سال هشتم
شماره ۲
تابستان ۱۳۷۵

مجله دندانپزشکی

مقاله علمی

اصول و ملاحظات بیومکانیک و اکلوژن در ایمپلنتهای استئواینتگریت(۲)

دکتر اکبر فاضل*

دکتر محمد علی روستا**

مقدمه:

در بخش اول استفاده از ایمپلنتها در بیماران بی‌دندان و نیمه بی‌دندان جهت حمایت پروتزهای ثابت و متحرک با توجه به مبانی بیومکانیک ذکر شد.*** همچنین اشاره شد که جهت طراحی موفقیت آمیز یک پروتز، دندانپزشک باید بعضی از اصول بیومکانیکی را در نظر بگیرد. در این بخش قوانین اهرمی کلاس I ، احتمال خمش در بریج (Span Deflection) ، تنش (Stress) ، کرنش(Strain) ، رابطه تنش ـ کرنش و نیروهای ضربه‌ای و کوبشی (Impact loads & Impulse) مورد بحث قرار خواهند گرفت.

خمش در بریج

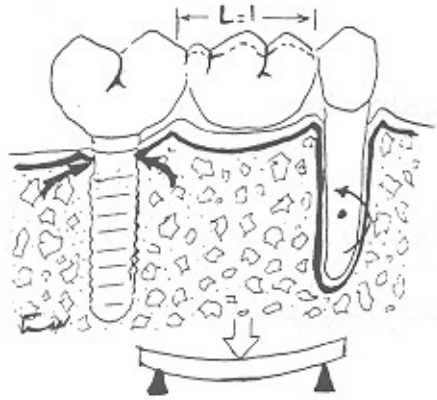
انحراف یک بریج Beam رابطه مستقیم با مکعب طول آن دارد(تصویر ۱) یک بریج با پایه ایمپلنت و دو و سه پونتیک (مشابه بریج‌های دیگر) به ترتیب دچار انحرافی به میزان ۸ و ۲۷ برابر می‌شود(تصویر ۲و ۳)

---

* استادیار بخش پروتزهای متحرک و رئیس بخش پروتزهای فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

** رزیدنت بخش پروتز ثابت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

*** مجله دندانپزشکی سال هشتم شماره ۱ بهار ۱۳۷۵



$$\text{Deflection} = (\text{Length})^{(3)}$$

$$\text{Length} = L = 1$$

$$\text{Deflection} = L^{(3)} = 1^{(3)} \Rightarrow$$

$$\text{Deflection} = 1$$

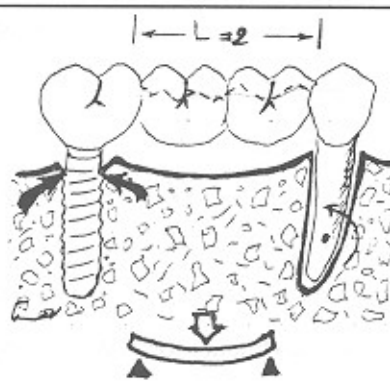
انحراف = (طول)^{۳}

طول = L = ۱

انحراف = $L^{(۳)}$ = $۱^{(۳)}$ ⇐

انحراف = ۱

تصویر شماره ۱ :



$$\text{Deflection} = (\text{Length})^{(3)}$$

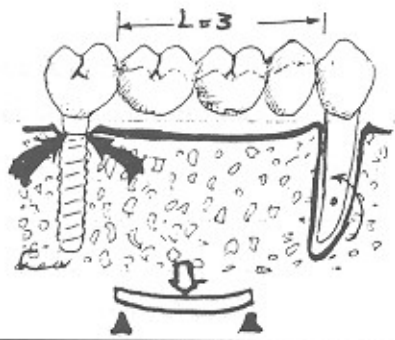
$$\text{Deflection} = (2L)^{(3)}$$

$$\text{Deflection} = (2) = 8$$

انحراف = (طول)^{۳}

انحراف = $(۲L)^{(۳)}$

انحراف = $۲^{(۳)}$ = ۸



$$\text{Deflection} = (\text{Length})^{(3)}$$

$$\text{Deflection} = (3L)^{(3)}$$

$$\text{Deflection} = (3)^{(3)} = 27$$

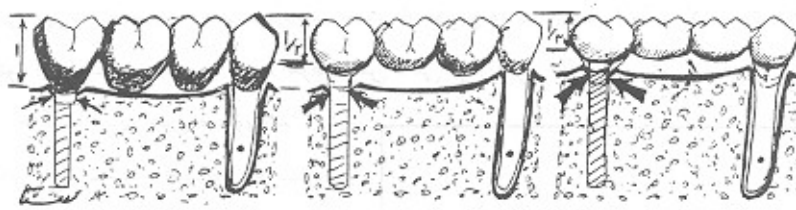
انحراف = (طول)^{۳}

انحراف = $(۳L)^{۳}$

انحراف = $۳^{۳}$ = ۲۷

تصویر شماره ۲ و ۳ :

انحراف یک بریج با قطر اکلوزوژنژیوالی آن نیز رابطه غیر مستقیم و معکوس دارد. یک پروتز ایمپلنت با طول اکلوزوژنژیوالی به اندازه نصف میزان معمول، حدود ۸ برابر و در مواردی که طول اکلوزوژنژیوالی مزبور یک سوم میزان معمول باشد حدود ۲۷ برابر بیش از پروتز قبلی دچار انحراف خواهد گردید(تصویر ۴)



انحراف = $\frac{۱}{(\text{ارتفاع})^۳}$ | انحراف = $\frac{۱}{(\text{ارتفاع})^۳}$ | انحراف = $\frac{۱}{(\text{عمق})^۳ (\text{ارتفاع})^۳}$

ارتفاع = $\frac{D}{۳}$ | ارتفاع = $\frac{D}{۲}$ | ارتفاع = D = ۱

انحراف = $\frac{۱}{(\frac{۱}{۳})^۳}$ = ۲۷ | انحراف = $\frac{۱}{(\frac{۱}{۲})^۳}$ = ۸ | انحراف = $\frac{۱}{۱}$ = ۱

D/۳ | D/۲ | D=۱

تصویر شماره ۴ :

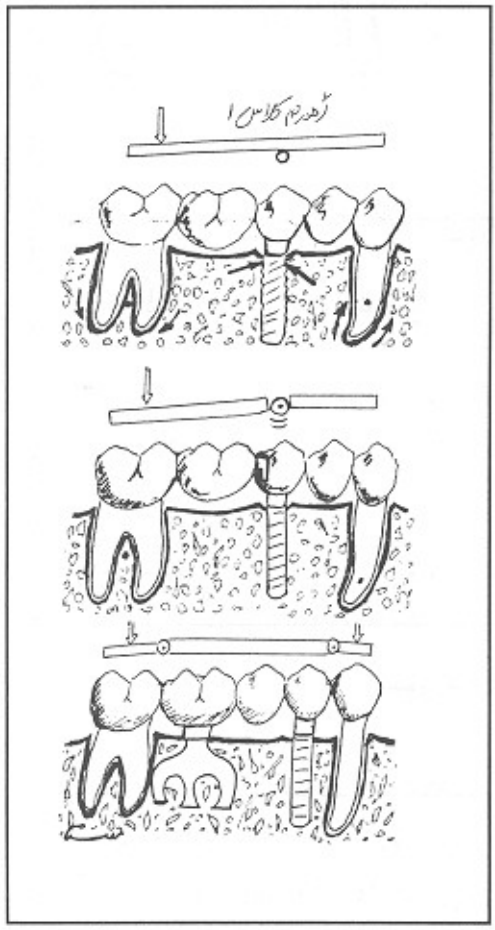
از آنجا که یک ایمپلنت اندوستئال در استخوان فک، محکم و ثابت می‌باشد لذا گشتاورهای منتقل شده توسط ایمپلنت بیشتر از نیروهای منتقل شده از یک دندان طبیعی (که توسط PDL دارای حالت بالشتکی Cushioning است) می‌باشد. پس جهت تقلیل انحراف در بریج، بایستی میزان سختی و استحکام پروتزهای ایمپلنت را افزایش دهیم(تصویر۴) افزایش سختی منجر به

حداقل رساندن گشتاورهای ایجاد شده بروی ساختمانهای حمایت کننده پروتز شده که نهایتاً می‌تواند منجر به تغییر شکل یا شکستن پیچ‌های نگهدارنده دندان پایه (گولداسکرو) و یا باز شدگی مارجین پروتزهای ایمپلنت گردد.

(اهرم کلاس ۱)

دندان پایه منفرد (pier abutment) منجر به ایجاد یک اهرم کلاس I می‌شود در این موارد می‌توان ایمپلنت را جهت ایجاد حمایت اضافی و مقابله با انحراف استفاده نمود. با این وجود ایمپلنت نیز منجر به ایجاد اهرم کلاس I می‌شود(تصویر ۵)

حرکات پروتز حول محور ایستادگی منجر به وارد شدن گشتاور به پیچ‌های نگهدارنده ایمپلنت و تغیر شکل یا شکستن آنها و یا باز شدن مارجین پروتز و شسته شدن سمان و انتقال گشتاورهای مخرب و اضافی به سایر اباتمنت ها می‌شود. با استفاده از یک اتصال دهنده غیر سخت (همانند پروتزهای ثابت) می‌توان استرس ها و گشتاورها را کاهش داد. با این حال درباره استفاده یا عدم استفاده از اتاچمنت‌ها در پروتزهای ایمپلنت اختلاف نظر وجود دارد.



تصویر شماره ۵ :

«اصول توزیع نیرو»

نحوه توزیع نیرو بین قطعات یک سیستم بستگی به درجه سختی (Stiffness) و قابلیت انعطاف و انحراف اجزاء آن سیستم دارد. اختلاف ساختاری میان

درجه سختی و انعطاف پروتزهای ساخته شده جهت دندانهای طبیعی در مقابل پروتزهای ایمپلنت منجر به تفاوت فاحشی در توزیع نیرو و مؤلفه‌های استرس عمودی و افقی می‌گردد. این عوامل هنگامی که آگاهی کاملی از تفاوتهای بنیادی آنها داشته باشیم تأثیر عمیقی بر نظریه‌های مربوط به پخش و توزیع نیرو می‌گذارد. و در مواردی که ایمپلنت و دندان‌های طبیعی مشترکاً پروتز را نگه می‌دارد خطر شکست‌های کلینیکی را به وجود می‌آورد.

ویژگی‌های توزیع نیرو

تجزیه و تحلیل توزیع نیرو بطور عددی و دقیق قابل محاسبه نیست و این بدلیل عوامل متغیری است که اندازه گیری و سنجش عددی و کمّی را مشکل می‌سازد بعنوان مثال استخوان کورتیکال و مدولری از قابلیت‌های ارتجاعی متفاوتی برخوردارند. پیچهای اتصال دهنده (Gold screws) انعطاف و خمش بیشتری از اسکلت بریج ایمپلنت دارند و همینطور میزان تطابق پروتز به پایه ایمپلنت نیز در توزیع نیرو اثر خواهد داشت.

همچنین کاربرد نیرو برروی کانتی‌لور موقعیت هندسی فیکسچرها و مسیرهای توزیع نیرو را بیشتر دستخوش تغییر خواهد ساخت.

تجزیه و تحلیل طراحی‌های مختلف ایمپلنت به طریق «آنالیز به روش عناصر محدود F.E.A » توزیع نیرو را در مورد طرحهای متفاوت ایمپلنت تا حدود زیادی برای ما روشن ساخته است. با این همه ، Brunski اشاره میکند که در هنگام طراحی پروتزهای ایمپلنت حجم مشکلات وقتی بیشتر خود را آشکار می‌سازد که تمامی متغیرها را در بررسی سیستم ایمپلنت و پروتز بطور یکپارچه مورد مداقه قرار دهیم.

«تعاریف»

جابجایی قابل رؤیت (Macromovement) : اگر حرکت دندان یا پروتز بیش از نیم میلیمتر باشد آنرا کلان جنبی گوئیم که به آسانی نیز قابل تشخیص است.

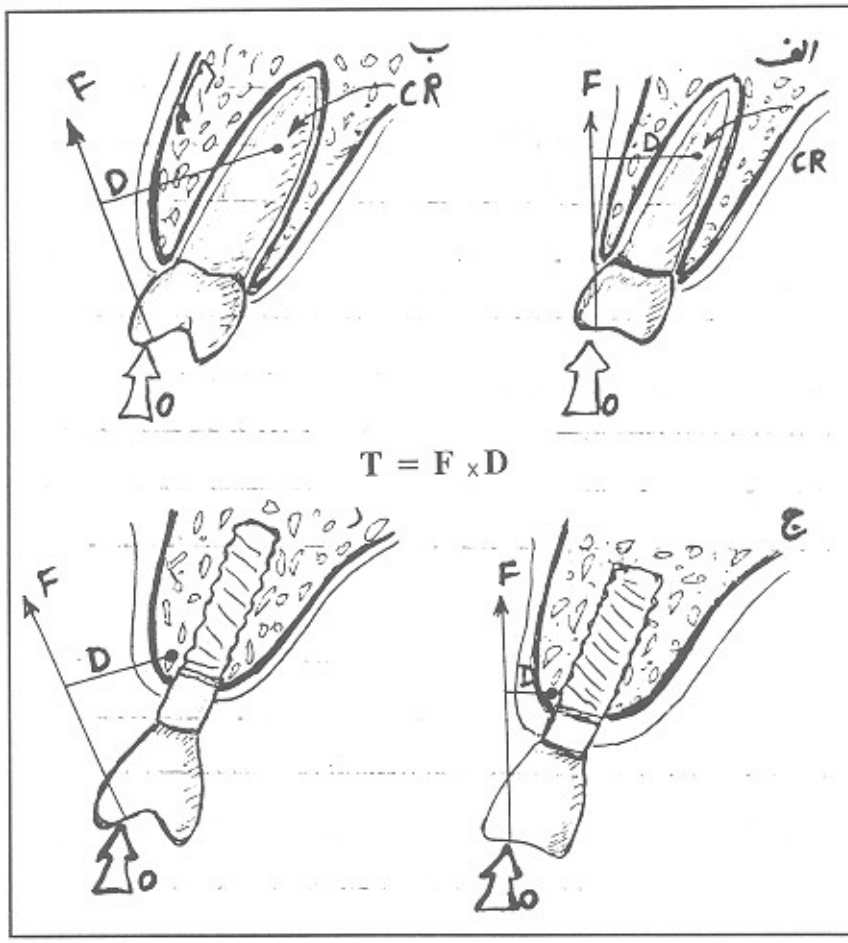
جابجایی جزیی (Micromovement) : حرکت دندان ، پروتز یا سیستم ایمپلنت که بین ۰/۱ تا ۰/۵ میلیمتر باشد را ریز جنبی گویند که به آسانی قابل رویت و تشخیص نبوده ولی با روشها و وسایل خاصی قابل اندازه‌گیری است.

جابجایی غیرقابل رؤیت (Micron movement) : اصطلاحی است که در سطح آنگستروم و میکروسکوپیک بکار می‌رود و حد آن کمتر از ۱۰۰ میکرون (ازمیلی‌متر) بوده و در Invivo

قابل سنجش است.

توزیع نیرو در دندانهای طبیعی

به دلیل جابجایی جزئی الیاف PDL نیروی اکلوزالی عمودی (O) نتیجه و مؤلفه نیروئی بنام (F) دارد که برای خود مرکز چرخشی (Center of Rotation) ایجاد کرده است. این مرکز در $\frac{1}{3}$ انتهایی ریشه قرار دارد(تصویر ۶)



تصویر شماره ۶ : ایجاد گشتاور در پروتز تحت تأثیر شیب کاسپی می‌باشد.

O = نیروی اکلوزالی عمودی F = مؤلفه نیرو CR = مرکز چرخش

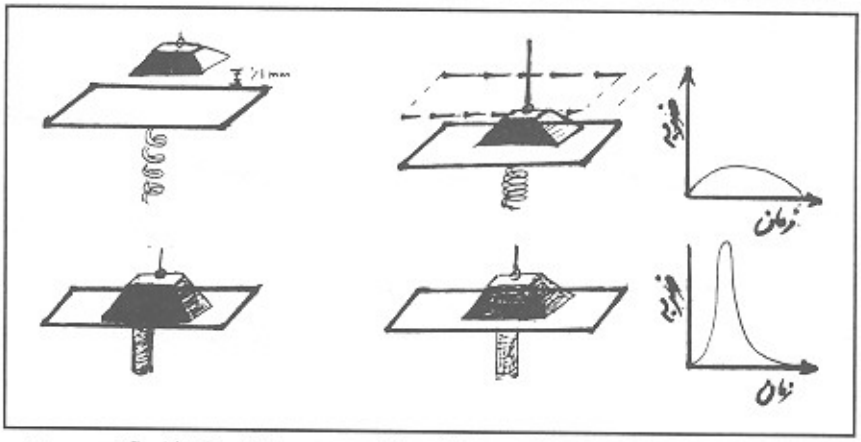
D = فاصله عمودی مرکز چرخش تا مؤلفه نیرو J = گشتاور

محل کوبش

محل کوبش همان محل برخورد کاسپهای دندانهای مقابل است(فلش در تصویر ۶) و برآیند نیرو همیشه عمود بر نقطه برخورد و کوبش است. بنابراین رابطه برخورد کاسپ ـ فاسا نیروی عمودی تولید می‌کند در حالیکه برخورد کاسپ به سطح شیب‌دار نیروی جانبی ایجاد می‌نماید. برای مثال موقعی که یک نیروی عمودی بر شیب لینگوال کاسپ باکال وارد می‌شود برآیند نیرو، عمود بر آن شیب خواهد بود و فاصله زیادی از محور چرخش C.R پیدا خواهد کرد. (تصویر ۶)

وقتی دو جسم در لحظه‌ای از زمان با یکدیگر برخورد می‌کنند، نیروی واکنشی (Reactional) بالنسبه زیادی بوجود می‌آید. پس از برخورد، دو جسم الاستیک به یکدیگر فشرده می‌شوند تا آنکه مرکز جرمی آنها به شتاب یکسانی برسند و سپس آندو از یکدیگر جدا می‌گردند در حالیکه شتاب (Velocity) و سرعت یکسانی دارند. رفتار نهائی این اجسام متصادم، بستگی به عوامل زیادی دارد که شامل خصوصیات مواد آندو جسم نیز هست.

در مورد اجسام کاملاً الاستیک شتاب اجسام متصادم پس از جدا شدن آنها متناسب با شتاب اولیه آنهاست. در حالیکه در مورد اجسام کاملاً پلاستیک پس از نیروهای کوبشی اجسام در تماس با یکدیگر باقی می‌مانند در چنین مواردی همیشه انرژی مکانیکی منجر به تغییر شکل و تبدیل به حرارت شده و ماده دچار تغییر شکل دائمی (permanent deformation) می‌گردد.(تصویر ۷) در سیستم ایمپلنتهای در معرض نیروهای کوبشی (ضربه‌ای) اکلوزالی ، ممکن است تغییر شکل بوجود آید و رستوریشن و یا ایمپلنت و یا حتی در سطوح رویاروئی (Interface) آن دو تغییر شکل بوجود آید. سختی نسبی اجزاء سیستم ایمپلنت عمدتاً موجب کنترل پاسخ این سیستم به نیروهای کوبشی و کاهش این پدیده می‌گردد.(تصویر ۷)



تصویر شماره ۷ : وجود حالت ضربه گیری و بالشتکی Cushioning & Dampenuy E. موجب تغییر الگوی توزیع نیروهای وارده می‌گردد.

گشتاور

نیروهای وارده توسط بازوی کارگر موجب افزایش و تشدید نیروی منتجه می‌شود که میزان آن رابطه مستقیم با طول بازوی کارگر دارد و میزان گشتاور حاصله برابر با حاصلضرب میزان نیرو در فاصله اعمال اثر نیرو (D) می‌باشد(تصویر ۶) در دندانهای طبیعی نیروهای فشاری (Compressive) و کششی متوجه بافتهای PDL شده که نهایتاً منجر به جابجایی جزئی می‌گردد. طول ریشه و خصوصیات استخوان نیز در این رابطه مؤثر است اما بدلیل عدم وجود جابجایی جزیی در ایمپلنت‌ها عمدتاً قسمت اعظم نیروهای وارده در لبه استخوان و کرست آلوئل متمرکز می‌گردد. البته در مورد نقطه تمرکز استرس ها در ایمپلنتهای استوانه‌ای (Cylandric) و پیچی شکل (Screw type) اختلاف نظر وجود دارد. با آنکه انعطاف و الاستیسیته استخوان در توزیع نیروی دندانهای طبیعی و ایمپلنت‌ها مؤثر است اما کلاً در هر نوع سیستم ایمپلنت قسمت اعظم استرسها در لبه ایمپلنت و کرست آلوئل متمرکز می‌شود. این مطلب یکی از علل تحلیل استخوان حول ایمپلنت‌ها می‌باشد.

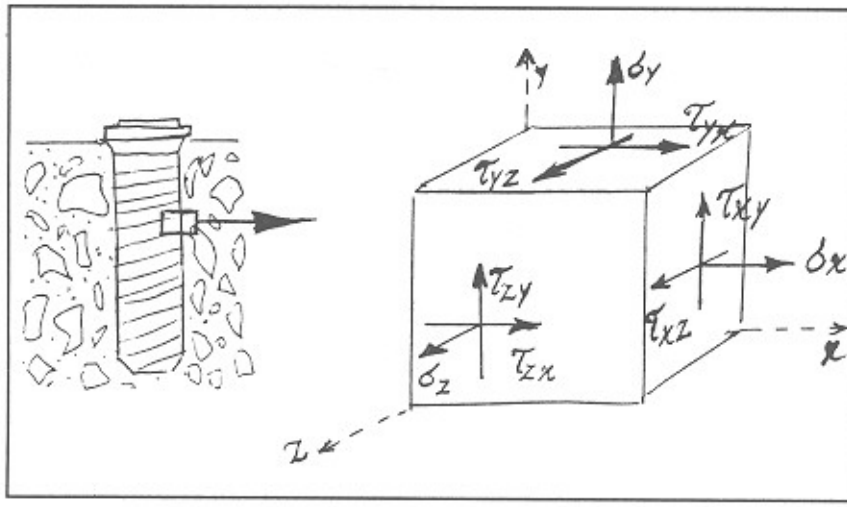
کاهش گشتاورها

با کاهش شیب کاسپی که عملاً نقطه اثر نیرو را مسطح‌تر می‌کند فاصله نقطه چرخشی تا مؤلفه نیرو کاهش یافته و نیروها بطور عمودی تر وارد گشته و میزان گشتاورها نیز تقلیل می‌یابد. رابطه کامل کاسپ ناسا باید بدون تماس‌های غیر لازم و بیشتر در سمت کارگر و بالانس صورت گیرد.

تنش Stress

یکی از تظاهرات نیروی اعمال شده بر ایمپلنت تنش نامیده می‌شود. به زبان ساده تنش، تظاهر شدت نیروی توزیع شده بروی سطحی است که نیرو بر آن اعمال می‌شود. این تنش‌های داخلی در یک ایمپلنت و نسوج بیولوژیک مجاورش می‌تواند در دوام بلند مدت ایمپلنت دردهان مؤثر باشد. بطور قراردادی تنش‌های نرمال (فشاری و کششی) را با سیگما δ و تنش برشی را با T نشان می‌دهیم نمایش ۳ بعدی توزیع استرس‌ها در استخوان اطراف ایمپلنت را در تصویر ۸ میتوان مشاهده نمود. توجه کنید که یک استرس نرمال در برابر ۲ استرس برشی در هر یک از محورهای z,y,x وجود دارد که می‌توان بدینصورت نیز نشان داد:

$$T_{xy} = T_{yx},\ T_{yz} = T_{zy},\ T_{xz} = T_{zx}$$



تصویر شماره ۸ : در سطوح رویارویی در مقابل هر تنش نرمال دو تنش برشی وجود دارد

بنابراین هر نوع نیروی وارده بر ایمپلنت می‌تواند مؤلفه نیروی غیر نرمال (برشی) را در سطوح رویاروئی ایجاد نماید. اکنون سئوال آنست که قله تنش و یا حداکثر نیرو و استرس تجربه شده توسط ایمپلنت و نسوج اطرافش در سطح رویاروئی چگونه خواهد بود؟

قله استرس هنگامی بوجود می‌آید که مؤلفه تنش در یک جهت خاص قرار گرفته و تمامی اجزاء تنش برشی Shear درحد صفر باشند. در این هنگام این مؤلفهٔ نرمال را تنش پایه مبنائی (principle stress) می‌نامند که با علائم $\delta 1$ و $\delta 2$ و $\delta 3$ نشان داده می‌شوند. $\delta 1$ نشانگر حداکثر استرس‌های مثبت (قله تنش‌های کششی) در ایمپلنت و نسوج مجاور و $\delta 3$ حداکثر استرس‌های منفی (قله تنش‌های تراکمی) است. $\delta 2$ نشانگر میزان متوسطی از $\delta 1$ و $\delta 3$ است به کمک $\delta 1$ و $\delta 3$ می‌توان حداکثر استرس های برشی را محاسبه کرد. تعیین این قله‌های تنش نرمال و برشی در ایمپلنت های دندان و نسوج مجاور ممکن است دیدگاهی ارزشمند در مورد شکست بالقوه ایمپلنت و آتروفی استخوان به ما ارائه دهد.

تغییر شکل و کرنش Deformation & Strain

نیروهای اعمال شده بر ایمپلنت ممکن است منجر به تغییر شکل ایمپلنت و نسوج مجاور گردند. نسوج بیولوژیک ممکن است دچار تغییر شکل شده و یا تظاهراتی از شروع فعالیتهای نوشکلی (Remodeling) در آن مشاهده گردد. سختی ایمپلنت‌های دندانی ممکن است بر طبیعت نسوج سطح رویاروئی تأثیر داشته و یا در ساخت ایمپلنت و تداوم کلینیکی آن مؤثر باشند. میزان تطویل (Elongation) و تغییر شکل (Deformation) در خصوص مواد مورد استفاده در ایمپلنت از صفر درصد برای سرامیکهای اکسید آلومینیم Al203 تا حدود ۵۵ درصد در مورد فولاد زنگ نزن داغکاره* Stainless Steel و L و Annealed 316 متفاوت است که در رابطه با تغییر شکل و کرنش Strain می‌باشد.

در تصویر ۹ می‌توان مشاهده کرد که چگونه تحت عملکرد یک نیروی کششی F، یک بار مستقیم به طول اولیه 10 دچار تطویل شده و به طول نهایی 10 + 1. می‌رسد. کرنش مهندس (Engineering Strain) که بدون واحد می‌باشد توسط طویل شدن بر روی هر واحد طول شناخته می‌شود و با علامت ε نشان داده می‌شود:

$$\varepsilon = \frac{\Delta 1}{10}$$

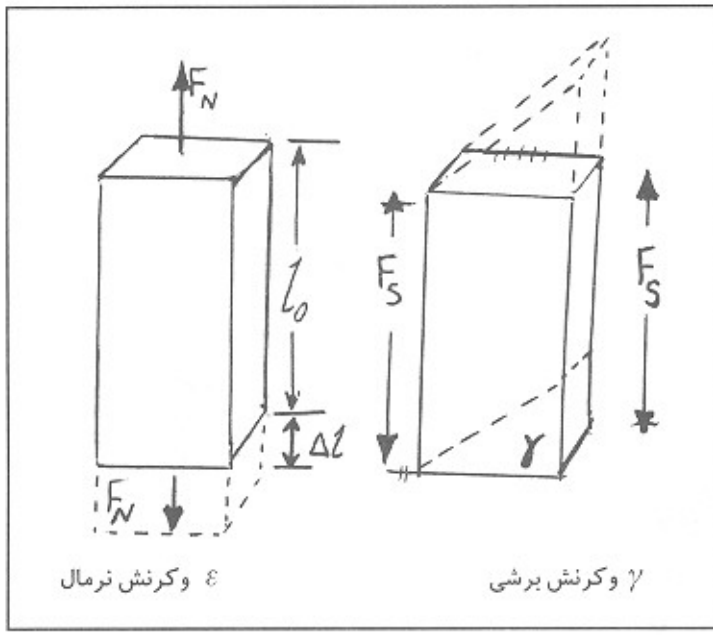
تطویل $\Delta L =$ Elongation

طول پایه اولیه $= 10$

کرنش برشی (Shear Strain) ، γ ، بیانگر تغییرات در زاویه مستقیم یک جسم یا مؤلفهٔ استرس‌ها تحت یک نیروی اعمال شونده برشی (Shearing) است. تمامی مواد (بیولوژیک و یا غیر بیولوژیک) توسط حداکثر تطویل ممکنه قبل از تغییر شکل دائمی یا شکست خصیصه‌بندی می‌شوند. بعلاوه مواد بیولوژیک نشانگر وابستگی میزان کرنش (Strain- rate) می‌باشد که از خصوصیات ماده است. مثل Mod.of.El. و یا Max. Tens. st.) و به تبع شدت اعمال نیرو و یا شدت دفورمیشن آتی آن تغییر می‌یابد.

---

* داغکاری Annealing



تصویر شماره ۹ : کرنش مهندسی را به عنوان درصد تطویل در واحد طول تعریف می‌نماییم. در هنگام اعمال نیروهای برشی خاص کرنش برشی موجب تغییر شکل ماده در یک راستای مستقیم می‌گردد.

مشاهدات تجربی نشان داده است که کرنش‌های طرفی .Lat.St تحت تأثیر نیروهای اگزیالی دارای کرنش اگزیالی نیز هستند. در محدودهٔ الاستیک ، ایندو نوع کرنش نسبت به یکدیگر متناسب بوده که به عنوان نسبت و ضریب پواسن μ جهت اعمال نیروهای کششی به صورت زیر نشان داده می‌شود:

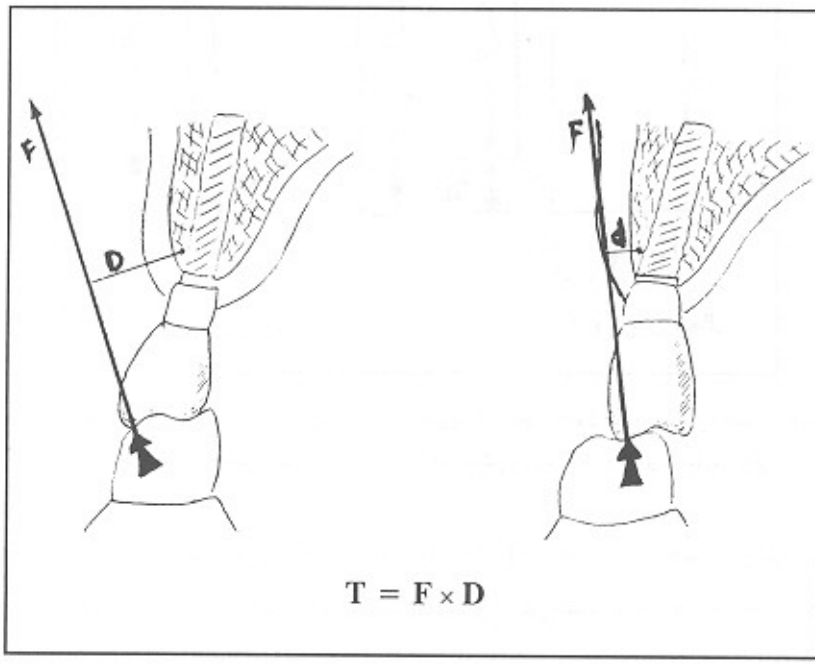
$$\mu = \frac{\text{- Lateral strain کرنش طرفی}}{\text{Axial Strain کرنش محوری}}$$

خصوصیات مکانیکی مواد جهت تعیین رفتار تنش ـ کرنش در بین ایمپلنت و نسوج مجاور متناسب با رابطه به دست آمده از تئوری مکانیک Solid-mech. Theory می‌باشد.

قراردهی باکولینگوالی منطقه اثر نیرو

در نواحی خلفی بالا بدلیل شکل خاص استخوان ، غالباً ایمپلنت کمی به طرف لینگوال قرارداده

می‌شود. در اینصورت اگر اکلوژن در رابطه طبیعی با کولینگوالی حتی با کاهش شیب کاسپها شکل داده شوند خط بر آورد نیرو (F) با فاصله زیادی (D) از استخوان قرار می‌گیرد و موجب گشتاور ناخواسته‌ای می‌شود. در این مورد اگر دندانها در حالت کراس بایت چیده شوند هر میزان نیرو که بر شیب کاسپ وارد گردد خط بر آورد نیروئی را سبب می‌شود که خیلی به استخوان لبه ستیغ نزدیکتر است (d) و موجب گشتاور کمتری خواهد شد.(تصویر ۱۰)

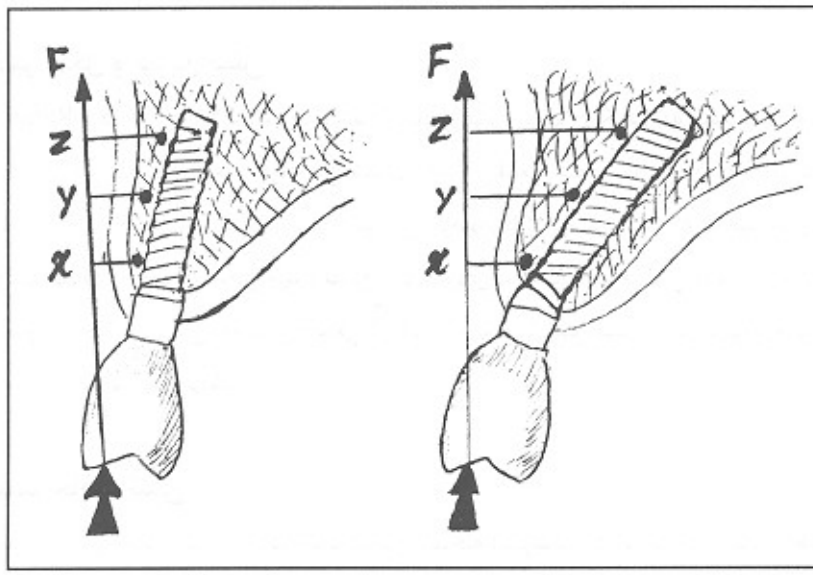


تصویر شماره ۱۰ :

سطح عمودی قله ریج باقیمانده

فاصله عمودی از انتهای اکلوزالی ایمپلنت تا نقطه اثر نیرو در سطح اکلوزالی ایمپلنت‌های خلفی فک بالا به علت وضع خاص آناتومیکی این ناحیه بیشتر متمایل به سمت پالاتال می‌باشند. نیروهای اکلوزالی که بر سطح تقریباً تخت سطوح اکلوزالی وارد شود برآوردهائی خواهد داشت که شیب آن متناسب با جهت محور اصلی ایمپلنت خواهد بود. حتی با شیب نسبتاً تخت کاسپها و تمایل محوری به سمت پالاتال ایمپلنت به همان مقدار که سطح قله ستیغ باقی مانده بالاتر می‌رود فاصله برآورد نیرو به لبه کرت افزایش می‌یابد و همین مسئله موجب افزایش تورک

جانبی می‌شود (تصویر ۱۱)



تصویر شماره ۱۱ :

در اکثر ایمپلنت‌ها مؤلفه نیرو ناشی از تماس اکلوزالی بندرت منطبق بر محور اصلی ایمپلنت است و لذا هر چه فاصله برخورد اکلوزالی از لبه استخوان دورتر باشد میزان تورک وارده بر استخوان کرت بیشتر خواهد بود به میزانی که شیب پالاتالی ایمپلنت افزایش یابد، برآورد نیرو شیب بیشتری خواهد یافت و استخوان کرت به طرف ریشه دستخوش تحلیل خواهد شد و باز هم میزان تورک افزایش خواهد یافت.

با ایجاد اکلوژن کاسپ فوسا میزان گشتاور را می‌توان کاهش داد و البته کاهش شیب کاسپی و تغییر در روابط فکین از قبیل کراس بایت نیز روش مناسبی است.

توزیع نیرو در پروتزهائی که توسط چند ایمپلنت نگهداری می‌شود

نحوه توزیع نیرو در این پروتزها با پروتزهای متصل به دندانهای طبیعی متفاوت است با آنکه جهت مؤلفه نیرو ممکن است مشابه باشد ولی باید دانست که استخوان قله ریج ضربه اصلی نیرو را تحمل می‌کند.

هر اصلی که در مورد یک ایمپلنت منفرد صادق باشد در مورد ایمپلنت های متعدد بهم بسته

شده نیز صدق می‌کند زیرا حرکات جزئی ناشی از وجود PDL (نظیر دندانهای طبیعی) وجود ندارد.

تغییر شکل و توزیع تنش

Rangert و همکاران (۱۹۹۱) متوجه شدند که تغییر شکل پیچهای نگهدارنده ایمپلنت به اندازه ۱۰۰ میکرون می‌تواند موجب فرو رفتن عمودی دندان طبیعی متصل به یک پروتز آزمایشی ترکیبی (دندان طبیعی - ایمپلنت) گردد. البته این موضوع قابل پرسش است که آیا صد میکرون حرکت عمودی از نظر کلینیکی جهت توزیع نیرو بر روی لیگامانهای پریودنتال قابل توجه است یا خیر زیرا حرکات نرمال دندانهای طبیعی در حدود نیم میلی‌متر است و این میزان حرکت موجب توزیع استرس می‌شود.

عنصر جاذب تنش

جذب استرسها خصوصیتی از ماده است که می‌تواند قله استرسها را در واحد زمان تقلیل دهد و لذا نیروی کمتری در واحد زمان وارد می‌آید. توزیع استرسها خصوصیتی از ماده است که منجر به توزیع یا جهت‌دهی نیروها در امتداد سخت‌ترین قسمت ماده می‌گردد. از یک دیدگاه وجود عنصر جاذب شوک منجر به تقلیل سختی ایمپلنت در استخوان کورتیکال و کاهش ضخامت فلز در سطح کورتیکال می‌گردد و نهایتاً نیروها را آپیکالی تر وارد می‌کند.

استفاده از عنصر جاذب استرس SAE با دو هدف انجام می‌شود:

۱ ـ کاهش قله استرسها

۲ ـ عمل کردن بعنوان توزیع استرسها به سایر جهات در استخوان وحول ایمپلنت SAE در ایمپلنت منفرد بعنوان عنصر damping ممکن است باشد ولی توزیع کننده استرس نیست و منجر به وارد شدن یکسان و یک شکل نیرو بر استخوان می‌شود. اثر SAE اکثراً در استخوان ترابکولر دیده می‌شود.

خلاصه

توزیع نیرو بین نواحی مختلف یک سیستم به رابطه پیچیده بین استئواینتگریشن و طرح پروتز بستگی دارد. در مواجهه با پروتزهای مرکب که در آن از ایمپلنت و دندانهای طبیعی استفاده شده است باید با احتیاط و دقت بیشتری عمل نمائیم. این ایمپلنت‌ها هستند که دندانهای طبیعی را

نگاه می‌دارند و نه بالعکس و لذا از نقطه نظر اعمال نیروی متعادل و حد تحمل پایه‌های ایمپلنت توجه به یک سری نکات ضروری است:

۱ ـ در فک پائین بیش از ۲۰ میلی متر و در فک بالا بیش از ۱۰ میلی متر نباید طول کانتی‌لور را ادامه داد.

۲ ـ در اکلوژن کلاس III مندیبل، استفاده از اوردنچر بهترین راه حل خواهد بود.

۳ ـ در صورت کم بودن تعداد پایه‌ها در فک بالا، بهترین درمان اوردنچر است.

۴ ـ افزایش حتی یک فیکسچر منجر به افزایش تصاعدی ضریب موفقیت پروتز خواهد گردید.

۵ ـ نهادن ۵ـ۶ ایمپلنت در نواحی قدامی مندیبل بهترین و آسانترین شیوه است زیرا استخوان متراکم و فاقد عروق و اعصاب مهم می‌باشد.

۶ ـ فیکسچرها را در محورهای چرخشی متعدد قرار می‌دهیم تا از چرخش پروتز ممانعت نموده و توزیع مناسبتری از نیروها را داشته باشیم.

۷ ـ هر چه کیفیت استخوان ضعیفتر باشد تعداد فیکسچر لازم نیز بیشتر باید باشد.

۸ ـ هر چه ارتفاع و قطر ایمپلنت کمتر باشد مقاومت آن در مقابل فشارهای وارده کم و بالعکس هر چه ارتفاع و قطر ایمپلنت بیشتر باشد بر مقاومت آن در برابر فشارهای اکلوزالی افزوده خواهد شد.

۹ ـ در ایمپلنت‌های منفرد ناحیه قدامی بالا، تماس بین دندانهای مقابل و ایمپلنت نباید وجود داشته باشد و الا بایستی با ایجاد لج در ناحیه لینگوال نیروها را بیشتر در مسیر محور اصلی فیکسچر قرار داد تا از میزان گشتاور نهائی کاسته شود.

REFERENCES

منابع لاتین :

1- Bides, MW; Misch, CE. 1992. Aproposed clinical nomenclature system for implant biomechanics. *j. oral Implantology,* XV(3).

2- Brunski, JB. .1988 a. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. ***int. J. oral Maxillofacial imp.*** 3:85 - 97.

3- Brunski, JB. .1988 b. Biomechanics of oral implants: future research directions. ***J. Dent. Educ.*** (52): 775 - 787.

4- Brunski, jhon; Skalak, Richard. 1992. ***Biomechanical consideration advanced osseointegration surgery.*** chicago, Quintenssence company Inc.

5- Craig, RG. .1980. ***Restorative dental material.*** 6th ed. St. Louis, the C.V. Mosby Company.

6- Hobo, S. [etal.] 1991. Osseointegration and occlusal rehabilitation. ***quint.***

7- Misch, CE. 1988. Available bone influences prosthodontics treatments. ***dent. today.*** 7: 44;75.

8- Mish, CE. .1990 a. Dentistry of bone: effection treatment plans, surgical approach, healing and prograssive bone loading. ***int. j. oral Implantol.*** 6: 23 - 31.

9- Misch; CE. .1992. Force transfer in implant dentistry. ***basic concepts and principles.*** 18(3): 264 - 273.

10- Rangert, B; [etal.] .1992. Mechanical aspects of a branemark implant connected & natural tooth. Laney, W.R; tolman; DE. eds. ***Tissue integration in oral, orthopedic, & maxillofacial reconstruction. & international congress,*** chicago:Mayo medical center,1990:177- 186.

11- skalak, R. 1983. Biomechanical consideration in osseointegrated prosthesis. ***J. prosth. dent.*** 49: 843 - 848.

12- Weineerg, L. A. 1993. The biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis, ***The int. j. of oral and Maxillofaciall implants.*** V (8): 19 - 31.