

PAPER DETAILS

TITLE: Hekimin implant cerrahisi sirasinda hissettigi kemik direnci ile radyografiden elde edilen Hounsfield Ünitesi degerlerinin karsilastirilmesi: Bir pilot çalisma

AUTHORS: Hakan BILHAN,Selda ARAT,Onur GEÇKILI

PAGES: 19-24

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/278101>

HEKİMİN İMPLANT CERRAHİSİ SIRASINDA HİSSETTİĞİ KEMİK DİRENCİ İLE RADYOGRAFİDEN ELDE EDİLEN HOUNSFIELD ÜNİTESİ DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI: BİR PİLOT ÇALIŞMA

THE COMPARISON OF HOUNSFIELD UNIT VALUES WITH THE BONE RESISTANCE DURING IMPLANT SURGERY: A PILOT STUDY

Hakan BİLHAN¹

Selda ARAT²

Onur GEÇKİLİ¹

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı radyolojik incelemede elde edilen Hounsfield ünitesi (HU) değerlerinin klinik olarak hekim tarafından cerrahi sırasında hissedilen kemik direnci ile kıyaslanmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Formalinde bekletilmiş bir insan kadavrasından elde edilen bir alt çene dental volumetrik tomografi ile tarandıktan sonra üzerine stereolitografik modelleme ile cerrahi stent hazırlanarak 9 yerden bir trepan frez yardımıyla delinmiştir. Daha öncesinde delme işleminin yapılacağı yerler bilgisayar ekranında belirlenerek HU olarak yoğunlukları saptanmıştır. İşlemi gerçekleştiren hekim, etki altında kalmaması amacıyla ilgili bölgenin HU değerlerini bilmeden, her çıkardığı silindir için 1 adet “Görsel Analog Skala” üzerinde karşılaştığı kemik direncini işaretlemiştir. Daha sonra hekimin belirlediği değerler ile HU değerleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon analizi ile istatistiksel olarak incelenmiştir.

Bulgular: En yüksek HU değerleri interforaminal bölgede kaydedilirken (408-742), çenenin arka bölgelerinde özellikle 1. büyük azılar civarında bu değerler çok daha düşük çıkmıştır (14-66). HU değerleri ile hekimin skorlamaları arasında pozitif yönde %98 (çok iyi) düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.01$) bir ilişki bulunmuştur ($r:0.980$; $p:0.001$).

Sonuç: Her ne kadar bu konuda daha fazla araştırma yapılması gerekse de tecrübeli bir hekimin cerrahi sırasında hissettiği kemik direnci ile doğru kemik yoğunluğu tahmininde bulunabileceği anlaşılmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Dental volumetrik tomografi, kemik yoğunluğu, kemik direnci, Hounsfield Ünitesi

SUMMARY

Objective: The purpose of this study was to compare Hounsfield unit (HU) values that were obtained during the radiological examination and the bone resistance which is felt during surgery by the clinicians.

Material and Method: After a mandible obtained from a human cadaver that was kept in formalin has been scanned with dental volumetric tomography, a surgical stent was prepared with stereolitografic modeling and drilled with the help of a trephine bur in nine places. Prior to this drilling process, the drilling places were determined and the densities were detected in terms of HU. The clinician has marked the encountered bone resistance on a “visual analogue scale” in each region without knowing the HU values. Then, the values that the clinician determined and the HU values were examined statistically using Pearson's correlation analysis.

Results: The highest HU values were detected in the interforaminal region (408-742). The values recorded for the posterior regions, especially for the region around the first molars were much lower (14-66). Pearson correlation values between the clinician scores and HU values showed a positive 98 % significance ($r:0.980$; $p:0.001$).

Conclusion: Although more studies have to be accomplished in order to gain more reliable results, in the light of this pilot study, it may be concluded that an experienced clinician is capable of estimating the bone density in an implant surgery site.

Key Words: Dental volumetric tomography, bone density, bone resistance, Hounsfield unit

Makale Gönderiliş Tarihi : 07.03.2011

Yayına Kabul Tarihi : 06.09.2011

¹ İÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dr.

² Serbest Diş Hekimi, Dr.

GİRİŞ

Dental implantoloji’de implant yerleştirilmesi planlanan bölgedeki kemik yoğunluğu gerek implantların primer stabilitesinin sağlanması, gerekse daha sonra protetik restorasyonun getireceği yükün daha iyi dağılması açısından önemlidir. Kemik kütlesi, makro ve mikro yapısal özellikler ve elastisite modülü, mineral yoğunluğu gibi maddesel özellikler kemiğin mekanik gücünü, bilinen tabiriyle kemik kalitesini oluşturur⁵. Anatomik olarak bulunduğu bölgeye göre kemik kalitesi değişkenlik göstermekte ve bu durum implant başarısını doğrudan etkilemektedir¹⁰.

Kemik yoğunluğunun objektif değerlendirme kriterlerinden birisi Hounsfield Ünitesi değerleri ile skorlamadır. Bilgisayarlı tomografide yapıların dansiteleri, -1000 ile +1000 arasında değişen rakamlarla temsil edilen bir gri skalada ele alınmıştır³⁰. Bu skala, cihazı geliştiren İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield’in adıyla anılmaktadır³⁰. Hounsfield skalasında saptanan rakamsal veriler Hounsfield Ünitesi (HU) olarak anılır³⁰. Burada yapının yoğunluğunu belirleyen faktör, maddenin x ışınını absorbe etme özelliği ile ilgilidir. X-ışınını fazla absorbe eden kemik, kalifikasyon ve taş gibi yapılar beyaz görülür ve yüksek HU değerleri verirlerken (80 – 100 HU) su orta derecede (0 HU), yağ sıfırın altında (-80 HU) hava ise skalanın en altında kalan değerler (-1000 HU) oluşturmaktadır³⁰.

Yoğunluğu düşük kemikte primer stabilitenin sağlanması için osteotom tekniği kullanılması¹⁴ daha küçük yuva açılarak büyük bir implantın yerleştirilmesine kadar birçok önlem alınabilmektedir¹. Daha sonra protetik üst yapının yaratacağı streslerin daha iyi dağılması için implant sayısının artırılması da alınacak önlemlerden bir diğeridir. Tecrübeli diş hekimleri her ne kadar cerrahi sırasında hissettikleri kemik direnci ile cerrahi işlemini modifiye edebilseler de bu durumun planlama aşamasında bilinmesi özellikle implant sayısının belirlenmesi açısından önemlidir. İmplant sayısının önceden bilinmesi hasta ile hekimin iletişimi açısından da önem taşımaktadır. Ancak her zaman dijital yöntemlerle radyografik inceleme yapılmadığı için elde Hounsfield Ünitesi değerleri bulunmayabilmektedir. Bu durumda heki-

min cerrahi sırasında hissettiği kemik direncinden yola çıkarak kemik yoğunluğu hakkında tahminde bulunması önem taşımaktadır¹⁰.

Bu *in vitro* çalışmanın amacı HU birimiyle ölçülmüş olan kemik yoğunluğunun hekimin cerrahi sırasında hissettiği kemik direnci ile orantılı olup olmadığının araştırılmasıdır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Cerrahi öncesi DVT taraması

İSTANBUL Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı’ndan temin edilmiş olan formalin fiksasyonu yapılmış bir kadavranın alt çenesi çıkartılarak çalışmada kullanılmıştır. İlk olarak alt çenenin dental volumetrik tomografisi (DVT) çekilmiş (Newtom Cone Beam 3D Imaging, AFP Imaging Corporation, Amerika) ve cerrahi stent (Şekil 1) planlamasıyla beraber yuva açılacak yerler belirlenmiştir. Yuva açılacak yerlerdeki ham CT veri değerleri kemik yoğunluğu HU birimine dönüştürülmüştür (Şekil 2)²⁴. Hesaplama yapılırken $HU = 1000 (CT - CT_s) / (CT_s - CT_h)$ formülü kullanılmıştır.

CT: kemik

CT_s : su

CT_h : hava olarak kullanılmıştır.

Her bir silindirin ortalama HU değeri hesaplanarak tabloda toplanmıştır. Kemik silindirinin koroanal, apikal, bukkal, lingual ve merkez olmak üzere 5 yerinden değer alınarak ortalama değer hesaplanmıştır. Kullanılmış olan cihazın programı (Newtom Imaging Software, AFP Imaging Corporation, Amerika) işaretlenen yerin HU değerlerini verebilmektedir.



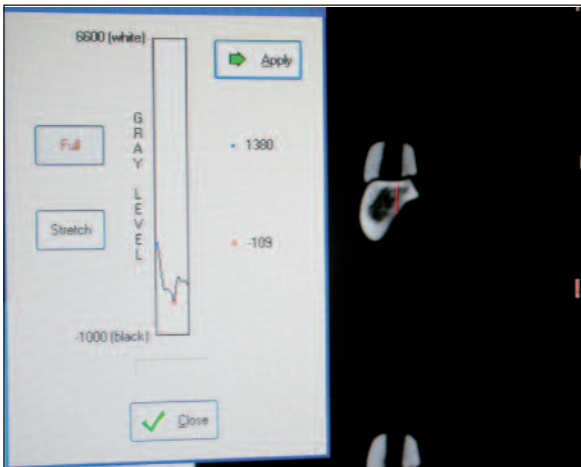
Şekil 1. Cerrahi stent planlamasıyla beraber yuva açılacak yerler belirlenmiştir.

Cerrahi işlem

3,5 mm çapında, 5 mm uzunluğunda kemik silindirleri kadavra alt çenesinden cerrahi stentle yerleri belirlenerek ve irrigasyon ile soğutma yapılarak düşük hızlı angldruva'ya bağlı bir trepan frez (Trep-hine Drill 3.5 mm x 22 mm, Salvin Dental Specialties, Inc, Charlotte, Amerika) ile çıkarılmıştır.

Daha önce 1600 kadar implant yerleştirmiş olan tecrübeli bir cerrah tarafından toplamda 9 kemik örneği alınmıştır. Alınan kemik örnekleri sağ alt en arka bölgeden sol alta doğru artarak numaralandırılmıştır. Cerrahın etki altında kalmaması için görüntülerden elde edilen HU değerleri hakkında bilgisi olmamıştır. Her bir frezleme işlemi sonrası cerrah, bir "Görsel Analog Skala" (visual analog scale) üzerinde karşılaştığı kemik direncini "0: hiç direnç yok" ile "10: yuva açılmayacak kadar sert" olacak şekilde, iki değer arasında bir yere denk gelecek şekilde işaretlemiştir. Bu amaçla 10 cm'lik bir cetvel kullanılmış ve değerler cetvel yardımıyla ölçülerek kaydedilmiştir.

Cerrahın belirlediği kemik direnç rakamlarının HU değerleri ile ilişkisi istatistiksel olarak incelenmiştir. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007 & PASS 2008 Statistical Software (Kaysville, Amerika) programı kullanılmıştır. İki farklı kemik yoğunluğu değerlendirme yöntemi ile elde edilen sonuçlar Pearson korelasyon analizi ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar %



Şekil 2. Yuva açılacak yerlerdeki ham CT veri değerleri kemik yoğunluğu HU (Hounsfield Ünitesi) birimine dönüştürülmüştür.

Tablo I. Bölgelere göre hekimin skorum değeri ve HU değerleri beraber görülmektedir.

Bölge no	Hekimin kemik direnci notu (0-10)	Ortalama HU değerleri
#1	3,75	34
#2	3,95	43
#3	6,21	408
#4	7,56	611
#5	8,53	742
#6	6,78	562
#7	5,42	434
#8	3,16	47
#9	3,49	36

Tablo II. Hekimin skorum değeri ve HU değerlerinin arasındaki ilişki

	Hekimin skorum değeri - Ortalama HU değeri
r	0,980
p	0,001**

Pearson korelasyon analizi

** p<0.01

99'luk güven aralığında, anlamlılık p<0.01 düzeyinde değerlendirilmiştir.

BULGULAR

İncelenen 9 bölgenin gerek Hounsfield Ünitesi değerleri, gerekse hekim tarafından 0-10 değerleri arasında skorlanan sübjektif kemik direnci değerleri Tablo I'de gösterilmiştir. HU değerleri ile hekimin skorumları arasında pozitif yönde %98 (çok iyi) düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı (p<0.01) bir ilişki bulunmuştur (r:0.980; p:0.001; Tablo II).

TARTIŞMA

Bu çalışmada esas amaç alveoler kemiğin yoğunluğunun hekim tarafından çalışma sırasında doğru olarak belirlenip belirlenemeyeceğinin tespit edilmesidir.

Günümüzde implantlar protetik diş hekimliğinde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle

üst çene arka bölgeler gibi kemiğin oldukça spongiyoz olduğu konumlarda implant başarısı daha düşük olmaktadır^{1,10,13}.

Genellikle primer stabilitenin sağlanmasındaki rolü ve sıklığı nedeniyle kortikal kemik kemik kalitesi açısından ön planda tutulmaktadır^{7,17}. Fakat implantın büyük kısmı daha çok spongiyoz kısım ile temas halindedir. Dolayısıyla kemiğin mekanik özelliği yük taşıma açısından değerlendirileceği zaman iç kısımlardaki spongiyoz bölgenin de dikkate alınması önem taşır¹. Daha önce üzerinde durulduğu gibi, kemik yoğunluğunun cerrahi öncesi bilinmesinin sayısız faydası vardır. Kemik yoğunluğunun düşük olduğunun belirlendiği durumlarda cerrahi tekniği değiştirilebilir. Bu amaçla osteotom tekniği kullanılarak¹⁴ veya daha küçük implant yuvası açılarak bu yuvaya daha geniş implant yerleştirmek suretiyle¹ mevcut kemiğin daha sıkı bir hale getirilmesi sağlanmaya çalışılmaktadır. Diğer taraftan protetik üst yapının yaratacağı stresleri karşılamak amacıyla bu tür bölgelerde implant sayısı artırılarak kuvvetler dağıtılmaya çalışılır^{6,25}. Kemiğin mekanik davranışı osseointegrasyonun elde edilmesi ve korunması açısından büyük önem taşımaktadır²⁵. Her durumda kemik yoğunluğunun önceden bilinmesi en azından hastanın baştan bilgilendirilebilmesi açısından önem taşımaktadır. Yaklaşık 10 yıl kadar önce bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen gri tonu değerleri kullanılarak bir kemik yoğunluğu sınıflaması yapılması önerilmiştir²¹. Bu sayede kemik kalitesine bağlı prognozda bulunmanın mümkün olacağı belirtilmiştir. Kemik kalitesini değerlendirmek ve prognozu öngörebilmek amacıyla birçok sınıflama sistemi savunula gelmiştir^{13,18}. Bu sınıflama yöntemleri genellikle sübjektif oldukları için ve kantitatif değerler vermedikleri için tartışmalıdır. Kemik mineral yoğunluğu ölçümleri için Dual x-ışını absorpsiyometrisi (DXA)⁴ veya bilgisayarlı tomografi görüntülerinden HU değerleri hesaplanması^{23,29} gibi birçok radyolojik yöntem vardır. HU spiral tomografilerde zaten kemik yoğunluğu ölçümü için kullanılmaktaydı, ancak konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler (Cone beam computed tomography), diğer adıyla dental volumetrik tomografiler (DVT) daha yenidir ve dentomaksillofasiyal radyolojide giderek daha fazla önem kazanmaktadır.^{9,15,26} Daha önce yapılan iki çalışmada

insan kadavrasında alt ve üst çene kortikal ve trabeküler kemikleri Hounsfield skalası ile ölçülmüş ve Lekholm-Zarb sınıflamasına¹³ göre değerlendirilmiş kemik yoğunlukları karşılaştırılmıştır⁵. Kesici ve azı bölgelerindeki kemik kesiti görüntüleri Lekholm-Zarb sınıflamasındaki¹³ durumlara benzetilerek tek tek sübjektif olarak kategorize edilmiş ve ilgili kesitin 5 farklı yerinden alınan HU değerlerinin ortalaması ile karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda bu yöntemdeki gibi 5 noktanın (koronal, apikal, bukkal, lingual ve merkez) HU değerlerinin ortalaması alınmıştır.

Düşük doz DVT implant planlaması için önerilmektedir, ancak kemik yoğunluğu ve kalitesi konusunda çok da güvenilir ve doğru bilgiler vermediği de iddia edilmektedir³⁵. Bazı çalışmalar yapılan kemik yoğunluğu ölçümleri ile mekanik özellikler karşılaştırıldığında % 30-50 arasında değişen bir uyumsuzluktan bahsetmektedirler^{12,33}. Osteoporotik kemik spongiyozası düşük kemik miktarı ve mikro mimarideki bozulma ile karakterizedir. Bir hastaya osteoporoz teşhisi koyulması için kemik mineral yoğunluğu (KMY) değerinin toplumsal ortalama ile karşılaştırılması gereklidir¹¹. Yapılan bir çalışmada aynı kemik yoğunluğuna sahip kişilerden bazılarında osteoporozla bağlı kemik kırıkları görülürken diğerlerinde görülmediğine dikkat çekilmiştir¹⁶. Bunun nedeni olarak yoğunluğun radyolojik olarak benzer görünmesine rağmen mikro mimari açıdan yapısal farklılıkların kemiği daha dirençli kılabilen önemli bir faktör olduğuna dikkat çekilmiştir⁸. Daha da ileri gidilerek kemiğin direnci hakkında sağlıklı fikir sahibi olabilmek için Micro CT (mikro düzeyli bilgisayarlı tomografi) ile ölçüm ve incelemeler yapılmasının faydaları sıralanmıştır.

Çalışmada birçok nedenle formalinde fikse edilmiş kadavradan alınmış alt çene tercih edilmiştir. Birinci neden bazı çalışmalarda tavsiye edilmiş olan taze kadavraya göre formalin fiksasyonu yapılmış kadavra bulunmasının daha kolay olmasıdır^{28,32}. Bir diğer neden ise bu örnek üzerinde daha hijyenik bir şekilde çalışılabilmesidir. % 10'luk formalin (% 4'lük formaldehit) doku örneklerini dondurmaksızın saklamak için kullanılmaktadır^{2,20,22,34}. Aslında formalin fiksasyonunun kemiğin mekanik özelliklerini değiştirdiğinden şüphelenilmektedir, ancak çalışmalarla bu durum kanıtlanamamıştır^{3,27}. Yakın geçmişteki bir ça-

lışmada formalin fiksasyonunun veya derin dondurmanın fare kemiğinin visko elastik ve elastik mekanik özelliklerini etkilemediği bulunmuştur¹⁹.

Fanuscu ve Chang'ın⁵ yaptıkları bir çalışmada, çenenin ön bölgelerin arka bölgelere kıyasla daha yoğun bir kemiğe sahip olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları da gerek radyolojik olarak, gerekse hekimin skorlamasına göre bu bulguya paralellik göstermiştir.

Çalışmamızda kullandığımız yöntem olan “hekimin sübjektif olarak eliyle hissettiği kemik direncini skorlaması işlemini” Trisi and Rao³¹ histomorfometri ile karşılaştırmış ve hekimin el yordamının bu değerlendirme için pek de güvenilir bir yöntem olmadığını belirtmişlerdir. Her ne kadar kısıtlı sayıda örnek yapılmış olsa da, bu çalışmanın sonuçları HU değerleri ile hekimin değerlendirmesi arasında pozitif yönde ve çok yüksek oranda bir korelasyon göstermiştir. Burada örnek sayısının sınırlı olması, delme işlemini gerçekleştirilen hekimin cerrahi tecrübesinin iyi düzeyde olması, kadavra kemiğinde çalışılmış olması gibi faktörler yanıltıcı sonuçlar çıkmasına yol açmış olabilir. Hekimin sübjektif kemik yoğunluğu değerlendirmesinin güvenilir bir yöntem olarak bu çalışma sonuçlarına göre tespit edilmesine karşılık, ağızda herhangi bir işlem yapılmadan önce özellikle kemik yoğunluğundan şüphe duyulan hastalarda, kullanılacak implant sayısı, uygulanacak cerrahi tekniği gibi konuların bilinmesi ve hastaya da bildirilebilmesi açısından radyolojik olarak kemik yoğunluğunun önceden hesaplanması tavsiye edilebilir. Ancak unutulmamalıdır ki sadece dijital radyodiyagnostik görüntüleme yöntemlerinde Hounsfield Ünitesi değerleri kolaylıkla tespit edilmekte ve her zaman her yerde bu imkâna sahip olunamamaktadır. Bu durumda, bu *in vitro* pilot çalışmanın sonuçlarına dayanarak tecrübeli bir hekimin implant cerrahisi sırasında hissettiği kemik direncinden yola çıkarak kemik yoğunluğunu doğru bir şekilde HU değerlerine paralel değerlendirileceği dikkatli bir üslupla ileri sürülebilir.

Teşekkürler

Araştırmacılar Teknodent Dental Radyoloji, Görüntüleme ve Teşhis Merkezi'ne bu çalışma için verdikleri tüm destek ve yardımları için teşekkür eder.

KAYNAKLAR

1. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdağ E, Sünbuloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. J Oral Rehabil 37: 900-907, 2010.
2. Boskey AL, Cohen ML, Bullough PG. hard tissue biochemistry: a comparison of fresh-frozen and formalin-fixed tissue samples. Calcif Tissue Int 34: 328-331, 1982.
3. Currey JD, Brear K, Zioupos P, Reilly GC. Effect of formaldehyde fixation on some mechanical properties of bovine bone. Biomaterials 16: 1267-1271, 1995.
4. Dougherty G. Quantitative CT in the measurement of bone quantity and bone quality for assessing osteoporosis. Med. Eng. Phys 18: 557-568, 1996.
5. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. Clin Oral Implants Res 15: 213-218, 2004.
6. Galindo-Moreno P, Padial-Molina M, Fernández-Barbero JE, Mesa F, Rodríguez-Martínez D, O'Valle F. Optimal microvessel density from composite graft of autogenous maxillary cortical bone and anorganic bovine bone in sinus augmentation: influence of clinical variables. Clin Oral Implants Res 21: 221-7, 2010.
7. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. A 24-week prospective study comparing the stability of titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment. Int J Oral Maxillofac Implants 24: 684-688, 2009.
8. Genant HK, Gordon C, Jiang Y, Lang TF, Link TM, Majumdar S. Advanced imaging of bone macro and micro structure. Bone 25: 149-152, 1999.
9. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Investig 10: 1-7, 2006.
10. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants 8: 635-640, 1993.
11. Kanis JA. Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. Lancet 359: 1929-1936, 2002.
12. Keaveny TM, Yeh OC. Architecture and trabecular bone – toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis. J.Musculoskel. Neuron Interact 2: 205-208, 2002.
13. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. İçinde: Branemark, PI, Zarb GA, Albrektsson T, editörler. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago: Quintessence Publishing Co.1985, 199-209.
14. Lopez-Cedrun JL. Implant rehabilitation of the edentulous posterior atrophic mandible: the sandwich osteotomy revisited. Int J Oral Maxillofac Implants 26: 195-202, 2011.
15. Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 102: 225-234, 2006.
16. Majumdar S, Genant HK, Grampp S, Newitt DC, Truong VH, Lin JC, et al. Correlation of trabecular bone structure with age, bone mineral density, and osteoporotic status: in vivo studies in the distal radius using high resolution magnetic resonance imaging. J Bone Mineral Res 12: 111-118, 1997.

17. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11: 491–501, 1998.
18. Misch CE. Density of bone: effect on treatment planning, surgical approach, and healing. İçinde: Misch, CE, editör. *Contemporary implant dentistry*, St Louis: Mosby-Year Book, Inc. 1993, 469–485.
19. Nazarian A, Hermannsson BJ, Muller J, Zurakowski D, Snyder BD. Effects of tissue preservation on murine bone mechanical properties. *J Biomech* 42: 82–86, 2009.
20. Nimni ME, Cheung D, Strates B, Kodama M, Sheikh K. Chemically modified collagen: a natural biomaterial for tissue replacement. *J Biomed Mater Res* 21: 741–771, 1987.
21. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 12: 79–84, 2001.
22. Nuccion SL, Otsuka NY, Davey JR. The effect of freezing and intraosseous fluid on the stiffness behavior of canine trabecular bone. *Orthopedics* 24: 375–380, 2001.
23. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in bone. *Med Eng Phys* 17: 347–355, 1995.
24. Rho JY, Zerwekh Ashman RB. Examination of several techniques for predicting trabecular elastic modulus and ultimate strength in human lumbar spine. *Clin Biomech* 9: 67–71, 1994.
25. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent* 19: 498–508, 2010.
26. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72: 75–80, 2006.
27. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand* 37: 29–48, 1966.
28. Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Heo YC, Hodges JS, Ko CC. Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 1088–1093, 2009.
29. Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Naert I. Structural and radiological parameters for the characterization of jaw bone. *Clin Oral Implants Res* 17: 124–133, 2006.
30. Topçu V. Bilgisayarlı tomografide imaj oluşumu , gösterimi, üç boyutlu imaj işleme ve gösterim teknikleri: Multislice BT’de sanal laringoskopik uygulamalar. Uzmanlık tezi; İstanbul, 9-11, 2005.
31. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res* 10: 1–7, 1999.
32. Turkyilmaz I, Sennerby L, Yilmaz B, Bilecenoglu B, Ozbek EN. Influence of defect depth on resonance frequency analysis and insertion torque values for implants placed in fresh extraction sockets: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 11: 52–58, 2009.
33. Van Lenthe GH, van Den Bergh JPW, Hermus ARMM, Huiskes R. The Prospects of estimating trabecular bone tissue properties from the combination of ultrasound, dual-energy X-ray absorptiometry, microcomputed tomography, and microfinite element analysis. *J Bone Miner Res* 16: 550–556, 2001.
34. Wingerter S, Calvert G, Tucci M, Benghuzzi H, Russell G, Puckett A. Mechanical strength repercussions of various fixative storage methods on bone. *Biomed Sci Instrum* 42:290–295, 2006.
35. Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y. The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 37: 245–251, 2008.

Yazışma Adresi

Dr. Onur GEÇKİLİ

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul

e-posta: geckili@istanbul.edu.tr