



تحلیل تنش استاتیکی و خستگی ایمپلنت‌های دندانی در ناحیه osseointegration

خلیل فرهنگ دوست استادیار دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد
علیرضا خسروی دانشجوی کارشناسی ارشد مکانیک جامدات دانشگاه فردوسی مشهد

چکیده:

با توجه به رشد روزافزون ایمپلنتولوژی و با توجه به اهمیت ناحیه تماس استخوان - ایمپلنت و بخصوص فرآیند osseointegration و مقاومت استخوان در این ناحیه، در این مقاله سعی شده است تا با استفاده از روش FEM تحلیل مناسبی از تنش در سطح تماس استخوان - ایمپلنت انجام گرفته و سپس بر اساس مقاومت استخوان در این ناحیه به شناسایی مواضع خطرناکتر پرداخته شود. تحلیل این ناحیه بر روی مدل‌های مختلف انجام و بحث و بررسی پیرامون آن صورت گرفته است. هر مدل تحت بارگذاری استاتیکی و خستگی و با زوایای مختلف اعمال بار قرار گرفته است.

فهرست علائم:

جهت Buccolingual : BL	تیتانیوم خالص تجاری : CpTi	تنش تسلیم : σ_y
مدول الاستیسیته : E	جهت Mesiodistal : MD	
ضریب اطمینان : n	تحمل کشش نهایی : UTS	
عمق از کف استخوان : Z	دامنه تنش : σ_a	
میانگین تنش : σ_m	ضریب پواسن : ν	

۲- خواص مکانیکی مناسب آن (بخاطر ساختار کریستالی هگزائگونال آن)

۳- توانایی آن در انجام osseointegration در ایمپلنتولوژی [۱]

هندسه مدل: در این مقاله به تحلیل تنش ایمپلنت‌های استوانه‌ای به قطر ۴mm با طول ۶ و ۱۰ و ۱۴ میلیمتر در مدل‌های مجزا پرداخته شده است. استخوان اطراف ایمپلنت بصورت یک بلوک به عرض ۸mm در جهت (BL) و طول ۱۵mm در جهت (MD) در نظر گرفته شده است. ارتفاع این بلوک ۱/۵mm بیش از طول کل ایمپلنت در نظر گرفته شده است. ایمپلنت طوری در داخل استخوان قرار گرفته که ۰/۵mm از طول آن خارج از استخوان قرار دارد. [۹]

شرایط مرزی: در این تحلیل ۲ شرط مرزی اساسی بکار گرفته شده است.

۱- سطوح دو انتهای بلوک (استخوان) در جهت MD فاقد هرگونه حرکت یا چرخشی است.

۲- تمام درجات آزادی هر گره از استخوان در سطح تماس استخوان - ایمپلنت با گره منطبق بر آن از ایمپلنت بصورت مساوی

بنا بر تعریف ارتباط مستقیم ساختاری و عملکردی منظم بین سطح ایمپلنت و استخوان زنده [۱، ۲، ۳، ۴، ۵] بدون هیچ لایه فیبروز "osseointegration" نامیده می‌شود. [۶] این اتصال در دوران بهبود گسترش می‌یابد. یک ایمپلنت osseointegrated نامیده می‌شود در صورتیکه فرصت ترمیم در اطراف ایمپلنت را در غیاب بارگذاری داشته باشد [۵]. سه عامل در موفقیت osseointegration مؤثرند:

۱- جنس ایمپلنت و بافتهای مجاور

۲- ناحیه تماس ایمپلنت استخوان

۳- اثر ایمپلنت و تهمات آن بر بافتهای اطراف. [۱]

یکی از فلزات معمول در ساخت ایمپلنت‌های دندانی فلز تیتانیوم می‌باشد [۷]. از این فلز معمولاً به دو صورت تیتانیوم خالص تجاری CPTi (commercially pure Titanium) (تیتانیوم با درصد خلوص وزنی ۹۸/۶۳۵ تا ۹۹/۵) [۸] و آلیاژ Ti-6AL-4V استفاده می‌شود. [۱] که در این مقاله بر روی CpTi کار شده است.

تیتانیوم را ماده منتخب در دندانپزشکی نامیده‌اند به سه دلیل: ۱- بدلیل Biocompatibility مناسب آن که نتیجه لایه اکسید پایدار آن می‌باشد.

لحاظ شده است.

ویژگیهای مواد، ویژگیهای CpTi: تیتانیوم یک ماده الاستیک خطی همگن و ایزوتروپیک می باشد. برای تیتانیوم مدول الاستیسیته از ۱۱۰۰۰ Mpa تا ۱۱۷۰۰۰ Mpa و ضریب پوانس ۰/۳۳ تا ۰/۳۵ پیشنهاد شده است. [۱-۱۰-۱۱-۱۲-۱۳-۱۴] که در اینجا $E = 115000 \text{ Mpa}$ و $\nu = 0.35$ فرض شده است. [۱۳]

همچنین برای UTS تیتانیوم مقدار 1550 Mpa [۱] و برای σ_y مقدار ۱۶۰ تا 1550 Mpa پیشنهاد شده است. همچنین تحمل خستگی تیتانیوم برای ایجاد ترک ۵۰۰ تا 1700 Mpa [۱] و برای حد تحمل خستگی CpTi مقدار $259/90 \text{ Mpa}$ پیشنهاد شده است. [۱۱]

ویژگیهای استخوان: استخوان یک ماده نرم و ویسکوالاستیک می باشد و تحمل آن بستگی به دانسیته و میزان مواد معدنی آن دارد. [۱۶] با این حال در تحلیلهای عددی آن را یک ماده ایزوتروپیک، همگن و الاستیک خطی در نظر می گیرند [۱۱-۱۷-۱۸-۱۹] در اینجا از لایه نازک استخوان کورتیکال در مدلسازی صرف نظر شده و برای استخوان تراپیکولار ویژگیهای زیر در نظر گرفته شده است: $E = 1370 \text{ Mpa}$ و $\nu = 0.3$ [۱۲].

آزمایشات نشان می دهند که استخوان حد تحمل خستگی ندارد با این حال با توجه به قانون wolfe (۱۸۹۲) قادر به تحمل بارگذاری خستگی می باشد [۱۶-۲۰]. همچنین ترکیب کریستالهای Apalite استخوان را از گسترش ترک مصون می دارد (مکانیزم cook - Gorden [۱۶]). بطور کلی مقاومت کششی استخوان با افزایش سن کاهش می یابد. مدول الاستیسیته آن با سن تغییرات کمی دارد. [۲۱]

اعمال بار: نیروی جویدن بصورت یک بار گسترده یکنواخت بر سطح بالایی ایمپلنت وارد شده است. با توجه به آنکه حداکثر زاویه نیروی جویدن 30° است، [۲۲]. هر کدام از مدل های هندسی با سه بار عمودی و 15° و 30° نسبت به حالت عمود تحلیل شده اند. مقدار نیروی جویدن 170 N فرض شده است. [۹-۱۸-۲۵-۲۶-۲۷].

نرم افزار: تحلیلهای بررسی شده با نرم افزارهای ANSYS [۱۸-۲۴-۳۰]، I-DEAS [۱۴-۱۹]، ADINA [۲۳] انجام گرفته اند. با توجه به در دسترس بودن ANSYS ۵/۴ در این مقاله از این نرم افزار استفاده گردیده است.

تحلیل عددی: در این تحلیلها حداکثر ۵۱۵۴ المان و ۱۲۴۳ گره مورد استفاده قرار گرفت المانها از نوع solid چهار وجهی با دوران انتخاب شده اند (Solid ۷۲)

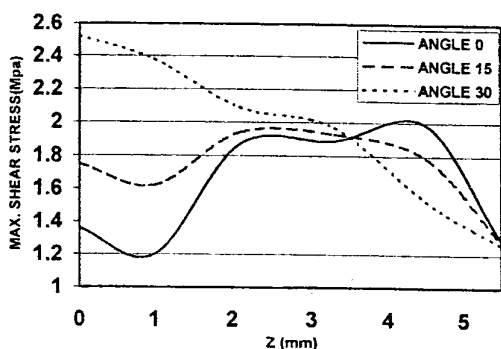
مقاومت osseointegration: آزمایشات متعدد انجام شده

بر روی ایمپلنتها موفقیت osseointegration را تحت شرایط بارگذاری معمول بیش از ۹۰٪ گزارش کرده اند. [۲۸-۲۹-۳۱] چگونگی انتقال تنش در ناحیه osseointegration هنوز بطور کامل شناخته نشده است. [۲۲] حد تحمل برشی osseointegration مقدار 12 Mpa را نشان می دهد. [۳۳]

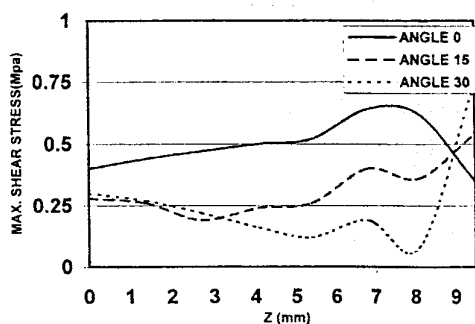
نتایج و نتیجه گیری:

نمودارهای ۱ تا ۶ تغییرات حداکثر تنش برشی در هر نقطه را بر حسب عمق آن نقطه از سطح بالایی استخوان نشان می دهند.

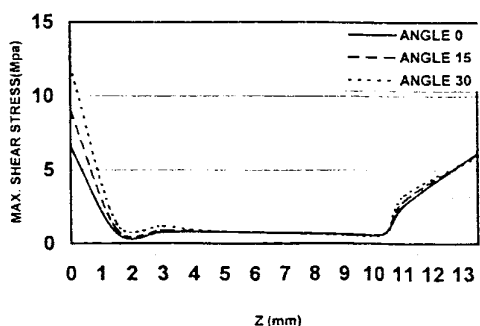
نمودار ۱: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت 1 mm (طول ناحیه osseointegration $5/5$ میلی متر می باشد)، در صفحه BL



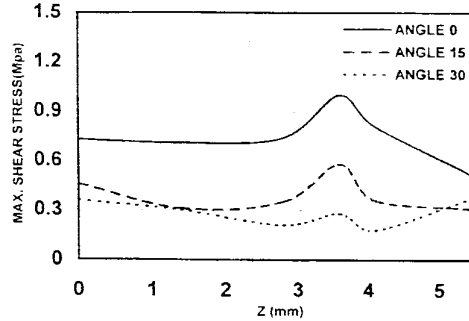
نمودار ۲: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت 10 mm (طول ناحیه osseointegration $9/5$ میلی متر می باشد)، در صفحه BL



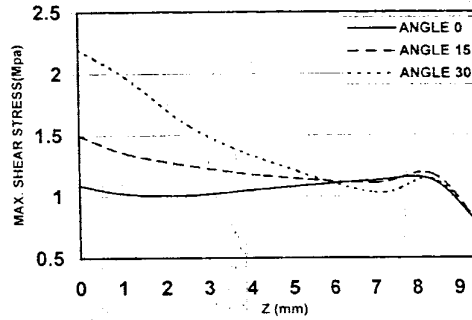
نمودار ۳: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت 14 mm (طول ناحیه osseointegration $13/5$ میلی متر می باشد)، در صفحه BL



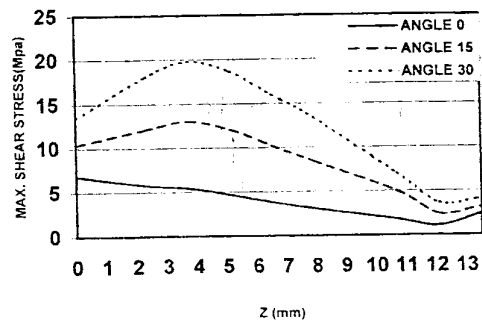
نمودار ۴: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت ۶mm (طول ناحیه osseointegration ۵/۵ میلیمتر می باشد). در صفحه MD



نمودار ۵: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت ۱۰mm (طول ناحیه osseointegration ۹/۵ میلیمتر می باشد) در صفحه MD.



نمودار ۶: تغییرات تنش برشی حداکثر بر حسب عمق از بالای استخوان در ایمپلنت ۱۶mm (طول ناحیه osseointegration ۱۳/۵ میلیمتر می باشد) در صفحه MD.



قاعده در مورد تمام طولهای ایمپلنت برقرار است.

مشاهده می شود که در نمودارهای فوق خطاهایی وجود دارد مهم ترین دلیل این امر این است که با توجه به انتخاب گره ها برای بدست آوردن این نتایج در برخی موارد این گره ها کاملاً بر صفحه BL یا MD منطبق نبوده اند لذا بر حسب فاصله از این صفحه ها مقداری خطا ایجاد شده است.

با مقایسه این مقادیر با حداکثر تحمل برشی ناحیه osseointegration در انسان (۶۸Mpa) [۲۲] به فرض تحمل برشی ۴۰Mpa کمترین ضریب اطمینان عبارتست از:

$$\eta_{\min-oss} = \frac{40}{13} = 3/3$$

در بارگذاری خستگی با توجه به آنکه تغییرات بار در زمان بین ۰ تا ۱۷۰ نیوتن می باشد خواهیم داشت.

$$\sigma_a = \sigma_m = \sigma_{\max} / 2$$

که در این حالت با توجه به حد تحمل خستگی تیتانیوم $Se = 259/90 \text{ Mpa (CpTi)}$ و تحمل کششی نهایی 550 Mpa UTS مشاهده می شود که با استفاده از معیار گودمن خواهیم داشت:

$$\sigma_m = \sigma_a = 12 \text{ Mpa}$$

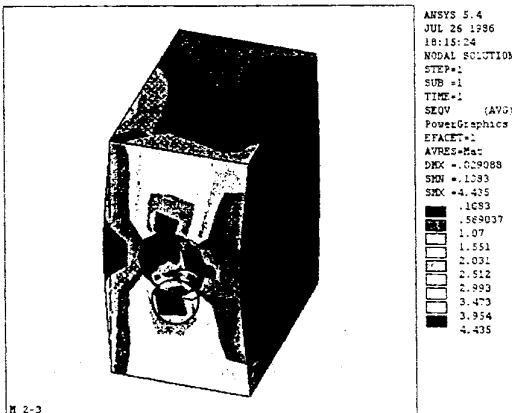
$$\frac{n\sigma_a + n\sigma_m}{Se} + \frac{n\sigma_m}{UTS} = 1 \Rightarrow \frac{12n}{259/90} + \frac{12n}{550} = 1 \Rightarrow n_{\min Ti} = 14/V$$

با توجه به اینکه مکانیزم خستگی در استخوان بر اساس قانون wolfe نسبت به فلزات متفاوت است از این رو در پروسه خستگی در استخوان بر اساس مقاومت استاتیکی با در نظر گرفتن ضریب اطمینان بررسی می شود [۲۰، ۱۶] برای استخوانهای مختلف مقدار UTS از ۱۲۱Mpa تا ۱۴۹Mpa ذکر شده است [۱].

$$\eta_{\min-bone} = \frac{121}{24} = 5/04$$

با مقایسه سه ضریب اطمینان مشاهده می شود که احتمال شکست osseointegration بیش از استخوان و ایمپلنت می باشد به طور کلی ضعیف ترین موضع در ناحیه تماس در $Z = 0$ (ناحیه مشخص شده با دایره در شکل ۱) قرار دارد.

شکل ۱: کاتوره های تنش فون میز در استخوان مدل ۲



۱- بررسی نمودارهای BL: در نمودار (۱) مشاهده می شود که با افزایش زاویه امتداد بار نسبت به محور ایمپلنت در قسمتهای بالایی ناحیه osseointegration تنش افزایش یافته ولی در قسمت پائین تنش کاهش می یابد با افزایش طول ایمپلنت در نمودار (۲) طول ناحیه بالایی (صعودی) افزایش می یابد و در نمودار (۳) مشاهده می شود که در قسمت زیادی از ناحیه osseointegration افزایش زاویه بار بر مقدار تنش بی اثر بوده است علاوه بر این بطور کلی بیشترین تنش در قسمت بالایی این ناحیه مشاهده می شود.

۲- بررسی نمودارهای MD: در این نمودارها مشاهده می شود که با افزایش زاویه بار، تنش برشی ماکزیمم کاهش می یابد و این

8. Lampman S. ASM Handbook, Vol 2, Wrought Titanium and Titanium Alloys, ASM International, 1991: 592-597

۹- قنبرزاده، جلیل، تحلیل تنش سه بعدی ایمپلنت‌های دندانی به روش اجزای محدود، دانشگاه علوم پزشکی مشهد. دانشکده دندانپزشکی، شماره پایان نامه ۸۸.

10. Van Rossen IP, Braak LH, de putter C. de Groot K, stress absorbing elements in dental Implants, J. prosthet Dent 1990; 64: 198-205

11. Takahashi N, Kitagami T, Komori T, Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade - vent implant abutment. J. prosthet. Dent. 1978; 40: 186-91

12. Sutter F, Schroeder A. Straumann F: Engineering and design aspects of the ITI hollow - basket implants. J oral Implantol 1983; 10: 535-51

13. Katz JL, Akers A, chow R, obremski S, The elastic properties of implantable materials. J. Dent Res. 1989;69 (special issue): 963 (abstract no 768)

14. Sertgoz Atilla, Finite Element Analysis study of the effect of superstructure material on stress Distribution in an Implant - supported Fixed Prosthesis, Int.J. Prosthodont 1997; 10:19-27

15. Falk H, Laurell L, Lundgren D: Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant - supported fixed cantilever prosthesis occluded with complete dentures Int.J. oral Maxilofac Implants 1989; 4: 55-62

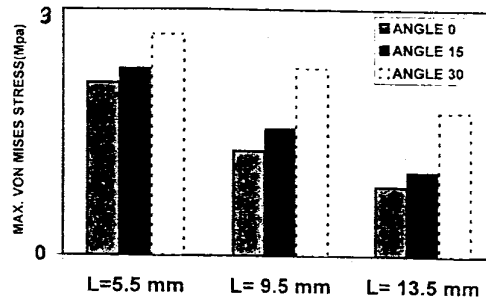
16. Rockwood C.A. Jr, Green D.P. Bucholz R.W. Heckman J.D., Rockwood and Green's Fractures in Adults Vol1. Lippin Cott - Raven Publishers Philadelphia Newyork 1996.

17. Hosbaw S. J. Brunski J.B. Cochran George V.B., Mechanical loading of Branemark implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling, Int.J. oral Maxilofac Implants 1994; 9: 375-60

18. Holmes. David C, Grigsby William R, Goel vijay K, Keller John C. comparison of Stress Transmission in the IMZ Implant System with poly oxymethylene or Titanium Intramobile Element: A

برای مقایسه حداکثر تنش فون میزز در ناحیه osseointegration در مدل‌های مختلف با زوایای مختلف بارگذاری می‌توان نمودار ۷ را بررسی نمود.

نمودار ۷: تغییرات حداکثر تنش فون میزز استخوان.



مشاهده می‌شود که افزایش زاویه بار باعث افزایش حداکثر تنش فون میزز و جابجا شدن مختصر در محل وقوع آن و افزایش طول ایمپلنت موجب کاهش حداکثر تنش فون میزز شده است.

مراجع

1. O'Brien William J, Dental materials and their selection, Quintessence publishing Co Inc. 1997

2. Branemark P-I, Hansson B-O, Adell R, Breine U, Lindstrom, J Hallen O, Ohman A. osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period scand J plast Reconstr surg 1977;11: suppl 16.

3. Listgarten MA, Lang NP, schroeder HE, Schroeder A, periodontal tissues and their counterpart around endosseous implants. clin.Oral. Implants Res 1991; 21: 1-19

4. Hobkirk John A, Watson Roger M, Alberktsson tomas, Color Atlas and text of Dental and maxillo - Facial Implantology, Mosby - wolfe publishers, Barcelona, 1995.

5. Skalak Richard, Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, J. Prosthet. Dent. 1983 Jun; 49(6): 843-8

6. Schenk Robert K., Buser Daniel, Osseointegration: areality, periodontology 2000 vol 17, 1998: 22-35

۷- هادیان ایرج، هادیان امیر فرخ، هادیان داریوش، دنیای ایمپلنت، نشر آروین، تهران ۱۳۷۵

27. Car AB, Laney WR, Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1987; 2: 101-8
28. Bell Fred A, Carazos Edmun J. Jr, Jones Archie A, Stewart kenneth L, Four-year Experience With the placement, restoration and maintenance of dental implants by dental students, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1994; 9: 725-31
29. Ekfeldt Anders, Carlsson Gunnar E, Borjesson Cene, Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study, *Int. J. Oral Maxillofac. implants* 1994; 9: 179-83.
- 30- Stegaroiu Roxana, Sato Takahiro, Kusakari Haruka, Miyakawa Osamu, Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three - dimensional finite elemetn analysis, *Int. J oral Maxillofac implants* 1998; 13: 82-90
31. Taylor thomas D, Prosthodontic problems and limitation associated with osseointegration, J prosthodontic problems and limitation associated with osseointegration, *J prosthet Dent* 1998: 79 : 74-8
32. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantitation of Compressive stresses and its effects on bone remodeling, *Bull Hosp bone Joint res* 1977: 38: 90-3
- 33- Wong M, Eulenberger J. Schenk R, Huaziker E, Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995: 29: 1567-75.
- Finite Element Stress Analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1992; 7: 450-8
19. Sertgoz Atilla, Guvener sungur, Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supproted fixed prosthesis, *J. Prosthet Dent* 1996; 76: 165-9
20. Egol Kenneth A, Koval Kenneth J. Kummer Frederick, Frankel Victor H, stress Fractures of the Femoral Neck, *Clinical orthopaedics and Related Research*; Number 348: 72-78-1998 Lippincott - Raven Publishers.
21. Lee Michael, Overheads for lecture "Bone" copyright @ Michael lee 1998.
22. Steinemann Samuel G, Titanium - the material of choice?, *Periodontology* 2000, Vol. 17;1998: 7-21
23. Richter Ernst - Jurgen, Ing Dipl, In Vivo Horizontal Bending Moments on Implants, *Int, J, Oral Maxillofac. Implants* 1998; 13:232-44
24. Holmgren Eric P, Seckinger Robert J, Kilgren Leslie M, Mante Francis, Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction, *J Oral implantology* 1998; 24(2): 80-8
25. Haraldson T, Carlsson GE, Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J. Dent Res* 1977; 85: 200-8
26. Lindquist LW, Carlsson GE:Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants, *Acta Odontol Scand* 1985; 43:39-45