

Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri

Stress Analysis Methods in Dentistry

Mehmet Ali GÜNGÖR Mine DÜNDAR Celal ARTUNÇ

Ege Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, İZMİR

Özet

Çiğneme sistemini yalnızca mekanik bir anlayış içinde değil, aynı zamanda canlı dokuların sağlığını korumak amacıyla fizyolojik sınırlar içinde de değerlendirmek gerekmektedir. Ağız içi ve çevre dokular (diş, destek dokular, temporomandibular eklem, restoratif malzemeler) fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerin etkisinde olduğu gibi, ısı, pH, tükürük gibi çok sayıda bilinmeyen ve standardize edilemeyen faktörlerin etkisi altında da kalmaktadır. Ağız içinde oluşan bu kuvvetler karşısında çevre dokular ve restoratif malzemelerde görülebilecek gerilme birikimlerinin önceden bilinmesi, dayanıklılık süresinin anlaşılması ve doğru malzemenin seçimi amacıyla çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Günümüzde gerçeğe yakın sonuç vermesi nedeniyle, sonlu elemanlar gerilim analiz yöntemi (SEA) daha çok tercih edilmektedir.

Anahtar sözcükler: Gerilim analiz yöntemleri, gerilim, biyomekanik, restoratif malzemeler

Abstract

The aim of this literature review was to supply information on stress analysis methods that help the determination of appropriate form for any prosthesis or material and supporting tissues.

The masticatory system should be considered not only under mechanical terms, but also physiological limits to maintain the health of living tissues. Intraoral and surrounding tissues (tooth, periodontium, temporomandibular joint, restorative materials) are affected not only by functional and parafunctional forces, but also factors such as heat, pH and saliva that are not well known and cannot be standardized. In order to predict the stress concentrations on surrounding tissues and restorative materials under intraoral loads, to determine their durability and to choose the appropriate material, various stress analysis methods are being used. Today, finite element stress analysis (FEA) is preferred most since it provides more accurate results.

Keywords: Stress analysis methods, stress, biomechanics, restorative materials

Giriş

İnsan vücudunu oluşturan dokuların yapısında etkili olan biyolojik ve mekanik faktörlerin birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. Fonksiyonel gereksinimlerin karşılanması sırasında meydana gelen fizyolojik kuvvetlerin şiddeti ve yönünün, dokuların devamlılığına ve bütünlüğüne zarar vermemesi gerekmektedir.¹ Dişhekimliği alanına giren fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketleri kapsayan yapıları ifade eden stomatognatik sistemde de bu faktörleri bir bütün olarak değerlendirmek gerekmektedir. Dişhekimliğinde biyolojik ve mekanik faktörlerin sık sık bir arada söz edildiği alanların başında ortodonti ve protez bilim dalları gelmektedir. Klinik tedavi sırasında kuvvet ile doğru ilişki zorunluluğu biyomekanik kav-

ramını ön plana çıkarmaktadır.² Statik, dinamik, malzeme dayanıklılığı ve gerilim analizi gibi mühendislik prensiplerini biyolojik sorunlara çözüm getirmesi amacıyla uygulayan *biyomekanik* dalı dişhekimliği ile de doğrudan ilişkilidir. Canlı dokuların kuvvet iletimi şeklinde yorumlanan biyomekanik, günümüz dişhekimliği uygulamalarında özellikle protetik tedavi planlamaları açısından büyük önem taşımaktadır.^{3,4}

Hastanın sağlığını, estetiğini, fonksiyonunu, rahatlığını, görünümünü, doğal dişleri veya bunların yerini alan yapay unsurları ve bunlara komşu oral ve maksillofasyal dokuları iade eden ve devamlılığını sağlayan protetik tedavi, statik ve biyodinamik ilkeleri bir noktada toplamalı ve dengelemelidir. Oral rehabilitasyonda temel prensip, bütün kuvvet vektörlerini

kompanse edebilecek veya en azından fizyolojik sınırlar içerisinde koruyabilecek teknik bir çözüm getirme olmalıdır.^{4,5}

Ağız içine herhangi bir restorasyon uygulandığında, malzemenin ve dokuların sağlığının korunması için gelen çiğneme kuvvetlerinin dengeli bir şekilde dağıtılması gerekmektedir.^{6,7} Bu nedenle yapılan protetik tedavilerde ağız içinde meydana gelen kuvvetler ve dağılımları çok iyi belirlenmelidir. Oluşan kuvvetlerin yönlendirilerek fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır. Dişlerden ve çevre dokulardan kaynaklı kuvvetlerin oluşumu ve dağılımını, ağız ve çevre dokuların gelişimini ve klinik tedavilerin sonucunu doğrudan etkileyen bir konudur.^{7,9} Varolan yapının tanınması ve sağlığının sürdürülebilmesi amacıyla dişhekimliğinde biyomekanik konusu giderek önem kazanmaktadır.^{3,10,11}

Oral rehabilitasyon amacıyla uygulanan restorasyonların, doğal dokular ile olan ilişkileri, klinik tedavinin süreci yada sonucunun bilinmesi ve yönlendirilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Protetik tedavide yalnızca doğal doku kaybına uğramış bireylerin fonksiyonlarının iade edilmesi anlamında değil kalan dokuların kuvvet etkisi altında yaşamlarını ve varlıklarını sağlıklı ve yeterli olarak sürdürebilmeleri yönünden de önem taşımaktadır. Açıklanan koşulların varlığı ancak biyomekanik yaklaşımın yeterli olması ve klinik uygulamalar da bu ilkelerin uygulanmasına bağlıdır.^{2,8}

Ağız içindeki fonksiyon sırasında oluşan kuvvetleri yalnız mekanik açıdan değil, canlı dokuları korumak açısından fizyolojik olarak da değerlendirmek gerekmektedir. Bu nedenle dişhekiminin ağız içinde oluşan kuvvetleri çok iyi tanıyıp analizlemesi, yönlendirmesi, fizyolojik dayanabilirlik sınırları içinde tutabilmesi ve uygulanan restorasyonda malzeme özelliklerini iyi bilmesi gerekmektedir. Biyolojik dokuların mekanik kuvvetler karşısında davranışlarını ve adaptasyonlarını daha iyi anlayabilmek için bazı mekanik kavramların açıklanması gerekmektedir:

Kuvvet (force): Biyomekanik kavram içinde kuvvet terimi çok sık olarak kullanılmaktadır. Bir yapı üzerine uygulandığında cismi hareket ettiren veya konumunu değiştiren etki olarak ifade edilen kuvvet, herhangi bir materyalde kalıcı veya geçici olarak konum

ve şekil değişikliği oluşturabilir. Makale içinde ifade edilen *kuvvet* ve *yük* terimleri aynı anlamı taşımaktadır ve F (Newton-N) ile ifade edilmektedir. Kuvvet, hafif, ağır, sürekli ve aralıklı olmak üzere sınıflandırılır.¹⁷

Gerilim (stress): Cisme uygulanan kuvvet sonucunda yapıda oluşan direnç ve buna bağlı deformasyon gerilim (stres) olarak ifade edilmekte ve σ (sigma) ile gösterilmektedir. Gerilim dışardan uygulanan bir kuvvete karşı organizmanın veya malzemenin içsel bir yanıtıdır. Böyle bir kuvvet karşısında yapının iç kuvvetleri direnç gösterirler ve yapıyı oluşturan elemanların üzerinde yaptığı etkiye bağlı olarak çekme, basma ve kayma formunda gerilimler meydana gelir ve MegaPaskal (MPa) olarak kaydedilir. Uygulanan kuvvete paralel olarak, bir yapıda oluşan baskıya karşı cisim üzerine düşen kuvvet basma *gerilimi*, cisim üzerinde oluşan çekme kuvvetine karşı birim alana düşen kuvvet ise *çekme gerilimi* olarak tarif edilmektedir. Birbirine ilişkideki iki parçanın temas yerlerine paralel olacak şekilde birbiri üzerinde kaymalarını sağlayan kuvvet *makaslama kuvveti* olarak ifade edilirken, bunun sonucunda oluşan gerilime ise *makaslama gerilimi* denilir.¹³⁻¹⁵ Ayrıca, kayma gerilimlerinin sıfır olduğu birbirlerine dik üç düzleme o noktadaki *asal gerilme* düzlemleri, bu düzlemler üzerinde bulunan normal gerilmelere de *asal gerilme* denilmektedir. Asal gerilmenin x eksenindeki gerilme değeri σ_x , y eksenindeki gerilme değeri σ_y simgesiyle ifade edilir.¹² Basma, çekme ve makaslama gerilimleri herhangi bir yapıda boyutsal bir değişikliğe neden olabilir. Bundan dolayı, yapının basma kuvvetleri karşısında kırılmaya karşı gösterdiği direnç miktarına *basma direnci*, çekme kuvvetlerine karşı deformasyon öncesi gösterdiği dirence *çekme direnci* denilir. Aynı şekilde yapı üzerine uygulanan oblik, tanjantal ya da bükme kuvvetlerine karşı oluşan direnç ise *makaslama direnci* olarak ifade edilir. Gerilme, elastik ve plastik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Elastik gerilmede stres ortadan kalktıktan sonra atomlar yeniden eski yerlerine dönmekte, fakat plastik gerilmede ise stres kalkmasına rağmen atomlar materyal içerisinde tekrar eski yerlerine dönememektedir. Fonksiyon sırasında oluşan bu streslerin varlığı dokuların ve restorasyonların mekanik kuvvetler karşısında dayanıklılık yönünden incelenmesi gerekliliğini ortaya koyar. Yapılarda elastik, plastik veya her ikisini de

içeren deformasyon görülebilir. Stresin olduğu yerde deformasyon her zaman mevcuttur. Mekanikte çekme ve basma kuvvetleri karşısında yapıda oluşan yapısal değişimler, gerinim (*strain*) olarak ifade edilir.¹²⁻¹⁵ Ayrıca dokularda ve restoratif malzemelerde sıcaklık değişimlerine bağlı olarak elemanların serbestçe şekil değiştirmelerine engel olunursa iç yapılarında *termik gerilmeler* olarak tanımlanan gerilmeler oluşur.¹⁵

Elastiklik modülü (*elastic modulus*): Materyale sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasında ki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanır ve E (MPa) olarak ifade edilir; yani gerilim (*stress*)/gerinim (*strain*) oranıdır.^{13,15}

Poisson oranı (*Poisson's ratio*): Bir yönde şekil değiştiren her malzeme, diğer yönde de aynı tür şekil değiştirme özelliği göstermesi olarak tanımlanır ve ν ile ifade edilir. Gerçekte var olan bütün malzemeler 0 ile 0,5 arasında değişen değerler gösterir ve malzemeyi ayırt edici bir özellik olarak tanınır.¹⁵

İzotropik özellik (*isotropic property*): Materyalin elastiklik yapısının her doğrultuda aynı olduğunun kabul edilmesi özelliği olarak tanımlanmaktadır. Elastiklik özelliğinin farklı olması ise *anizotropik özellik* olarak ifade edilir.^{15,16}

Yorulma (*fatigue*): Materyalin esneme kabiliyetinin üstüne çıkan kuvvet uygulandığında veya tekrarlanan kuvvetler sonucunda oluşan çatlak ve devamında da meydana gelen kırılma *yorulma* olarak ifade edilmektedir. Gerilim birikmesi, artık gerilmelerin olması, ısı değişimleri, korozyon etkisi, yorulma sınırları dışındaki ve içindeki yüklemeler ve yüzey şartları yorulma olayına etkili olan faktörlerdir.^{12,13,15}

Günümüzde pratik önemi olan gerilim dağılımların tespitinde kesin sonuçlar elde edilemese de yaklaşık değerlere ulaşılabilen yöntemler geliştirilmiştir. Bazı hallerde deneysel, bazı hallerde ise bilgisayar ortamında çözüme ulaşılmıştır. Çiğneme fonksiyonu sırasında dişler, çevre dokular ve restorasyon üzerinde kompleks gerilmeler oluşmaktadır.¹⁷ Dişhekimiği alanında; basma gerilimi, çekme gerilimi, makaslama gerilimi, yüklem sonrası deplasman ve gerilim yönleri büyük önem taşımaktadır.¹⁸ Kullanılan materyalin cinsinin ve kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesinde, uygulama sırasında dokuların durumunu ve yapısını gözönüne alarak protezin daha dayanıklı ve

güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saplayabilmek amacıyla çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır.²⁻¹⁹ Bu yöntemleri;

1. Kırılğan vernik tekniği ile gerilme analiz yöntemi (*Brittle Lacquer Coating*),
2. Gerilimölçerli gerilme analiz yöntemi (*Strain gauge analysis method*),
3. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi (*Photoelastic stress analysis method*),
4. Lazer ışıklı gerilme analiz yöntemi (*Laser beam stress analysis method*),
5. Radyotelemetri ile gerilme analiz yöntemi (*Radio-telemetric stress analysis method*),
6. Termografik gerilme analiz yöntemi (*Thermografik stress analysis method*),
7. Matematiksel gerilme analiz yöntemi (*Mathematical modelling stress analysis method*) olarak sınıflayabiliriz.

1. Kırılğan vernik tekniği ile gerilme analiz yöntemi

İncelenecek yapı üzerine kaplanan verniğin kırılğanlığına bağlı olarak kuvvet dağılımını değerlendirmeyi amaçlayan kuvvet analiz yöntemidir.¹⁵ Kuvvet dağılımı incelenecek olan model üzerine homojen bir dağılım sağlanacak şekilde vernik malzemesi püskürtülür. Vernik ile kaplanmış olan model fırınlanarak sertleşmesi sağlanır ve model üzerine istenilen yönde ve şiddette kuvvet uygulanır. Gerilme direnci belli olan verniğin, üzerini kapladığı yapılarda, bu direncin üzerine çıkan gerilmeler meydana gelmesi sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu temeline dayanmaktadır. Model üzerinde bulunan vernik tabakasındaki çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri ifade eder ve ayrıca kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. Serbest sonlanan protez vakalarında meydana gelen gerilim dağılımların tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda bu yöntemden yararlanılmıştır.^{2,19} Hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılabilir olmaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilim dağılımlarının incelenememesi bu yöntemin dezavantajını oluşturmaktadır.¹⁹

2. Gerilimölçerli gerilme analiz yöntemi

Gerilimölçer, oluşturulan model üzerinde basınç, kuvvet gibi fiziksel özellikleri ölçmek için kullanılan bir

alettir. Şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilir ve elde edilen gerilim değerleri kaydedilir. Ayrıca, model üzerine kuvvet uygulandığında meydana gelen doğrusal şekil değişimleri de tespit edilebilir. Bu yöntem, mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik yapılar sayesinde stres altındaki boyutsal değişiklikleri detaylı bir şekilde inceleme imkanı sağlamaktadır. Hareketli protez ile oral rehabilitasyonunda, çiğneme kuvveti sonucu oluşan gerilim değer ölçümlerinde ve implant üstü protezlerin in vivo değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmıştır.^{2,19,20} Aparatların sadece protezlerle bağlanabilir olması, canlı dokular üzerindeki gerilim etkilerinin değerlendirilmesini engellemektedir. Ayrıca fonksiyonel kuvvetlerde restoratif malzemeler içinde oluşan gerilim dağılımları ölçülememektedir.^{2,19}

3. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi

Bu yöntem oluşturulan model üzerinde, kuvvet uygulandığı zaman yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımını gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Yöntemde tek dalga boylu bir ışının farklı kırılmasıyla şekil değişikliği ve iç gerilmeler ortaya çıkarılmaktadır. Oral yapıların ve restorasyonların fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilmesi durumunda kuvvet altında oluşan gerilim dağılımları modelin her kesiminde değerlendirilebilir. Fotoelastik özellik gösteren malzeme olarak genellikle, cam, selüloit, bakalit, polyester kullanılmaktadır. Dişhekimliğinde geometrik şekiller veya kesitlerin gerilmelerini ölçmek için iki veya üç boyutlu fotoelastisite ve fotoelastik kaplama yöntemi uygulanmaktadır.²⁰⁻²⁴

İki ve üç boyutlu fotoelastisite yöntemi, kuvvet altında çift kırıcılık özelliği göstermesi ve ışığın kutuplanması ilkesine dayanır. Fotoelastik çalışmalar için kullanılan polariskop, monokromatik beyaz ışık veren bir ışık kaynağından ve bu kaynaktan yayılan dalgaların yalnız polarizasyon eksenine paralel olanlarını geçiren polarizör ve analizör adlı elemanlardan oluşur. Model üzerine kuvvet uygulandığında saydam izotropik olan materyal anizotropik hale geçer ve gerilme alanlarında *fringe* olarak adlandırılan renkli şeritler ortaya çıkar.^{20,22} Fotoelastik yöntemde bulunan kuvvetin şiddeti kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile değerlendirilmektedir. Uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak oluşan kuvvet çizgilerinin sayısı artar. Çizgilerin geniş

yüzeyle olmaları kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda bu renkli bantlar veya kuvvet çizgileri birbirine yaklaştığında, gerilim değişiminin daha fazla olduğu tespit edilir. Düzenli renk görünümü ise, düzenli dağılım gösteren gerilim alanlarını ifade eder.^{19,20} Jaket kuronların önemini, sabit protezlerin basamak tipinin önemini, anterior köprülerde preparasyon tipinin önemini, kroşelerin retanif özelliklerini, sabit çapalar arasındaki barların özelliklerini belirlemede bu yöntemden yararlanılmıştır.^{20,22,25}

4. Lazer ışınli gerilme analiz yöntemi

Lazer ışını kullanılarak modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemde interferometri denilen alet kullanılır. Model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülür ve ışın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde ortaya çıkan holografik görüntüde oluşan saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir. Bu yöntemde deformasyon miktarı da görünür ışın saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilebilir. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, model üzerinde tahribat yapmadığından ve gerçek boyutlarda inceleme imkanı sağladığından yüzey deformasyonların kaydedilmesi çok daha hassas olabilmektedir. Dişhekimliğinde, ortodontide kuvvet oluşturmak amacıyla kullanılan malzemelerin ve protez biliminde sabit-hareketli protezlerin yapımında kullanılan malzemelerin değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Yöntemde hareketli protezlerdeki gerilim dağılımları incelenebilir. Fakat sabit restorasyonlar ve canlı dokularda meydana gelen gerilim dağılımlarının belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca ağız ortamında oluşan termal etkilerin yapılarda oluşturduğu etkinin incelenmesi mümkün değildir.^{19,25}

5. Radyotelemetri ile gerilme analizi

Bu yöntem bileşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Kuvvet uygulandığında, modele sabitlenmiş olan gerilimölçerlerdeki direnç farklılıkları voltaj düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin fre-

alettir. Şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilir ve elde edilen gerilim değerleri kaydedilir. Ayrıca, model üzerine kuvvet uygulandığında meydana gelen doğrusal şekil değişimleri de tespit edilebilir. Bu yöntem, mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik yapılar sayesinde stres altındaki boyutsal değişiklikleri detaylı bir şekilde inceleme imkanı sağlamaktadır. Hareketli protez ile oral rehabilitasyonunda, çiğneme kuvveti sonucu oluşan gerilim değer ölçümlerinde ve implant üstü protezlerin in vivo değerlendirmesinde bu yöntem kullanılmıştır.^{2,19,20} Aparatların sadece protezlere bağlanabilir olması, canlı dokular üzerindeki gerilim etkilerinin değerlendirilmesini engellemektedir. Ayrıca fonksiyonel kuvvetlerde restoratif malzemeler içinde oluşan gerilim dağılımları ölçülememektedir.^{2,19}

3. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi

Bu yöntem oluşturulan model üzerinde, kuvvet uygulandığı zaman yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımını gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Yöntemde tek dalga boylu bir ışının farklı kırılmasıyla şekil değişikliği ve iç gerilmeler ortaya çıkarılmaktadır. Oral yapıların ve restorasyonların fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilmesi durumunda kuvvet altında oluşan gerilim dağılımları modelin her kesiminde değerlendirilebilir. Fotoelastik özellik gösteren malzeme olarak genellikle, cam, selüloit, bakalit, polyester kullanılmaktadır. Dişhekimliğinde geometrik şekiller veya kesitlerin gerilmelerini ölçmek için iki veya üç boyutlu fotoelastisite ve fotoelastik kaplama yöntemi uygulanmaktadır.²⁰⁻²⁴

İki ve üç boyutlu fotoelastisite yöntemi, kuvvet altında çift kırıcılık özelliği göstermesi ve ışığın kutuplanması ilkesine dayanır. Fotoelastik çalışmalar için kullanılan polariskop, monokromatik beyaz ışık veren bir ışık kaynağından ve bu kaynaktan yayılan dalgaların yalnız polarizasyon eksenine paralel olanlarını geçiren polarizör ve analizör adlı elemanlardan oluşur. Model üzerine kuvvet uygulandığında saydam izotropik olan materyal anizotropik hale geçer ve gerilme alanlarında *fringe* olarak adlandırılan renkli şeritler ortaya çıkar.^{20,22} Fotoelastik yöntemde bulunan kuvvetin şiddeti kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile değerlendirilmektedir. Uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak oluşan kuvvet çizgilerinin sayısı artar. Çizgilerin geniş

yüzeyle olmaları kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda bu renkli bantlar veya kuvvet çizgileri birbirine yaklaştığında, gerilim değişiminin daha fazla olduğu tespit edilir. Düzenli renk görüntümü ise, düzenli dağılım gösteren gerilim alanlarını ifade eder.^{19,20} Jaket kuronların önemini, sabit protezlerin basamak tipinin önemini, anterior köprülerde preparasyon tipinin önemini, kroşelerin retanif özelliklerini, sabit çapalar arasındaki barların özelliklerini belirlemede bu yöntemden yararlanılmıştır.^{20,22,23}

4. Lazer ışınli gerilme analiz yöntemi

Lazer ışını kullanılarak modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemde interferometri denilen alet kullanılır. Model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülür ve ışın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde ortaya çıkan holografik görüntüde oluşan saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir. Bu yöntemde deformasyon miktarı da görünür ışın saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilebilir. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, model üzerinde tahribat yapmadığından ve gerçek boyutlarda inceleme imkanı sağladığından yüzey deformasyonların kaydedilmesi çok daha hassas olabilmektedir. Dişhekimliğinde, ortodontide kuvvet oluşturmak amacıyla kullanılan malzemelerin ve protez biliminde sabit-hareketli protezlerin yapımında kullanılan malzemelerin değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Yöntemde hareketli protezlerdeki gerilim dağılımları incelenebilir. Fakat sabit restorasyonlar ve canlı dokularda meydana gelen gerilim dağılımlarının belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca ağız ortamında oluşan termal etkilerin yapılarda oluşturduğu etkinin incelenmesi mümkün değildir.^{19,25}

5. Radyoteleometri ile gerilme analizi

Bu yöntem bileşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Kuvvet uygulandığında, modele sabitlenmiş olan gerilimölçerlerdeki direnç farklılıkları voltaj düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin fre-

kansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Elde edilen verilerin iletiminde ara malzeme olarak herhangi bir kablo kullanılmamaktadır. Hareketli protezlerde fonksiyon sırasında oluşan gerilim dağılımları bu yöntemle incelenebilir. Yöntemde, termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerinin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesi, dezavantaj oluşturmaktadır.¹⁹

6. Termografik gerilme analiz yöntemi

Homojen, izotropik özelliğine sahip olan bir dental materyal üzerine devamlı olarak kuvvet uygulandığında ısıl olarak değişimler meydana gelir. Ağız içinde fonksiyon sırasında oluşan devamlı yüklenme sonucunda da materyal üzerinde asal gerilimler oluşacaktır. Özellikle implant malzemelerin üzerindeki statik yüklenme, bu yöntemin kullanılabilmesi için gerekli olan yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır. Yukarıda bahsettiğimiz yöntemlere benzer olarak bu yöntemde de canlı dokular üzerinde ve termal değişimlerin dokular ve restorasyon malzemeleri üzerindeki etkileri net olarak incelenemez. Ayrıca yapılan değişik tedavi uygulamalarının (inley, onley, vb...) ağız içinde oluşturduğu gerilim dağılımları belirlenemez.¹⁹

7. Matematiksel gerilme analizi yöntemi

Yukarıda bahsedilen altı teknik, matematiksel kuvvet analiz yönteminin teknolojiye bağlı olarak gelişmesi ile daha az kullanılır hale gelmiştir.^{6,11,26} Matematiksel kuvvet analiz yöntemi, sınır elemanlar analiz yöntemi (Boundary Element Analysis-*BEA*), sonlu farklar analiz yöntemi (Finite Difference Analysis-*FDA*) ve sonlu elemanlar analiz yöntemi (Finite Element Analysis-*FEA*) olmak üzere üç grup altında toplanabilmektedir.²⁷ Bu yöntemlerden sınır elemanları ve sonlu farklar analiz yöntemleri, yalnızca bazı özellikli olgularda etkin olmalarına karşın, sonlu elemanlar analiz yöntemi çok yönlülüğü nedeniyle günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır.²⁸⁻³⁰ Bundan dolayı sonlu elemanlar analiz yöntemini geniş anlatmayı uygun görüldük.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA):

Katı ve sıvı mekaniğini ilgilendiren mühendislik problemlerinin gerçekçi olarak çözülmesinde sayısal yöntemler kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki

gelişmelere paralel olarak geliştirilen paket programlar sayesinde sayısal metotların etkin kullanımı sağlanmaktadır. Sayısal metotların modelleme de sağladığı esneklikler ve yazılımlarının uygulanmasındaki kolaylıklar nedeniyle daha çok tercih edilmektedirler. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA), mühendislikte malzemelerin veya sistemlerin dış etkenlere (kuvvet, ısı, elektrik vb.) karşı davranışlarının analizinde de başarıyla uygulanmaktadır.^{2,12,31}

SEA yapısal statik hesaplamalarda rijitlik matrisi ile deformasyon matrisinin kuvvetler matrisine eşitlenmesi ile kurulan matematiksel modelin sayısal çözümünü kapsamaktadır. Bu şekilde matematiksel bir denklem takımı elde edilir ki, bunlar düğümlerdeki denge denklemleridir. İncelenen yapıya bağlı olarak bu formda yüzlerce hatta binlerce denklem oluşturulur. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır.¹⁵ Bu amaçla, SEA'yi kullanan çok sayıda bilgisayar programı mevcuttur ve bunlar içersinde en çok bilineni ve tercih edileni ANSYS (Swanson Analysis System, Co., Houston, Teksas, ABD) programıdır.^{16,30,32}

Bu analiz yöntemi ilk kez Turner ve arkadaşları tarafından 1956 yılında kullanılmıştır.⁶ SEA, otomotiv, bina, uçak, köprülerde gerilim analizi, ısı akışı ve deformasyonu, akışkan hareketi, manyetik akı vb. mühendislik uygulamalarında kullanıldığı gibi bilgisayar teknolojisi ve CAD sistemlerindeki ilerleme ile karmaşık yapıların modeli yapılabilir hale geldiğinden ortopedi, kardiyoloji, damar cerrahisi, plastik cerrahi ve dental mekanik konularında da kullanım alanı bulmuştur.^{6,26} Yöntem sayesinde, statik analizlerin yanı sıra dinamik analizlerinde yapılabilmesi imkanı sağlamıştır. Yöntem, herhangi bir modelin "sonlu" boyutta ve çok sayıda "elemen" bölünerek analiz işlemini gerçekleştirdiğinden dolayı, sonlu elemanlar analiz yöntemi olarak isimlendirilmiştir.^{27,33} Ayrıca, bilimsel ve teknolojik problemlerin sayısal çözümlemesinde en çok kullanılan yöntemlerin başında sayılabilir.^{6,15} SEA'nın çözümsel büyüklüğünü göstermek amacıyla, matematiksel analiz, sayısal yöntemler, bilgisayar bilimleri ve de çeşitli mühendislik bilim dallarıyla iç içe olduğunu söylemek yeterlidir.

SEA'nın avantajları ve üstünlükleri:

1. Sonlu elemanların, boyutları ve şekillerinin esnekliği sayesinde, karmaşık geometriye sahip olan bir model dahi kolaylıkla oluşturulabilir.^{34,35}

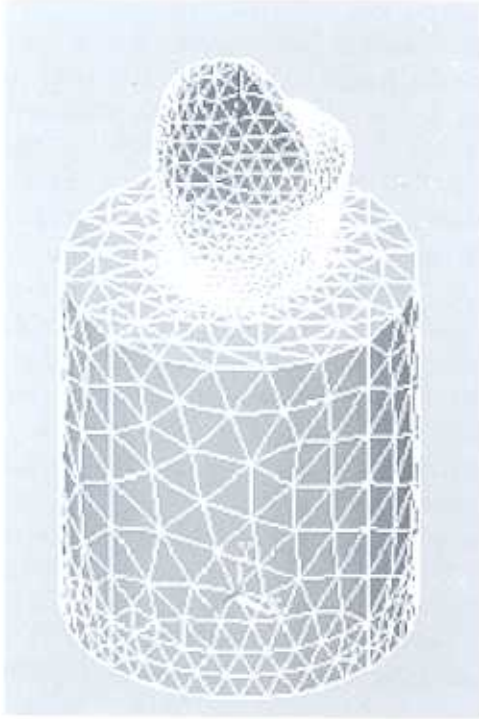
2. Çok bağlantılı veya köşeli bölgeler güvenli şekilde incelenebilir. Ayrıca, düzgün sınırlara sahip olmayan yapılarda ise, eğri kenarlı elemanlar kullanılarak analizin yapılabilmesi sağlanır.^{2,15,30}
 3. Oluşturulan modeldeki geometrik şekil ve malzeme özellikleri kolaylıkla değiştirilebilir. Model elemanlarındaki malzeme özellikleri farklı olduğunda, birkaç malzemenin birleştirildiği yapılarda uygulanabilmesine imkân sağlanabilmektedir.^{2,36,37}
 4. Model oluşturma esnasında, sınır şartları kolayca uygulanabilir ve gerektiğinde değiştirilebilir.^{2,15}
 5. Modeli oluşturulan yapının eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas değerler elde edilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek programın işlem hızı arttırılır.^{15,38}
 6. Bu yöntem sayesinde, stres tipinin belirlenmesinde, gerilim yığılmalarının tespitinde ve deplasmanların elde edilmesinde, gerçek yapıya yakın bir modelin hazırlanabilmesi ve *in vivo* şartlarda ulaşılamayan lokalizasyonlar da sağlanabilmektedir.^{39,40}
 7. SEA, modelin analitik ve deneysel metotlar ile incelenmesinden elde edilen sonuçlara göre çok daha hassas sonuç vermektedir.^{11,42}
 8. Analiz yöntemi olarak kullanılan, kırılğan vemik kuvvet analiz tekniği ile sayısal bir değer elde edilememesi, fotoelastik kuvvet analiz yönteminde incelenecek olan modellerin cam, şeffaf bakalit veya selüloit gibi saydam bir modelden yapılması ve buna bağlı olarak malzeme özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması ve gerilim ölçerli kuvvet analiz yönteminde sadece gerilim ölçerlerin yapıldığı bölgelerde ölçüm yapılması gibi nedenlerden dolayı SEA kullanımını daha avantajlı olmaktadır.^{26,43,44}
 9. Karmaşık yapıdaki bir sistem veya yapının deneysel olarak teorik çözümü zor ve hatta imkânsızdır. Deneysel olarak gerilimlerin bulunması uzun zaman almakta ve maliyeti de pahalı olmaktadır. SEA yöntemi, gerçeğe yakın değerler vermesi nedeniyle karmaşık yapıli modellerde deneysel çalışmalara tercih edilmektedir.^{45,47}
 10. SEA sayesinde, matematiksel modelde tam ve detaylı bir gerilim incelemesi yapıldığından dişhekimini ilgilendiren diş dokuları ve dental materyallerin gerçek mekaniksel davranışları hakkında detaylı sonuçlar alınabilir.^{6,47,48}
 11. Biyolojik dokuların mineralizasyon ve yoğunluk farklılıkları, gerilim analizleri yapıldığı çalışmalarda gerçeği tam olarak yansıtamamaktadır. Bu sebeple çalışmalarda kullanılan dokular ve materyaller homojen olarak kabul edilirler. Yani malzeme içindeki kristal, molekül vb. gibi yapı elemanlarının eşdeğer dağılımlı olarak kabul edilme imkânı sağlanabilir.^{41,49}
 12. Bilgisayar ortamı dışında başka malzeme ve çaba istememesi, bu yöntemin avantajlı olmasını sağlamaktadır.^{18,26}
 13. Bu yöntem sayesinde, parametrik değişimlerin etkilerinin inceleme olasılığının olması ve parametreler ile etkiler arasındaki ilişkilerin karşılaştırılması sağlanabilir.^{44,57}
- Sonlu elemanlar analiz yönteminde, canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılabilmektedir.^{11,16} Dişhekimliğinde yöntem, lineer elastik bir gerilim analiz özelliği gösterecek şekilde uygulanır. Fakat ağız içinde, doku ve malzemeler de önce elastik daha sonra da plastik deformasyon oluşturacak çığneme kuvvetinin oluşması mümkün olmadığından çalışma sonuçları herhangi bir şekilde etkilenmez.¹⁶ Ayrıca yapılan çalışmalarda dental materyaller homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Gerçekte ise doğada bulunan hiçbir malzeme %100 homojen ve izotropik değildir. Fakat bu özellikler birçok faktöre bağlı olarak değişebilmektedir. Bu durumda malzeme değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotropik varsaymak çalışma sonuçlarını engellemeyecektir.^{16,18,52}
- Bu analiz yönteminin çalışmalarda kullanılması, bilgisayar teknolojisinin gelişmesine bağlı olarak artmış ve dokuların fonksiyonları sırasında maruz kaldıkları kuvvetlerin önceden belirlenmesini sağlayan geometrik tanımlara uyacak şekilde modeller oluşturulmuştur. SEA'da temel yaklaşım orijinal yapının matematiksel olarak tanımlanabilen parçalara bölünerek matematiksel olarak kuvvet karşısındaki durumunu incelenmektedir. Bilgisayar yardımı ile boyutları belir-

lenmiş bir modelde, belirlenen şiddet, yön ve alan-daki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değışiklikleri, dağılan yük ve şiddetleri saptanmaktadır. Oluşturulan modelde sınır şartları, düğüm sayısı ve eleman tipini seçmek analiz işleminin çok önemli bir parçasıdır. Bu adım için kullanıcının yeterince sonlu elemanlar analiz yöntemi hakkında bilgi sahibi olması gerekir.^{2,19,30} Çözümü istenen cismin geometrisi, analiz tipi (mukavemet, ısı transferi, manyetik analiz tipi) ve sınır şartları, eleman seçimini etkiler. Elemanlardaki katı şekiller, çalışma eğer iki boyutlu planlanmış ise elemanların yüz ölçümleri, üç boyutlu hazırlanmış ise hacimleri değıştirilmeden oluşturulur. İki boyutlu problemlerin çözümünde iki boyutlu eleman olan üç düğümlü üçgen eleman kullanılır. Üçgen eleman çözüm istenen bölgenin aslına uygun olarak modellenmesi bakımından kullanışlı bir eleman tipidir. İki üçgen elemanın birleşmesiyle meydana gelen dörtgen elemanda yapının geometrisine uyum sağladığı ölçüde kullanışlı olan bir elemandır. Üç boyutlu yapının analizinde üç boyutlu olan üçgen piramit eleman tipi daha kullanışlıdır. Bunun dışında dikdörtgenler prizma veya daha genel olarak da altı yüzeyle eleman tipide kullanılır. Matematiksel çözümde elemanlar arasındaki süreklilik ve oluşturulan dengeğin de korunması gerekmektedir. Modelin şekline bağlı olarak bazen bu elemanların karışımından oluşan bir alan oluşturmakta mümkün olmaktadır. Model ne kadar küçük elemanlara ayrılabilirse analizde o kadar gerçeğe yaklaşılabılır. Fakat bu durum denklem sayısını artırdığı için işlem süresi uzayacaktır.^{16,30,39,41}

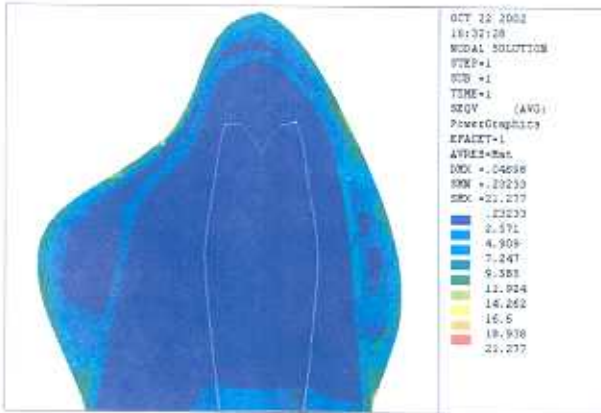
SEA yönteminde, sonsuz serbestlik derecesi olan yapının üzerine geometrisi bilinen (dörtgen, üçgen gibi) eleman ağının yerleşimi ile sayısı bilinen serbestlik dereceleri elde edilmektedir. Elemanlar birbirleri ile sonlu sayıda serbestlik derecesi olan noktalar (*nod*) sayesinde bağlanırlar ve matematiksel bir denge halinde bulunurlar. Denge hali herhangi bir noktada değıştirilecek olursa modeldeki değışimler matematiksel bir fonksiyon olarak her düğüm noktasında değışmektedir. Modellerde bu tür değışimlerin her düğüm noktasında hesaplanabilir olması SEA'nın kullanım alanını genişletmektedir. İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirine bağlantılı olan bir element ağı (*mesh generation*) oluşturulur

(Resim 1).^{2,15} Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme şekil değışimlerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değışimi ile tüm yapısının iç gerilme şekil değışiklikleri elde edilir. SEA'da oluşturulan matematiksel modelde statik analiz yapılabilmesi için malzemenin önemli özelliği olan elastikiyet (Young) modülü ve Poisson oranı programa yüklenmesi gerekmektedir.^{2,20,16} Modelin termal analizinin yapılabilmesi için bu iki özelliğe ek olarak malzemenin *yoğunluk, ısı genleşme katsayısı, ısı iletkenlik ve spesifik ısı değerlerinin* programa yüklenmesi gerekmektedir.³² Model üzerine gelen kuvvet veya ısı etkileri uygulanacak düğüm noktalarına yön, şiddet ve açısı belli olacak şekilde ilave edilir. Doğaldır ki bu değerler bütünü oluşturan yapıların her biri için özgün olmalıdır ve kuvvet ile ilgili bilgiler de gerçeği yansıtmalıdır. Programın son aşaması analiz çözümü yapmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümü yapılmasından yapının tümünün çözümüne ulaşılır. Burada etmen düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Bu nedenledir ki ne kadar çok düğüm noktası var ise gerçeğe o oranda yaklaşırlar.^{18,10,40} Sayısal çözümleme sonucunda her kuvvet uygulama durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinmeler ve yer değıştirmeler bulunur. Analiz yapılan modelin sonuçları gerilim yoğunlukları olarak verilmektedir. Her bir elemanın davranışı gerilim veya deformasyon fonksiyonu ile belirlenir. İç gerilim ve şekil değışikliği oluşumları sayısal değer olduğu gibi görsel olarak da belirlenebilmektedir.^{16,32,30} Ancak analizde doğru modeli oluşturmak ne kadar önemliyse, uygulanan yük sonucunda elde edilen analiz sonuçlarını doğru olarak yorumlamak da çok önemlidir. Tüm analiz yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi kantitatif değil, kalitatif olarak yapılmalıdır. Gerilim yoğunlukları, renk skalasında çeşitli renkler formunda görülebilmektedir. Gerilim, renk skalasının yanında değersel olarak, MegaPaskal (MPa) cinsinden verilmektedir (Resim 2). Gerilim, modelin her bir düğüm noktasında x, y, z eksenlerinde olmak üzere üç yönlü olarak oluşmaktadır. Basma gerilmeleri (-) değerler, çekme gerilmeleri (+) değerler olarak temsil edilirler. Fakat bu değerlerin hangi bölgeye denk geldiğini bulmak zor olduğundan bu gerilmelerin tek bir eşdeğeri olan Von Mises gerilim değeri analizlerde kullanılabilir.^{15,26} Literatür incelemelerimizde edindiğimiz izlenimlere göre, geri-

lim analiz çalışmalarında çok tanınmış bir sonlu elemanlar programı olan ANSYS'nin 5.4 versiyonu daha çok tercih edilmektedir.^{16,20,32,33,49}



Resim 1. Bilgisayarda oluşturulan modelin meshlenmiş görünümü.



Resim 2. Kuvvet uygulanmış küçük ağız diş modeli üzerindeki gerilim yoğunlaşmalarının ve gerilim değerlerinin görünümü.

Sonuç

Ağız içine restorasyon uygulanmış olgularda fonksiyon sırasında materyalde, diş-periodontal ligament, çevre tutucu dokular ve alveoler kemik dokusunda

farklı şekil değişimleri ve iç gerilimler oluşmakta, bunların değerlerinin her bir dokunun fiziksel özelliklerine bağlı olarak da farklılık göstermektedir. Oluşan gerilim ve şekil değişimleri çeşitli analiz yöntemleri ile incelenebilir. Bu yöntemler içinde SEA dişhekimliğinde kullanılan çeşitli materyallerin biyomekanik performansını tahmin etmek için çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Karmaşık geometriye sahip modellerde analitik bir çözüm elde etmek zor olmasına rağmen, SEA' da mümkün olduğu kadar gerçeğe yakın bir model oluşturulabilir.

SEA destek kemik ve yumuşak dokunun her bölgesinde gerilme lokalizasyonları ve sayısal değerlerin hesaplanması, malzeme özelliklerinin doğru verilmesi ile restorasyonun mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun oluşturulabilmesini sağlar. Analiz sırasında aynı çiğneme kuvveti ile sınır şartlarının uygulanması sayesinde farklı değişkenlerin incelenmesini sağlayan standardizasyon elde edilebilmektedir.

Kaynaklar

1. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 317-329.
2. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın No: 17, İzmir, 2002, 1-10.
3. Waters NE. Dental biomechanics and the dental curriculum. *J Dent* 1992; 20: 195-198.
4. Sonugelen M, Ebru Çal. Hareketli bölümlü protez tasarımlarının biyomekanik yönden istatistiksel olarak değerlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2002; 23: 113-121.
5. Graber G. Color atlas of dental medicine 2: removable partial dentures. 2nd ed., Thieme Medical Publishers, New York, ABD, 1988, 48.
6. Özpınar B, Aksoy S. Akrilik ve seramik kron uygulananmış dişlere gelen kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelerin sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi ile incelenmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 1995; 16: 29-39.
7. el Charkawi HG, Zekry KA, el Wakad MT. Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 614-622.
8. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982; 61: 25-29.

9. Yılmaz G, Artunç C, Kesercioğlu A. Protezleri taşıyan dokuların biomekanik davranışları. *EÜ Dişhek Fak Derg* 1989; 10: 115-123.
10. Sonugelen M, Artunç C, Aksoy S, Zor M, Açılı oral implantların alveol kemiğinde oluşturdukları gerilim değişimleri. *EÜ Dişhek Fak Derg* 1994; 15: 1-5.
11. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *AÜ Dişhek Fak Derg* 1995; 22: 201-205.
12. Sayman O, Karakuzu R, Zor M, Şen F. Mukavemet II. 2. Baskı. D.E.Ü. Mühendislik Fakültesi Yayınları, Yayın No: 8. İzmir, 1997: 1-31.
13. Yavuzılmaz H, Ulusoy MM, Kediçi PS, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları, Yayın No: 1, Ankara, 2003. 133,306-307.
14. Akkurt M. Makine elemanları. 1. Baskı, İstanbul, Birsen yayınevi, İstanbul, 1990. 13-23.
15. Chandrupatla TR, Belegundu AD. Introduction to finite element in engineering. 2nd ed., Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey, ABD, 2002,1-22.
16. Gungör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparlı M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil* 2002; 29: 1069-1075.
17. Dejak B, Mlotkowski M, Romanowicz M. Finite element analysis of stress in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 591-597.
18. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 721-728.
19. Ulusoy M, Aydın AK. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 2003. 96-120.
20. Çötört HS. Rezın bağlantılı metal döküm inley tipi posterior köprü çapalarının ağız içi fonksiyonel kuvvetlere direncinin araştırılması. Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 1993, İzmir.
21. de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil* 1983; 10: 505-517.
22. Çötört HS, Öztürk B. Inley tipi köprü çapaları üzerine gelen kuvvetlerin oluşturduğu gerilmelerin fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelenmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 1997; 18: 1-8.
23. Lopuck S, Smith J, Caputo A. Photoelastic comparison of posterior denture occlusions. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 18-22.
24. Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 442-449.
25. Sabancı M, Aydın AK. Load transmission by holographic interferometry in mandibular distal-extension removable partial dentures. *J Marmara Univ Dent Fac* 2001; 4: 391-394.
26. Şakar O, Balatlıoğlu A, Beyli MS. Hareketli alt protezlerin okluzal tabla genişliğinin destek dokularındaki gerilme dağılımına etkisinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. *Akademik Dent Dişhek Derg* 2000; 2: 7-12.
27. Örgen EK. İmplant destekli ağız içi protezlerin başanısında okluziyonun önemi, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 1997, İzmir.
28. Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 1989; 68: 1370-1375.
29. Yılmaz F, Gür G. Porselen inleylerde oluşan stresin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. *AÜ Dişhek Fak Derg* 2004; 31: 85-96.
30. Aykul H, Toparlı M, Dalkız M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 381-386.
31. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 572-582.
32. Gungör MA, Kuçuk M, Dundar M, Karaoğlu Ç, Artunç C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 172-178.
33. Shim JS, Watts DC. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 19-24.
34. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-520.
35. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 367-372.

36. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 401-405.
37. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *J Orthop* 2001; 28: 29-38.
38. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988; 15: 615-624.
39. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 442-449.
40. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three-and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989; 16: 603-611.
41. Papavasiliou G, Tripodakis AP, Kamposiora P, Strub JR, Bayne SC. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 254-260.
42. Dayangaç B. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile MOD amalgam dolgu kırılma olasılığını azaltabilecek kavite şeklinin incelenmesi. *İHÜ Dişhek Fak Derg* 1982; 6: 40-51.
43. O'Grady J, Sherif M, Likeman P. A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1996; 4: 117-121.
44. Verdonschot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 310-315.
45. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khara SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endon* 1995; 21: 362-367.
46. Komposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 435-441.
47. Goel VK, Khara SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth. A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 451-459.
48. Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 1992; 19: 371-383.
49. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Dimensional measurement and finite element analysis of I-Bar clasps in clinical use. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 935-939.

Yazışma Adresi:

Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR
Ege Üniversitesi,
Dişhokimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD,
35100 Bornova / İZMİR
Tel : (232) 388 03 27
Faks : (232) 388 03 25
E-posta : maligungor@yahoo.com