. علاوه

بر خطرات و عوارض مربوط به تکنیک های مورد استفاده جهت انجام پیوند، مراحل تهیه استخوان اتوژن شامل دسترسی به محل برداشت استخوان، عوارض جراحی ناشی از آن، طولانی بودن زمان جراحی و هزینه های مالی اضافی آن باید در نظر گرفته شود. علیرغم گزارشات علمی متعدد، اثربخشی این تکنیک کمکی هنوز مورد بحث است. نقایص شناخته شده موجود در متون علمی پیوند استخوان ناشی از عدم وجود مطالعات تکنیک شناختی با کیفیت بالا می باشد. مقالات متعدد مروری کلی بر این موضوع تاکید دارند که به دلیل ناهمگونی موجود در شواهد علمی موجود، نتیجه گیری های مفید کمی جهت ارائه پروتکل بالینی موجود می باشد.

تکنیک های جراحی غیر تهاجمی

در طول چند دهه گذشته، تأکیدات زیادی جهت به حداقل رساندن عوارض ناشی از جراحی با استفاده از فناوری پیشرفته صورت گرفته است. گزارش های ارائه گردیده حاکی از آن است که استفاده از تکنیک های لاپاروسکوپی، آندوسکوپی، آرتروسکوپی، رباتیک و دستیار رایانه ای باعث کاهش آسیب های ناشی از جراحی، زمان بهبودی و میزان عوارض در برخی از موارد جراحی شده است. سیاست های مراقبتی ارائه شده توسط سازمان بهداشت جهانی بر اهمیت استفاده از تکنیک های مناسب مقرون به صرفه، جهت ارائه همزمان نتایج مؤثرتر و کاهش بار اقتصادی تاکید می نماید. اگرچه شواهد موجود در حال حاضر محدود می باشند، با این حال انتظار می رود که در آینده نزدیک بررسی های سیستماتیک مبتنی بر شواهد، منجر به ارائه تکنیک های بالینی گردد که به شناسایی تکنیک های جراحی غیر تهاجمی مؤثرتر و تکنیک هایی که از معیارهای عملکردی مناسبی برخوردار نیستند، کمک نماید.

جایگزین های تکنیک پیوند استخوان

تلاش های متعددی جهت یافتن جایگزین هایی برای تکنیک پیوند استخوان به منظور دست یابی به ایجاد اتصال به ایمپلنت یکپارچگی با استخوان در نواحی دارای نقص صورت پذیرفته است.

چگونگی استفاده موثر و موفقیت آمیز از ایمپلنت های زاویه دار، کوتاه، باریک و نحوه کاشت ایمپلنت های بلند زایگوما در ناحیه استخوانی موجود یا دیستال، در سایر فصل ها مورد بحث قرار خواهد گرفت. استفاده از محل های اتصال موجود،

توانبخشی دهانی تکامل یافته است. پزشکان امروزی ضمن رعایت اصول اخلاق پزشکی، با مسئولیت رعایت شواهد مبتنی بر مدارک علمی و بهبود مهارت‌های بالینی و ارتباطی روبرو هستند. در صورت وجود نقص در حجم استخوان موجود، امکان استفاده از ایمپلنت زایگوما به عنوان یک روش جایگزین برای پیوند استخوان رایج، با در نظر گرفتن شرایط بالینی موجود فراهم می‌باشد. توصیه‌های زیر باید جهت ایجاد یک تکنیک درمانی مناسب در نظر گرفته شوند:

- (۱) نگرانی‌ها و اهداف بیمار را در نظر بگیرید.
- (۲) عوارض جانبی و خطر ناشی از درمان را به حداقل برسانید.
- (۳) مدت زمان و هزینه‌های درمان را کاهش دهید.
- (۴) درک درستی از گزینه‌های درمانی مناسب را به بیمار ارائه دهید.
- (۵) در صورت امکان درمان را با بهره‌گیری از ساده‌ترین تکنیک ممکن انجام دهید.
- (۶) محدودیت‌های خود را بشناسید.
- (۷) در صورت لزوم مشورت کنید.

References

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359.
2. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-645.
3. 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.
4. Simion M, Jovanovic SA, Tinti C, Benfenati SP. Long-term evaluation of osseointegrated implants inserted at the time or after vertical ridge augmentation. A retro-

توبروسیتی‌ها، صفحات تریگوییید یا زایگوما ممکن است نیاز به انجام عمل پیوند را کاهش دهد. همچنین مشخص شده که بسیاری از بیماران ممکن است با بکارگیری حداقل ۳ یا ۴ ایمپلنت جهت پشتیبانی کننده از پروتز فک کامل درمان شوند. قبل از انجام هر عمل جراحی، رضایت کامل و آگاهانه بیمار در خصوص گزینه‌های درمانی و خطرات و مزایای هر یک از این موارد، از جمله عدم امکان معالجه وی باید به وی ارائه گردد.

اخلاق پزشکی

از دوران باستان، اخلاق پزشکی برای افرادی که به درمان اشتغال داشته‌اند به عنوان یک تعهد معرفی گردیده تا بر اساس ارزش‌های اخلاقی بیان شده در سوگندهای سقراط به مراقبت از بیماران بپردازند. ارزش شش گانه متداول عبارتند از: (۱) خودمختاری: بیمار حق انتخاب یا امتناع از معالجه را دارد.

- (۲) نیکوکاری: ارائه دهنده خدمات درمانی باید در جهت ارتقاء بهزیستی، به نفع بیمار عمل کند.
 - (۳) عدم سوءاستفاده: در ابتدا صدمه ای ننزید.
 - (۴) عدالت: عدالت و برابری در ارائه خدمات را رعایت کنید.
 - (۵) عزت: به حقوق اولیه انسان، همانند آنچه در اعلامیه جهانی حقوق بشر توسط سازمان ملل متحد در سال ۱۹۴۸ به تصویب رسیده؛ احترام بگذارید.
 - (۶) راستگویی و صداقت: بیمار باید کاملاً از مزایا و خطرات احتمالی ناشی از روش درمانی انتخابی خود و همچنین روش‌های درمانی جایگزین مطلع باشد.
- در زمینه اصول اخلاق پزشکی، چندین سؤال مهم مطرح است.

در مورد بیمار "شکایت اصلی شما چیست؟"
در مورد ارائه دهنده خدمات پزشکی "چه گزینه درمانی به نفع بیمار است؟"
میزان آموزش، تجربه و سطح مهارت ارائه دهنده خدمات پزشکی و بکارگیری ادبیات صحیح که بر گزینه‌های درمانی تاثیر می‌گذارند با بیمار به بحث گذاشته می‌شود.

نتیجه گیری

وظیفه اصلی ارائه دهنده خدمات پزشکی در مرحله اول، ارائه خدمات به بیمار است. درمان با استفاده از ایمپلنت دندانی مدرن به سطح قابل پیش بینی و مؤثری از درمان‌های

- pective study on 123 implants with 1–5 year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:35–45.
5. Buser D, Ingimarsson S, Dula K, Lussi A, Hirt HP, Belser UC. Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:109–117.
6. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P. In search of truth: the role of systematic reviews and meta-analyses for assessing the effectiveness of rehabilitation with oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:62–78.
7. Zitzmann NU, Schärer P, Marinello CP. Long-term results of implants treated with guided bone regeneration: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:355–366.
8. Stellingsma C, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH. Reconstruction of the extremely resorbed mandible with interposed bone grafts and placement of endosseous implants. A preliminary report on outcome of treatment and patients' satisfaction. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1998;36:290–295.
9. Von Arx T, Wallkamm B, Hardt N. Localized ridge augmentation using a micro titanium mesh: a report on 27 implants followed from 1 to 3 years after functional loading. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:123–130.
10. Triplett RG, Nevins M, Marx RE, Spagnoli DB, Oates TW, Moy PK. Pivotal, randomized, parallel evaluation of recombinant human bone morphogenetic protein-2/absorbable collagen sponge and autogenous bone graft for maxillary sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:1947–1960.
11. Stoelinga JPW, Tideman H, Berger JS, de Koomen HA. Interpositional bone graft augmentation of the atrophic mandible: a preliminary report. *J Oral Surg* 1978;36:30–32.
12. Duncan JM, Westwood RM. Ridge widening for the thin maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:224–227.
13. Keller EE, Tolman DE, Eckert SE. Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of compromised maxilla: a 12-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:707–721.
14. Block MS, Baughman DG. Reconstruction of severe anterior maxillary defects using distraction osteogenesis, bone grafts and implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:291–297.
15. Brånemark PI, Gröndahl K, Worthington P. Appraisal of restored anatomy and function. In: Brånemark PI, Gröndahl K, Worthington P (eds). *Osseointegration and Autogenous Bone Grafts: Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla*. Carol Stream, IL: Quintessence, 2001:112–133.
16. Aghaloo TL, Moy PK. Which hard tissue augmentation techniques are the most successful in furnishing bony support for implant placement? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(suppl):49–70.
17. Blackburn TK, Cawood JI, Stoelinga PJW, Lowe D. What is the quality of the evidence base for pre-implant surgery of the atrophic jaw? *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:1073–1079.
18. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. The efficacy of various bone augmentation procedures for dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:696–710.
19. Dasgupta P, Kirby RS. Outcomes of robotic assisted radical prostatectomy. *Int J Urology* 2009;16:244–248.
20. Schell SR, Talamini RU. Laparoscopic adrenalectomy for nonmalignant disease: improved safety, morbidity and cost-effectiveness. *Surg Endosc* 1999;13:30–34.
21. Buchanan GN, Malik A, Parvaiz A, Sheffield JP, Kennedy RH. Laparoscopic resection for colorectal cancer. *Br J Surg* 2008;95:893–902.
22. Lotan Y, Cadeddu JA, Gettman MT. The new economics of radical prostatectomy: cost comparison of open, laparoscopic and robot assisted techniques. *J Urol* 2004;172:1431–1435.
23. Keus F, de Jong JA, Gooszen HG, van Laarhoven CJ. Laparoscopic versus open cholecystectomy for patients with symptomatic cholelithiasis. *Cochrane Database Syst Rev* 2006;(4):CD006231.
24. Poston RS, Tran R, Collins M, Reynolds M, Connerney I, Reicher B. Comparison of economic and patient outcomes with minimally invasive versus traditional off-pump coronary artery bypass grafting techniques. *Ann Surg* 2008;248:638–646.
25. Markel H. "I swear by Apollo" – on taking the Hippocratic oath. *N Engl J Med* 2004;350:2026–2029.
26. Smith CM. Origin and uses of primum non nocere: above all, do no harm! *J Clin Pharmacol* 2005;45:371–377.
26. United Nations. Universal Declaration of Human Rights. New York: United Nations, 1948.

فصل

۲

مطالعات آناتومیکی

اصول تشریح

کاشت ایمپلنت های زایگوما نیازمند دانش عمیقی در خصوص زائده آلوئولار و دندان های مولر شیری ماگزیلا است.

زائده آلوئولار

بخشی از ماگزیلا که در آن دندان های پره مولر اول و دوم واقع شدند، در ناحیه قدامی توسط برآمدگی دندان کانین و در ناحیه خلفی به وسیله توبروسیتی ماگزیلا محدود شده است. درون این ناحیه فوسای دندان کانین و آلوئولار کرسٹ زایگوماتیک واقع شده است. فوسای دندان کانین (شکل ۲۱) در میان برآمدگی کانین و آلوئولار کرسٹ زایگوماتیک، در ناحیه فوقانی دندان های پرمولر واقع شده است و امکان دسترسی به سینوس ماگزیلا جهت انجام فرآیندهای جراحی از این طریق امکان پذیر می باشد.

آلوئولار کرسٹ زایگوماتیک، فوسای دندان کانین را از توبروسیتی ماگزیلا جدا نموده و در ناحیه فوقانی دندان مولر اول قرار می گیرد. کرسٹ تا استخوان زایگوماتیک امتداد داشته، و اساساً از استخوان متراکمی تشکیل شده که قسمت داخلی آن اسفنجی می باشد. چنین ساختاری به انتخاب احتمالی این استخوان به عنوان نقطه اتصال ایمپلنت های زایگو منجر می شود، به ویژه هنگامی که زائده استخوان آلوئولار میزان زیادی از تحلیل استخوانی را در این سطح ارائه می دهد.

استخوان زایگوما متشکل از یک لایه خارجی استخوان متراکم و یک بخش مرکزی از جنس استخوان اسفنجی می باشد. در ناحیه تحتانی این استخوان از طریق شکاف زایگوماتیک-ماگزیلا به زائده زایگوماتیک ماگزیلا، و در قسمت فوقانی از طریق شکاف زایگوماتیک-فرانتال با زائده زایگوماتیک فرانتال و در ناحیه خلفی از طریق شکاف زایگوماتیک-تمپورال به زائده زایگوماتیک تمپورال متصل گردیده و قوس زایگوما جمجمه را شکل می دهد. در بخش میانی از طریق شکاف زایگوماتیک-اسفنجی به قسمت بزرگتر استخوان اسفنجی متصل می شود.

سطح اوربیتال آن شامل مجرای زایگوماتیک-اوربیتال است که عصب زایگوما از آن عبور می کند.

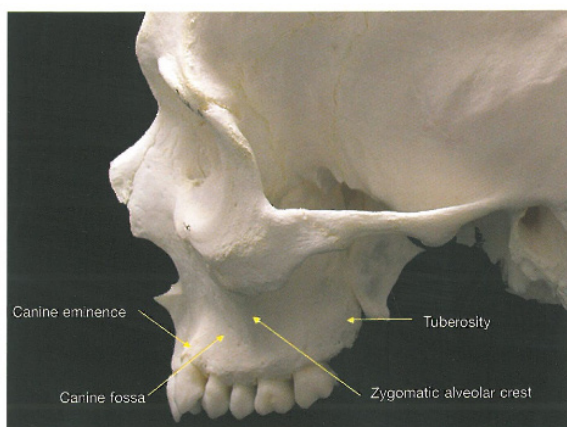
این عصب شاخه ای از عصب ماگزیلا است که درون استخوان زایگوماتیک به دو عصب زایگوماتیک ناحیه صورت و زایگوماتیک گیجگاهی تقسیم می شود.

عصب زایگوماتیک ناحیه صورت از طریق مجرای همانم در ناحیه جانبی استخوان زایگوما نمایان شده و پوست ناحیه زایگوماتیک را تحریک می نماید.

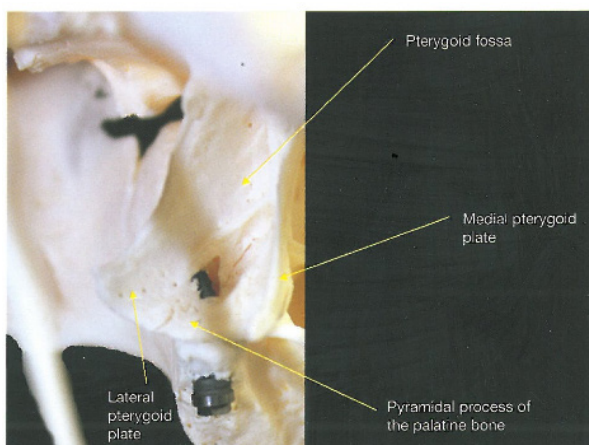
عصب زایگوماتیک گیجگاهی از طریق مجرای همانم در

بخش گیجگاهی استخوان زایگوماتیک نمایان شده و پوست ناحیه قدامی بخش گیجگاهی را تحریک می نماید. در ناحیه خلفی آلوئولار کرسٹ زایگوما توبروسیتی ماگزیلا قرار گرفته که به صورت یک استخوان اسفنجی نسبتاً متراکم قابل تشخیص می باشد.

کیفیت پایین استخوان اسفنجی توبروسیتی ماگزیلا و دسترسی دشوار به آن، چالشی را برای کاشت ایمپلنت در این مناطق ایجاد می کند. این چالش را با کاشت ایمپلنت های تریگوئیدی در زائده پیرامیدال استخوان پالاتین، درست در پشت توبروسیتی ماگزیلا برطرف نمود شکل ۲-۲



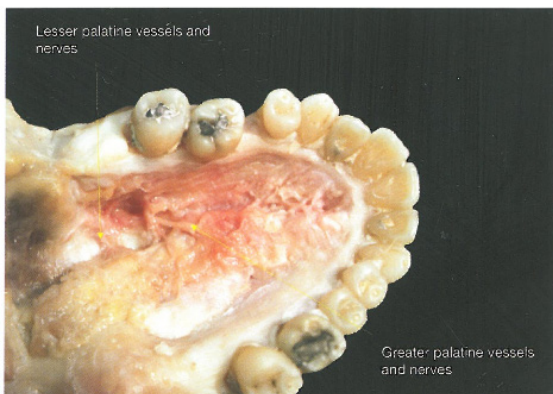
شکل ۲-۱ نمای جانبی سمت چپ ناحیه ماگزیلا که در آن برآمدگی کانین، فوسای کانین، آلوئولار کرسٹ زایگوما و توبروسیتی ماگزیلا نشان داده شده است.



شکل ۲-۲ نمای خلفی سمت چپ ناحیه تریگوئیدی که محل کاشت یک ایمپلنت را بر روی زائده پیرامیدی استخوان پالاتین نشان می دهد.

در اطراف زائده استخوانی ماگزیلا در سطح دندان های مولر و پرمولر چند ساختار جذاب آناتومیکی وجود دارد که باید قبل از کاشت ایمپلنت در این ناحیه مورد توجه قرار گیرند.

استخوان پالاتال و زائده آلوئولار ماگزایلا واقع شده است به هارد پالات می‌رسند.



آنها مسئولیت تحریک عصبی مخاط هارد پالات، به جز ناحیه خلفی دندان اینسیزر مرکزی، که توسط عروق و عصب ناز- پالاتال تحریک می‌شود را بر عهده دارند.

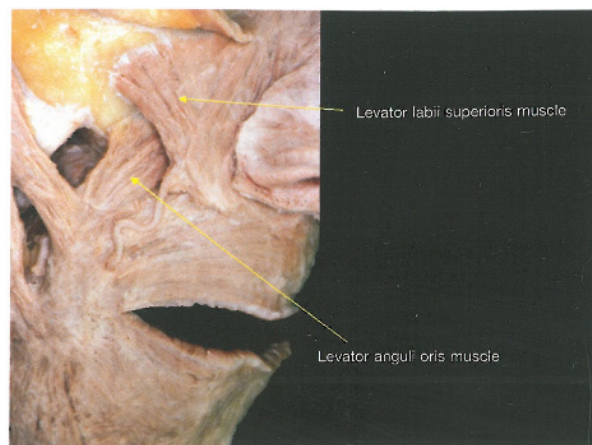
سرخرگ‌های پالاتال کوچکتر، شاخه‌ای از سرخرگ‌های پالاتال بزرگتر هستند که از کانال پالات بزرگتر نمایان می‌شوند. اعصاب پیرامیدال کوچکتر شاخه‌هایی از عصب ماگزایلا هستند. اعصاب و عروق پالاتال کوچکتر که در طول کانال پالاتال کوچکتر امتداد دارند از اعصاب و عروق کانال پالاتال بزرگتر منشعب شده و از میان زائده قطور پیرامیدال استخوان پالاتال عبور می‌کنند. در نهایت، این ساختارها از طریق مجرای پالاتال کوچکتر که در زائده پیرامیدال استخوان پالاتال که در ناحیه خلفی - جانبی مجرای پالاتال واقع گردیده، به پالاتال رسیده و تا سافت پالات گسترش می‌یابد.

پس از این اعصاب و عروق غشای سافت پالات را تحریک می‌نماید. اعصاب پالاتال کوچکتر نیز منشعب شده و اجازه می‌دهند که اعصاب حرکتی نشأت گرفته از عصب واگی به ماهیچه لوتورولی پالاتال، ماهیچه پالات- گلوئوس، ماهیچه پالات- فارنجیال و یوولا دسترسی پیدا کنند.

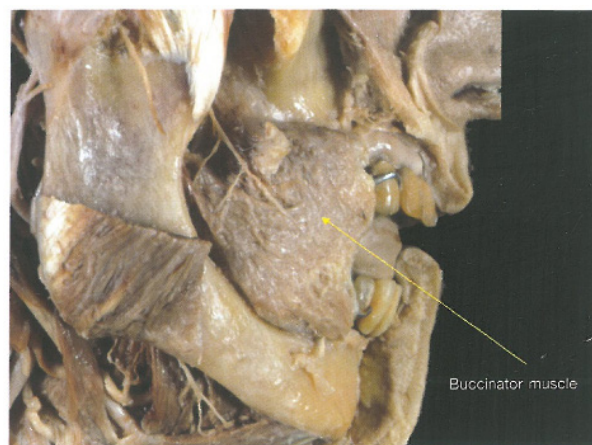
سینوس ماگزایلا

سینوس ماگزایلا یک حفره انباشته از هوا می‌باشد که در استخوان ماگزایلا تعبیه شده است. این حفره همانند یک هرم با قاعده مربعی شکل، دارای دیواره‌های قدامی، خلفی، فوقانی و تحتانی می‌باشد. قاعده آن در بخش میانی متمایل به سمت نازال فوسا می‌باشد که در سطح نازال میاتوس میانی، بین

در این میان مهمترین ساختارهایی که باید مورد توجه قرار گیرند شامل منشاء برخی از ماهیچه‌های صورت همانند ماهیچه‌های لویتورلیال سوپریور و لویتورانگولی اوریس و ماهیچه با کسیناتورمی باشد. شکل ۲۳ و ۲۴



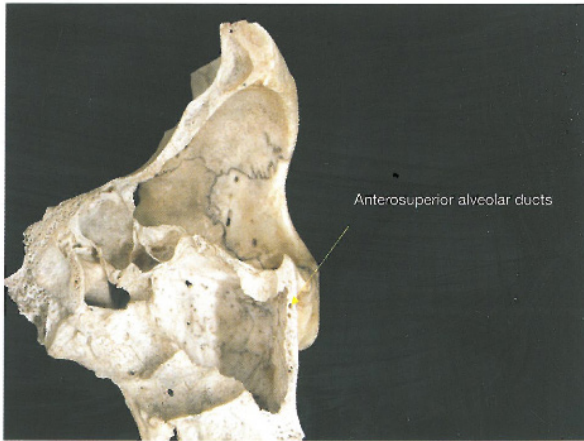
شکل ۲-۳ تشریح عضلات باکال سمت راست: به عضله لویتورلیال سوپریور و لویتورانگولی اوریس توجه نمایید. در ناحیه تحتانی این عضلات، شریان صورت قرار گرفته است.



شکل ۲-۴ تشریح عضله باکسیناتور سمت راست صورت که دیواره جانبی حفره باکال را شکل می‌دهد.

عصب زایگوما در کنار ماهیچه باکسیناتور قرار گرفته است. در ناحیه فوقانی ماهیچه باکسیناتور مجرای غده بناگوشی وجود دارد. توجه به این نکته ضروری است که نزدیک به قسمت میانی دندان مولر سوم عروق و عصب‌های بزرگتر و کوچکتر پالات به هارد پالات می‌رسند. شکل ۲-۱۵

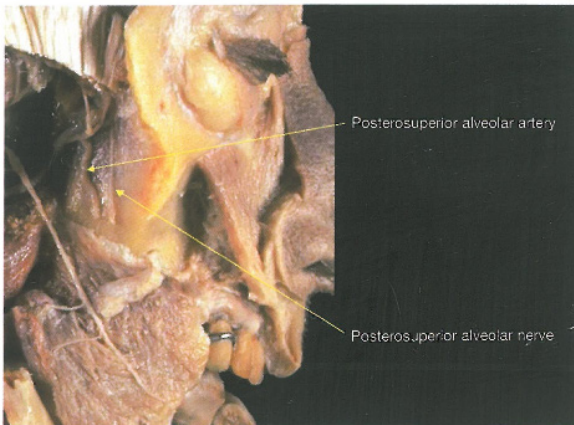
شریان بزرگتر پالاتال به عنوان شاخه‌ای از شریان ماگزایلا و عصب پالاتال بزرگتر به عنوان شاخه‌ای از عصب ماگزایلا از کانال بزرگتر پالاتال عبور می‌کنند. آنها از طریق مجرای بزرگتر پالاتال که در میان صفحه افقی



شکل ۲-۷ نمای پاراساجیتال ماگزila و اوربیتال سمت چپ: در دیواره قدامی سینوس ماگزila به کانال های آلوئولار فوقانی - قدامی و عروق و عصب های همنام خارج شده از آن توجه نمایید.

دیواره خلفی سینوس ماگزila

دیواره خلفی سینوس ماگزila با توبرو سیتی ماگزila منطبق است. درون آن چندین حفره آلوئولار وجود دارد که رشته های عصبی - عروقی فوقانی - خلفی آلوئولار از طریق آن منتقل می شوند. شکل ۲-۸



شکل ۲-۸ تشریح کامل ماگزila سمت راست و باکال شریان سوپریور آلوئولار خلفی و عصب های موجود در توبروسیتی ماگزila نشان می دهد. در زیر آن ماهیچه باکسینتور به همراه کانال پاروتید و اعصاب باکال وجود دارد.

شریان فوقانی - خلفی آلوئولار از شریان ماگزila در مجاورت توبروسیتی ماگزila منشعب شده و دندان مولر را تحریک می نماید. اعصاب فوقانی - خلفی آلوئولار به صورت دسته های ۲ تایی و ۳ تایی از عصب ماگزila دقیقاً پیش از ورود آن به اوربیت منشعب از طریق شکاف اوربیتال تحتانی منشعب شده و در امتداد توبروسیتی ماگزila به سمت پایین امتداد یافته و

نازال میاتوس میانی و فوقانی رابطه برقرار می کنند. راس آن به صورت جانبی به سمت استخوان زایگوماتیک متمایل است.

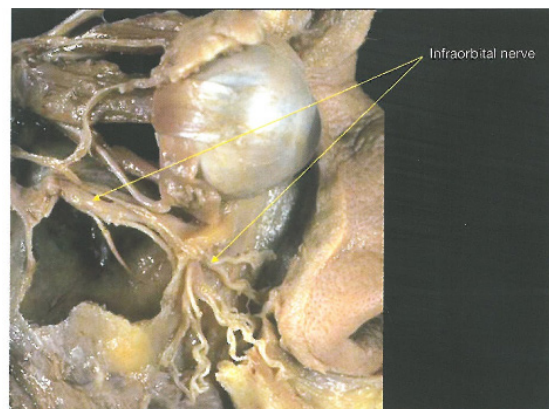
دیواره قدامی سینوس ماگزila

دیواره قدامی سینوس ماگزila از نظر آناتومیکی با سطح قدامی استخوان ماگزila در ارتباط است. این سطح باتوجه به ویژگی هایی همانند قطر کم و همچنین ارتباط آن با فوسا کانین که منشأ ماهیچه لوتور انگولی اوریس است، قابل تشخیص می باشد.

در ناحیه فوقانی فوسا کانین مجرای اینفرااوربیتال ۵-۶ میلیمتر پایین تر از لبه اینفرااوربیتال در فاصله حدود ۳ سانتیمتر از خط میانی، در امتداد خط عمودی، در زیر مجرای سوپراوربیتال استخوان فرانتال واقع شده است.

این مجرا رشته های عصبی - عروقی همنام را منتقل می کند. عصب اینفرااوربیتال به شاخه های تحتانی متعددی تقسیم می شود که پلک تحتانی، پره های بینی، لب فوقانی و ناحیه قدامی گونه را تحریک می نماید. شکل ۲۶ شریان ها، سیاهرگ ها و اعصاب آلوئولار فوقانی - قدامی که از عروق و اعصاب اینفرااوربیتال واقع در سطح کانال اینفرااوربیتال نشأت می گیرند، در دیواره قدامی سینوس ماگزila واقع شده اند. شکل ۲۷ شریان های فوقانی - قدامی آلوئولار به اینسیزرها و کانین ها منتهی می شود. عصب های آلوئولار فوقانی - قدامی منشعب شده از شبکه عصب تحتانی دندان به اینسیزرها، کانین ها و پره مولرها منتهی می شود.

در برخی از افراد عصب های حسی دندان های پره مولر توسط یک عصب غیر معمول، عصب آلوئولار فوقانی - بینابینی، تحریک می گردد که خود از عصب اینفرااوربیتال در سطح شیار اینفرااوربیتال و یا ناحیه خلفی کانال اینفرااوربیتال نشأت گرفته و در امتداد دیواره قدامی - جانبی سینوس ماگزila به سمت پایین و شبکه دندانی فوقانی هدایت می شود.



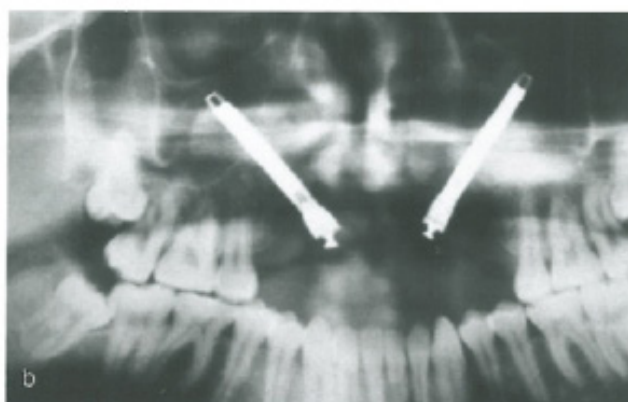
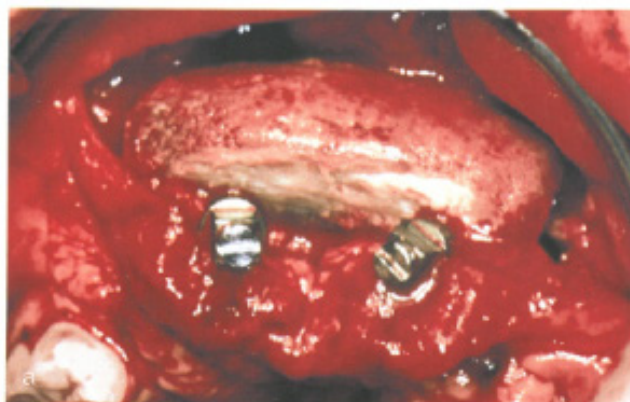
شکل ۲-۶ تشریح ماگزila و اوربیتال ناحیه راست نمایان شدن عصب اینفرااوربیتال را از مجرای اینفرااوربیتال نشان می دهد.

سال ۱۹۹۳ برای اولین بار مورد توجه قرار گرفت و اولین مورد بکارگیری ایمپلنت‌های بلند متصل به استخوان زایگوماتیک برای بازسازی ساختار اولیه ماگزیلا با کمک پیوند بدست آمده از لگن خاصره بیمار انجام پذیرفت. پس از گذشت ۲۰ سال از زمان کاشت، ایمپلنت‌ها و پروتز بازسازی شده هنوز در محل خود قرار دارند شکل ۱-۳

از ماه ژوئن سال ۱۹۹۱ تا ماه ژوئن سال ۱۹۹۸ نتایج کلینیکی مربوط به ایمپلنت‌های معمولی که به صورت زاویه‌دار کاشته شده بودند، مورد ارزیابی قرار گرفتند. در آن زمان ما آن دسته از ایمپلنت‌هایی را که با انحراف بیش از ۱۵ درجه از خط عمود به صفحه آکلوزال کاشته شده بودند را به عنوان ایمپلنت‌های زاویه دار معرفی نمودیم.

از ایمپلنت‌های معمولی تا ایمپلنت‌های زاویه دار زایگوماتیک

بکارگیری استخوان زایگوماتیک جهت اتصال ایمپلنت‌های دهانی بلند در ابتدا توسط برنمارک و همکارانش در طول دهه ۱۹۸۰ میلادی صورت پذیرفت. در سال ۱۹۸۹ به لطف ایده‌های الهام بخش برنمارک، مهارت‌های جراحی یوگن کالر و دانش پروتز جوردی، اولیو و کارلوس آپریکو، امکان درمان موفقیت‌آمیز مشکل تحلیل استخوان پریماگزیلا یک بیمار ۱۷ ساله بدون هیچ سابقه قبلی فراهم گردید. برای انجام چنین درمانی ما از دو مفهوم کاملاً جدید شامل ایمپلنت‌ها بلندی که به صورت متحرک به استخوان زایگوماتیک متصل می شدند و ایمپلنت‌هایی که به صورت زاویه دار نسبت به سطح آکلوزال قرار گرفته بودند، استفاده نمودیم. این موارد در گزارشات علمی



شکل ۱-۳- ترمیم نقص ماگزیلا در یک بیمار ۱۷ ساله، بدون هیچ سابقه قبلی ۱۷ ساله الف) دو ایمپلنت زایگوما اختصاصی برنمارک به صورت زاویه دار جهت ثابت نگه داشتن پیوند استخوان ران به کار گرفته شدند. ب) تصویر رادیولوژی پانوراما، موقعیت مستقیم و غیر زاویه دار نمای سر ایمپلنت‌های زایگوما اختصاصی اولیه را نشان می دهد. ج) تصویر نشان دهنده میزان تاثیرگذاری نقص کامپوزیتی بر استخوان، مخاط و دندان‌ها می باشد. د) نمای بالینی آکلوزال از توانبخشی نهایی، که ۲ سال پس از شروع فرآیند درمان تهیه شده است.

باعث به خطر انداختن نتایج بالینی گردد. درصد بالایی از موارد کاشت ناموفق ایمپلنت ها در ناحیه خلفی ماگزیلا گزارش شده است. اگرچه برخی از مطالعات نشان دهنده میزان مشابهی از موفقیت فزاینده در نواحی قدامی و خلفی می باشند، با این حال ایمپلنت های کاشته شده در نواحی از فک که دارای تراکم استخوانی کمتر، تحلیل استخوانی بیشتر و فشار عملکردی بالاتری هستند از ریسک بیشتری برخوردار می باشند. علاوه بر این، وجود سینوس ماگزیلا و فضای محدود عمودی نیز از جمله موانعی هستند که در هنگام کاشت ایمپلنت در این نواحی با آن مواجه هستیم. از اوایل دهه ۱۹۹۰ تکنیک های مختلف بالینی برای ترمیم ناحیه خلفی ماگزیلا آتروفیک در نظر گرفته شده است.

• **ترمیم کانتیلیور:** غالباً کاشت استاندارد ایمپلنت ها، در فواصل یکسان در امتداد آلوئولار کرسست امکان پذیر نمی باشد. هنگام کاشت ایمپلنت در ناحیه قدامی چنین فکلی اغلب به منظور فراهم آوردن ظرفیت لازم برای جویدن و نیز تحقق اصول زیبایی در ناحیه پره مولر و مولر به یک کانتیلیور دوطرفه با طول حداکثر ۲۰ میلیمتر یا بیشتر نیاز می باشد.

توصیه های زیادی در خصوص طول کانتیلیور در مقالات علمی ذکر شده است. طول کانتیلیور با میزان تحلیل استخوان مارجینال در اطراف ایمپلنت و عملکرد مکانیکی ناموفق اجزای آن در ارتباط می باشد. پروتزهای دارای کانتیلیوری با طول ۱۵ میلیمتر و یا کمتر می تواند به طور چشمگیری بهتر از پروتزهای ثابت با طول کانتیلیور بیش از ۱۵ میلیمتر عمل نمایند.

محاسبه توزیع فشار وارد آمده بر ایمپلنت در ناحیه ماگزیلا به خوبی می تواند نشان دهنده مزایای توزیع متناسب ایمپلنت ها جهت کنترل فشار وارد آمده به ایمپلنت ها باشد.

• **پیوند استخوان:** فرآیند افزایش حجم استخوان در دسترس برای کاشت ایمپلنت و یا تقویت ناحیه کف سینوس ماگزیلا و یا پیوند سینوس ممکن است، به عنوان گزینه های درمانی در نظر گرفته شود، اما اغلب نیازمند بکارگیری تکنیک های جراحی، تحمل عوارض جانبی و پرداخت هزینه های بالا می باشند.

علاوه بر این، نتایج کلینیکی بکارگیری چنین تکنیک هایی، به مقدار باقیمانده استخوان کرسستال وابسته است. در نتیجه میزان پذیرش چنین تکنیک هایی از طرف بیماران اغلب کم می باشد.

• **ایمپلنت های کوتاه:** به منظور غلبه بر محدودیت ناشی از ارتفاع عمودی استخوان و یا وجود سینوس زایگوما، پیشنهاد استفاده

این تعریف بر مبنای این فرضیه بنا شده بود که این نوع درمان می تواند از حداکثر مزیت استخوان در دسترس استفاده نماید و منجر به شکل گیری تکنیک درمانی ساده تر، قابل پیش بینی تر، ارزانتر و سریعتری در مقایسه با تکنیک های پیوند استخوان سینوس ماگزیلا و یا تکنیک های تقویت کننده شود. مطالعات کنترلی امیدوارکننده نشان دهنده این موضوع بودند که نتایج حاصل از بکارگیری ایمپلنت زاویه دار و ایمپلنت محوری متصل شونده به پروتز مشابه، در یک بیمار می تواند بستر لازم برای بیان چنین استدلالی را به وجود آورد که این رویکرد جدید یعنی بکارگیری ایمپلنت های زایگوما امکان درمان آتروفی شدید ماگزیلا را با استفاده از روشی ساده تر و غیر تهاجمی تر فراهم می نماید.

در سال ۱۹۹۸ پروتکل بالینی توسط برنمارک ارائه گردید و فیکسچرهای زایگوماتیک برنمارک به صورت رسمی توسط نوبل بیوکر (گوتنبرگ سوئد) روانه بازار شد. برطبق نظریات شرکت، ایمپلنت جدید در پاسخ مستقیم به نیازهای شناخته شده ای همانند بهبود فرایندهای پیوند انلی، خصوصاً جهت بهبود پایداری ایمپلنت ها و کاهش نیاز به عمل های جراحی ساخته شده است. جانتال مالیویز جهت رهبری برنامه های آموزشی در اروپا برگزیده شد. از سال ۱۹۹۸ معاینات بالینی درمانی ماگزیلا شدیداً تحلیل رفته به طور عمده ای تغییر پیدا کرد و این مورد با افزایش همزمان نتایج قابل پیش بینی همراه بود. این فصل به معرفی نحوه گذار از ایمپلنت های معمولی به ایمپلنت های زاویه دار زایگوما با ارائه نتایج حاصل از استفاده ایمپلنت های معمولی زاویه دار جهت توانبخشی ماگزیلا آتروفیک، با در نظر گرفتن اصل استفاده حداکثری از مزیت استخوان های در دسترس می پردازد.

ماگزیلا شدیداً آتروفی

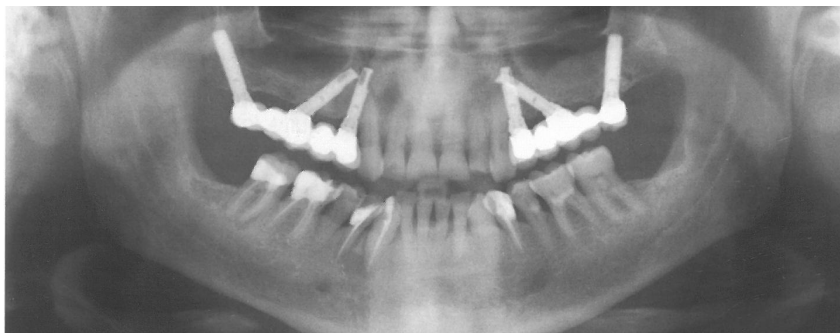
توانبخشی ماگزیلا خلفی با استفاده از پروتزهای ثابت متصل شونده به ایمپلنت های یکپارچه شده با استخوان یک پدیده چالش برانگیز است. دنچر پارسیل ثابت یک فک کامل توسط ایمپلنت های متعددی که فشارهای ناشی از جویدن را به صورت اولیه در جهت محوری در امتداد قوس ماگزیلا توزیع می نمایند، می تواند بعنوان گزینه های مناسبی جهت حفظ شکل و عملکرد سیستم جویدن در بیماران بدون دندان در نظر گرفته شود.

با این حال ناحیه خلفی اغلب به عنوان ناحیه ای در نظر گرفته می شود که دارای استخوان با حجم کمتر و کیفیت پایینتر می باشد و اغلب کاشت ایمپلنت را پیچیده می نماید و ممکن است

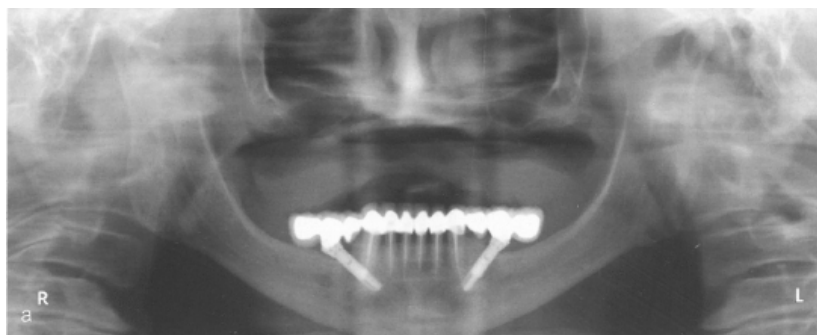
زاویه دار نسبت به سطح اکلوژال می تواند در نواحی آناتومیکی خاصی مانند ماگزایلا، ناحیه توپروسیتی، ناحیه تریگوئید و یا زایگوما مد نظر قرار گیرد شکل ۳-۲ و ۳-۴.

از ایمپلنت‌های کوتاه توسط چندین نویسنده ارائه شده است. این روش جایگزین در فصل ۱۴ مورد بحث و بررسی قرار خواهد گرفت.

• ایمپلنت‌های زاویه دار: کاشت ایمپلنت‌ها به صورت



شکل ۳-۲ فرآیند کاشت ایمپلنت زاویه دار در ناحیه خلفی ماگزایلا جهت اجتناب از انجام پیوند صورت پذیرفته است. هر یک از این تکنیک‌های جراحی نیازمند مهارت‌های جراحی ویژه‌ای است و نیز دارای مزیت‌ها، محدودیت‌ها، خطرات جراحی، عوارض جانبی و هزینه‌های بیولوژیکی و مالی مربوط به خود می باشد.



آتروفیک، استفاده از ایمپلنت‌های زاویه دار می باشد. کریک مانو و همکارانش در سال ۲۰۰۲ و آپریکیو به همراه همکارانش در سال ۲۰۰۱ روش کاشت عمودی ایمپلنت‌های خلفی زاویه دار در ناحیه دیستال در هردو طرف مندیبل و ماگزایلا را به عنوان تکنیکی جهت کاهش طول کانتیلیور ارائه نمودند. بکارگیری این تکنیک به توزیع بهتر فشار وارد آمده منجر می شود شکل ۳۲ و ۳۴.

ایمپلنت‌های زاویه دار

با توجه به منابع علمی، این امر کاملاً واضح است که بکارگیری ایمپلنت‌ها در طول آلئولار کرسست جهت توزیع فشار مفید می باشند. مزیت پشتیبانی حاصله از حرکت دادن سر ایمپلنت در جهت خلفی به خوبی شناخته شده می باشد. یکی از تکنیک‌های مورد قبول در هنگام درمان نواحی خلفی ماگزایلا

مقدمه

در کارهای پیشین بر روی ایمپلنت های پیوند استخوانی (برای مثال، برنمارک ۲۱) ایمپلنت های پیچی شکل به طور معمول به صورت محور عمودی با هر ایمپلنت در موقعیت عمودی با سطح اکلوزال (جونده) قرار داده می شدند. در این زمان، این تصور متداول بود که آناتومی استخوان موجود، گاهی نشان می دهد یک ایمپلنت داندن باید بر اساس زاویه ی موازی با سطح اکلوزال انجام شود (۳،۴). در واقع، تحقیقات انجام شده بر اساس تصاویر رادیوگرافی بیماران گزارش شده در تحقیقات ابتدایی انجام شده بر روی پیوند استخوانی، تعدادی نمونه نشان می دهد که ایمپلنت ها به صورت یک زاویه ی ۳۰ درجه، متمایل شدند (رجوع کنید به تصویر ۶،۷، ص ۱۰۱، آدل ۴). از این رو، تمایل بالینی زیادی نسبت به استفاده از ایمپلنت های زاویه دار، ابراز شده است- مانند مفهوم درمان ایمپلنت بر پایه ی چهارپیچ (۵،۶) یا استفاده از ایمپلنت های پیوند استخوانی (۷، ۸)- اما به کارگیری ایمپلنت های دندانی پیچی شکل زاویه دار از همان آغاز پیوند استخوان، وجود داشته است. به علاوه، تحقیقات قبلی پیرامون ایمپلنت های پیوند استخوانی، یک درک بیومکانیکی شفاف را ثابت می کند که بر اساس آن ایمپلنت گذاری عمودی و بدون زاویه، لزوماً به این معنا نبود که این نوع از ایمپلنت تنها با اعمال تنش بر محور مرکزی آن گذاشته می شود (رجوع کنید به تحلیل سالاک، صص ۱۰۳-۱۰۲ در برانمارک ۱). این مشاهده ی اخیر نه تنها از فعالیت های احتمالی متعدد فعالیت های جونده و پارافانکشنال دندانی که به نیروهای جانبی مزیدستال و گونه ای- زبانی منجر می شوند به دست آمد (۹) بلکه ناشی از این واقعیت بود که نیروهای جوندگی عمودی دندان که بر روی سطوح کاسپ های دندان یا پروتز تاثیر می گذارند مولفه های نیروی خارج از محور ایجاد می کنند (۱۰، ۱۱).

به طور کلی، مدتی تصور می شد که در اغلب موارد رایج، هرگونه ایمپلنت دندانی (یا دندان برای این مورد) ممکن است در معرض سه مولفه ی غیر صفر و سه گشتاور غیر صفر به موازات سه محور مبنایی قرار بگیرند (۱۲). این روند بلافاصله به دنبال ایده آل پنداری مکانیکی هرگونه ایمپلنت موفق یا کاشت دندان در استخوان رخ می دهد که به عنوان یک "پشتیبانی ثابت" عمل می کند که نیروها و گشتاورها را به اجرا در می آورد. در حال حاضر، حوزه ی ایمپلنت دندان، شاهد افزایش و

استفاده ی موفق و هدفمند از ایمپلنت های زاویه دار برای درمان بیماران می باشد (۵، ۱۴-۱۷). در واقع، به نظر می رسد تردید اندکی در مورد امتیازات بالینی استفاده از ایمپلنت های زاویه دار وجود داشته باشد. البته، توضیح پیچیده تر منطق بیومکانیکی پیرامون استفاده ی بالینی از ایمپلنت های زاویه دار می تواند مفید باشد و بهتر است درباره ی برخی از محدودیت های بیومکانیکی احتمالی در استفاده از آنها بحث شود. برای این منظور، می توان سه سوال زیر را مطرح کرد:

۱. مفاهیم بیومکانیکی که شالوده ی استفاده از ایمپلنت های زاویه دار را تشکیل می دهند کدامند؟

۲. این مفاهیم اصلی بیومکانیکی به چه نحوی در اقدامات بالینی به کار برده می شوند؟

۳. مشکلات احتمالی پیش روی ایمپلنت های زاویه دار کدامند؟

با بررسی چند مثال در این فصل به این سوالات پاسخ می دهیم. در این فصل، توجه ویژه به دو دیدگاه شده است. دیدگاه اول، خیلی طبیعی است که درمانگرها به دلیل اهمیت کارایی و ایمنی ایمپلنت با مفاهیمی مانند تنش و کرنش آشنایی داشته باشند و بدانند که این دو مفهوم چه نقشی در موفقیت یا شکست پروتز، ایمپلنت و استخوان های بین سطحی ایفا می کنند. به طور ویژه، مهم ترین نکته این است که اگر کرنش یا تنش زیادی روی ماده ی به کار رفته در دندان پزشکی وارد شود آن ماده می شکند و بقیه ی ساختار باقیمانده را هم شل می کند. روش های متعددی وجود دارد که یک ماده ممکن است عملکرد مکانیکی موفق نداشته باشد، مانند شکست، خستگی و تسلیم ماده (نمونه های موثر بر موفق عمل نکردن مکانیکی ایمپلنت را می توان در فصل جدید توسط برونسکی و همکاران، ۱۸، و قسمت منابع آن ملاحظه کرد). مهم ترین مساله در راستای توجه به احتمال شکست ساختار، میزان تنش و کرنش وارد شده و گسترش یافته در ماده ی مورد تحلیل می باشد و اینکه این میزان به چه نحوی با محدوده ی خطر برای آن ماده قابل مقایسه است. محدوده های خطر مکانیکی معمول برای مواد، شامل عواملی مانند تنش تسلیم، کشش نهایی یا استحکام فشرده، استحکام خستگی، کرنش تسلیم، تنش فون میسز و غیره می باشند. مقادیر دقیق یک محدوده ی خطر معین برای یک ماده ی مفروض به نوع دقیق آن ماده، بستگی دارد. در مجموع، این شیوه ی تفکر، اهداف اصلی تقریباً تمام طراحی مکانیکی را تشکیل می دهد و یک ساختار ایجاد می کند به نحوی که تنش ها و کرنش ها را بتوان زیر محدوده ی خطر ماده (یا مواد) مورد بحث نگه داشت.

دو نوع ایمپلنت با فاصله‌ی یکسان - ۵ mm - طبق اندازه‌گیری خط میانی هر ایمپلنت از استخوان کرسنال بیرون زده شده است. این موقعیت‌ها به چه نحوی از لحاظ بارگذاری و کرنش‌های ایجاد شده در استخوان به هم شبیه و یا با هم متفاوت هستند؟ (علت تاکید بر کرنش یا تغییر شکل د استخوان و ایمپلنت به جای تاکید بر تنش مرتبط با کرنش، اهمیت کلیدی کرنش از لحاظ محدوده‌ی خطر برای استخوان و شکست آن می باشد).

در درجه‌ی اول، توجه کنید نیروی ۱۵۰N بر روی هر ایمپلنت را می توان به مولفه‌های محوری و جانبی تقسیم کرد (تصویر ۱-۴ a و b). مولفه‌ی محوری به صورت موازی با محور ایمپلنت عمل می کند و مولفه‌ی جانبی به صورت عمودی با محور خط مرکزی ایمپلنت عمل می کند. با استفاده از تحلیل نیرو، مولفه‌ی نیروی محوری بر روی هر ایمپلنت، یکسان به نظر می رسد: $\cos 150^\circ N(300) = 75N$. همچنین توجه داشته باشید در هر دو مورد، نیرو بر روی سطح فوقانی ایمپلنت در نقطه‌ی ۵ mm بالاتر از استخوان کرسنال طبق اندازه‌گیری محور ایمپلنت عمل می کند. از این رو، برای هر ایمپلنت، اندازه‌ی گشتاور خمشی در حدود نقطه‌ی قرار گرفته بر روی محور ایمپلنت یعنی جایی که وارد استخوان کرسنال می شود برابر است با:

$Flateral \times 5mm = (75N) \times 5mm = 375N \cdot mm$ یا ۳۷,۵ N-cm
یک شباهت در این دو نوع موقعیت بارگذاری این است که بارگذاری ایمپلنت عمودی که توسط نیروی زاویه دار به میزان ۱۵۰N انجام می شود با بارگذاری ایمپلنت دارای زاویه‌ی ۳۰ درجه توسط نیروی عمودی به میزان ۱۵۰N یکسان است. یعنی، هر دو نوع ایمپلنت دارای نیروی یکسان در امتداد محور خود (۱۲۹,۹N) و گشتاور خمشی یکسان در نقطه‌ی ای که ایمپلنت وارد استخوان کرسنال می شود (۳۷,۵ N-cm) می باشند.

البته تفاوت در این دو مورد، هندسه‌ی کامل حد فاصل استخوان- ایمپلنت در نقطه‌ی ورود به استخوان کرسنال می باشد. در ایمپلنت زاویه دار، یک مقطع (بیضی) نسبتاً متفاوت ایمپلنت در جایی که وارد استخوان کرسنال می شود وجود دارد. این تفاوت در هندسه‌ی بین سطحی بر روی مکان کرسنال به این معناست که هرچند هر دو نوع ایمپلنت به شیوه‌ی یکسانی بارگذاری می شوند (با نیروی محوری. ۱۲۹,۹ N و گشتاور خمشی ۳۷,۵ N-cm) انتظار می‌رود کرنش‌های موضعی در استخوان کرسنال (و همچنین در خود ایمپلنت) به دلیل هندسه‌ی متفاوت در مکان کرسنال با هم متفاوت باشند.

در واقع، مدل‌های عنصر متناهی سه بعدی (FE) هر دو

دومین دیدگاهی که در نظر گرفته می شود این است که تنش‌ها و کرنش‌های تشکیل دهنده‌ی یک ساختار بدون تردید به بارهای خارجی موثر بر آن ساختار وابسته هستند. یک طراح باید با نیروها و گشتاورهای خارجی موثر بر ساختار- شامل پروتز، ایمپلنت و استخوان بین سطحی در ایمپلنت‌های دندانی- آشنا باشد (و جای امید است که نحوه‌ی کنترل آنها را بداند). روی هم رفته، این دودیدگاه، شالوده‌ی یک منطق بیومکانیکی جزیی تر برای استفاده از ایمپلنت‌های زاویه دار را تشکیل می دهد که به شرح زیر می باشد. هدف اصلی از طراحی مناسب پروتکل درمان - و به ویژه از تعیین موقعیت، اندازه و بارگذاری درست و مناسب ایمپلنت‌های عمودی یا زاویه دار که از پروتزهای چند ایمپلنتی پشتیبانی می کنند- حصول اطمینان از این مورد است که تنش‌ها و کرنش‌های وارد شده به مواد به اندازه‌ی بزرگ نیستند که باعث شکست مواد در هر بخش از ساختار از جمله در ایمپلنت‌ها، پروتزها و استخوان شوند. برای رسیدن به این هدف، موضوع برخاسته از مثال‌های به کار رفته در این فصل این است که استفاده‌ی درست و به جا از ایمپلنت‌های زاویه دار، نه تنها می تواند از نیروهای وارد شده بر ایمپلنت‌ها در قالب یک فرایند توزیعی بکاهد بلکه تنش‌ها و کرنش‌هایی را که به بخشی از ساختار وارد می شوند کاهش می دهد. یک موضوع کلیدی دیگر که مطرح می شود این است که قضاوت درباره‌ی خوب بودن یا بد بودن یک اقدام در ایمپلنت به بحث درباره‌ی سطوح تنش و کرنش در مواد به کار رفته بر می گردد- صرف نظر از اینکه آیا از ایمپلنت‌های عمودی استفاده شده است یا زاویه دار.

مثال ۱

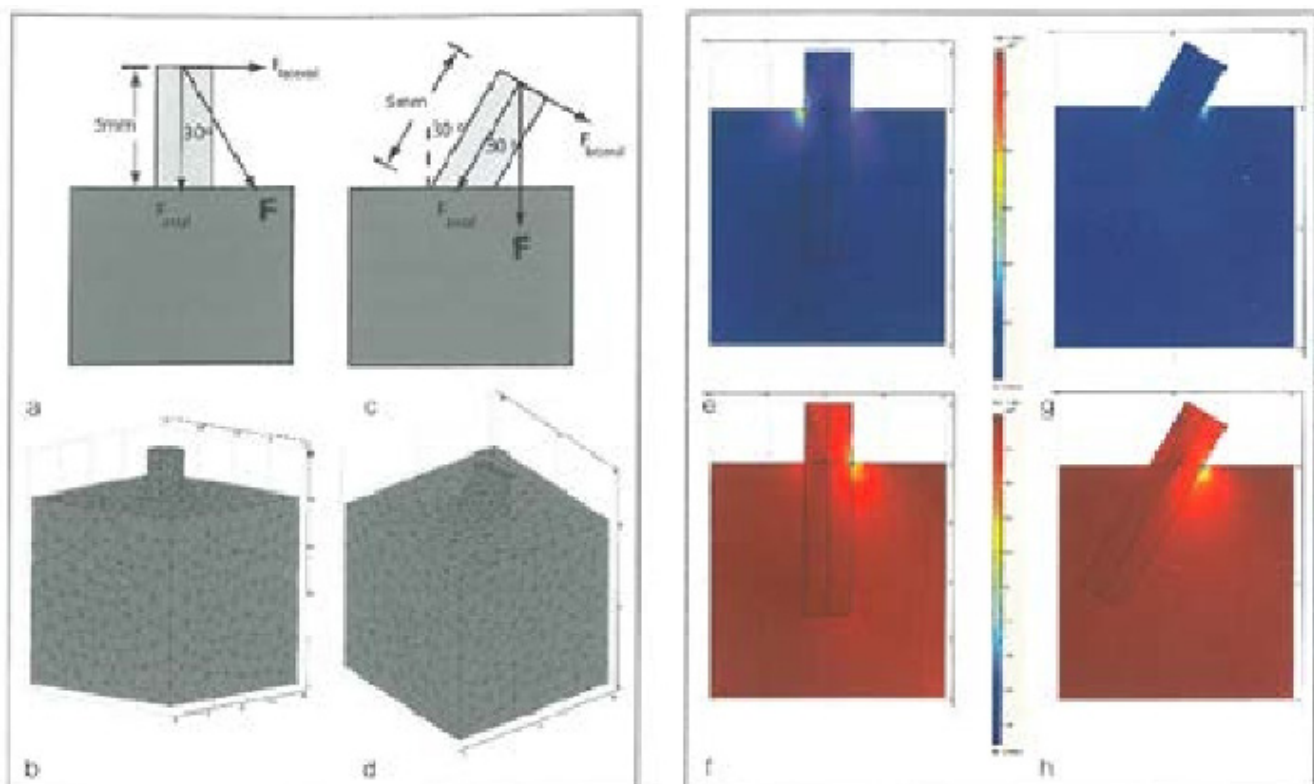
کرنش در استخوان در طی ایمپلنت‌های عمودی و زاویه‌دار در معرض نیروی یکسان اما دارای مسیر متفاوت

این مثال بیانگر برخی از مفاهیم اساسی در ارزیابی مزایا و معایب ایمپلنت‌های عمودی در مقایسه با ایمپلنت‌های زاویه دار از لحاظ نیرو، گشتاور کرنش می باشد.

دو نوع ایمپلنت را در نظر بگیرید که از همه نظر به جز جهت و بارگذاری در استخوان با هم یکسان می باشند (تصویر ۴-۱ قسمت a و c). در ایمپلنت اول که عمودی است (یعنی جهت به صورت عمودی یا قائم می باشد) ایمپلنت با نیروی زاویه دار ۱۵۰N (موثر بر ۳۰ درجه نسبت به حالت عمودی) بارگذاری می‌شود در حالیکه ایمپلنت زاویه دار با نیروی عمودی ۱۵۰N (با جهت ۳۰ درجه نسبت به حالت عمودی) بارگذاری می شود. هر

ویژگی های استخوان، پروفایل های روزه های ایمپلنت و غیره را شبیه سازی کنند. رسم های کنتور اندازه ی کرنش در تصویر ۴-۱ قسمت e و g، بیانگر کرنش های کششی اصلی در کاشت ها و استخوان برای نمونه های زاویه دار و عمودی می باشند. تصویر ۴-۱ قسمت f و h کرنش های فشرده ی اصلی در نمونه های زاویه دار و عمودی را نشان می دهند (این کنتورهای کرنش بر روی یک صفحه نشان داده شده است که از قسمت خط مرکزی ایمپلنت در صفحه ی X Z برش خورده است).

مورد که در تصویر ۴-۱ در زیر نشان داده شده است یافته های بالا را تایید می کند. تصویر ۴-۱ قسمت b و d، هندسه ی ایده آل مدل های FE را نشان می دهد که از یک بلوک استخوان کورتیکال جامد $20\text{ mm} \times 20\text{ mm} \times 20\text{ mm}$ تشکیل شده است که حاوی ایمپلنت تیتانیوم بارگذاری شده (عمودی در مقابل زاویه دار) و یک بلوک پشتیبان بر روی سطح تحتانی^۱ تشکیل شده است. این مدل ها برای نشان دادن اصول اساسی در این فصل توسعه داده شدند و لزوماً به طور دقیق نتوانسته اند



تصویر ۴-۱: تحلیل ایمپلنت "عمودی" که توسط یک نیروی زاویه دار بارگذاری شده است و مقایسه ی آن با ایمپلنت "زاویه دار" که توسط یک نیروی عمودی بارگذاری شده است. (a) ایمپلنت عمودی 5 mm از استخوان کرسنال کشیده شده است و روی قسمت فوقانی آن با نیروی (F) بارگذاری شده است و 30° درجه به صورت عمودی، متمایل می باشد. نیروی F را می توان به یک مولفه تجزیه کرد که بر روی محور ایمپلنت ها (Faxes) موثر است و دیگری حالت عمودی نسبت به محور ایمپلنت دارد (b). (F lateral) یک ایمپلنت با زاویه ی 30° درجه از حالت عمودی را نشان می دهد که توسط نیروی عمودی F بارگذاری می شود. مرکز فوقانی ایمپلنت، 5 mm از استخوان کرسنال بیرون زده شده است. نیروی F را می توان به یک مولفه تجزیه کرد که در امتداد محور ایمپلنت (Faxes) عمل می کند و مولفه ی دیگر به صورت عمودی نسبت به محور ایمپلنت (Lateral) عمل می کند. (c, d) شبکه ی عنصر متناهی سه بعدی را به ترتیب برای موقعیت a و b نشان می دهد. (e, g) کنتورهای کرنش کششی اصلی اول در اطراف ایمپلنت های عمودی و زاویه دار را نشان می دهند که با نیروی متمایل، بارگذاری می شوند. (f, h) کنتورهای کرنش فشرده ی اصلی سوم در اطراف ایمپلنت های عمودی و زاویه دار را نشان می دهند که به ترتیب در a و b بارگذاری می شوند. کرنش پیک در هر دو نمونه یکسان است (در حدود 1919 میکرواسترین) اما دامنه ی فضایی کرنش برای ایمپلنت زاویه دار بزرگتر است.

۱- جزئیات مربوط به شبیه سازی سه بعدی در قسمت ضمیمه ی این فصل ارائه شده است. به طور ضروری، تمام شبیه سازی ها به شکل ایمپلنت های استوانه ای شکل و اندازه ی های معمول می باشند (در تصویر ۴-۱ قسمت هایی از قطر 5 میلی متر برخوردارند اما اندازه ی معمول آنها 5 میلی متر می باشد). باندینگ کامل استخوان و ویژگی های ارتجاعی ایزوتروپیک برای استخوان، پروتز فلزی-آلیاژی و ایمپلنت های تیتانیوم خالص برای آنها لحاظ شده است.

به ایمپلنت زاویه دار در این خصوص ندارد. اما ارزیابی به نحوی بارگذاری هر یک از این ایمپلنت‌ها و معیار به کار رفته برای تعریف "امتیاز بیشتر" بستگی دارد. طبق مثال ۱ اگر هدف این باشد که یک نیروی $N150$ به یک ایمپلنت وارد شود اما کرنش‌ها در استخوان در یک دامنه‌ی مطلوب حفظ شود - یعنی بین ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ میکرواسترین - می‌توان با هر دو نوع ایمپلنت عمودی یا زاویه‌دار به این هدف رسید.

مثال ۲

کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت زاویه‌دار یا عمودی در معرض اندازه‌ی نیرو و جهت یکسان

این مثال، یک مثال مغایر با نتیجه‌ی به دست آمده از مثال ۱ می‌باشد. تفاوتی که در این مثال دیده می‌شود این است که یک ایمپلنت عمودی و زاویه دار در معرض نیروی عمودی محض یکسان قرار داده می‌شوند (تصویر ۲-۴) تحلیل کرنش‌ها در هر مورد از مدل‌های FE سه بعدی شبیه به مدل‌های به کار رفته در مثال ۱ به دست می‌آیند.

کنترول‌های کرنش اصلی (ارتجاعی و فشرده) نشان می‌دهند که ایمپلنت دارای زاویه‌ی ۳۰ درجه با نیروی رو به پایین، به طرز معنادار، کرنشی با اندازه‌ی بزرگتر در استخوان نسبت به ایمپلنت عمودی در معرض همان میزان از نیروی $N150$ تولید می‌کند. این مورد به ویژه، زمانی واضح تر است که آن را با کرنش اصلی سوم (فشرده) در تصویر ۲-۴ مقایسه کنیم. کرنش‌ها در استخوان کرسنال به اندازه‌ی حداکثر به میزان 0.4×10^{-3} (۰.۴٪ یا ۴۰۰ میکرواسترین) برای ایمپلنت عمودی می‌رسند (یعنی تصویر ۲-۴ قسمت g). این میزان (طبق تصویر ۲-۴ قسمت h) برای ایمپلنت‌های زاویه دار بسیار بزرگتر و برابر است با: 1.9×10^{-3} (۱.۹٪ یا ۱۹۰۰ میکرواسترین) یعنی کرنش در ایمپلنت زاویه دار، چهاربرابر کرنش در ایمپلنت عمودی می‌باشد. (علامت منفی معمول برای کرنش فشرده در اینجا حذف شده است) به علاوه، دامنه‌ی فضایی کرنش بیشتر در ایمپلنت زاویه دار به مراتب، بزرگتر است.

نتایج FE همچنین نشان می‌دهند اگر میزان بارگذاری بر روی ایمپلنت زاویه دار تا دو سوم یعنی از $N150$ به $N50$ کاهش پیدا کند کرنش‌ها هم به شدت کاهش پیدا خواهند کرد (تصویر ۲-۴ قسمت I) اما حتی با وجود بارگذاری به میزان $N50$ کرنش‌های پیک از کرنش‌های ایمپلنت عمودی که با نیروی $N150$ بارگذاری شده اند بزرگتر خواهند بود.

تفاوت‌ها و شباهت‌هایی در توزیعات کرنش‌ها وجود دارد. یک شباهت این است که کرنش‌های اصلی در نمونه‌های زاویه دار و عمودی در منطقه‌ی کرسنال به اوج می‌رسند. برای مثال، ایمپلنت عمودی که توسط یک نیرو با زاویه‌ی ۳۰ درجه بارگذاری می‌شود از دامنه‌ی کرنش اصلی ارتجاعی به ندرت بزرگتری (تقریباً به اندازه‌ی 1.1×10^{-3} یا ۱۰۰۰ میکرواسترین بر روی منطقه‌ی کرسنال) در مقایسه با ایمپلنت زاویه دار ۳۰ درجه ای که توسط یک نیروی عمودی بارگذاری شده است برخوردار است. یک تفاوت این است که ایمپلنت زاویه دار ۳۰ درجه ای که توسط یک نیروی عمودی بارگذاری شده است از کرنش اصلی فشرده‌ی نسبتاً بزرگتری (تقریباً به اندازه‌ی 1.6×10^{-3} یا ۱۶۰۰ میکرواسترین به میزان ۱۶۰۰ بر روی منطقه‌ی کرسنال) نسبت به ایمپلنت عمودی که توسط یک نیرو با زاویه‌ی ۳۰ درجه بارگذاری می‌شود برخوردار است (علامت منفی در اینجا بیانگر کرنش فشرده می‌باشد).

بنابراین، در حالیکه تفاوت اندکی بین وضعیت کرنش در استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت عمودی نسبت به ایمپلنت زاویه دار دیده می‌شود هر دو مورد دارای شباهت‌های بیشتری هستند. هر دو در استخوان کرسنال دارای حداکثر ارتجاع یا کرنش‌های فشرده‌ی یکسان می‌باشند (مانند ۱۰۰۰ به ۱۶۰۰ میکرواسترین) که بیانگر یک اندازه‌ی مشابه و نزدیک به هم است. در خود ایمپلنت هر دو مورد دارای کرنش کوچک می‌باشند (یعنی در حدود ۴۰۰-۶۰۰ میکرواسترین). برای اشاره، اندازه‌های کرنش به میزان صد تا هزار میکرواسترین در استخوان کورتیکال و تیتانیوم از لحاظ سطح شکست شناخته شده در استخوان و تیتانیوم جای نگرانی ندارد (به منظور بحث بیشتر درباره‌ی سطوح کشش و محدوده‌ی خطر به برونسکی و همکاران، ۱۸، رجوع کنید).

در مجموع، یک پیام به شدت مهم از مثال ۱ این است که ایمپلنت عمودی می‌تواند مانند ایمپلنت زاویه دار در موقعیت‌های معین بارگذاری عمل کند. موقعیت کرنش در استخوان و ایمپلنت برای یک ایمپلنت عمودی که با نیروی دارای زاویه‌ی ۳۰ درجه بارگذاری می‌شود تفاوت زیادی با موقعیت کرنش در استخوان و ایمپلنت برای یک ایمپلنت زاویه دار که با نیروی عمودی دارای زاویه‌ی ۳۰ درجه بارگذاری می‌شود ندارد (البته مثال ۲ نشان می‌دهد که ایمپلنت‌های زاویه دار و عمودی در شرایط بارگذاری متفاوت به صورت متفاوت عمل می‌کنند). اهمیت این یافته این است که به طور طبیعی، ایمپلنت عمودی، امتیاز بیشتری نسبت

مثال ۳:

زاویه‌دار کردن می‌تواند نیروی‌های وارد شده به ایمپلنت را در یک توزیع دو ایمپلنتی کاهش بدهد

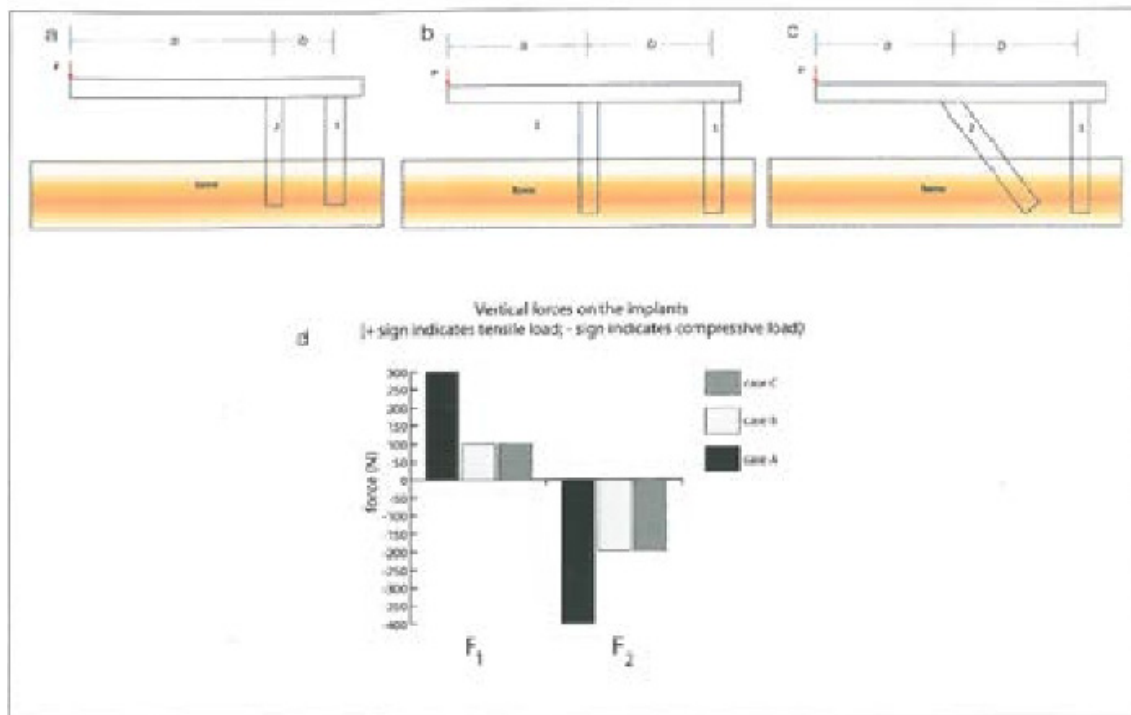
این مثال نشان‌دهنده‌ی یک امتیاز کلیدی زاویه دار کردن یک ایمپلنت می‌باشد با این توضیح که زاویه دار کردن می‌تواند نیروها را میان ایمپلنت‌ها پخش کند به گونه‌ای که نیروی وارد شده به تمام یا بخشی از یک ایمپلنت کاهش پیدا کند. به طور نوعی، یک مثال ساده در مورد نحوه‌ی رخ دادن این فرایند، زاویه دار کردن یک ایمپلنت به منظور کاهش طول بریج معلق می‌باشد. این مورد را می‌توان به آسانی در نمونه‌ی ساده‌ی دو ایمپلنت برای پشتیبانی از پروتز بارگذاری شده در حالت بریج معلق به شرح زیر نشان داد. در تصویر ۳-۴ قسمت a، کاشت‌های عمودی ۱ و ۲ با فاصله‌ی درون-ایمپلنتی b از هم قرار داده شده‌اند و از یک پروتز بارگذاری شده توسط نیروی عمودی رو به پایین P پشتیبانی می‌کنند که بر قسمت انتهایی بریج معلق یعنی فاصله‌ی a از ایمپلنت ۲ تاثیر می‌گذارد. فرض کنید پروتز از طریق مفصل‌های زانوپی به ایمپلنت‌ها وصل شده باشند (از این رو هیچ گشتاوری توسط اتصالات پروتز-ایمپلنت پشتیبانی نمی‌شود) در این صورت این مساله را می‌توان با استفاده از آمار دو بعدی ساده و مدل معروف به اسکالاک (۲۱) تحلیل کرد و به نتایج زیر رسید. نیروی عمودی بر روی ایمپلنت ۱، F_1 ، ارتجاعی خواهد بود (به صورت عمودی به سمت بالا عمل می‌کند) و میزان آن برابر است با: $(a/b)P$. همچنین، نیروی عمودی بر روی ایمپلنت ۲، F_2 ، فشرده خواهد بود (یعنی به صورت عمودی به سمت پایین عمل می‌کند) و میزان آن برابر است با: $(a/b)P + 1$. اعداد مثال‌ها را می‌توان در این معادله‌ها وارد کرد (علامت به علاوه بیانگر نیروی ارتجاعی و علامت منها بیانگر نیروی فشرده می‌باشد): $b=a$, $P=30\text{ mm}$, $N=100$ که مقادیر نیروی $N=300$ برای F_1 و همچنین $N=400$ برای F_2 را نشان می‌دهند. این نتایج در نمودار تصویر ۳-۴ قسمت d و مقادیر برای دو مجموعه‌ی دیگر در قسمت b و c همان تصویر نشان داده شده‌اند و در ادامه درباره‌ی آنها توضیح داده شده است.

اگر امکان رسیدن به فضای بین-ایمپلنتی بیشتری وجود داشت و فاصله‌ی b از ۱۰ mm به ۲۰ mm قابل افزایش و فاصله‌ی بریج معلق a از ۳۰ mm به ۲۰ mm قابل کاهش بود (تصویر ۳-۴ قسمت b) مقادیر F_1 و F_2 را میشد با استفاده از فرمول بالا دوباره محاسبه کرد. با استفاده از همان علامت‌های به علاوه و منها برای نیروی ارتجاعی و فشرده، F_1 برابر با $N=100$ و F_2 برابر با $N=200$ -

میشد. این دو نیروی عمودی به طور چشمگیری توسط فضای افزایش یافته‌ی ایمپلنت و بریج معلق کوتاه در مقایسه با نیروهای وارد شده طبق تصویر ۳-۴ قسمت a کاهش پیدا می‌کند.

بر اساس مطالب بیان شده در بالا بهتر است- در صورت برابر بودن تمام شرایط- دو ایمپلنت عمودی طبق تصویر ۳-۴ قسمت b با فضای بین-ایمپلنتی بزرگتر (۲۰ mm) و فاصله‌ی بریج معلق کوچکتر (۲۰ mm) فراهم شود زیرا به این ترتیب، نیروی کمتری به دو ایمپلنت نسبت به زمانی وارد می‌شود که فاصله‌ی بین ایمپلنت‌ها طبق تصویر ۳-۴ قسمت a، ۱۰ mm است. البته گاهی عدم نصب مناسب ایمپلنت در دندان، مانع از قرار گرفتن ایمپلنت عمودی ۲ در فضای بین-ایمپلنتی مطلوب بزرگتر می‌شود- در واقع، این یکی از مشکلاتی است که پیشتر توسط کرکمانو و همکارانش توضیح داده شده است (۱۴). همانطور که او و همکارانش پی برده بودند مشکل "فقدان نصب مناسب ایمپلنت در استوک استخوان" به شرح زیر می‌باشد. ایمپلنت ۲ زاویه دار می‌شود به گونه‌ای که اپکس یا انتهای ریشه‌ی دندان در قسمت مناسب استوک استخوان قرار می‌گیرد (شاید در حدود ۱۰ mm دورتر از ایمپلنت ۱، طبق تصویر ۳-۴ قسمت a) در حالیکه ایمپلنت ۲ زاویه دار می‌شود به گونه‌ای که قسمت فوقانی آن با فضای بین ایمپلنتی بزرگتر و مناسب تر به اندازه‌ی ۲۰ mm به پروتز می‌چسبد. تحلیل اسکالاک پیش بینی می‌کند که در واقع، این رویکرد باید موثر باشد زیرا در این مدل، فاصله‌های a و b در معادله‌ها برای نیروها در مکان‌هایی اندازه گیری می‌شوند که ایمپلنت‌ها به پروتز وصل می‌شوند و نه در مکان‌هایی که اپکس‌های ایمپلنت در استخوان قرار می‌گیرند. از این رو، در این مثال، موقعیت نشان داده شده در تصویر ۳-۴ قسمت c با زاویه دار کردن ایمپلنت ۲ باعث ایجاد نیروهای عمودی یکسان بر روی هر دو ایمپلنت می‌شود و فضای بین-ایمپلنتی طبق تصویر ۳-۴ قسمت b ۲۰ mm است^۱.

۱. در این نتایج، توجه کنید اصطلاح "نیروی عمودی" به معنای نیروی کاملاً به سمت بالا یا پایین می‌باشد (مثلاً موازی با محور طولی این صفحات کتاب). به علاوه، این نیروهای عمودی بر روی مکان‌هایی عمل می‌کنند که ایمپلنت‌ها به پروتز متصل شده‌اند. از این رو، برای ایمپلنت زاویه دار ۲ در تصویر ۳-۴ قسمت c نیروی عمودی ممکن است به مولفه‌های محوری (د امتداد محور ایمپلنت) یا جانبی (معکوس با محور) عمل کند.

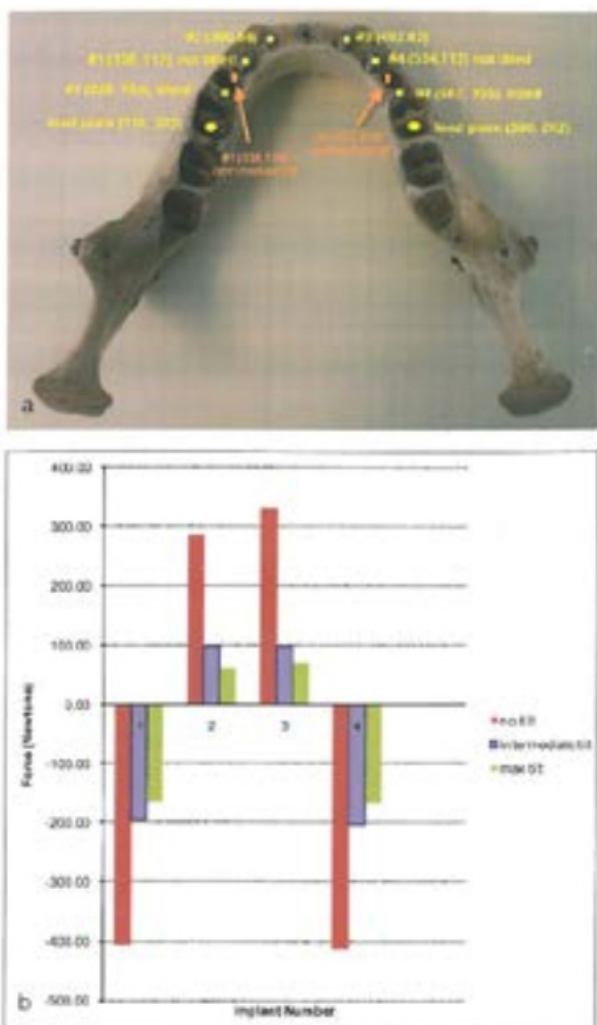


تصویر ۳-۴: نحوه کاهش نیروهای عمودی بر روی دو ایمپلنت پشتیبان یک پروتز به وسیله بریج معلق و نیروی بار P در قسمت انتهایی توسط زاویه دار کردن را نشان می دهد. فضای بین -ایمپلنتی b با تغییر فاصله ی بریج معلق a تغییر می کند. (a) ایمپلنت های عمودی را نشان می دهد (b) نشان می دهد که فضای بین -ایمپلنتی کاهش پیدا کرده است که به نوبه ی خود، باعث کاهش فاصله ی بریج معلق شده است، (c) ایمپلنت ۲ به سمت انتهایی بریج معلق، زاویه دار شده است و از این رو، به فضای بین -ایمپلنتی مشابه به قسمت b رسیده است، (d) نمودارها نشان می دهند نیروهای عمودی به چه صورت از ۳۰ mm به ۲۰ mm کاهش و نیروهای b به چه صورت از ۱۰ mm به ۲۰ mm افزایش پیدا می کنند (توجه کنید که نیروی عمودی محاسبه شده در قسمت اتصال بین پروتز و ایمپلنت ۲ با نیروی محوری در امتداد محور ایمپلنت ۲ مساوی نیست. به تحلیل مثال ۱ رجوع کنید).

کافی برای ایمپلنت عمودی ۲ با فاصله ی بین -ایمپلنتی mm ۲۰ وجود نداشت و راه حل این بود که ایمپلنت ۲ زاویه دار شود به گونه ای که به فاصله ی بین -ایمپلنتی مطلوب mm ۲۰ برسد ضمن اینکه اپکس این ایمپلنت در استخوان مناسب جا بیفتد. پس در این حالت، یک موقعیت سازگار رخ داده است. زاویه دار کردن به علت تنش ها و کرنش های (به طور معمول) بیشتر برای یک ایمپلنت زاویه دار در مقابل یک ایمپلنت عمودی که هر کدام در معرض نیروی عمودی یکسان قرار می گیرند کار مطلوبی نیست. البته، استخوان نامناسب و ناکافی، مانع از قرارگیری ایمپلنت عمودی با فضای مطلوب mm ۲۰ در این مثال شد. از این رو، زاویه دار کردن ایمپلنت ۲ برای رسیدن به همان فاصله ی بین -ایمپلنتی mm ۲۰ و نیروی عمودی کوچکتر بر روی ایمپلنت ۲ نسبت به نیروهای مجموعه ی نشان داده شده در تصویر ۳-۴ قسمت a یک جایگزین معقول است. همانطور که از مثال ۷ می توان دید با استفاده از مدل های FE، میزان کرنش در تمام بخش های ساختار در موقعیت زاویه دار به تعدادی از عوامل طراحی مانند مقدار زاویه و قطر ایمپلنت بستگی

دانستن این نکته اهمیت دارد که با وجود نیروهای عمودی یکسان بر روی ایمپلنت ها در مکان هایی که به پروتز متصل شده اند تفاوت عمده ای بین موقعیت ها در تصاویر ۳-۴ قسمت b و ۳-۴ قسمت c دیده می شود. توجه کنید مدل اسکالاک پیش بینی می کند نیروی یکسان ۲F به صورت عمودی در جهت رو به پایین بر روی قسمت فوقانی ایمپلنت ۲ در تصویر ۳-۴ قسمت b و تصویر ۳-۴ قسمت c عمل می کند اما ایمپلنت ۲ در تصویر ۳-۴ قسمت c و در تصویر ۳-۴ قسمت b زاویه دار است. می توان این سوال را مطرح کرد که آیا این تفاوت ناشی از زاویه دار کردن ایمپلنت می تواند به ایجاد تفاوت از لحاظ کرنش ها و تنش ها در پروتز، ایمپلنت و استخوان منجر شود. پاسخ بدون شک، مثبت است. برای مثال، همانطور که در تصویر ۲ نشان داده شده است یک نیروی عمودی به میزان N150 بر روی ایمپلنت زاویه دار به ایجاد کرنش هایی در استخوان منجر می شوند که به مراتب، بیشتر از مقدار نیروی عمودی به میزان N150 بر روی یک ایمپلنت عمودی می باشد. البته باید به یاد داشته باشید که علت اصلی زاویه دار کردن ایمپلنت ۲ (تصویر ۳-۴ قسمت c) در مکان نخست این بود که استوک استخوان

۴-۴ (قسمت b) نشان می‌دهد نیروهای عمودی (در مکان‌های اتصال پروتز-اباتمنت) بر روی تمام ایمپلنت‌ها با افزایش زاویه دیستال ایمپلنت‌های ۱ و ۴ از حالت متوسط به حالت شدید به طرز چشمگیری تغییر می‌کند. در واقع، نیروهای عمودی وارد شده به هر چهار ایمپلنت با زاویه دار کردن متوسط ایمپلنت‌های ۱ و ۴ تا ۵۰٪ کاهش پیدا می‌کند. به علاوه، زاویه دار کردن ایمپلنت‌های ۱ و ۴ به صورت حداکثر یا شدید باعث کاهش زاویه از حالت متوسط به حالت پایین تر می‌شود.



تصویر ۴-۴: محاسبات با استفاده از مدل اسکالاک ثابت می‌کند که زاویه دار کردن ایمپلنت‌های ۱ تا ۴ به صورت دیستال (و به نسبت مکان آنها در نمونه‌ی ابتدایی و نه نمونه‌ی زاویه دار) بارگذاری به ازای هر ایمپلنت را کاهش می‌دهد. (a) یک آرواره‌ی خشک شده‌ی انسان را نشان می‌دهد و مکان‌های احتمالی ایمپلنت از طریق نقطه چین‌های دارای شماره بر روی آن مشخص شده است، (b) نمودارها نیروهای محوری وارد شده بر تمام ایمپلنت‌ها را در حالت بدون زاویه، زاویه‌ی متوسط و شدید نشان می‌دهند. پروتز (در تصویر نشان داده نشده است) به صورت دو سویه بر روی دو "نقطه‌ی بار" قرار داده می‌شود.

دارد. اما تاکنون هر سه مثال از این فرضیه حمایت می‌کنند که زاویه دار کردن تا زمانی امن و موثر است که طرح کلی، میزان کرنش را در دامنه‌ی مجاز برای تمام بخش‌های ساختار حفظ کند.

مثال ۴

زاویه‌دار کردن می‌تواند نیروهای وارد شده بر ایمپلنت‌ها را در یک توزیع چهار ایمپلنتی کاهش بدهد.

این مثال از فرضیه‌ی زاویه دار کردن در مثال ۳ حمایت می‌کند با این استثنا که در این حالت از چهار ایمپلنت به جای ۲ ایمپلنت استفاده شده است. تصویر ۴-۴ قسمت a، یک آرواره‌ی خشک شده‌ی انسان (جنبه‌ی اکلوزال) را نشان می‌دهد که با مختصات‌های (X,Y) مکان‌های ایمپلنت ۱ تا ۴ در امتداد مختصات‌های نقاط بارگذاری دیستال و دوسویه بر روی پروتز علامتگذاری شده است (ترسیم پروتز نشان داده نشده است). مساله‌ای که در اینجا باید به آن پرداخته شود دامنه‌ای است که نیروها در آن بر روی ایمپلنت‌ها در مکان‌های ۱ تا ۴ به عنوان ایمپلنت‌های دارای بیشترین دیستال، تغییر می‌کنند. در مثال ۳ بیان شد که عامل کلیدی در تعیین نیروها بر روی ایمپلنت‌ها با استفاده از مدل اسکالاک، مکانی است که اباتمنت ایمپلنت بر روی آن به پروتز وصل می‌شود و نه مکانی که اپکس ایمپلنت بر روی آن در استخوان قرار می‌گیرد. از این رو، در مثال ۴ وقتی ایمپلنت‌های ۱ تا ۴ به صورت دیستال از مکان‌های "فاقد زاویه" دور می‌شوند طبق این مدل، به سمت مکان‌هایی می‌روند که به پروتز وصل شوند و نه مکان‌هایی که اپکس‌های ایمپلنت در آنجا قرار می‌گیرند. "حرکت" مختصات‌های ایمپلنت ۱ تا ۴ از طریق زاویه دار کردن دیستال ایمپلنت‌ها رخ می‌دهد و این فرایند، ایده‌ی اصلی رویکرد ایمپلنت بر پایه‌ی چهار پیچ را تشکیل می‌دهد (البته این فرایند همچنین در صورت در دسترس بودن استوک استخوان کافی که به ایمپلنت‌ها امکان قرارگیری عمودی در آن مکان‌ها را می‌دهد رخ خواهد داد).

طبق نتایج عددی به دست آمده، تصویر ۴-۴، تاثیر زاویه دار کردن دیستال ایمپلنت‌های ۱ تا ۴ از مکان‌های "بدون زاویه" یا مکان‌های دارای "زاویه‌ی متوسط" و "شدید" را نشان می‌دهد. برای اهداف بحث، بارگذاری به کار رفته برای پروتز از دو نیروی رو به پایین عمودی به میزان 100 N (در صفحه) تشکیل شده است که بر روی انتهای دو بخش بریج معلق پروتز عمل می‌کنند (به دو مکان بار در تصویر ۴-۴ قسمت a رجوع کنید). نتایج محاسبات انجام شده توسط مدل اسکالاک (تصویر

است؟ ایمپلنت های عمود با N۴۰۰ یا ایمپلنت های زاویه دار با N۲۰۰؟ احتمالاً کرنش ها در ایمپلنت های عمودی با بارگذاری N۴۰۰ به بیشترین میزان خود می رسند اما پاسخ قطعی به این سوال با تحلیل کامل کرنش - تنش موقعیت امکانپذیر است (برای بحث بیشتر، رجوع کنید به مثال ۶).

مثال ۵

زاویه دار کردن می تواند نیروهای وارد شده به ایمپلنت ها را در آرایش های سه و چهار و پنج کاهش بدهد

از بین مطالعات گزارش شده درباره ی تأثیرات بیومکانیکی زاویه دار کردن ایمپلنت ها، یک مطالعه ی آزمایشی تشریحی توسط اوگاوا و همکارانش^(۳۲) انجام شد. آنها نیروهای محوری و گشتاورهای خمشی را (که به صورت مستقیم توسط روش های گیج اندازه گیری شدند) بر روی آرواره ی آزمایشی بدون دندان با استفاده از کامپوزیت رزین مطالعه کردند (در این مطالعه، اصطلاح محوری به معنای نیروی هدایت شده در امتداد محور ایمپلنت می باشد). تصویر ۴-۵ قسمت a، مجموعه ی این طرح را با ایمپلنت های ۳ و ۴ و ۵ نشان می دهد که یک پروتز فول آرچ ساخته شده از رزین آکرلیک (Ac)، رزین آکرلیک تقویت شده با فیبر (Fb) و تیتانیوم (Ti) آن را پشتیبانی می کند. متغیرهای کلیدی در مطالعه (علاوه بر ماده ی پروتز) تعداد ایمپلنت ها در توزیع (سه، چهار و پنج) و ماهیت پشتیبان دیستال دوسویه ی پروتز بودند که شامل ایمپلنت های "نوع ۳"، ایمپلنت های زاویه دار "نوع ۴" و ایمپلنت های "کوتاه" "نوع ۵" هستند. جدول تصویر ۴-۵ قسمت c، آرایش ایمپلنت (و انواع آن) را در آزمایش های مختلف نشان می دهد.

مثال های برخاسته از این مطالعه در معادله ی ۴-۵ قسمت d و e ارائه شده است. این مثال ها مقادیر میانگین نیروهای محوری و گشتاورهای خمشی در ایمپلنت ها را در موقعیت های دارای ۳ یا ۴ یا ۵ ایمپلنت برای هر یک از سه ماده ی پروتز نشان می دهد. این نتایج، همچنین، بیانگر این نکته می باشند که وقتی بریج های معلق، بزرگتر بودند (بریج معلق در تصویر ۴-۵ قسمت d، e) میانگین نیروهای محوری و گشتاورهای خمشی نسبت به زمانی که دو ایمپلنت دیستال به صورت زاویه دار یا کوتاه بودند بزرگتر می شدند (با طول ۷ mm) و هر دو طول بریج معلق را کاهش می دادند. نکته ی قابل توجه این است که وقتی ایمپلنت های "کوتاه" (نوع ۵) استفاده می شدند به صورت دیستال تری نسبت

این مجموعه از نتایج به طور شفاف، نمود بیومکانیکی چیزی است که در ابتدا در رویکرد کرکمانو و همکارانش (۱۴) و رویکرد جدید تر ایمپلنت بر پایه ی چهار پیچ روز کرد جایی که ایمپلنت های دیستال دو جانبه تا حدود ۳۰ درجه در جهت دیستال، زاویه دار می شوند. در اصل، کاری که زاویه دار کردن انجام می دهد افزایش فضای بین - ایمپلنتی و کاهش طول موثر منطقه ی بریج معلق می باشد.

یک نکته ی مهم در مورد نتایج به دست آمده از مثال ۴ این است که آرایش ابتدایی هر چهار ایمپلنت در این مورد، یک گسترش کوچک قدامی - خلفی دارد (در حدود ۵ mm) و بریج های معلق دو سویی آن نسبتاً بزرگ می باشند (در حدود ۱۸ mm) و این شرایط به ایجاد نیروهای شدید بر روی هر چهار ایمپلنت از همان ابتدا منجر می شود (میل های قرمز رنگ در تصویر ۴-۴ قسمت b). بعد از زاویه دار کردن، کاهش در نیروی های وارد شده بر ایمپلنت ها زیاده از زمانی است که ایمپلنت های ۱ و ۴ عمودی به صورت دیستال قرار داده می شوند و در نتیجه، گسترش قدامی - خلفی بیشتر می شود. نظر از این مورد، تأثیر مثبت زاویه دار کردن، شفاف است.

نکته ی مهم دیگر درباره ی مثال ۴ این است که نوعی تعادل یا سازگاری در استفاده از ایمپلنت های زاویه دار رخ می دهد که در بالا بیان شد. از یک طرف، زاویه دار کردن می تواند نیروهای عمودی کمتری بر روی ایمپلنت های زاویه دار (و سایر ایمپلنت ها) وارد کند که به طور معمول، مطلوب است زیرا تنش ها و کرنش های کمتری در تمام بخش های ساختار از جمله استخوان بین سطحی وارد می کند. از طرف دیگر، همانطور که در مثال های ۱ و ۲ بحث شد یک ایمپلنت زاویه دار به طور نوعی، کرنش های بیشتری در استخوان کرستال نسبت به ایمپلنت عمودی ایجاد می کند در صورتی که هر دو ایمپلنت با نیروی عمودی به میزان یکسان بارگذاری شوند. البته در مورد زاویه دار کردن، این مقایسه شامل "هر دو نوع ایمپلنت بارگذاری شده با نیروی عمودی یکسان" چندان مرتبط نیست. در مثال ما در اینجا مقایسه ی دقیق تر، وضعیت های بارگذاری و کرنش در اطراف ایمپلنت زاویه دار ۱ در مقابل ایمپلنت عمودی ۱ می باشد (یا در اطراف ایمپلنت ۴ در مقابل ایمپلنت عمودی ۱). توجه داشته باشید ایمپلنت عمودی ۱ و ۴ توسط نیروهای عمودی به میزان N۴۰۰ بارگذاری می شوند (فشرده گی) اما ایمپلنت های ۱ و ۴ توسط نیروهای عمودی در حدود N۲۰۰ بارگذاری می شوند (فشرده گی). سوال کلیدی این است که کدام ایمپلنت دارای بزرگترین کرنش ها در استخوان

مثال ۶

مدل های عنصر متناهی سه بعدی برای کشف سطوح کرنش در آرایش های دو ایمپلنتی

این مثال، وضعیت های کرنش در پروتز، ایمپلنت ها و استخوان کرسنال را در دو یا چند سناریوی دو ایمپلنتی، مقایسه می کند که در آنها فضای بین -ایمپلنتی به شیوه ای مشابه با مثال ۳، متنوع است. در مثال ۶، منطقه ی بریج معلق پروتز با یک نیروی آزمایشی (عمودی) رو به پایین به میزان N_{100} بارگذاری می شود و ایمپلنت ها همگی دارای قطر 4 mm می باشند به جز ایمپلنت دیستال در تصویر ۴-۶ قسمت e که قطر آن 5 mm است سایر جزییات مدل های FE در ضمیمه ی این فصل آمده است. در نتایج FE، تنها کنتورهای کرنش اصلی فشرده، به صورت نقطه چین مشخص شده اند زیرا روندهای مهمی در وضعیت های کرنش از نمونه ای به نمونه ی دیگر ایجاد می نمایند. برخی از نتایج کلیدی در تصویر ۴-۶ نشان داده شده اند که به شرح زیر می باشند:

- تصویر ۴-۶ قسمت a, b نشان می دهد که افزایش فضای بین-ایمپلنتی از 10 mm به 20 mm برای دو ایمپلنت عمودی، کرنش ها را در تمام بخش های ساختار کاهش می دهد. پیک کرنش ها بر روی $10 \times 3 - 400$ میکرواسترین، فشرددگی، رنگ های سبزی (در منطقه ی اتصال پروتز-اباتمنت در قسمت a تصویر مذکور رخ می دهد) 10 mm فضای ایمپلنت های عمودی. در ضمن، پیک کرنش ها تقریباً بر روی 1000 تا 1500 در استخوان کرسنال رخ می دهد (فشرددگی). در تصویر ۴-۶ قسمت b، کرنش و دامنه ی فضایی آن برای فضای 20 mm دو ایمپلنت عمودی بر روی مکان پروتز-اباتمنت و بر روی استخوان کرسنال تا اندازه ای، کم است.

- تصویر ۴-۶ قسمت c نشان می دهد با افزایش فضای بین-ایمپلنتی از 10 mm به 20 mm توسط یک زاویه ی 30° درجه ی ایمپلنت دیستال چه اتفاقی می افتد. کرنش پیک و دامنه ی فضایی آن بر روی منطقه ی پروتز-اباتمنت از آنچه که در تصویر ۴-۶ قسمت a نشان داده شده است کمتر است (فضای 10 mm ، ایمپلنت های عمودی) اما با تصویر ۴-۶ قسمت b مساوی است (فضای 20 mm ، ایمپلنت های عمودی). البته کرنش پیک و دامنه ی فضایی در استخوان کرسنال در تصویر ۴-۶ قسمت c به طور تدریجی در نمونه ی زاویه دار نسبت به قسمت a و b در تصویر مذکور افزایش پیدا می کند. از این رو،

بر اساس نتایج کرنش به دست آمده در اینجا زاویه دار کردن طبق تصویر ۴-۶ قسمت c از مزایا و معایبی برخوردار است. - تصویر ۴-۶ قسمت d نشان می دهد چه اتفاقی می افتد اگر ایمپلنت دیستال به جای 30° درجه، 20° درجه زاویه دار شود ضمن اینکه فضا در هر دو حالت به میزان 20 mm نگه داشته شود. در این حالت، کرنش ها در استخوان کرسنال با زاویه دار کردن به مقدار 30° درجه، کمتر می شوند اما کرنش ها در منطقه ی پروتز-اباتمنت تقریباً به صورت ثابت باقی می ماند. از این داده ها می توان نتیجه گرفت زاویه دار کردن 20° درجه نسبت به زاویه دار کردن به مقدار 30° درجه بهتر است.

- در نهایت، تصویر ۴-۶ قسمت e از ایمپلنت دارای زاویه ی 20° درجه به عنوان ایمپلنت دیستال با قطر بزرگتر (5 mm) استفاده کرده است. در این حالت، کرنش ها با کرنش های همان تصویر اما قسمت d فرق نمی کنند اما همانطور که از مساحت سطح بزرگتر ایمپلنت دارای قطر 5 mm انتظار می رود کاهش اندک کرنش ها در استخوان کرسنال دیده می شود.

پیام بسیار مهم این مثال این است که متغیرهای مختلف می توانند بر روی پیامدهای استفاده از ایمپلنت های زاویه دار تاثیر بگذارند. از یک طرف، فضای بین-ایمپلنتی و طول بریج معلق، تاثیر عمده ای بر روی بارگذاری ایمپلنت و در نتیجه، بر روی کرنش ها در ساختار (همچنین بر روی تنش های متناسب با کرنش ها) دارند. از سوی دیگر، متغیرهایی شامل زاویه ی ایمپلنت و قطر ایمپلنت زاویه دار از اهمیت فراوان برخوردارند. در نهایت، مطالعه ی FE بر روی نقش زاویه دار کردن در سطوح تنش در اطراف ایمپلنت ها افزایش زاویه ی ایمپلنت از 0° درجه به 60° درجه به شرط ثابت نگه داشتن بقیه ی شرایط را نشان می دهد که بیشتر از دو برابر میزان تنش حداکثر بین سطحی برای ایمپلنت های دارای طول 9 mm و قطر 3.7 mm (یا 5.2 mm) می باشد هرچند این تاثیر برای ایمپلنت های دارای طول 10 mm و قطرهای مشابه یا نامشابه، کمتر بود.

یک نکته ی مهم دیگر این است که وضعیت های کرنش در استخوان اطراف یک ایمپلنت تا حد زیادی، تحت تاثیر الگوی روزی کامل بر روی ایمپلنت قرار می گیرد (رجوع کنید به گوان و همکاران، ۲۵). این به این معناست که اگر تعیین دقیق میزان کرنش بر روی سطوح میانی استخوان-ایمپلنت لازم باشد باید به پروفایل های روزی کامل، توجه شود. هیچ روزه ای در هیچ یک از مثال های FE در این فصل در نظر گرفته نشده اند و هدف از آن تاثیر بر روندهای اصلی مرتبط با زاویه دار کردن می باشد.