

## BÖLÜM 4

# İMLANT STABİLİTE ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Gökhan GÜRSES<sup>1</sup>

### GİRİŞ

İmplant stabilitesi osseointegrasyonun bir getirisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu olmadan, uzun vadeli başarının sağlanması imkansızdır. İmplant stabilitesinin durumunu belirlemek için niceliksel ve objektif bir şekilde sürekli izleme önemlidir. İmplant stabilitesinin ölçülmesi, tedavi protokolüne ilişkin kararların alınması için değerli bir araçtır ve ayrıca hastaya implant başarısı hakkında somut kanıtlar verebildiğimiz için hastanın güvenini artırır, hastayla olan iletişimi güçlendirir. Histolojik analizin invaziv doğası nedeniyle, çeşitli başka yöntemler de önerilmiştir(1).

### RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRME

Radyografik değerlendirme, iyileşmenin herhangi bir aşamasında yapılabilecek, invaziv olmayan bir yöntemdir. Stabil implantta, ilk yükleme yılında 1,5 mm radyografik krestal kemik kaybının, sonraki yıllık kemik kaybının 0.1 mm beklendiği bildirilmiştir(2-4). Çok sayıdaki limitasyonlar, implant stabilitesinin doğru ve bağımsız bir değerlendirmesini yapmak için tek başına konvansiyonel bir radyografinin yetersiz kaldığını göstermektedir.

Tek başına radyografik kemik seviyesindeki değişiklikler implant stabilitesini tam olarak gösterememektedirler. Ayrıca bir klinisyenin, 0.1 mm çözünürlükte radyografik kemik kaybındaki değişiklikleri saptaması pratik değildir(5). Bir diğer dezavantaj olarak ise konvansiyonel periapikal ya da panoramik görüntüler bize dişin bukkal ve lingual/palatinal tarafındaki kemik seviyesi hakkında bilgi sağlamaması gösterilebilir. Bu seviyede kemik kaybı meziodistal kemik kaybindan önce oluşmaktadır.

Son olarak, bu yöntemle ne yoğunluk ne de kemik kalitesi ölçülebilir. Kemik mineralizasyonundaki farklılıklar bile, %40'ı aşmayan demineralizasyonlar radyografik olarak tespit edilemez(6). Tüm bu sayılan sorunlar nedeniyle implant

<sup>1</sup> Dr. Öğr. Üyesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD. gokhangurses.akademik@gmail.com

stabilitesi radyografik yöntemle objektif olarak ölçülemez ancak sadece hekime tahmin yapabilmek imkanı verir.

## **KESME TORK DİRENÇ ANALİZİ**

Johansson ve Strid tarafından tanıtılmış bu yöntem daha sonra Friberg ve ark. tarafından geliştirilmiştir(7-9). İmplant drillmesi esnasında sırasında bir birim hacimdeki kemiği kesmek için gerekli olan enerji ( $J / mm^3$ ) ölçülür. Cerrahlar bu tekniği daha çok subjektif olarak kemik densitesini tahmin etmek için kullanırlar. Bu enerjinin, implant yoğunluğunu önemli ölçüde etkileyen faktörlerden biri olarak tanımlanmış olan kemik yoğunluğu ile önemli ölçüde korele olduğu gösterilmiştir. Kesme tork direnci analizi, düşük yoğunluklu kemik (veya düşük kaliteli kemik) alanlarını tanımlamak ve implant osteotomisi sırasında kemik sertliğini ölçmek için kullanılabilir.

Kesme tork direnci analizi, kemik yoğunluğunun Lekholm ve Zarb(10) sınıflandırmasına dayanan klinisyene bağlı kemik kalitesinin değerlendirilmesinden çok daha objektif bir değerlendirme sağlar. Maksillada sıklıkla görülen gelişmiş rezorbsiyon ve zayıf kemik kalitesi olan çenelerde implant başarısızlıklarının yüksek olduğunu bildiren çalışmalarla klinik anlamlılık göstermiştir(2,11). Bu nedenle, kesme direnci değeri belirli bir kemik kalitesi ile belirli bir kret bölgesinde optimal iyileşme periyodunun belirlenmesinde yararlı bilgiler sağlayabilir. Kesme tork direnci analizinin başlıca kısıtlılığı, osteotomi bölgesi hazırlanana kadar kemik kalitesi hakkında herhangi bir bilgi vermemesidir. Kesme tork direnci analizi aynı zamanda kesme momenti değerinin daha düşük “kritik” sınırını (yani, implantın riske girdiği değer) tanımlayamaz(9).

## **TERS YÖNLÜ TORK TESTİ**

Kemik yoğunluğunu ve kesme torkuna direnci ölçen kesme tork direnci analizinden farklı olarak, Roberts ve ark. tarafından önerilen(12) ve Johansson ve Albrektsson tarafından geliştirilen(13,14), ters tork testi, kemik implant temasının yok edildiği “kritik” tork eşliğini ölçebilen bir testtir. Yerleştirilen implantın stabilitesini test etmek için yerleştirilen dönme yönünün aksine rotasyonel kuvvet uygulayarak gerçekleştirilir. Ters tork değerinin 45 ila 48 Ncm arasında değiştiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, Sullivan ve arkadaşları(15) 20 Ncm’den büyük herhangi bir ters tork değerinin başarılı bir osseointegrasyon için bir kriter olarak kabul edilebilir olduğunu ileri sürmüşlerdir, çünkü implantların hiçbiri 20 Ncm’de abutment bağlantısı sırasında çıkarılamaz. Bu nedenle, ters tork değerinin osseointegrasyonun doğrulanması için güvenilir bir teşhis yardımcısı olduğu ileri sürülmüştür.

Ancak, Branemark ve arkadaşları(16), halen osteointegrasyona uğrayan bir implanta gereksiz yük uygulandığında implant çevresindeki kemikte geri dönüşümsüz plastik deformasyon riski hakkında uyarıda bulunmuştur. Ters tork değeri sadece “tümü veya hiç” sonucuyla ilgili bilgi sağlayabilir (başarılı veya başarısız) ancak osseointegrasyon derecesini sayısal değere dökemez. Ayrıca, lateral mobilitenin ölçümü, rotasyonel hareketliliğin ölçülmesinden daha yararlıdır. Rotasyonel olarak mobil bir implant lateral olarak stabil olabilir.

## **PERKÜSYON TESTİ**

Osteointegrasyon düzeyini tahmin ederken kullanılacak en primitif yöntemlerden biri Perküsyon testidir(17). Bu yöntem, akustik-titreşim bilim ve tepki-etki teorisine dayanmaktadır. Osseointegrasyon hakkındaki yargı, metal bir cisimle vurma üzerine çıkan-duyulan sese dayanmaktadır. Açıkça çalınan bir “kristal ya da cam” ses osseointegrasyonun başarılı olduğunu gösterirken, “donuk” bir ses başarısız bir osseointegrasyona işaret edebilir. Bununla birlikte, bu yöntem klinisyenin deneyimine, duyu yetisine büyük ölçüde dayanmaktadır. Bu nedenle, standardize edilmiş bir test yöntemi gibi deneysel olarak kullanılamaz(5).

## **ÇEKİÇ DARBESİ YÖNTEMİ (IMPACT HAMMER METHOD)**

Darbe çekiç metodu, deneysel model analizler sırasında bir uyarıcı kuvvet kaynağı olarak geçici etkinin bir başka örneğidir(18). Bir vurma ve bir nesne arasındaki bir temastan elde edilen sesin, aktarma özelliklerinin analizi için Hızlı Fourier dönüşümü ile işlenmesidir. Temel olarak perküsyon testinin geliştirilmiş bir versiyonudur. Mikrofon, ivmeölçer ya da gerinim ölçer gibi çeşitli aygıtları kullanarak yanıt tespitini artırarak ve tespit edilen yanıtı işlemciden geçirerek, çıkma dalgası, hız, hızlanma şeklinde yanıt dalgasını ölçmek ve nitelendirmek mümkündür. Periotest® ve Dental Mobility Checker®, darbeli çekiç yöntemine göre tasarlanan mevcut mobilite test cihazlarıdır. Dezavantaj olarak ise yerleştirildikten hemen sonra küçük bir kuvvetin implanta uygulanması, osseointegrasyon sürecini tehlikeye atabilmektedir (1).

## **KESİKLİ SALINIM DALGASI YÖNTEMİ (PULSED OSCILLATION WAVEFORM)**

Kaneko ve arkadaşları(19) bir sabit durum dalgasının zorlanmış uyarımını kullanarak implant-kemik ara yüzünün mekanik titreşim özelliklerini analiz etmek için bir kesikli salınım dalga formunun (KSDF) kullanımını tarif etmişlerdir. KSDF, küçük darbeli bir kuvvetin neden olduğu implantın titreşiminin frekans ve

genliğinin tahmin edilmesine dayanır. Bu sistem akustoelektrikli sürücü, akustoelektrikli alıcı, darbe jeneratörü ve osiloskoptan oluşmaktadır. Hem sürücü hem de alıcı bir piezoelektrik eleman ve bir delme iğnesinden oluşur. Yaklaşık 1 kHz'lik çok frekanslı bir kesikli kuvvet, piezoelektrik elemanlarla bağlanmış iki ince iğne ile hafifçe dokunarak bir implanta uygulanır. Uyarılmış bir implantın kemik implant arayüzünden üretilen rezonans ve titreşim bir osiloskop ekranından alınır ve görüntülenir. In vitro bir çalışmada, KSDF testinin duyarlılığının yük yönüne ve pozisyona bağlı olduğu gösterilmiştir(1).

## **REZONANS FREKANS ANALİZİ**

Meredith ve arkadaşları(20), rezonans frekans analizi (RFA) adı verilen implant stabilitesini test etmek için elektronik bir yöntem geliştirmişlerdir. Titreşim ve yapısal analiz prensibi ile çeşitli zaman noktalarında implant stabilitesini ve kemik yoğunluğunu ölçen non-invaziv bir tanı yöntemidir. RFA, bir vida ile implant veya abutmenta yerleştirilen küçük bir L şekilli dönüştürücüden yararlanır. Dönüştürücü, biri sinüzoidal bir sinyal (5-15 kHz) ile titreşen, diğeri ise bir reseptör olarak işlev gören iki seramik elemandan oluşur. Aktarma elemanı doğrudan implant gövdesine vidalanır ve implantı düşük bir frekansta başlayarak ve implantta rezonans görülene kadar artan sabit bir giriş ve genlikte sallar. Meredith ve arkadaşları(20) bu testin implant yerleşimi sırasında gelecekteki karşılaştırma için temel okuma olarak yapılmasını önermişlerdir. Alınan sinyalden rezonans tepe noktaları, ölçülen nesnenin birinci bükme rezonans frekansını gösterir. In vitro ve in vivo çalışmalar, bu rezonans zirvesinin, kantitatif bir şekilde implant stabilitesini değerlendirmek için kullanılabileceğini öne sürmektedir(21).

Şu anda, iki RFA makinesi klinik kullanımda bulunmaktadır: Osstell® (Integration Diagnostics) ve Implomates® (Bio TechOne). Osstell®, dönüştürücüyü, bilgisayar analizini ve uyarma kaynağını Meredith tarafından kullanılan modele benzeyen tek bir makinede birleştirmiştir(20). Osstell®, implant hertz yerine ISQ isimli bir ölçüm birimi olarak yaratmıştır. 3.500 ila 8,500 Hz arasında değişen rezonans frekans değerleri, 100'e kadar bir ISQ'ye dönüştürülür. Yüksek bir değer, daha fazla stabiliteyi gösterirken, düşük bir değer, kararsızlığı ifade eder. Başarılı bir implant tipik olarak 65'ten büyük bir ISQ'ye sahiptir. Bir ISQ <50, potansiyel başarısızlığı veya artmış bir başarısızlık riskini gösterebilir(5).

RFA'nın en yeni sürümü kablosuz bir cihazdır. İmplantta vida bağlantısı ile bir metal çubuk bağlanır. Çubuğun üst kısmı, elle tutulan bir elektronik cihazdan manyetik darbelerle uyarılan küçük bir mıknatısa sahiptir. İmplant üzerine monte edilen çubuk iki temel rezonans frekansına sahiptir; birbirine dik iki yönde tit-

reşir. Titreşimlerden biri, implantın en kararlı olduğu ve diğerinin implantın en az kararlı olduğu yönde olmasıdır. Böylece, iki ISQ sağlanır. Örneğin, bukkalde açıkta kalmış dişlere sahip bir implant, bukkal-lingual yönde daha düşük bir değer verirken mesio-distal yönde daha çok kemik temasını belirten daha yüksek bir değer gösterebilir(20).

## SONUÇ

İmplantların stabilitesinin ölçümü başarı göstergelerinden biri olduğu için her zaman gerekliliğini koruyacaktır. Bu nedenle de geçmişten günümüze gelişerek devam eden bir arayış mevcuttur. En az hata payı olan, çevresel faktörlerden en az etkilenen cihazlar en objektif ölçümleri yapmaktadırlar. Günümüzde buna en yakın cihaz rezonans frekans analizi yapan cihazlardır. Fakat bu konudaki bilimsel araştırmalar devam etmekte olup yakın gelecekte yeni yöntemler ya da cihazlar ortaya çıkabilir.

## KAYNAKLAR

1. Mall N, Dhanasekar B, Aparna IN. Validation of implant stability: a measure of implant permanence. *Indian J Dent Res.* 2011;22: 462–467.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10: 387–416.
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. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62: 567–572.
5. Atsumi M, Park S-H, Wang H-L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22: 743–754.
6. Goodson JM, Haffajee AD, Socransky SS. The relationship between attachment level loss and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol.* 1984;11: 348–359.
7. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6: 164–171.
8. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28: 297–303.
9. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1: 75–83.
10. Al-Ekrish AA, Widmann G, Alfadda SA. Revised, Computed Tomography-Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. *Int J Prosthodont.* 2018;31: 342–345.
11. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5: 272–281.

12. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86: 95–111.
13. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2: 69–75.
14. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6: 437–441.
15. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11: 179–185.
16. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plast Reconstr Surg.* 1986;77: 496–497.
17. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11: 491–501.
18. Nagamatsu A. Recent advances of modal analysis in Japan. *JSME international journal.* 1987;30: 1526–1533.
19. Kaneko T. Pulsed oscillation technique for assessing the mechanical state of the dental implant-bone interface. *Biomaterials.* 1991;12: 555–560.
20. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7: 261–267.
21. Dario LJ, Cucchiari PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *J Am Dent Assoc.* 2002;133: 483–490.