

DENTAL İMPLANTLARIN BİYOMEKANİĞİ VE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ UYGULAMALARI

Biomechanical Aspects Of Dental İmplants And Considerations Based On Finite Element Stress Analysis

Emel SOYKAN *
Elif ÜNSAL***

Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU **
Nilsun BAĞIŞ****

ÖZET

İmplantın çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri protez-implant ve kemik sisteminde mekanik dengeyi sağlayacak şekilde iletmesi implantın uzun dönem başarısında önemli rol oynar. İmplantlara etki eden kuvvetler çiğneme sisteminin ve protetik materyallerin biyomekanik özelliklerinden etkilenir.

Çiğneme kaslarının uyguladığı çiğneme kuvvetleri çene kemiklerine iletilirken canlı dokuların fizyolojik limitler içinde etkilenmesi ve aşırı streslerin oluşmaması için iletim yollarında (dişler, kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant) ortaya çıkacak stresin belirlenmesi gerekir. Kemik, diş gibi biyolojik malzemelerde stres analizini gerçekleştirmek güç olduğundan modelinin hazırlanarak analiz edilmesi gerekir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, implantlardaki streslerin değerlendirilmesinde kullanılan teorik yöntemlerden biridir.

İmplantlarda uygulanan stres analiz çalışmaları, klinsyenin tedavi seçenekleri açısından yönlendirici olacak ve uzun dönem başarı oranını artıracaktır.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, biyomekanik, stres analizi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

ABSTRACT

The resistance of the implant against the masticatory forces and transferring these forces

through prosthetic-implant-bone system so as to provide mechanical balance plays an important role in the long-term success of the implant. The forces that affect implants are effected by the biomechanical properties of the masticatory system and prosthetic materials.

The stress which will occur on the transmission pathways (teeth, roots and periodontium, prosthetic materials, implant) should be determined, so that excess stresses do not form and vital tissues are effected minimally when the masticatory forces of the masticatory muscles are transferred to the jaw bones. Since it is difficult to perform stress analyses of biological materials, such as bone, teeth, the models of these materials should be formed.

Finite element stress analysis method is one of the theoretical methods used for evaluating the stresses in the implants.

Stress analysis studies of implants will be a guide for the treatment options of the clinician and will increase the rate of the success.

Key words: Dental implant, biomechanics, stress analysis, finite element stress analysis method

Giriş

İmplantın çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri protez-implant ve kemik-implant sisteminde mekanik dengeyi

* Dr.Dt., Serbest Dişhekimisi

** Prof. Dr. Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Potetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

*** Prof.Dr. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı

**** Dr.Dt., Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı

sağlayacak şekilde iletmesi implant başarısında ve osseointegrasyonun bozulmadan kalmasında son derece önemlidir. İmplantlara etki eden kuvvetler çiğneme sisteminin ve protezin biyomekanik özelliklerinden etkilenirler. Biyomekanik, biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde mekaniğin kullanılmasıdır (1). Bu varlıklar öncelikle biyolojik malzeme, yani kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi doku ve organlarla tedavi ve protetik amaçlarla kullanılan materyallerdir. Biyomekaniğin içeriği; uygulanan kuvvetlerin eksternal etkileri, internal etkileri (stres analizleri), mekanik özellikler, sıvı mekaniği ve ısı transferidir.

Baş-boyun bölgesindeki stresleri belirlemek, kontrol etmek ve yeniden dağıtmak için uygulanan kuvvetlerin ve kuvvetlere karşı koyacak materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi gerekir. Ağız içindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler karmaşık yapısal cevaplar oluşturur. Uygun stres analiz tekniklerinin kullanılması, oral dokular ve restorasyon materyallerin özelliklerinin iyi bilinmesi sayesinde oluşan stresler tanımlanabilir. Böylece tedavi seçeneklerinin klinik etkinliği önceden tahmin edilebilir.

Osseointegrasyonun ağız içi kuvvetleri karşısında uzun süre korunabilmesi, implant çevresinde stresleri karşılayabilecek yapısal ve mekanik özelliklere sahip kemik dokusunun bulunmasına bağlıdır. Kemik dokusu uygulanan kuvvetin karakteri, büyüklüğü ve etki süresine bağlı olarak kişiler arasında farklı mekanik özellikler gösterir. Kemiğin kuvvetlere karşı vereceği cevap bu mekanik özelliklerle doğrudan ilişkilidir (2). Dental implantları etkileyen *in vivo* kuvvetlerin bilinmesi, bu kuvvetlerin dokulara iletilme şekli, implant çevresindeki kemikte oluşan stres ve deformasyonun kontrol edilmesi implant başarısı açısından bilinmesi gereken önemli biyomekanik faktörlerdir (3).

İmplantlara Etki Eden Kuvvetler

İmplantlara etki eden kuvvetler vektör miktarları olarak verilir. Kuvvetler üç boyutludur. Kuvvet komponentleri normal kuvvetler (sıkışma ve çekme kuvvetleri) ve kayma kuvvetleri olarak iki grupta açıklanır. Normal kuvvetler yüzeye dik, kayma kuvvetleri paralel ge-

lir. Her kuvvet verilen bir düzlemde normal ve kayma komponentlerine ayrılır. Aynı miktarda kuvvet yükün yönüne bağlı olarak kemik implant birleşiminde farklı etki gösterir. Proteze uygulanan kuvvetin büyüklüğü arttıkça kemik implant birleşimine etki eden kuvvet de artar (4).

Kuvvetin momenti bir noktada dönme veya eğilme oluşturur. Moment vektör olarak tanımlanır. Momentin büyüklüğü, kuvvetin büyüklüğü ve moment kolunun çarpımına eşittir. Moment kuvveti implant sisteminde oldukça zararlıdır, kemik-implant ara yüzünde yıkıcı olabilir; kemik kaybı ve protezde kırılmaya yol açabilir. Bu nedenle kuvvet ve momentleri göz önünde bulunduran restorasyonların uygulanması gereklidir. Protezlerin okluzal yüksekliği bukkolingual ve meziodistal yönde moment kolu oluşturur. Lingual kuvvet ise implantın boyun kısmında lingual transvers moment oluşturur (4).

Protezlerin uyumsuzluğu, destek implantın devamlı statik yük ile yüklenmesine neden olur. Bu yüke rağmen doku içinde yüksek biyolojik tolerans vardır (5). Ayrıca çiğneme fonksiyonu ve parafonksiyon sırasında da implant üzerinde yük oluşmaktadır. Bu yüklerin oluşturduğu kuvvetler kemik üzerinde dinamik etkiye sahiptir ve sadece limitli bir zaman periyodunda uygulanır (6).

Doğal dentisyonda periodontal ligament stresleri absorbe etme yeteneğine sahiptir ve dişin hareketine izin verir. Ancak kemik-implant ara yüzünün böyle bir yeteneği olmadığı için okluzyondan kaynaklanan stresler tamamen birleşime etki eder. Ara yüzün absorbe edebileceğinden fazla stresler implant başarısızlığına yol açabilir.

Okluzal kuvvet, çiğneme sırasında kasların dinamik hareketi ile oluşan kuvvettir. Okluzal kuvvetler kemikte strese neden olur. Maksimum okluzal kuvvetin vertikal komponentleri stres analiz çalışmalarında statik yük olarak kullanılır. Ancak klinikte çiğneme ve yutkunma sırasında kuvvetler dinamik olarak etki eder. İmplantlardaki stres analiz çalışmalarında bilgisayar programlarının dinamik yükü uygulama kapasiteleri sınırlı olduğundan vertikal ve horizontal yükler kullanılır. Vertikal yük implantın yüklendiği yön açısından, horizontal

yük implant çevresindeki kemikte en yüksek streslere neden olduğu düşünüldüğünden önemlidir (7).

Kuvvetler Karşısında Kemik Cevabı

Kemik şekli, yoğunluğu ve yapısal düzenlenmesi ile değişiklik gösteren canlı bir dokudur. Kemik remodelasyonu karmaşık olaylardan oluşur ve bazı faktörlerden etkilenir. Bu faktörler kemikteki mekanik yüklenme, hormonlar, beslenme ve sinirsel etkileşimlerdir.

Osseointegre implantlar ve çevreleyen kemik tekrarlayan yüklemeye karşı koyan fonksiyonel bir ünitelerdir. İmplantın yüklenmesini takiben implant çevresindeki alveol kemikte devamlı fonksiyonel adaptasyon gözlenir. Wolff yasaları olarak bilinen bu kavram kemik remodellinginin mekanik fonksiyondan etkilendiğini gösterir. Mevcut alveol kemik yüksekliğinin devamı için rapor edilen fonksiyonel stres 200-700 psi arasındadır. Bu sınırı aşan stresler kemik dokusunda dejenerasyona, düşük stresler ise, kemik atrofisine neden olurlar. Kemik seviyesi, uygun implant ve protez dizaynı ile korunur (8). Yüklenmiş implantlar çevresinde radyoopasitede artma ve kemik trabeküllerinin yeniden düzenlenmesi fonksiyonel ihtiyacın arttığını gösterir. Kemik remodellingi ile fonksiyon arasındaki denge kuvvetin büyüklüğü, yüklenme sayısı, kemiğin tamir kapasitesi ve kemik ile implant bağlantısına bağlıdır. Aşırı yük terimi implantın kemiğin karşı koyma kapasitesini aşan fonksiyonel yüklerle yüklenmesini belirten bir terimdir. Her biyomateryalde olduğu gibi kemikte de tekrarlayan yüklenme yorgunluğa neden olur. Doku yorgunluğu, yüklenme sırasında dokuda gelişen mikro çatlakların oluşması ve çoğalmasındır. Kemik dokunun mekanik özelliklerinin azalmasını önlemek amacıyla tamir olayını gerçekleştirir. Osseointegrasyon fonksiyonel kuvvetler ile kemiğin tamir kapasitesi arasındaki denge sağlandığı sürece devam eder. Kemiğin fonksiyonel kapasitesini aşan biyomekanik yükler mikro çatlakların birikmesi ile tetiklenir ve kemik rezorpsiyonuna neden olur. Bu durumda kuvvetin uygulanması ile mikro düzeydeki hasar artarak büyür, doku içinde veya kemik implant birleşiminde mikro hareketliliğe yol açar. Birleşimdeki mikro hareketlilik implantta eğilme, kemik ile implant arasında yumuşak doku ta-

bakasının gelişmesine neden olur (9). Osseointegrasyonun bu şekilde kaybı epitel ve bağ dokusunun apikale ilerlemesine yol açar. Kemik-implant ara yüzünün bozulması yükün sıklık ve büyüklüğü kadar bakteriyel invazyona da bağlıdır. Mekanik aşırı yüklemenin ilerleyici kemik kaybına neden olmadığı, marjinal enfeksiyon varlığında bir etyolojik faktör olduğu rapor edilmiştir (10).

Kuvvet İletimini Etkileyen Faktörler

İmplantta etki eden kuvvet protez vasıtasıyla implanta, oradan kemik-implant ara yüzüne ve destekleyici kemiğe iletilir. Fonksiyon gören bir implantın yükü çevre dokulara iletmesi önemli bir özelliktir ve implant başarısında önemli bir rol oynar. İmplantın uzun aksı boyunca etki eden kuvvetler daha eşit stres dağılımı gösterir. Uzun aksa eğimli gelen kuvvetler kemik-implant ara yüzünün bazı bölgelerinde stres artışına neden olurlar. Böylece implantta eğilme meydana gelebilir. Bunu önlemek için dişsiz bölgeye yeterli sayıda ve en uygun pozisyonda implant yerleştirilmelidir. Dişsiz alveol kretinin şekli son derece önemlidir. Uzun implantlarda eğilmeye direnç fazladır. Rezorbe alveol kretlerinde kısa implantlar ve vertikal yüksekliği fazla olan kronlar aşırı yük oluşturur. Rezorbe kretlerdeki bu aşırı yükü önlemek amacıyla mandibula için bikortikal fiksasyon, maksilla için kemik transplantasyon işlemleri uygulanmalıdır. İmplantla tedavi edilen parsiyel dişsiz hastalarda en uygun protetik üst yapı sabit restorasyonlardır. Hareketli protezler moment oluşturucu etkilerinden dolayı stres transferinde zararlı olabilmektedir (11).

İmplant destekli protezlerin çoğunda okluzal yüzey materyali olarak şok absorbe edici özelliğinden dolayı akrilik rezin tercih edilmektedir. Böylece kemik-implant ara yüzüne iletilen streslerin azalacağı öne sürülmektedir. Bu görüşün teorik olduğu, rezin dişlerin şok absorbe edici özelliğinin *in vivo* çok önemli olmadığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (12). Hobkirk ve Psarros akrilik ve porselen dişler arasında çiğneme kuvvetleri açısından bir fark olmadığını göstermişlerdir (12). Bassit ve arkadaşlarını çalışmalarında farklı okluzal materyallerin implantlara farklı kuvvet iletmedikleri belirtilmiştir (13).

Okluzal kontakların bilateral ve antero-posterior dağılımı okluzal stabilizeyi sağlar. Böylece implant çevresinde daha uygun stres dağılımı elde edilmiş olur (12). Okluzal formun amacı, kuvvetlerin düzgün dağıtılmasıdır. Eğer kuvvetler dişin uzun aksına paralel yönlendirilirse, dişler büyük kuvvetlere dayanabilir. Okluzal konturun şekillendirilmesinde temel nokta sentrik temasların oluşturulması ve lokalizasyonudur (14).

Stres Analizinin Amacı

Diş hekimliğinde kuvvetten bahsedilince güçlü çığneme kaslarının uyguladığı çığneme kuvvetleri akla gelir. Bu kuvvetler çene kemiklerine dişler, kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant protezlerinde implantın direk kemik teması yolu ile iletilir. Bütün bu kuvvet iletim yollarında canlı dokuların fizyolojik limitler içinde etkilenmesi, aşırı ve zararlı stres birikimlerinin olmaması gerekir. Bu nedenle materyalde veya destek yapılarda ortaya çıkacak stresin analiz edilmesi gereklidir. Biyolojik malzemelerde (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan zordur. Bu yüzden canlı malzemenin modelinin hazırlanması yoluna gidilmiştir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ ve dokulara ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel niteliği olabilir (15).

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Dental yapıların geometrik yapısının karmaşık olması, oral dokuların mekanik özelliklerinin tam bilinmemesi ve sınır koşullarının belirlenmesindeki güçlükler eşitliklerin doğru olarak çözümünde analitik yöntemlerin kullanımına engel olmaktadır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, dental implantlara etki eden kuvvetlerin oluşturacağı streslerin değerlendirilmesinde de kullanılan teorik tekniklerdendir (1). Kökeni Ritz' in 1909'da tanımladığı nümerik analiz metoduna dayanmaktadır. 1953'te mühendisler yapısal problemleri çözmek için bilgisayar kullanmaya başlamışlardır. 1956'da Turner ve arkadaşlarının yayımladıkları makale

le sonlu eleman analizinin gelişiminde dönüm noktası olmuştur. 1960'ta sonlu eleman teriminin katılımıyla yüksek hızlı dijital bilgisayar kullanarak yapıların nümerik analizi havacılık ve uzay endüstrisinde hızla gelişme göstermiştir. Sonlu eleman analizini gerçekleştirmek pahalı bilgisayar donanımı gerektirdiğinden başlangıçta havacılık, otomotiv, savunma ve nükleer endüstrilerde kullanılmıştır. Zaman içerisinde uygulama ücretlerindeki azalma sayesinde mühendislik, tıp ve diş hekimliği gibi birçok bilim dalında güçlü ve ekonomik analitik araç olarak yaygın kabul görmüştür (16, 17).

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama, yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model iki veya üç boyutlu olabilir. Matematiksel model hazırlanırken gerçek boyut ve oranlara bağlı kalmak gereklidir. Matematiksel modelin oluşturulmasında mümkün olduğunca boyutları birbirine yakın geometrik alanlar kullanılır. Bu alanlara eleman; elemanın üç boyutlu koordinatlar sistemi içindeki yerini belirleyecek olan köşelerine ise, nokta adı verilir. Her nokta ve elemana bir numara verilir. Model oluşturulduktan sonra incelenecek dokuların elastik modülüsü ve Poisson oranları verilir. Böylece dokuların fiziksel özellikleri tanımlanmış olur. Analiz amacına uygun olarak yer çekimi, statik ve dinamik yük koşulları ve ısı şartları oluşturulur. Bütün veriler serbest formatta bir yazı programında liste şeklinde hazırlanarak analize sunulur (16, 18). Yapının materyali, sınır koşulları ve yükler tam olarak modellenmelidir. Sonlu eleman modelinin uzay içinde serbest hareketini önlemek için herhangi bir yerinde belli bir serbestlik derecesinde bağlamak, sınırlamak gereklidir. Kullanılan materyal özellikleri lineer, elastik ve izotropik olabilir. İzotropik materyaller yön ile değişmeyen özelliklere sahiptir. Bir materyal uygulanan kuvvete lineer orantılı olarak yer değiştirdiğinde ve kuvvet ortadan kalktıktan sonra deforme olmadığında lineer, elastik davranış gösterir.

İmplantlarda Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları

Ledley ve Huang'ın matematiksel bir diş modelini geliştirmeleri ile sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) diş hekimliğinde araştırma yapılan alanlardan biri haline gelmiş-

tır (19). Dental implantlarda SESA yöntemi kullanılarak yapılan ilk çalışma 1973'te Tesk ve Widera tarafından rapor edilmiştir. Bu çalışmada iki boyutlu ve aksisimetrik SESA yöntemi ile implant çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiştir. İmplant yüzeyinin pürüzlülüğü stres iletimi açısından güncel bir araştırma konusu olmuştur. Vaillancourt ve arkadaşları, düz yüzeylere sahip implanlarda kemik atrofisinin daha çok görüldüğünü bildirmişlerdir (20). Savedi ve arkadaşları, düz ve pürüzlü yüzeylere sahip iki implant modelinin üç boyutlu SESA analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında, pürüzlü yüzeye sahip implant modelinde kuvvetlerin daha standart dağılım gösterdiğini ve implantın apikal sahasında stres oluşmadığını göstermişlerdir. Düz yüzeyli implant modelinde ise apikal sahada aşırı stres birikimi gözlemişlerdir. Bunun sonucunda, pürüzlü yüzeyin, doğal dişteki periodontal ligamentin şok absorpsiyon yeteneğine benzer etki gösterdiğini ve bu nedenle daha ideal olduğunu bildirmişlerdir (21). Benzer şekilde, Cheng ve arkadaşları düz yüzeye sahip implantlarda stresin değişmeden iletilmediğini ve pürüzlü yüzeyin bu nedenle tercih sebebi olabileceğini vurgulamışlardır. Ek olarak, düz yüzeylerde stresi azaltabilmek için implant çapının artırılacağı bildirilmiştir (22). Aynı şekilde, implant çapının stres iletimi ile ilişkisi pek çok araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir. Matsushita ve arkadaşlarının vertikal ve lateral yüklemelerde implant çevresinde oluşan streslerin implant çapı ile olan ilişkisini değerlendirdikleri çalışmanın sonuçları, kompakt kemikte oluşan streslerle implant çapı arasında ters ilişki olduğunu ve geniş implantların stres dağılımı açısından tercih edilebileceğini göstermiştir (23). Pelizzer ve arkadaşları, farklı çaplardaki implantları standart kuvvet altında SESA ile değerlendirmişler ve implant çapı arttıkça stres dağılımının daha elverişli olduğu sonucuna varmışlardır (24). İmplantın boyutları kuvvetin transferinde oldukça önem taşıyan bir faktördür. Maksimum stresin implantın boyun bölgesinde biriktiği düşünüldüğünde, boy/çap oranı önemli bir faktördür (25). Mohammed ve arkadaşları, farklı dizaynlarda değişik çapa sahip implantların stres dağılımını analiz etmişler ve implant kalınlığı arttıkça, peri implant sahada stresin azaldığını bulmuşlardır. Ek olarak, pa-

ralel dizayn implant geometrisinin apikale doğru incelmeye gösteren konik tarza kıyasla daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (26). Stres dağılımını etkileyen bir diğer önemli faktör implantın boyudur. Bourauel ve arkadaşları, trabeküler ve kortikal kemik için, standart implanta kıyasla, kısa implant kullanımının stresi artırdığını savunmuşlardır (27). Aynı şekilde Tonillo ve arkadaşları da, normal implant boyunu 11 mm kabul ettikleri çalışmalarında daha kısa implantların stres dağılım karşılaştırmasını yapmışlar, kısa implantlarda standart implanta kıyasla kortikal kemikte %50 daha fazla stres ve trabeküler kemikte de %80 daha fazla stres oluştuğunu gözlemişlerdir. Kısa implantlarda, boyun kısmında aşırı stres birikimi olduğunu vurgulamışlardır (28). Benzer görüşteki Lee ve arkadaşları da, implant boyundaki artışın strete azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşılık, Rieger ve arkadaşları da, yaptıkları SESA çalışmasında düşük streslerin, yüksek stresler gibi kemik rezorpsiyonuna yol açabileceğini, implant boyunun artmasının bir noktadan sonra yarar sağlamayacağını savunmuşlardır (29,30). İmplantın geometrisi ve boyutları kadar, planlamada yer alan implant miktarı ile çoklu uygulamalarda uygulama açıları da stres açısından önemli bir faktördür (31). Papavasiliou ve arkadaşları tek diş implant çevresinde farklı kemik yüksekliklerinde oluşan stresleri SESA yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, streslerin kompakt kemikte yoğunlaştığını ve okluzal yüzeye eğimli gelen yüklerin stresleri on beş kat artırdığını rapor etmişlerdir (32). Papavasiliou ve arkadaşlarının bir başka üç boyutlu SESA çalışmasında osseointegrasyon derecesinin kemik-implant ara yüzündeki stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Osseointegrasyonun krestal ve apikal stresleri azalttığı, sadece apikal osseointegrasyonun yüksek apikal streslere neden olduğu, krestal osseointegrasyonun ve vertikal yüklemenin stresleri azalttığı sonuçları ortaya çıkmıştır (33). Holmes ve Loftus implantlarda okluzal kuvvetlerin iletilmesinde kemik kalitesinin etkisini SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları kalın kompakt kemik ve yüksek densitedeki trabeküler kemik yapısının, implantın kemik içindeki mikro hareketini ve stres yoğunluğunu azaltacağını göster-

miştir (34). Bununla birlikte, implant destekli protezin okluzal yüklemeye ilettiği kuvvet veya kullanılan protezin okluzyon tipi de, implant stresi açısından oldukça önemlidir. Bu konuda Eskitascioğlu ve arkadaşları, implant destekli protezin maksimum yüzeyde okluzal teması sağlaması gerektiğini, total dişsizliklerde kullanılan implant destekli overdenture protezlerin ise en ideal olarak fonksiyonel okluzyonu sağlaması gerektiğini vurgulamışlardır (35,36). Chou ve arkadaşları, farklı markalardan uyguladıkları implantların ilettiği stresi değerlendirdikleri çalışmalarında, peri implant alanda maksimum stres azalmasının kortikal kemik kalınlığının arttığı alanlarda olduğunu bulgulamış ve başarılı bir osseointegrasyon için cerrahi öncesinde kortikal kemik kalınlığının bilinmesinin faydalı olacağını bildirmişlerdir (37). Aynı şekilde, Chang ve arkadaşları da, özellikle lateral kuvvetlerin kemikte daha fazla gerilime neden olduğunu ve ilaveten, düşük densiteli kemikte bu gerilimin %58.8 artış gösterdiğini gözlemlemiştir (38).

İmplant başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de, implant çevresindeki kemiğin yüksekliğidir. Kemik yüksekliğinin fazla olması, stres dağılımı açısından avantajdır (39). Koca ve arkadaşları, Tip 3 kemik modellerinde standart boyutta uyguladıkları implantlar için beş değişik kemik boyu kullanmışlar ve kemik boyu artışının stres dağılımı açısından daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (40). İmplant etrafında var olan kemik defekti, stres dağılımını etkiler (41). Van Oosterwyck ve arkadaşları implantın yerleştirilmesi sırasında bukkal ya da lingual yüzeyde dehissens oluşması durumunda marjinal kemiğe etki eden streslerin arttığını ve bunun kemikte aşırı yükü neden olabileceğini belirtmişlerdir (42). Benzer bir çalışmada Kitamura ve arkadaşları, implant çevresinde vertikal ve çevresel defektler oluşturmuşlar ve stres dağılımını SESA kullanılarak analiz etmişlerdir. Vertikal defekte sahip modelde stresin arttığını ve buna bağlı rezorbsiyon derinliğinde artış olduğunu bulmuşlardır. Çevresel defekt modelinde ise, kortikal kemiğe iletilen stres sağlıklı ve vertikal defektli modele kıyasla daha azalmışken, trabeküler kemiğe iletilen stres artış göstermiştir. Buna bağlı yine rezorbsiyon derinliği artmıştır (43). İmplantlarda başarı oranı yüksek olmasına kar-

şın literatürde farklı hasta gruplarını ve çeşitli implant sistemlerini etkileyen başarısızlık raporları da mevcuttur (44). Klinik başarısızlık sonuçları alveol kemik kaybı, implantın kaybı veya fraktürüdür. İmplantı destekleyen kemik miktarı ve yapısı stres dağılımını etkileyen faktörlerden biridir. Bu yüzden periimplantitis sonucu oluşan kemik kayıplarında implanta etki eden kuvvetlerin implantı destekleyen dokulardaki stres dağılımı ve miktarlarının bilinmesi gerekmektedir. Ancak literatürde bu konu ile ilgili çalışma sınırlı sayıdadır (45).

Klinik olarak kullanımı yaygın olan implantlarla ilgili stres analiz çalışmaları klinisyenin tedavi seçenekleri açısından yönlendirici olacak ve başarı oranını artıracaktır.

KAYNAKLAR

1-Caputo, AA, Wylie, RS. Role of biomechanics in periodontal therapy. Erişim:[<http://www.dentalsupplyhouse.com/visitors/biomechanics/>].Erişim tarihi: 07.12.1998.

2-Uysal, H. Kemiğin mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. Oral İmplantoloji Dergisi 1997; 4: 36-43.

3-Brunski, JB, Puelo, DA, Nanci, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15 (1): 15-47.

4-Bidez, MW, Misch, CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. J Oral Implantol 1992; 18 (3): 264-274.

5-Akın-Nergiz, N, Nergüz, İ, Schultz, A, Arpak, N, Niedermeier, W. Reactions of peri-implant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. Am J Orthodontics Dentofacial Orthop 1998; 114: 292-298.

6-Duyck, J, Rønold, HJ, Oosterwyck, HV, Naert, I, Sloten, JV., Ellingsen, JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an experimental animal study. Clin Oral Implants Res 2001; 12: 207-218.

7-Chao, YL, Meijer, HJA., Oort, RPV., Versteegh, PAM. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in

the edentulous mandible: A literature review on Transfer of Chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995; 3(6): 255-261.

8-De Tolla, DH, Andreana, S, Patra, A, Buhite, R, Comelle, B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26(2): 77-81.

9-Tonetti, MS, Schmid, J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol* 2000 1994; 4: 127-138.

10-Spiekermann, H, Donath, T, Jovanovic, S, Richter, J. *Color Atlas of Medicine. Implantology*. Thieme Medical Publishers, Inc., New York 1995; 317-329.

11-Glantz, POJ., Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant borne reconstructions. *Periodontol* 2000 1998; 17: 119-124.

12-Lundgren, D, Laurell, L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000 1994; 4: 23-41.

13-Bassit, R, Lindström, H, Rangert, B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 17-23.

14-Baran, İ. İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarına Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilimlerin "Finite Element Stress Analysis" Yöntemi ile İncelenmesi. Tez, Ankara, 1995; 4-11.

15-Aydınlık, E, Şahin, E. Diş hekimliğinde stres analizleri. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1977; 1(1): 78-85.

16-Baran, NM. *Finite Element Analysis on Microcomputers*. McGraw Hill, Inc., 1998; 27-60.

17-Martin, HC, Carey, GF. *Introduction to Finite Element Analysis*. McGraw-Hill, Inc., 1973; 1-11.

18-Rockey, KC, Evans, HR, Griffiths, DW, Nethercot, DA. *The finite element method*. A basic introduction for engineers. Granada Publishing Limited, 1983; 1-6.

19-Ledley, RS, Huang, HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res* 1968; 47: 427-432.

20-Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 May-Jun;11(3):351-9.

21-Savadi RC, Agarwal J, Agarwal RS, Rangarajan V. Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Comparative 3D FEA. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011 Dec;11(4):221-31.

22-Cheng HY, Chu KT, Shen FC, Pan YN, Chou HH, Ou KL. Stress effect on bone remodeling and osseointegration on dental implant with novel nano/microporous surface functionalization. *J Biomed Mater Res A*. 2013 Apr;101(4):1158-64.

23-Matsushita, Y, Kitoh, M, Mizuta, K, Ikeda, H, Suetsugu, T. Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: Diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16(1): 6-11.

24-Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D. *J Oral Implantol*. 2011 Apr 4.

25-Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Hubalkova H, Nesvit V, Shevchenko A. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012 May 22.

26-Mohammed Ibrahim M, Thulasingam C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011 Sep;11(3):165-71.

27-Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. *Biomechanical finite element*

analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)*. 2012 Jan 26;57(1):21-32.

28- Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of Morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(6):1888-92.

29- Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012 Mar 8.

30-Rieger, MR, Adams, WK, Kinzel, GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 457-465.

31- Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26(4):752-9.

32-Papavasiliou, G, Kamposiora, P, Bayne, SC, Felton, DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 633-640.

33-Papavasiliou, G, Kamposiora, P, Bayne, SC, Felton, DA. 3D FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses. *J Dent* 1997; 25: 485-491.

34-Holmes, DC, Loftus, JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 3: 104-111.

35-Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144-50.

36-Yilmazi B, Karaagaclioglu L, Belli S, Eskitascioglu G. Evaluation of functional stress in different occlusion types of dentures

supported by osseointegrated implants for edentulous patients by FEM. *Journal of dental research*; 2002 March, 81, special issue p:393.

37-Chou IC, Lee SY, Wu MC, Sun CW, Jiang CP. Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012 Jun 29.

38-Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys*. 2012 Mar;34(2):153-60.

39-Yoon KH, Kim SG, Lee JH, Suh SW. 3D finite element analysis of changes in stress levels and distributions for an osseointegrated implant after vertical bone loss. *Implant Dent*. 2011 Oct;20(5):354-9.

40-Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*. 2005 Jan;93(1):38-44.

41-Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2006 Jul;44(7):527-35.

42- Van Oosterwyck, H, Duyck, J, Sloten, JV, Van der Perre, G, Naert, I. Periimplant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. *Clin Oral Impl Res*; 13:327-333.

43- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):401-12.

44- Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Nov-Dec;14(6):798-810.

45-Soykan E. İmplant çevresindeki farklı kemik defektlerinde fonksiyonel kuvvetlerin oluşturduğu stres dağılımının sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı Doktora Tezi. 2002.

Yazışma Adresi:

Dr.Dt.Nilsun BAĞIŞ
Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi
Periodontoloji Anabilim Dalı
Beşevler/ Ankara
Tel: (312) 296 56 79