



XVII. ULUSAL MEKANİK KONGRESİ
5-9 Eylül 2011, Fırat Üniversitesi, Elazığ

KEMİK YOĞUNLUĞUNUN DENTAL İMPLANTLARDAKİ GERİLME DAĞILIMINA ETKİSİ

Ali Göksel*

Hasan Sofuoğlu†

Eti Maden İşletmeleri Genel Müdürlüğü, Ankara

Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon

ÖZET

Bilgisayarlı tomografi ölçümlerinden elde edilmiş olan CT sayılarının elastisite modülüne dönüştürülmesi ile ilgili olarak yapılan çalışmalar araştırılmıştır. Elde edilen bilgiler yardımıyla farklı kemik yoğunluklarında gerilme dağılımı sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiş ve gerilme dağılımı kortikal kemik (KK) ve süngerimsi kemik (SK) için bulunmuştur. Deney materyali olarak maksiller sağ ikinci premolar diş alınmıştır. Bu diş bölgesi için MIS marka dental implant elemanları kullanılmıştır. Abutment modeli MD-TAD10, implant modeli ise 4,2 mm çap ve 10 mm boyunda Biocom modelidir. Diş kuran bölgesi modeli sonuçların hastaya özel olmaması amacıyla Wheeler'in An Atlas of Tooth Form anatomi atlası verilerinden yararlanarak Rhinoceros 4.0 yazılımıyla oluşturulmuştur. ANSYS Workbench 12.0 yazılımında çiğneme kuvvetleri etkisi altında modelimizde oluşan gerilme dağılımı analiz edilmiştir. Süngerimsi kemiğin implantın apeks bölgesine karşılık gelen kısmında ve implant boyununda en yüksek gerilme değerlerine ulaşılmaktadır. Kortikal kemikte süngerimsi kemiğe göre daha yüksek gerilme değerleri ortaya çıkmıştır. Kortikal kemikte kemik yoğunluğu düştükçe en yüksek von Mises Gerilmesi artmıştır.

INFLUENCE OF BONE DENSITY ON STRESS DISTRIBUTION OF DENTAL IMPLANTS

ABSTRACT

The studies related with conversion to elasticity modulus from CT numbers that obtained from computed tomography have been investigated. With the help of gathered information, the stress distribution at different bone densities was studied with finite element method and stress distribution has been found for cortical bone (KK) and spongy bone (SK). Maxillary right second premolar has been used as test material. For this teeth area, MIS branded dental implant elements have been used. Abutment model is MD-TAD10 and implant model is Biocom which has 10 mm length and 4.2 mm diameter. Dental crown is modeled using Wheeler's anatomy atlas, An Atlas of Tooth Form and Rhinoceros 4.0 software in order to result are not to be specialized for any patient. In ANSYS Workbench 12.0 software the stresses at our model are analyzed under mastication forces. Maximum stress values emerged at the spongy bone part which coincides implant's apex part and neck. Higher stress values emerged in cortical bone than the spongy bone. While bone density decreases in cortical bone, maximum von Mises stress has increased.

* Yük. Müh., E-posta: agoksel@etimaden.gov.tr

† Prof. Dr., Makine Müh. Böl., E-posta: sofuoglu@ktu.edu.tr

GİRİŞ

Son zamanlarda tedavi yöntemlerindeki gelişmelere rağmen, milyonlarca hasta dişlerini bazı rahatsızlıklar veya travma sonucu kaybetmektedir. Her yaş grubundan hastalar protezleri, köprüleri veya eksik dişleri nedeniyle sağlık problemleri yaşamakta, konuşmada zorluk çekmekte, irritasyon ve ağrı problemleriyle mücadele etmek zorunda kalmaktadır. Hatta sosyal çevrelerde, yemek yemekten, konuşmaktan ve gülmekten çekinen pek çok hasta için diş eksikliği önemli bir olgudur. Bu durumda dental implantlar (Şekil 1) eksik dişleri tamamlamak için gittikçe tercih edilmektedir.



Şekil 1. Dental implant [4].

Suni diş kökü de denebilen dental implant, vücuda biyoyumluluğu bilinen genellikle titanyum veya titanyum alaşımından, diş kökü görevi görmek üzere vida veya düz (diş kökü benzeri) formu doğrudan çene kemiğine cerrahi ile yerleştirilmiş parçadır. Bu yerleştirme işleminin ardından kemiğin iyileşmesi için 3 aydan 6 aya kadar veya daha fazla bir sürenin geçmesi gerekir. Bu süre içerisinde kemik ile implantın güçlü yapısal bir birliktelik kurdukları osseointegrasyon gerçekleşir. Osseointegrasyonla oluşan bu güçlü yapı daha sonra yapıştırma veya vidalama teknikleriyle kendisine bağlanacak olan üst yapıyı taşıyacaktır [2].

Klinik diş tedavisi ve mühendisliği, osseointegrasyon teriminin Branemark ve arkadaşları tarafından ilk kez ortaya atılmasıyla çok önemli bir gelişme sürecine girmiştir. Osseointegrasyon, yük taşıyan implantın yüzeyi ile canlı kemik arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel düzenli bağ oluşumu olarak tanımlanmıştır [15]. Bir başka tanımlamaya göre osseointegrasyon canlı kemik ve implant arasındaki ışık mikroskobu seviyesinde de gözlemlenebilmesi gereken direkt temastır [22].

Osseointegrasyonun gerçekleşmesi için ön şart implantın stabil olmasıdır. Osseointegrasyon gerçekleştikten sonra ise bu stabilite kemik-implant arayüzündeki kemiğin tekrar biçim almasıyla daha da artar. Bu durum hala tam olarak anlaşılammış ve araştırılması gereken pek çok biyolojik ve mekanik faktörlerin bir arada bulunduğu tipik bir problem olarak karşımızda durmaktadır [7].

Sıkı ve rijit kemik-implant temasının bir sonucu olarak implantları çevreleyen kemik, doğal dişlerin çevresinde mevcut olan periodontal ligament (PDL) gibi gerilme azaltıcı elemanlardan yoksun olarak işlev görür [13]. Sağlıklı bir dişte çiğneme işleminden kaynaklanan kuvvetler sağlıklı kemik ve doğal diş arasındaki PDL tarafından bir miktar sönümlenir. Ancak fiziksel hasar veya

hastalık durumunda doğal dişin yerine implant yerleştirildiğinde PDL kaybolmuştur ve implant kendisine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe aktarır [11].

Bu yüzden yükleri sönmüleyecek olan unsurlar olarak geriye kortikal kemik ve süngerimsi kemik kalmakta ve kemik yoğunluğu implantların mekanik sönmüleme davranışında bir parametre olarak karşımıza çıkmaktadır [11].

Diş kaybı gerçekleştiğinde kemiğe bir uyarı gitmediğinden kemik yoğunluğunda ve kemiğin genişlik ve yüksekliğinde azalma gerçekleşir [12].

Çeşitli kemik numunelerinin kullanıldığı pek çok deneysel çalışma [23,18,14,8,16] ile kemik yoğunluğu ve kemiğin Elastisite Modülü arasında ilişkiler araştırılmıştır. Ancak deneysel çalışma sonuçlarının formülize edilmesinde, yapılan kabullerin farklılığı ve örneklem ne kadar geniş seçilirse seçilsin deneysel numunelerin farklı özellikleri nedeniyle farklı sonuçlara ulaşılmıştır.

Kemik yoğunluğu, bilgisayarlı tomografi (CT) yardımıyla hassas bir şekilde tespit edilebilir. Her CT resmi 512x512 piksel içerir ve her piksel yoğunluğun bir ölçüsü olarak bir CT sayısına (Hounsfield Unit-HU) sahiptir. Yüksek CT sayıları, daha yoğun dokuları gösterir [5].

Kemiklerin yoğunluğa göre sınıflandırılmasında en çok kabul gören Misch kemik yoğunluğu sınıflandırması HU birimleri cinsinden aşağıdaki şekilde verilmiştir.

Tablo 1: Misch kemik yoğunluğu sınıflarının CT sayıları ile ifadesi [12,9]

| Misch Kemik Yoğunluğu Sınıfları | CT Sayısı [HU] |
|---------------------------------|----------------|
| D1 | >1250 |
| D2 | 850–1250 |
| D3 | 350–850 |
| D4 | 150–350 |
| D5 | <150 |

CT sayılarının görünür yoğunluğa dönüştürülmesi ile ilgili olarak Esses vd. ile Harb vd.'nin çalışmaları sonucunda aşağıdaki ampirik formüller (Denklem 1 ve 2) süngerimsi kemik ve kortikal kemik için elde edilmiştir.

$$\rho_a = 1,9 \times 10^{-3} \text{ HU} + 0,105 \text{ (HU } \leq 816 \text{ süngerimsi kemik) [19] \quad (1)$$

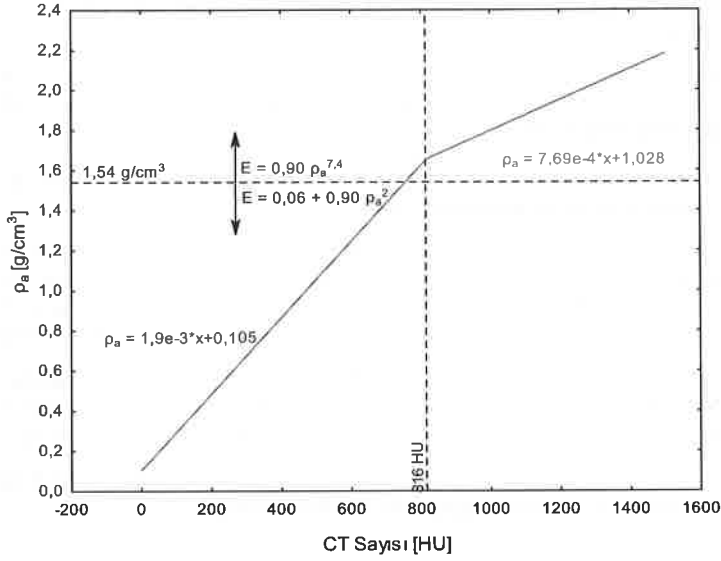
$$\rho_a = 7,69 \times 10^{-4} \text{ HU} + 1,028 \text{ (HU } > 816 \text{ kortikal kemik) [17] \quad (2)$$

Elde edilen görünür yoğunluk değerleri, literatürde elastisite modülünün yoğunluğa bağlı olarak tespit edildiği deneysel çalışmalardan olan Rice vd. (Denklem 1) ile Schaffler ve Burr'un (Denklem 2) çalışmalarından yararlanılarak elastisite modülüne dönüştürülecektir.

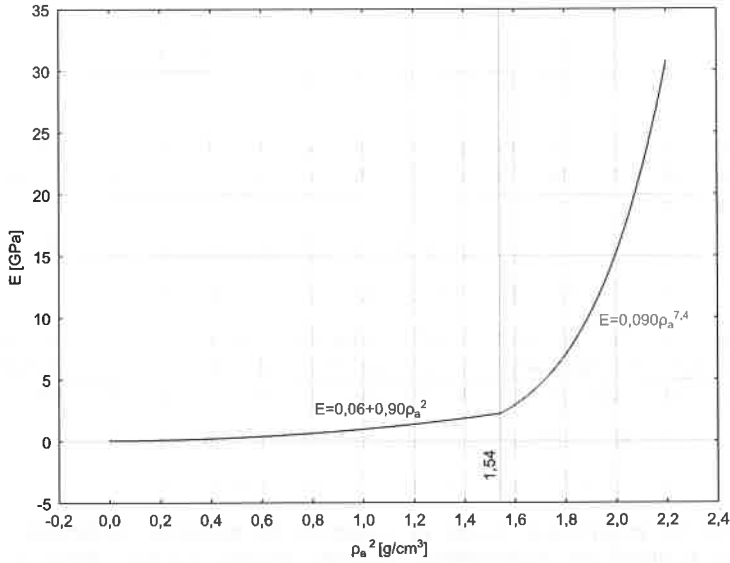
$$E = 0,06 + 0,90 \rho_a^2 \text{ (} \rho_a < 1,54 \text{ g/cm}^3 \text{ süngerimsi kemik) [20] \quad (3)$$

$$E = 0,090 \rho_a^{7,4} \text{ (} \rho_a > 1,54 \text{ g/cm}^3 \text{ kortikal kemik) [21] \quad (4)$$

CT sayısı ile yoğunluğun ilişkisi ve yoğunluk ile elastisite modülünün ilişkisini veren denklemlere ait grafikler ve denklemlerin sorumlu olduğu aralıklar Şekil 2 ve Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 2: CT Sayısı ile görünür yoğunluk arasındaki ilişki



Şekil 3: Yoğunluk ile elastisite modülü arasındaki ilişki

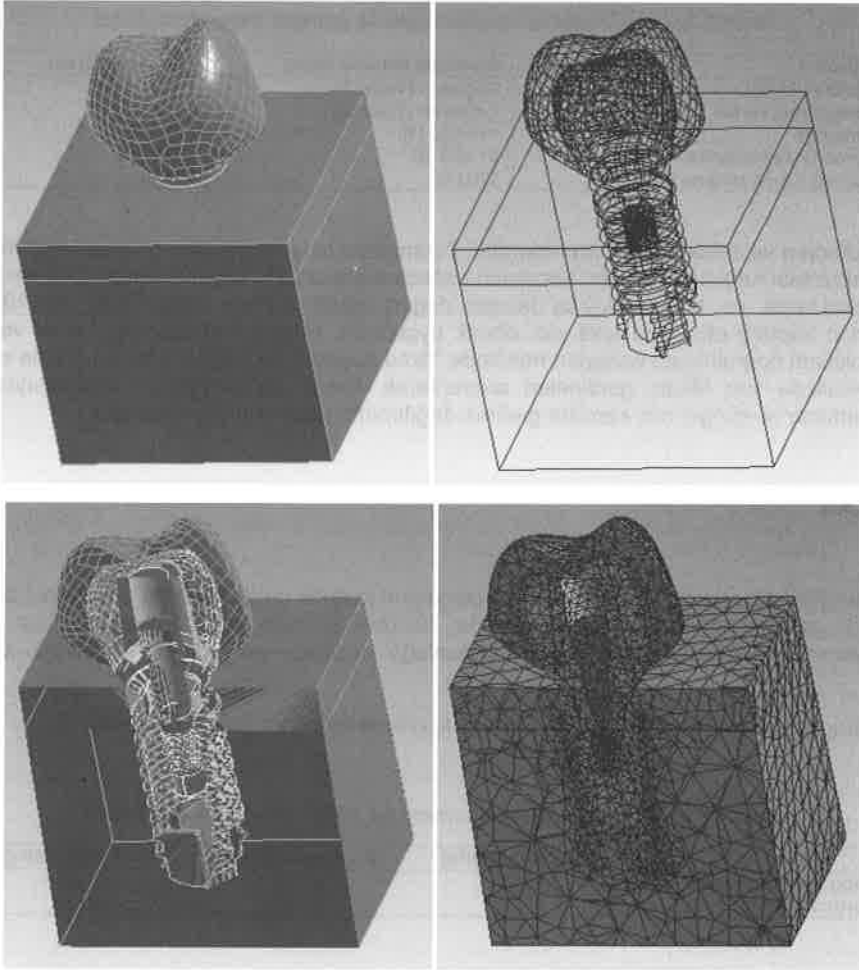
Maksillada süngerimsi kemikte en iyi kemik kalitesi olarak D3 yoğunluklu kemiklerin bulunduğu ve yine bu bölgede kortikal kemik yoğunluğunun da 810-940 HU arasında değiştiği bulunmuştur [9].

Kortikal kemik yoğunluğu % 40 ve süngerimsi kemik yoğunluğu % 12 oranında kemiğin kullanılmadığı durumlarda düşmektedir [12]. Çalışmamızda kemiklerin literatürde verilen

yoğunluklarından bu oranlarda düşümler yaptığımızda elastisite modüllerinde de azalmalar olacaktır.

YAPILAN ÇALIŞMALAR

Deney numunemiz maksiller sağ ikinci premolardır (Şekil 4). Kemiğin yoğunluğu süngerimsi kemikte D3 kemik sınıfının içerisine denk düşen 750 HU'dan başlamak üzere kademe kademe D5 sınıfındaki 100 HU'ya düşürülecektir. Kortikal kemik yoğunluğu ise D2 sınıfındaki 940 HU'dan D3 sınıfındaki 820 HU'ya kadar azalacaktır. Bu değerlere karşılık gelen elastisite modülleri Tablo 2'de verilmiştir.



Şekil 4. Maksiller sağ ikinci premolar konumundaki implant ve üst yapısı

Tablo 2: CT sayısından yola çıkarak elde edilen elastisite modülü değerleri

| | CT Sayısı [HU] | Yoğunluk [g/cm ³] | Elastisite Modülü [GPa] |
|------------------|----------------|-------------------------------|-------------------------|
| Süngerimsi kemik | 750 (D3) | 1,5300 | 2,1668 |
| | 100 (D5) | 0,2950 | 0,1383 |
| Kortikal kemik | 940 (D2) | 1,7509 | 5,6794 |
| | 820 (D3) | 1,6586 | 3,8045 |

Analizde kullanılan malzemelere ait elastisite modülü ve Poisson oranı değerleri Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3: Analizde kullanılan malzemelere ait izotropik mekanik özellikler.

| Malzeme | Elastisite Modülü [MPa] | Poisson Oranı |
|--|-------------------------|---------------|
| Kortikal kemik | Değişken (Tablo 2) | 0,3 |
| Süngerimsi kemik | Değişken (Tablo 2) | 0,3 |
| Titanyum | 110.000 [1] | 0,35 [1] |
| Kuron (Vita Porselen VMK 95) | 91.000 [3] | 0,2 [6] |
| Koping (Cr-Ni alaşımı Kera N) [†] | 170.000 | 0,33 |

Homojen ve lineer elastik özelliklerdeki 7 parçadan oluşan gerçekçi geometrideki modelimiz statik analize tabi tutuldu. İmplantın tamamen osseointegre olduğu kabulü yapıldı. Çiğneme kuvveti olarak erkeklerde en büyük oklüzal kuvvet değeri olarak bilinen değer (682 N [10]) kuron bölgesinden implant eksenine tekil yük olarak uygulandı. Numune süngerimsi kemik ve kortikal kemiğin oklüzal doğrultudaki yüzeyleri haricinde "fixed support" ile sabitlenerek probleme sınır şartı verildi. Analizde von Mises gerilmeleri araştırılarak, kemik yoğunluğunun azalmasıyla birlikte kortikal kemikte ve süngerimsi kemikte gerilme dağılımının nasıl değiştiği incelendi.

SONUÇLAR

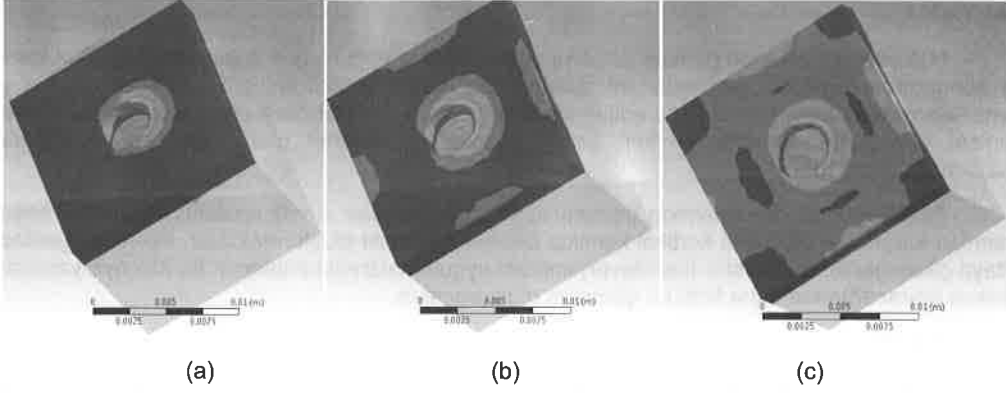
Süngerimsi kemikte implantın apeks bölgesine karşılık gelen kısımda ve implant boynunda en yüksek gerilme değerlerine ulaşılmaktadır. Kortikal kemikte daha yüksek gerilme değerleri ortaya çıkmıştır. Kortikal kemikte kemik yoğunluğu düştükçe en yüksek von Mises Gerilmesi artmıştır.

Süngerimsi kemikteki gerilmeler kortikal kemiktekilere göre çok düşüktürler.

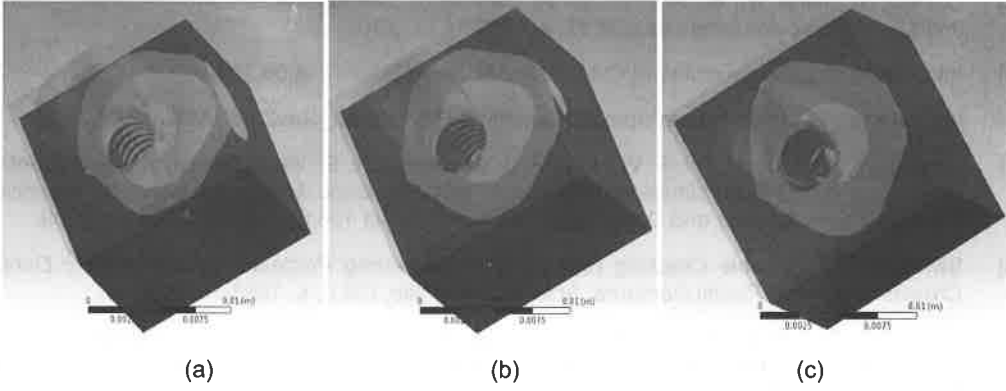
Tablo 4: Kortikal ve süngerimsi kemikte en yüksek von Mises Gerilmeleri

| | A – Analizi [MPa] | B - Analizi [MPa] | C - Analizi [MPa] |
|------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Süngerimsi Kemik | 19,24 | 22,98 | 27,65 |
| Kortikal Kemik | 88,25 | 92,36 | 131,68 |

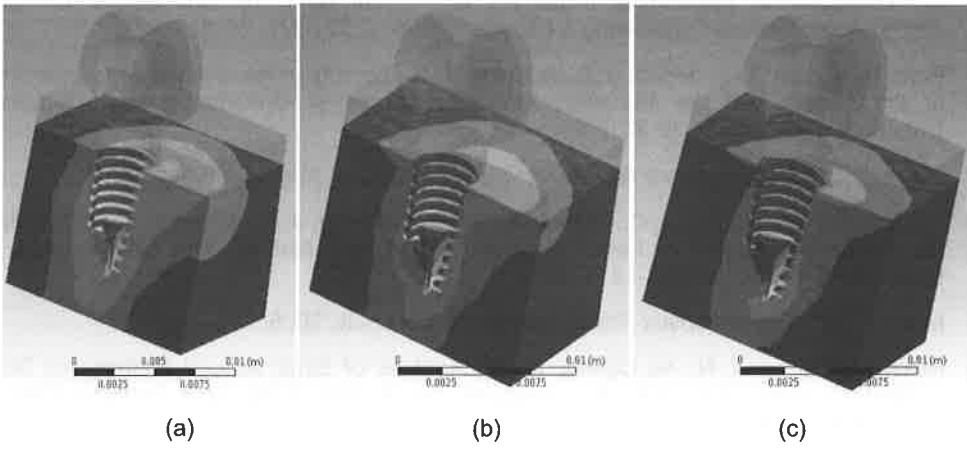
[†] Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH firması ile yazışma sonucu alınan değerlerdir.
XVII. Ulusal Mekanik Kongresi



Şekil 5. Kortikal kemik oklüzal düzleminde von Mises gerilme dağılımı - (a) 750 HU SK ve 940 HU KK, (b) 400 HU SK ve 880 HU KK, (c) 100 HU SK ve 820 HU KK



Şekil 6. Süngerimsi kemik oklüzal düzleminde von Mises gerilme dağılımı - (a) 750 HU SK ve 940 HU KK, (b) 400 HU SK ve 880 HU KK, (c) 100 HU SK ve 820 HU KK



Şekil 7. İmplant çevresinde süngerimsi kemik mesial düzleminde von Mises gerilme dağılımı - (a) 750 HU SK ve 940 HU KK, (b) 400 HU SK ve 880 HU KK, (c) 100 HU SK ve 820 HU KK

TARTIŞMA

Maksillada incelenen gerilme dağılımı göstermiştir ki yoğunluğun azalmasıyla kortikal kemik ve süngerimsi kemikteki gerilmeler artmaktadır. Bu durum birincil implant stabilitesi denilen ve genellikle osseointegrasyonla ifade edilen iyileşme sürecindeki stabiliteyi etkileyecektir. Bu yüzden implant operasyonu programlanırken kemik yoğunluğu, öncelikli olarak göz önüne alınarak planlama yapılmalıdır.

Tüm yoğunluk durumlarında gerilmenin yığıldığı bölgeler olarak implantın apeks ve boyun kısımları karşımıza çıkmakta kortikal kemikte lokalize bir baskı oluşturmaktadır. Boyun bölgesinde ortaya çıkan gerilme, ankastre (kantilever) implant uygulamalarında implantın bu bölgeye yapacağı baskıyı artıracığından daha kötü bir görünüm oluşturacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] Nobuaki Okumura, Roxana Stegaroiu, Hideyoshi Nishiyama, Kouichi Kurokawa, Eriko Kitamura, Takafumi Hayashi, Shuichi Nomura, *Finite Element Analysis of Implant-Embedded Maxilla Model from CT Data: Comparison with the Conventional Model*, Journal of Prosthodontic Research, Cilt 55, s. 24-31, 2011.
- [2] Oshida, Y., Tuna, E., B., Aktören, O. ve Gençay, K., *Dental Implant Systems*, International Journal of Molecular Sciences, Cilt 11, s. 1580-1678, 2010.
- [3] <http://www.novodental.co.in/pdf/Classical+.pdf>, Novo Dental, 16.06.2010.
- [4] http://www.mis-implants.com/Upload/PatientInfo/Pdf/English_Rev2.pdf, MIS, 12.06.2010
- [5] Choi, J. H., Park, C. H., Yi, S. W., Lim, H. J. ve Hwang, H. S., *Bone Density Measurement in Interdental Areas with Simulated Placement of Orthodontic Miniscrew Implants*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Cilt 136:6, s. 766.e1-766.e2, 2009.
- [6] Swain, M.V., *Unstable Cracking (Chipping) of Veneering Porcelain on All-Ceramic Dental Crowns and Fixed Partial Dentures*, Acta Biomaterialia, Cilt 5, s. 1668-1677, 2009.
- [7] Pérez, M., A., Moreo, P., García-Aznar, J., M. ve Doblaré, M., *Computational Simulation of Dental Implant Osseointegration Through Resonance Frequency Analysis*, Journal of Biomechanics, Cilt 41, s. 316-325, 2008.
- [8] Duchemin, L., Bousson, V., Raoussanly, C., Bergot, C., Laredo, J. D., Skalli, W. ve Mitton, D., *Prediction of Mechanical Properties of Cortical Bone by Quantitative Computed Tomography*, Medical Engineering & Physics, Cilt 30, s. 321-328, 2008.
- [9] Park, H. S., Lee, Y. J., Jeong, S. H. ve Kwon, T. G., *Density of the Alveolar and Basal Bones of the Maxilla and the Mandible*, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Cilt 133, s. 30-37, 2008.
- [10] Misch, C., E., *Contemporary Implant Dentistry*, 3rd Edition, Mosby, St Louis, 2007.
- [11] VanSchoiack, L. R., Wu, J. C., Sheets, C. G. ve Earthman, J. C., *Effect of Bone Density on the Damping Behavior of Dental Implants: An in vitro Method*, Materials Science and Engineering, Cilt 26, s. 1307-1311, 2006.
- [12] Misch, C., E., *Dental Implant Prosthetics*, Mosby, St Louis, 2005.
- [13] Hekimoglu, C., Anıl, N., ve Cehreli, M. C., *Analysis of Strain Around Endosseous Dental Implants Opposing Natural Teeth or Implants*, The Journal of Prosthetic Dentistry, Cilt 92:5, s. 441-446, 2004.
- [14] Kabel, J., Odgaard, B., van Rietbergen, B. ve Huiskes, R., *Connectivity and the Elastic Properties of Cancellous Bone*, Bone, Cilt 24:2, s. 115-120, 1999.

- [15] Steinemann, S. G., *Titanium – The Material of Choice*, Periodontology 2000, Cilt 17, s. 7-21, 1998.
- [16] Rho, J. Y., Hobatho, M. C. ve Ashman, R. B., *Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone*, Med. Eng. Phys. Cilt 17:5, s. 347-355, 1995.
- [17] Harp, J. H., Aronson, J. and Hollis, M. *Non Invasive Determination of Bone stiffness for distraction osteogenesis by computed tomography scans*, Clin. Orthop., Cilt 301, s. 42–48, 1994.
- [18] Hodgskinson, R. ve Currey, J. D., *Young's Modulus, Density and Material Properties in Cancellous Bone Over a Large Density Range*, Journal Of Materials Science: Materials in Medicine, Cilt 3, s. 377-381, 1992.
- [19] Esses, S. I., Lotz, J. C. ve Hayes, W. C., *Biomechanical Properties of the Proximal Femur Determined In Vitro by Single-Energy Quantitative Computed Tomography*, Journal of Bone and Mineral Research, Cilt 4:5, s. 715-722, 1989.
- [20] Rice, J. C., Cowin, S. C. and Bowman, J. A. *On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density*, J. Biomechanics, Cilt 21, s. 155–168, 1988.
- [21] Schaffler, M. B. and Burr, D. B. *Stiffness of compact bone: effects of porosity and density*, J. Biomechanics, Cilt 21, s. 13–16, 1988.
- [22] Albrektsson, T., Brånemark, P., I., Hansson, H., A. ve Lindström, J., *Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man*, Acta Orthopaedica, Cilt 52: 2, s. 155-170, 1981.
- [23] Carter, D. R. ve Hayes, W. C., *The Compressive Behaviour of Bone as a Two-Phase Porous Structure*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Cilt 59-A:7, s. 954-962, 1977.