

İMLANTOLOJİDE BİYOMEKANİK

Dr. Alper ÇAĞLAR*

Doç. Dr. Cemal AYDIN**

ÖZET

İmplant destekli protetik restorasyonlar, günümüz diş hekimliğinde tek diş eksikliğinden, tam dişsizlik vakalarına kadar oldukça geniş bir uygulama alanı bulmuştur. İmplant uygulamaları, cerrahi ve protetik fazı içeren pahalı ve uzun süreli tedavilerdir. İmplant destekli protetik restorasyonların başansında, uygun biyomekanik yaklaşımın büyük rolü vardır. Dental implantlarda biyomekanik, implantın şekli, çapı, uzunluğu, çevre kemik dokusunun yapısı, protetik üst yapı dizaynı ve kullanılan materyal gibi pek çok konumu içerir. Çeşitli stres analizleriyle, implanta ve çevre kemik dokuya iletilen kuvvetler ve bu kuvvetlerin etkisi araştırılmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile bu alanda oldukça başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Doğal dişlerin ve dental implantların gelen kuvvetler karşısındaki davranışları birbirinden farklıdır. Aynı şekilde, kortikal ve spongiöz kemikteki kuvvet dağılımları farklılık göstermektedir. Protetik üst yapılarda kullanılan materyaller ve üst yapının dizaynı, kuvvet iletiminde değişikliklere yol açmaktadır. Bu makalede, implant destekli protetik restorasyonlarda biyomekanik ilkeler ve bu ilkeler ışığında uygun tedavi yaklaşımları hakkında bilgi verilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, biyomekanik, stres analizi.

GİRİŞ

Biyomekanik, vücuttaki organ ve dokular ile onlara gelen kuvvetler arasındaki etkiyi içeren bir kavramdır.

19. yüzyılın ortalarından itibaren yapılan çalışmalar, organların ve organik sistemlerin özelliklerinin mekanik koşullar ve modeller ile tanımlanması yönündedir. Kemik yapı hakkında iki görüşe ağırlık verilmiştir; Kemik, hem spesifik materyal özellikleri gösteren bir yapı hem de çevreyle sürekli ilişki içinde olan bir biyolojik sistem olarak düşünülmelidir. Biyomekanik araştırmaların amacı formasyon, gelişme ve organizmaların hayatlarını sürdürmesini sağlayan kompleks ilişkilerin ve hareket mekanizmalarının kapsamlı şekilde anlaşılmasını sağlamaktır. Ancak bu, organik sistemlerin sadece mekanik ve fiziksel yöne indirgenmesi anlamını taşımamaktadır.^{1,4,11}

BIOMECHANICS IN IMPLANTOLOGY

SUMMARY

Implant-supported prosthetic restorations have found a wide range of use for the restoration of a single missing tooth to edentulous cases as well recently. Implant usage is an expensive and long-term treatment composed of surgical and prosthetic phases. Appropriate biomechanical approaches have great role in success of implant-supported prosthetic restorations. Biomechanics in dental implants consist of various factors as the form of the implant, diameter, length, structure of the adjacent bone, design of the superstructure and the material used. With various stress analyses, the force loaded to the implant and adjacent bone structure and the effects of these forces are investigated. Successful results have been obtained in this field by the use of three-dimensional finite element method for stress analyses. The attitude of natural teeth and dental implants against the forces delivered are different from each other. In the same way, the distribution of forces upon the cortical and spongius bone structure differs as well. The design and the material used in superstructure cause differences in force distribution. In this article, biomechanical principles in implant-supported prosthetic restorations and appropriate approaches in treatment based upon these principles are discussed.

Key Words: Dental implant, Biomechanics, Stress analyses.

Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metotları kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Fotoelastik yöntemle yapılan stres analizleri
2. Kırılğan vernikle yapılan stres analizleri
3. Gerilim ölçer ile yapılan stres analizleri
4. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi
5. Lazer ışınlarıyla yapılan halografik interferometri kullanılarak yapılan stres analizleridir.⁴

Fotoelastik stres analizi metodunda incelenecek implant sentetik rezin içerisine yerleştirilir ve yükleme ile sağlanan stres polarize ışıkla görünür hale getirilir. İki ve üç boyutlu model tekniği, model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıdırma tekniği gibi üç esas tekniği vardır. Hernekadar bu işlem çok basit ise de stres optik incelemelerin önemli dezavantajları vardır. Modelin sentetik maddeden yapılmış olması nedeniyle kemiğin homojen olmayan yapısını buna göre değerlendir-

* G.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi

** G.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

mek mümkün olmayacaktır. Ayrıca incelemeler daha çok basit düz modellerle sınırlıdır. Diğer bir belirsizlik de optik çözünürlüğün sınırlı düzeyde oluşudur. İmplant ya da kemik modellerin uygun olmayan yerleştirilmeleri doğrulukta bir kayba yol açar ve modelin yapımında kullanılan sentetiklerin materyal özellikleri orijinal yapıdakilere uygunluk göstermez.^{4,11}

Sonlu elemanlar analizlerinde ise incelenecek yapılar nodül olarak da ifade edilen birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Bu elemanların her birinde spesifik materyal özellikleri var olduğu için kortikal ve spongiöz olanların basitleştirilmiş modelleri mümkün olur. Yükleme ile her bir nodül üzerinde oluşturulan yer değişimleri ve stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir. Sonlu elemanlar analizinin kullanımı yapılan çalışmalarda değişik materyallerin değerlendirilmesine imkan verir. Daha da önemlisi kemiğin homojen olmayan yapısı örneğin kortikal ve spongiöz kemiğe ilişkin alt bölünme göz önünde bulundurulabilir. Bunun yanı sıra bu analiz hesaplanan yer değişikliği ve streslerin 3 boyutlu görüntülenmesine imkan verir. 3 boyutlu stres analizi yönteminin başarısının hazırlanan matematik modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğu belirtilmiştir. Yapılan çalışmalarda, 3 boyutlu stres analizi yönteminin 2 boyutlu stres analizi yöntemine göre daha gerçekçi olduğu gösterilmiştir.^{2,4,11}

Doğal Dişlerin Biyomekanikliği

Periodonsiyumdan dolayı doğal dişler hareketle ya da yer değişimi ile oluşan bir kısım dış yüklemeleri karşılayabilir. Diş, alveolar kemik içerisine kollagen liflerden oluşan dentoalveolar bağlantılar ile tutunur. Erişkinlerde periodontal ligament 0.15- 0.20 mm. kalınlığında olabilir. Bunun %60'ı alveolar kemikten semente uzanan 4 µm. kalınlığında kollagen lif demetlerinden oluşmuştur. 1.00 mm. büyüklüğündeki bir sement alanına 28.000 lif demeti bağlanmaktadır. Periodonsiyum içerisindeki dişin ankraji ve alveolar yapının elastikiyeti ölçülebilir horizontal, vertikal ve rotasyonel diş mobilitesini sağlar.

Dişin hareket etme derecesi kişiden kişiye değişiklikler gösterebilir ve 10-50 µm. arasında değişir. Bu ileri derecedeki değişkenlik sınırı düşük ölçüm metotlarının kullanılmasına bağlanabilir. Ayrıca periodontal membranın özellikleri, periodontal ligamentin genişliği, lif ağının dalgalanma ve yönü kişiden kişiye değişebilir.

Doğal dişlerdeki kuvvet dağılımı periodontal ligamentlerin oluşturduğu mikro harekete da-

yanır. Dişin konumu ve tüberkül eğimi kuvvet modelini değiştirir. Osteointegre implantlarda kuvvet dağılımı ile ilgili mikro hareket olmaz. Osteointegre implantların karşılıklı yüzeylerinde kuvvet dağılımı doğal dişlerdekinden tamamen farklıdır. Dişin konumu ve tüberkül eğimindeki değişikliklerin implanttaki aşırı yüklenmeyi sınırladığı tahmin edilmektedir.^{11,12}

Dental İmplantların Biyomekanikliği

Bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar temel olarak doğal dişlerin çevresindekinden farklıdır. Doğal dişler alveol içerisinde periodontal membran lifleri ile sabitlenirken implantlar ya doğrudan kemik bağlanma ya da bağ dokusu enkapsülasyonu gösterirler. Doğrudan kemik bağlantısı, implantın yüklemeye olmadan kemik içerisinde yerleşimine ve yeni kemik dokunun implant yüzeyine uyumu ile mümkündür.

Dişte, implantta ve protezde oluşan hareketler, miktarına göre 3 grupta tanımlanabilir. Bunlardan ilki, diş ya da protez komponentlerinde oluşan 0,5mm'den daha büyük ve kolayca gözlemlenebilen Makro Hareket; ikincisi, dişin, protezin ya da implant sisteminin gözlemlenemeyen fakat ölçülebilen hareketi Mikro Hareket; ve üçüncüsü de, Angström seviyesindeki genel anlamda gözlemlenemeyen ve ölçülemeyen hareket olan Mikron Hareketler.^{11,12}

İmplantlarda kuvvet transfer mekanizmasının önemli bir yönünü teşkil eden osteointegre iyileşme implantın ve kemiğin göreceli hareketini önler. Kemiğin implanta olan çok sıkı bağlanması angström düzeyinde mikro pürüzler olarak gözlemlenebilir. Bağ dokusu enkapsülasyonu çoğunlukla implant yerleştirildikten hemen sonra yüklemeye maruz kalırsa oluşur. Burada implant ve kemik arasındaki kayma hareketi daha ileri bağ dokusu oluşumuna ve peri-implant bölgede ilerleyici kemik rezorbsiyonuna yol açar. İltihabi nedenlerden ayrı olarak kemik rezorbsiyonu temelde biyomekanik faktörlere bağlıdır.

Sonlu elemanlar analizleri, sıkıca entegre bir implant üzerine sırasıyla 100 N ve 10 N miktarındaki fizyolojik vertikal ve horizontal yüklemeler uygulandığında kemiğin kortikal bölgesinde yüksek tepe stresleri elde edileceğini bunun yanı sıra spongiöz kemik parçasının taban bölgesinin büyük ölçüde zorlamadan uzak kalacağını göstermiştir. Bunu, kortikal kemiğin spongiöz kemikten 10 defa daha sert olmasına bağlayabiliriz. Kortikal kemik spongiöz kemiğe oranla implant oynamasına (horizontal yüklemeye) ya da implantın daha derine batmasına (vertikal yüklemeye) daha fazla direnç gösterir; bu da implant boynunda daha fazla stres yoğunluğuna neden olur.

İmplantın kemiğe yerleştirildiği yerde bulunan kortikal bölge üzerinde fizyolojik olmayan yüksek baskı stresleri kemik rezorbsiyonuna yol açmaktadır. Bundan dolayı bu stres yoğunluğunu azaltmak için uygun implant dizaynlarını ve materyallerini seçmek ve optimal ara yüzey şartlarını sağlamak üzere çalışmalar yapılmaktadır.¹¹

İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERE BİYOMEKANİK YAKLAŞIM

Günümüzde dental implantlar, tek diş eksikliği, kısmi ve tam dişsizlik vakaları gibi çok geniş bir alanda kullanılmaktadır. Çeşitli araştırmacılar implant destekli protezlerin dizaynı ve tedavi planlamasını biyomekanik yönden incelemişlerdir. Burada implant sayısı, çapı, uzunluğu, kullanılan implant materyalinin özellikleri, kemik dokusu özellikleri, protez yapımında kullanılan çeşitli materyaller ve protez dizaynı gibi bir çok konu araştırılmıştır.

İmplant üzerinde oluşturulan protetik restorasyonun geometrik şekli implant üzerinde oluşan mekanik kuvvetlerle büyük ölçüde ilişkilidir. İmplant üzerindeki yüklem faktörlerini geometrik ve oklüzal yüklem faktörleri olarak 2'ye ayırabiliriz. Geometrik yüklem faktörleri, implant sayısı, pozisyonu ve protezin geometrisidir. Oklüzal yüklem faktörleri, lateral oklüzal kuvvet komponentleri ve parafonksiyonel alışkanlıkları içerir.^{5,9}

Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan İmplant Destekli Protezlerin Biyomekanikliği

Tek diş eksikliğinde uygulanan implantlarda, kesici dişlerdeki vertikal overlap sebebiyle etki alanında genellikle eğik kuvvet çizgileri oluşur. Bu da tutucu vidada yüksek düzeyde tork kuvveti oluşturur. Tutucu vidalar yapısı boyutu ve elastik modulları neticesinde implant protez sisteminin en esnek parçasını oluşturmaktadır. Özellikle maksiller tek diş restorasyonlarında vida kaybı sık gözlenen bir olaydır. Bu etkiyi azaltmak, kuvvetin vertikal iletimini sağlayarak ve bu şekilde tork kuvvetini düşürmekle mümkündür. Yerleşim ve etki alanı protetik fazda çok iyi değerlendirilmelidir. Yerleştirilen 4mm. çapında bir implant için mezio-distal boyutta 7mm.'lik bir yer gereklidir. Kemik, implantı çevreleyen sarmalı ve minimal 1mm. kalınlıkta olmalıdır. Mandibular anterior tek diş restorasyonlarında bazı vakalarda, mezio-distal ve/veya labio-lingual olarak implant yerleştirimi için yeterli yer yoktur.^{5,12}

Maksiller premolar bölgede genellikle diş kaybına bağlı olarak bukkal bir konkavite oluşur. İmplantın daha palatinal olarak yerleştirilmesi duru-

munda restorasyon bukkal olarak uzatılmak zorunda kalır. Bu durum komponentlere gelen kuvvetleri artırır. Genellikle bu vakalarda diş kaybına bağlı olarak kemikte vertikal yönde bir kayıp söz konusudur. Bunun için restorasyon gingivo-oklüzal yönde daha uzun hazırlanır. Bu, hem komşu dişlerle olan uyumlu görüntüyü bozar hem de kron/implant oranını değiştirir.⁴

Mandibular premolar bölgede mental foramen ve mental sinir gibi anatomik oluşumlar nedeniyle sıklıkla implantın yerleştirileceği yeterli vertikal boyut yoktur.

Maksiller molar bölgede implant, restorasyonun mezio-distal olarak ortasında yer almalıdır. Eğer implant meziale ya da distale konumlandırılırsa bu durumda gelen kuvvetler vida yuvasını genişletecek ya da vidanın kırılmasına sebep olacaktır. Oklüzal yüzeyin bukkal-lingual olarak daraltılması oluşan oklüzal yüklemeyi azaltacaktır. Horizontal yöndeki oklüzal yüklemeyi azaltmak için tüberkül eğimleri azaltılmalıdır. Lateral ve protrüviz hareketlerde aşırı yüklemeyi azaltmak için restorasyon oklüzyondan çıkarılmalıdır. Bu özellikle parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda daha da önem taşımaktadır.⁵

Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Protezlerin Biyomekanikliği

Kısmi dişsizlik vakalarında, birden çok implant ile desteklenen protezler ve diş-implant kombine protezler söz konusudur.

a- Çok Sayıda İmplant Desteğinin Kullanıldığı Protezler

Yerleştirilen implantlar arasında bir implant merkezinden diğerine 7mm. mesafe olmalıdır. Bu da iki implant arasında yaklaşık 3mm.'lik bir kemik dokusu demektir. Komşu diş ile implant arasındaki mesafe ise en az 2mm. kemik dokusu olacak şekilde planlanmalıdır.⁵

Çok sayıda implantın kullanıldığı protezlerde splintleme özellikle vidalarda mekanik avantaj sağlar. Bu tip protezlerde implantları aynı hizada yerleştirmek yerine tripodizasyon şeklinde konumlamak daha uygundur. Mekanik olarak tripod şeklinde yerleştirilmiş 3 implant, 2 implant ya da aynı hizada yerleştirilen 3 implanttan daha avantajlıdır. Üç üyeli bir implant destekli sabit restorasyonda, implant destekler uçlarda ve gövdenin ortada olduğu durumda oluşan stresler %100 olarak kabul edilirse, üç implantın aynı hizada yerleştirildiği durumda bu oran %67 ve üç implantın tripod şeklinde yerleştirildiği durumda ise %33'tür. Eğer 2 implant kullanılır ve 1 üye kantilever olarak uzatılırsa bu oran %200 olacaktır.^{5,12}

Çok sayıda implantın kullanıldığı protezlerde zayıf iç yüzey uyumu, yüksek oranda altın vida yorgunluğuna ve sonuçta başarısızlığa yol açar. Tek diş restorasyonlarda gevşeme ve altın vida başarısızlığı klinik olarak daha belirgindir. Ancak çoklu implant destekli protezlerde zayıf iç yüzey uyumu ve bunu izleyen altın vida başarısızlığı, oklüzal kuvveti daha iyi iç yüzey uyumu bulunan sahalara doğru yönelir. Sonuç olarak kalan implantlar oklüzal aşırı yüklemelere maruz kalabilir. Bu durum özellikle eğer altın vida başarısızlığı distal bir destekte yer alırsa kritik bir durum gösterir. Komşu implant destek yapı üzerine daha fazla yükleme yapan bir kaldırma kolu yaratılmış olur. Titanyum destek vidalar altın vidalara göre daha kuvvetlidir. Bundan dolayı metal yorgunluğu titanyum destek vidadan daha önce altın vidada başarısızlığa yol açacaktır.¹²

b- Diş-İmplant Kombine Protezler

Diş-implant kombine protezler uygulandığında kuvvet dağılımı doğal dişin hareketlerine bağlı olarak oluşur. Çünkü osteointegre implantlar direkt kemikle bağlantı kurar ve bu nedenle doğal diştan çok daha az fleksibiliteler gösterir. Dişlerin mobilite farklılıklarının tartışılması ve kuvvet dağılımı üzerindeki etkileri aynı protezde yer alan doğal dişler ve implantların karşılaştırılmasında uygulanamaz. Kuvvet dağılımı için mikro hareket esaslıdır. Tanım olarak osteointegrasyon mikron olarak ölçülen kemik elastikiyet modülünden başka herhangi bir harekete izin vermez. Eğer doğal diş ve implant rijit bir bağlantı ile bağlanmışlar ise gelen kuvvetler proteze implanta bağlı bir kantilever gibi etki eder. Diş-implant kombine protezlerde kuvvet dağılımı diş veya implant tarafından ortaya çıkan ana yüke bağlıdır. Eğer implant üzerindeki üst yapıya vertikal yükler uygulanırsa yük transferi daha çok implant vasıtasıyla gerçekleşecektir. Bu nedenle doğal diş destekleyici olarak minimal şekilde kullanılacaktır. Eğer aynı vertikal yük protezin diş üzerindeki parçasına etki ederse protez kaldırma gibi davranır. Alveol içerisinde doğal ataçman birleşimi nedeniyle diş hafifçe gömülür. Bu hem vertikal kuvvet hem de tork nedeniyle ortaya çıkar. Bu olay genellikle implantın üst kısmında yüksek seviyelerde streslere yol açar. Dişlerin alveole gömülmesi oklüzyon üzerinde de değişikliklere yol açabilir. Örneğin, kanin dişleri apikal yönde yer değiştirirse kanin rehberliği normal oklüzal plandan çıkar ve grup fonksiyonu modeline dönebilir.

Birçok klinisyen mümkünse implant destekli protezin kombine edilmemesi konusunda fikir birliğindedir. Ancak yine de diş-implant kombine protezler klinik olarak gerekebilir. Bu da mobilitedeki oldukça farklı değişkenliklerden dolayı bir tanısal değerlendirimi gerektirir. İmplant ile destek diş arasında kron içi bağlantılar veya teleskopik kopingler kullanılabilir. Kron içi bağlantılarda (Internal Attachments) bağlantının diş bölümü doğal diş kronuna yerleştirilmiştir. Ancak, doğal diş alveole vertikal olarak gömülerek bağlantı yapan erkek bölümün oklüzal olarak yükselmesine sebep olur. Bunu önlemek için kron içi bağlantıya U şeklinde bir pin eklenebilir. Kullanılan bu tip rijit olmayan bağlantılar altın vidaların daha sık kaybedilmesine yol açar. Teleskopik koping uygulamasında ise doğal dişlere daimi simante edilen alt yapı kopingleri kullanılmaktadır. Protezin implant bölümü vidayla sabitlenir. Bu uygulamada bazı klinik problemler ortaya çıkabilir. Bunlar teleskopik kopinglerin ayrılması ve doğal dişin vertikal olarak alveolar kemik içerisinde gömülmesidir.

Intra-mobil elemanlar ise implant gövdesine gelen yükü %30-53 arasında azaltmaktadır. Diş-implant destekli protezdeki yükün intra-mobil elemanlarla azaltılmasına karşın, eğer protetik açıdan mümkünse implant ve diş arasında rijit bir bağlantı sağlamak ve tamamen implant destekli üst yapılar tercih etmek daha uygun bir seçim olur.^{5,8,10-12}

2 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada, serbest sonlu vakalarda uygulanan implant destekli sabit protez planlamaları değerlendirilmiştir. Çalışmada, 2 implantın doğal diş desteği alınmadan kullanıldığı planlamada kemikte en düşük stres seviyesi oluşmuştur. 2. premolar diş ile kombine edilen implantın kullanıldığı modellerde ise, özellikle non-rijit bağlantının implanta yakın olduğu durumda implanttaki stres miktarının düşük olmasına rağmen kemikte oluşan stres miktarının en yüksek olduğu belirtilmiştir.⁶

Tam Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği

İmplant tedavisi için en yaygın endikasyonlardan biri atrofik dişsiz mandibuladır. Barlı bağlantıların (bar-joint) genişçe kullanılmasının yanı sıra sabit implant destekli protezler posterior kantilever'lerle beraber artan bir önem kazanmıştır.¹¹

Yerleştirilecek implantların sayısı iki mental foramen arasındaki uygun olan boşluktan ve yerleştirilecek implantların aralarındaki mesafeler ile hesaplanmaktadır. 2 mental foramen arasındaki ortalama uzaklık 47 mm.'dir. Bir implantın

merkezinden takip eden implant ile arasındaki mesafe 7mm. olmalıdır. Bu durumda mandibulaya en fazla 6 implant yerleştirilebilir.^{1,5,12}

İmplantlara gelen kuvvet açısından distal kantilever uzunluğunun sınırlı olması ve protezin dudaklara yeterli destek sağlamaması bu protezlerin dezavantajıdır. Eğer mandibulaya yerleştirilecek implantlar düz bir hat şeklinde yerleştirilirse implant komponentlerine gelen yük açısından kantilever uzantılarının kısa tutulması gerekir. Buna uyulmazsa altın vidalarda kırılmalar meydana gelebilir. İmplantların bu şekilde yerleştirilmek zorunda kaldığı vakalarda sabit protez yerine bir overdenture protezi düşünmek daha uygun olur.^{5,11}

İmplantlar mümkün olduğunca anteriordan posteriora doğru geniş bir arka dağıtılmalıdır. Distal implantlar mental foramen ve kemik miktarının izin verdiği ölçüde posteriora yerleştirilmelidir. Kantilever uzunluğunun belirlenmesinde karşıt oklüzyon ve hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları da önem taşır. Araştırmacılar, sonlu elemanlar analizlerinde maksimum makaslama streslerini uygulanan kuvvete en yakın implant alanlarında gözlemlemişlerdir. İkinci implantta yük orjinal büyüklüğüne göre % 10 azalmıştır. Diğer bütün implantlardaki etkiler göz ardı edilebilecek boyuttadır. Mandibular fonksiyonel deformasyon nedeniyle torkun büyüklüğünde 2 ile 3 kat artış meydana gelir. Bunun dışında momentlerin büyüklüğünü iki ayrı materyalin (kemik ve titanyum) elastikiyetine farklı seviyelerde etkiler. Bu materyaller implant vasıtasıyla rijit bir dayanak içinde birleşirler. Stresin yoğunluğu ve dağılımı 4 implant destekli protez ile 6 implant destekli protez karşılaştırıldığında iki ek implantın gerekli olduğu görüşü doğru gözükmemektedir. Buna rağmen sonlu eleman analizleri kantileverin premolar dişin genişliğinin 2 katından daha fazla uzatılması durumunda daha kötü yük koşullarının ortaya çıktığını göstermektedir. Kantilever yapısının sonuna kuvvet uygulandığı zaman, ortaya çıkan kuvvet ve momentlerdeki artış kaldıraç etkisinin artmasına neden olur. Bu nedenle serbest sonlanan kısmı iki premolar dişten daha geniş olmayan kantilever uzantıların kullanılması daha uygun olur. Ayrıca 6 implantın kullanılması uzun kantileverin neden olduğu uygunsuz yük koşullarını düzeltmemektedir.^{7,11}

Oklüzyondan kaynaklanabilecek başarısızlıkları önlemek için, çalışmayan tarafta oklüzal çatışma noktalarının kaldırılması ve düzgün lateral gezinmenin sağlanması ve oklüzal kuvvetlerin düzgün ve eşit dağılımının sağlanması gerekir. Balanslı oklüzyonun yani çalışan ve dengeleyen tarafta bilateral simultane kontakların oluşturul-

duğu bir oklüzyonun, yüklerin eşit dağıtılması bakımından ideal bir yaklaşım olduğu söylenebilir. Ancak bu tarz bir oklüzyonun tüm implant destekli protezler için uygun bir yaklaşım olduğunu söylemek mümkün değildir. Karşıt oklüzyonun doğal dişli, mandibulada ise anteriorda implant destekli posteriora ise kantilever uzatılan tam ark protetik restorasyonlarda balanslı oklüzyon, kemik dokusunda yıkıcı lateral kuvvetlerin oluşmasına neden olabilir. Bilindiği gibi balanslı oklüzyonun prensibinde, tüm sentrik dışı hareketlerde posterior dişlerde temas bulunmaktadır. Dolayısıyla çalışan ve dengeleyen taraftaki kontaklar posterior dişler üzerinde vertikal ve lateral kuvvetlerin doğmasına neden olacaktır. Kantilever dişlerin eğilme momentlerine de maruz kalacağını düşünürsek bu tarz bir oklüzyon yıkıcı etkilere sahiptir. Tam ark implantlarla destekli kantilever protezlerde kullanılacak olan oklüzyon çeşidi posteriora disklüzyonu sağlayarak lateral ve vertikal kuvvetlerin etkisini azaltan kanin koruyuculu oklüzyon olmalıdır. İmplant destekli overdenture'larda balanslı oklüzyon seçilerek, oklüzal kuvvetler yumuşak doku ve implanta dağıtılmalıdır.

Dişsiz maksilla tedavisi için iki değişik temel implant- protez görüşü bilinmektedir. Bir görüş, sabit kantilever üst yapı ile premolar ve anterior bölgelerde 4 adet 6 adet implanta kadar yoğun bir yerleşimi ifade eder. Bir alternatif tüber, premolar ve anterior bölgelerde altı implanttan ibaret dağılmış implant düzenlemesidir. Bir kantilever uzantısından kaçınılır. Bu implant protez görüşlerinin biyomekanik yönleri klinik olarak gerilim ölçerler ile çalışılmış ve teorik olarak sonlu element metodu kullanılarak 3 boyutlu analizleri yapılmıştır. Sonuçlar, yoğun implant düzenlemesi ve kantilever restorasyonlarına oranla daha dağınık implant düzenlemelerinde kemik stres dağılımının daha iyi olduğunu ortaya koymuştur. Bir üst yapının eğilmesine olan direncin kemik stres yoğunluğuna olan etkisi ihmal edilemeyecek şekildedir.^{3,5,11,12}

SONUÇ

İmplant destekli protezler günümüz diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmaktadır. İmplant destekli protezler cerrahi ve protetik fazı içeren pahalı ve uzun süreli bir tedavidir. Bu tedavide başarı, her iki fazda da biyomekanik ilkelere uyulması ile mümkündür.

KAYNAKLAR

- 1-Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kemikğin Farklı Bukko-Lingual Açılanmasından Kaynaklanan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Araştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1998.
- 2-Baiamonte T. et al. The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems. Journal of Oral Implantology 1996; 22 (2): 104-110.
- 3-Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical Aspects of Two Different Implant-Prosthetic Concepts for Edentulous Maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(2): 188-198.
- 4-Çiftçi Y. İmplant Üzeri Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı Kaplama Materyallerinin, Stres Dağılımına Etkisi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1998.
- 5-Engelman MJ. Clinical Decision Making and Treatment Planning in Osseointegration. Quintessence Publishing Co. Inc Chicago. 1996: 81-161.
- 6-Melo C, Matsushita Y, Koyano K, Hirowatari H, Suetsugo T. Comparative Stress Analyses os Fixed Free-end Osseointegrated Prostheses Using the Finite Element Method. Journal of Oral Implantology 1995; 21 (4): 290-294.
- 7-Osler JF. Biomechanical Load Analysis of Cantilevered Implant Systems. Journal of Oral Implantology 1991; 17(1): 40-47.
- 8-Parel SM. Prosthesis Design and Treatment Planning for the Partially Edentulous Implant Patient. Journal of Oral Implantology 1996; 12(1): 31-33.
- 9-Rangert BR., Sullivan RM., Jemt TM. Load Factor Control for Implants in the Posterior Partially Edentulous Segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12(3): 360- 370.
- 10-Uysal H. et al. Efficacy of the Intramobile connector in Implant Tooth-Supported Fixed Prostheses: An Experimental Stress Analysis. Int J Prosthodont. 1996; 9(4): 355-361.
- 11-Watzek G. Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects. Quintessence Publishing Co. Inc Chicago, 1996: 291-315.
- 12-Weinberg LA. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8(1): 19-31.

Yazışma Adresi:

Dt. Alper ÇAĞLAR

Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
06510 Emek-ANKARA
Tel:0(312) 212 62 20