



SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI

THE USE OF FINITE ELEMENT ANALYSIS IN IMPLANT DENTISTRY

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep GÜMRÜKÇÜ* Dr. Öğr. Üyesi Sevda KURT**

Makale Kodu/Article code: 3194
Makale Gönderilme tarihi: 13.12.2016
Kabul Tarihi: 06.03.2017

ÖZ

Son yıllarda, implant tedavisi memnun edici fonksiyon ve estetik sonuçları sebebiyle tam veya kısmi dişsiz ark rehabilitasyonu için en çok tercih edilen tedavi seçeneği haline gelmiştir. İmplant uygulamalarının başarılı bir tedavi seçeneği olarak bilinmesine rağmen; uygun yükleme, geometri ve lokasyon seçilmemesi durumunda başarısız da olabilirler. İmplant başarısızlığından kaçınmak için, fonksiyondaki olası stres seviyelerini değerlendirmek ve dental implant planlamasında ideal implant konumunu seçmek gerekmektedir. İmplantların biyomekanik performansını test etmek veya kanıtlamak, implantın stabilitesinin veya osseointegrasyonunun oral koşullarda değerlendirilmesindeki zorluklar nedeniyle çok güçtür. Bu nedenle oral biyomekanik koşulların değerlendirilmesi için in-vitro çalışmalar gerekli olmuştur.

Sonlu elemanlar analizi; diş materyalleri, dişler ve implantların mekanik davranışlarını değerlendirmenin bir yolu olarak kullanımı son on yılda katlanarak artan ve biyomekanik bilim alanlarında kullanılabilen bir analiz tekniğidir. Sonlu elemanlar analizi, biyomekanik problemleri küçük parçalara bölerek çözen ve bilgisayar destekli tasarım modellerinde stres ve gerilmeleri hesaplayan cebir tabanlı bir simülasyon tekniğidir. Oral rehabilitasyondan önce faydalı biyomekanik bulgular sunmaktadır ve implant dişhekimliğindeki önemli bir analiz tekniğidir.

Bu derleme, sonlu elemanlar analiz yöntemi hakkında ayrıntılı bilgi vermektedir ve araştırmacılara bilgi sağlamak amacıyla implant dişhekimliğinde kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Analizi, Stres Analizi, Kuvvet, İmplant

ABSTRACT

In recent years, implant therapy has become the most preferred treatment choice for completely or partially edentulous arch rehabilitation due to its satisfactory functional and aesthetic results. Although implant therapy is known as a successful treatment procedure, it also known that failure is possible if appropriate loading, geometry or location is not selected for implant carefully. To avoid implant failure, it is necessary to assess possible stress levels under function and to select the ideal implant configurations during dental implant planning. It is so difficult to prove or test the biomechanical performance of implants due to difficulties in assessing the stability or osseointegration of the implant in intraoral conditions. Therefore in-vitro studies became necessary for assessing intraoral biomechanical conditions.

Finite element analysis is an analyse technique that can be used in biomechanical fields of science and have grown exponentially in the last decade as a way to assess the mechanical behavior of dental materials, teeth and implants. Finite element analysis is algebra based simulation technique that solves the biomechanical problems by dividing them into small pieces and calculates stresses and strains in computer-aided design models. It has been known that Finite element analysis is an essential analyse technique in implant dentistry and it offers useful biomechanical results before intraoral rehabilitation. This compilation gives detailed information about finite element method and it can use in in implant dentistry to provide information for researchers.

Keywords: Finite Element Analysis, Stres Analysis, Force, Implant

* Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Rize.

** Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı, Rize.



GİRİŞ

İnsanlığın varoluşundan itibaren kayıp dişin yerine değişik formlarda implant materyali uygulayarak dişsizliğin telafi edilmesi için çeşitli yöntemler denenmiştir.¹ Diş kaybı vakalarında dental implant uygulaması uzun zamandır uygulanan komplike bir cerrahi tekniktir.²

İmplant rehabilitasyonu günümüzde uygulanan estetik ve fonksiyonel avantajlara sahip vazgeçilmez bir tedavi protokolüdür. Bu avantajlarının yanısıra dezavantaj olarak ise doğal dişte dişi çevreleyen ve travmalara karşı dişi kısmen koruyan periodontal ligament, implant ile kemik arasındaki bağlantı şeklinde mevcut olmadığından implanta gelen kuvvetler direk olarak kemiğe aktarılır. Direk olarak kemiğe aktarılan kuvvetin kemikte daha fazla tahribat oluşturması beklenmektedir. Bu sebepten ötürü implanta gelen kuvvetin miktarı, kemik dokuya iletimi ve stresin kemikteki dağılımını değerlendirmek önemlidir. Literatürde implant başarısını etkileyen faktörlerin başında oklüzal yüklemenin olduğu belirtildiğinden planlama öncesi implanta gelen kuvvetin oluşturduğu etkiyi değerlendirme gerekliliği doğmaktadır.³

Oral kavitede herhangi bir katmana kuvvet uygulandığında stres veya deformasyon oluşabilmesi olasıdır. Uygulanan kuvvet yapının elastik limitini aşarsa yükleme sonucunda katmansal bozulma görülebilir. Oral kavitedeki vital katmanlarda bu kuvvetin ölçülmesi ve kuvvetin ne zaman veya neden yapısal bozulma neden olduğunu tespit etmek her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle bu oral biyomekanik karmaşayı çözmek amaçlı mühendisliğin, bilgisayar destekli analiz ve araştırmaların diş hekimliği uygulaması alanıyla birlikte kullanımı gerekli olmaktadır.^{4,5}

Oral kavite kompleks biyomekanik bir yapıya sahip olmasından ötürü gerek restoratif diş hekimliğinde, gerek endodontide, ortodontide, protetik diş tedavisinde ve implantolojide biyomekanik çalışmalarda in vivo çalışmalardan ziyade in vitro çalışmalar tercih edilebilmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri;

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi
5. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) olarak sınıflandırılmıştır.⁶

Mekanik ve biyomekanik anlamda birçok analiz yöntemi mevcut olmakla birlikte bu analizlerin arasında SESA 1960'lardan beri kullanılmakta olan ve incelenmek istenen dokunun analizini sağlayan kabul edilebilir bir sayısal analiz yöntemidir.⁴

SESA'nın birçok araştırmacı tarafından diğer yöntemlere nazaran daha etkili olduğu belirtilmiştir.^{7,8} SESA ile yapıların yer değişimi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak değerlendirilebilir.⁸⁻¹¹

SESA'nın Mantığı

SESA, kompleks ve mekanik problemleri çözmek için kullanılır ve bir bütünü küçük ve yalın parçalara ayırarak tek tek analiz etmeyi hedefler.¹² Maddenin değişik koşullardaki etkilere karşı oluşan tepkilerini değerlendirmek amaçlı yapı modellenir ve modellenen yapı sanki etki altındaymış gibi incelenir.¹³

SESA'nın Sınıflaması

Boyularına göre;

1. 1 boyutlu
2. 2 boyutlu
3. 3 boyutlu
4. İzoparametrik
5. Dönel elemanlar olarak sınıflandırılır.

Düğüm sayısındaki bilinmeyene ve problemin özelliklerine göre;

1. Plak
2. Levha
3. Kabuk problemleri olarak sınıflandırılabilir.^{8,12}

Diş hekimliğinde SESA sayesinde cismin 2 veya 3 boyutlu analizi sağlanabilmektedir.⁸ Her iki analiz yöntemi de diş hekimliğinde kullanılabilse de materyallerin çeşitliliği, kompleks yapısı ve 3 boyutlu morfolojisi göz önüne alındığında çoğu çalışmada 2 boyutlu SESA yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu SESA kompleks yapıların simülasyonu için daha uygundur. Bununla birlikte 3 boyutlu SESA daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Biyolojik yapıda düzensiz yüzeyler ve olası boşluklar modelleme yapmayı güçleştirir. İki yöntem arasında yapılacak seçim ise analiz yapılacak yapının kompleksliği, gereken analizin tipi, beklentilere göre şekillenir.^{14,15}

SESA'da Görüntüleme

SESA ile analiz yapılabilmesi için incelenecek olan anatomik yapının bir simülasyonu elde edilmiştir.^{5,15} (Şekil 1) Bu amaçla son yıllarda bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR) ve konfokal mikroskoplarda sağlanan gelişim



sayesinde biyolojik görüntüleme oldukça ilerlemiştir. Bu sayede herhangi bir katmanın seri kesitlerinin alınmasını mümkün kılmıştır. Taranmış olan yapıların görüntüsü de bir şablon görevi görür ve sanal modeller oluşturulur.¹⁶



Şekil 1. Bilgisayar simülasyon süreci

SESA'nın Diğer Yöntemlere Göre Üstünlükleri

1. Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir.
2. Yazılımlar sayesinde gerçeğe çok yakın modeller oluşturulabilir.
3. İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
4. Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
5. Uygulanan kuvvetin malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
6. Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir.¹⁷⁻¹⁹

SESA'nın Dezavantajları

1. Doğru analiz için model sisteminin gerçeğe yakınlığı sağlanmalıdır.
2. Mesleki bilgi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir.
3. Güvenli sonlu elemanlar analizi yazılımı ve donanımlı bir bilgisayar gerekir.
4. Sonuçları yorumlamak güçtür ve çaba gerektirir.
5. Hatalı sonuçlara açıktır. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır.¹⁸

SESA'nın Aşamaları

1. Üzerinde analiz yapılacak olan dokunun 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanır. Cisimlerin katı modellenmesi için computer aided design (CAD) bilgisayar destekli yazılım programları kullanılır. Bu yazılım hızlı veri iletişim ve işlem gücüne sahip bilgisayarlarla çalışmayı gerekli kılar.

2. Model 'eleman' adı verilen belirli sayıda parçalara ayrıştırılır. Ayrıştırılan her parça 'eleman' olarak adlandırılır. Elemanların birleşim noktaları ise node 'düğüm noktası' olarak tanımlanmaktadır. Diğer bir tanımlama ile açıklamak gerekirse düğüm noktaları aralarında boşluklar olan ve bu boşlukların eleman adı

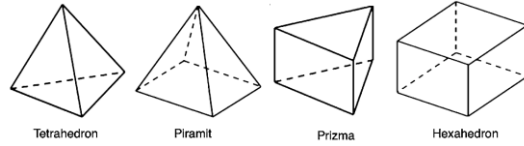
verilen yapılarla doldurulduğu atomlara benzetilebilir.

3. Modelin materyal özellikleri olan young modulu ve poisson oranı belirlenir, modellenen yapıya atanır. Materyaller homojen, izotropik ve linear elastik olarak kabul edilir.^{20,21}

4. Sınır koşulları belirlenir. (Sınır koşulları cismin nereden sabitlendiğinin, hareketinin neden engellendiğinin SESA'daki tanımıdır.)

5. Yükleme miktarı belirlenir.

6. Model üzerinde elemanlar ayrıştırılır ve ağ (mesh) yapı elde edilir. (SESA net olmayan yaklaşık sonuçlar sağlansa da ağ (mesh) boyutu küçültülüp düğüm sayısı artırılarak SESA sonuçlarının doğruluğu artırılabilir bilinmektedir).^{22,23} (Şekil 2)



Şekil 2. Üç boyutlu SESA mesh tipleri; tetrahedron, piramit, prizma, hexahedron

7. SESA'da elemanların birleşim noktaları olan düğümler bilinmeyen cinsinden tanımlanır elemanların birleştirilmesi sonucu cebirsel bir denklem elde edilir ve bu denklemler çözülerek gerçeğe en yakın değerleri elde etmek amaçlanır.

8. Her eleman için ayrı denklem oluşturulur ve denklemler analiz edilerek düğüm noktasındaki değerlere ulaşılır. Yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stress) dir.^{12,14,17}

8. Sonuçlar analiz edilir ve yorumlanır. Elemanlar birbirlerine düğümler ile bağlı olduğundan bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemana da bu şekilde yansır ve böylece sonuçlar analiz edildikten sonra cismin tamamı hakkında fikir edinilir.^{8,12,16,22,24}

9. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılma materyaller (kemik, greft materyalleri, porselemler) için asal gerilim (principal stresses) değerleri, metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Misses stres (equivalent stresses) değerleri kullanılabilir. Von Misses değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilir.^{14,17}

SESA'da çeşitli programlar kullanılmakta olup

bunlardan diş hekimliği içi en yaygın kullanılanları Algor, Abaqus, Adina, Ansys, Comsol, Fempro, Femtools, I-Deas, Marc, Nastran, Pafec 75, Patran, Proengineer, Solidworks, Sap 80, Sap 2000, Strand7, Visualfea Ve Zebulon'dur.²⁵

SESA daha çok dental implantlarda ve ortopedide mekanik objelerde stres dağılımı ve deplasmanı tespit etmekte kullanılan bir analiz yöntemidir.^{12,26-29} Aynı zamanda SESA bilinmeyen veya karmaşık biyomekanik yapıyı tahlil edebilmek için bizlere olanak sunmaktadır. Çalışma zamanını kısaltır, gerekli referansları oluşturma açısından avantajlıdır.³⁰

Literatürde implant cerrahisi sonrasında oluşan stres değerlendirmelerini tespit etmek amaçlı birçok SESA çalışması mevcuttur ve bu çalışmalar da klinik çalışmalar öncesi planlama için hekimlere ön bilgi elde etmek açısından oldukça avantaj sağlamaktadır.^{27,30-36}

SESA'nın İmplant Cerrahisinde Kullanımı

Oral rehabilitasyonda uygulanabilir olan SESA, fonksiyon esnasında implantta, etrafındaki dokularda veya protez üzerinde oluşacak olan stres miktarını cerrahi öncesi yaklaşık olarak öngörebilmek ve değerlendirebilmek amacıyla mühendislik alanından dental implant alanına aktarılmış ve uyarlanmıştır. Yöntem ilk kez 1973'te Tesk ve Widera tarafından dental implantlar üzerinde uygulanmış ve bu çalışma ile implant çevresinde meydana gelen stres dağılımı değerlendirilmiştir.³⁷ SESA araştırmacıya implantın karmaşık biyomekaniğini açıklayan sayısal sonuçlar sunmaktadır. Örneğin implant yüklemesi sonucunda implant etrafındaki stres dağılımı SESA analizi ile tespit edilebilir.¹²

İmplant tedavisi esnasında sıkça karşılaşılan bir problem olan marjinal doku kaybının aşırı yüklenme sonucu ortaya çıkmış olabileceği bilinmektedir. Bu nedenden dolayı implanta uygulanan kuvvet miktarı ile marjinal kemik kaybı arasındaki korelasyonu tespit etmek önemlidir.^{38,39} Bu amaçla mühendislik prensiplerini esas alarak, canlı dokulardaki biyomekanik ilişkileri göz önünde bulundurarak ve implantı çevreleyen kemiğin mekanik özelliklerini tespit ederek dokulardaki kemik yıkım mekanizması aydınlatılmalıdır.³⁸

Materyal özellikleri farklı olan iki madde direk temasta olduğunda ve materyallerden birine kuvvet yüklendiğinde iki farklı yapı arasında bir stres kontürü oluşmaktadır. Oral implantolojide bu stres kontürü krestal kemik hizasında izlenmektedir. Bu nedenle krestal bölgede yoğunlaşan bu stres kontür bölgesindeki stresin tespiti ve yüklenme miktarının buna göre belirlenmesi implant cerrahisinin başarısı için önem arz

etmektedir.⁴⁰ SESA, bu amaçla oral implantolojide tedavi planlaması açısından değerli ön bilgiler sunmaktadır. Literatürde yapılmış birçok çalışmada implant etrafındaki kemikte meydana gelen stres miktarları değerlendirilmiştir.^{12,41-44} Yapılan çalışmalar sonucunda en fazla stresin implantın boyun bölgesinde, kortikal tabakayla implantın temasta olan bölgesinde görüldüğü tespit edilmiştir.⁴²⁻⁴⁴ SESA sonucu elde edilen bu bulgular implant başarısında en önemli risk olarak bilinen boyun rezorbsiyonlarının nedenini açıklamaktadır ve implantın rezorbsiyona bağlı failini önlemek açısından planlama öncesi in vitro olarak çalışma ve en doğru planlamayı öngörme olanağı sağlamaktadır.

SESA, çenelerdeki implant uygulamalarında, farklı kemik tiplerinde oluşacak stres miktarlarını öngörebilmekte ve mevcut kemik tipi için en uygun planlamayı ve dolayısıyla en ideal stres dağılımını belirleme imkanı sağlamaktadır. Almeida ve arkadaşları⁴⁵, 4 farklı kemik tipine sahip çenelerde yaptıkları çalışmada aksiyal ve bukkolingual kuvvetler sonucu oluşan stres dağılımını değerlendirmişlerdir. Analiz sonucunda en yüksek stres değerlerinin D4 ve D3 tip kemikte görüldüğünü rapor etmişlerdir. D2 ve D1 kemikte ise daha düşük stres konsantrasyonları izlenmiştir. Benzer şekilde çeşitli yazarlar da çeşitli kemik tiplerine sahip modellerde implant-diş destekli sistemler üzerinde yapmış oldukları çalışma sonuçlarında kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte meydana gelen Von Mises Stres değerinin arttığını, özellikle stres değerinin D4 kemik tipinde en yüksek olduğunu belirtmişlerdir.⁴⁶⁻⁴⁸

SESA, implantların etrafında meydana gelen stres miktarında implant boyunun etkisini incelemek için de kullanılabilir. Literatürde implant boyunun stres dağılımına etkisinin incelendiği SESA çalışmaları sonucu farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Literatürde yapılan bazı SESA çalışma sonuçlarına göre implant boyundaki artışın hem kortikal hem de spongiöz kemikte stres azalışına neden olduğunu belirtilmiştir.^{44,45,49-51} Bununla birlikte Lai ve arkadaşları⁵¹ implant boyunun uzunluğunun stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışma sonucunda implant boyundaki artışın stres miktarını % 10 gibi düşük bir oranda azaltabileceğini bu nedenle klinik çalışmalarda implant boyunun üzerinde durulması gereken bir konu olmadığını belirtirken Pierrisnard ve arkadaşları⁵² da implant boyunun stres miktarıyla ilgisi olmadığını bildirmişlerdir. SESA, bu ve benzer çalışmalar ışığında ideal implant uzunluğu ile ilgili ön bilgi dayanağı oluştur-



makta ve karşılaştırmalı çalışmaları baz alarak doğru implant uzunluğunu öngörme olanağı sağlamaktadır.

İmplant planlaması yaparken implantın pozisyonu ve eğim açısının da implant etrafında oluşan stres değerini büyük ölçüde etkilediği bilinmektedir. Bu nedenle maximum stres miktarını aşmamak ve implanttaki boyun rezorbsiyonunu ve implant failini önlemek adına implantın ideal pozisyonunu ve eğim açısını belirleme gerekliliği doğmaktadır. SESA alanında yapılan çalışmaların birçoğunda implantı açıldırarak uygulamanın krestal bölgede daha yüksek stres değerleri oluşturacağı rapor edilmiştir.^{45,53} Bu literatür raporlarından yola çıkılarak implantın açıldırılarak planlandığı vakalarda maksimal stresin hangi bölgede ve ne kadar büyüklükte oluşacağı tespit edilebilir ve planlama ideal stress dağılımı olacak şekilde modifiye edilebilir.

Literatürde çenelerde yeterli implant desteği sağlamak amaçlı gereken implant sayısı hakkında çeşitli görüşler mevcuttur. Misch⁵⁴ dişsiz çenelerde implant destekli sabit protezlerde 5 implant uygulamanın iyi seçenek olabileceğini implant sayısının 7'ye çıkarılmasının ise açığa çıkan stres miktarı açısından daha olumlu sonuçlar doğurabileceğini rapor etmiştir. Bu doğrultuda literatürde yapılmış olan yapılan SESA çalışmaları sonucunda da implant sayısını artırmanın stres miktarına azalttığı rapor edilmiştir.^{55,56} Literatüde yayınlanan bu bilgiler ışığında dişsiz çenelerde implant planlaması yapılırken SESA'nın kullanılmasının faydalı sonuçlar doğurabileceği görülmektedir.

İmplant cerrahisi esnasında standart implant yerleşimini engelleyen limitasyonlar olabilmektedir. Özellikle maksillada posterior bölgede sinüs atrofisine bağlı olarak standart implant yerleşimi problem haline gelebilmektedir.⁵⁷ Bu durumlarda kısa implant, açılı implant uygulaması yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR), krestal split osteotomiler, zigomatik implant uygulaması veya sinüs greftleme alternatif tedavi olabilir.⁵⁷⁻⁶⁰ Klinik olarak atrofik bölgelerde genellikle sinüs greftleme tercih edilse de invaziv bir işlem olduğundan başarısının öngörülmesi güçtür. SESA, modeller üzerinde planlanan greftleme işleminin simüle edilmesine ve oluşabilecek stresin model üzerinde önceden tespit edilmesine olanak sağlamaktadır.²⁶ Böylelikle planlanan greftleme sonrası oluşabilecek olan muhtemel stres miktarı önceden belirlenebilir ve atrofik bölgelerde en doğru tedavi planlamasına karar verilebilir.

SESA implant etrafındaki canlı dokulardaki etkileri tespit etmek amacıyla kullanıldığı gibi aynı zamanda implant içerisinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesi için de tercih edilmektedir. SESA; implant çapı, boyu, çeşitli klinik senaryo ve protetik dizaynın oluşturacağı stres miktarları hakkında in vitro olarak ön bilgi vermesi yönüyle diğer çalışmalardan avantajlı duruma geçmiştir.^{31,61,62}

Literatürde yapılan SESA çalışmalarında implant çapının stres dağılımı üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve implant çapının artışının stres miktarını azalttığı çeşitli yazarlarca rapor edilmiştir.⁶³⁻⁶⁵

Siegele ve Soltesz⁶⁶ implantları geometri-lerine göre incelemiş ve konik, silindirik, basamaklı, vida tipli ve içi boş implantlar üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda düz yüzeyli implant modellerinde daha az gerilimin oluştuğunu rapor etmişlerdir.

SONUÇ

SESA diş hekimliğinde kullanımına başlandı-ğundan itibaren diş hekimliğinde kullanılan çalışmalara yeni bir boyut getirerek in vitro şartlarda karşılaşılan problemlere çözüm bulma olanağını sağlamıştır. SESA'nın çeşitli alanlarda olduğu gibi implantoloji alanında da hekimlere çeşitli kolaylıklar sağladığı bilinmektedir. Canlı yapıların 3 boyutlu olarak modellenmesi daha risksiz, güvenilir ve ön görülebilir implant uygulamaları yapılabilmesi açısından hekimlere olanak sağlamıştır. SESA çalışmalarında dokunun materyal özellikleri yaklaşık olarak elde edilse de net değerlerin modele yansıtılmayacağı bilinmektedir. Bu açıdan her ne kadar in vivo koşulları bire bir modele aktarmak mümkün olmasa da hassas yapılan çalışmalar sonucu gerçeğe çok yakın değerler elde edilebileceği ve elde edilebilen değerlerin kıyaslanabileceği belirtilmiştir. Amacın, uygulanan planlamaların oluşturacağı biyomekanik sonuçları karşılaştırmak olduğu düşünüldüğünde SESA'nın hekimlerin yolunu aydınlatıcı nitelikte çalışmalar olduğu düşünülmektedir.

SESA'da günümüze dek yansıyan en büyük problem modelin oluşturulması aşamasında yaşanmaktadır. Ayrıca stres oluşumuna etki eden kas, ligament, bağ dokusunun modellenmesinin zorluğu SESA'da net değerlerin elde edilmesinin engelleyen bir limitasyon olarak bilinmektedir.

Yapılan çeşitli bibliometrik çalışmalar sonucunda SESA'nın dünya genelinde araştırmacılar tarafından ilgi gördüğü ve diş hekimliğinde ve özellikle implantolojide SESA çalışmalarının sayısının gittikçe arttığı

belirtilmektedir. Çeşitli biyomedikal yazılımların gelişimi SESA çalışmalarının hassasiyetin ve güvenilirliğini artırmakta ve hekimlere daha detaylı çalışma yapma olanakları sunmaktadır.

Zeynep Gümrükçü: ORCID-ID: 0000-0002-5910-2218

Sevda Kurt: ORCID-ID: 0000-0002-3711-6520

KAYNAKLAR

1. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J* 2014;8:50-5.
2. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 2014;40:50-60.
3. Okumura N, Stagaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T, Nomura S. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *Journal of Prosthodont Res* 2011;55:24-31.
4. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, Andrade MFD, Galvao MR, Rached AA. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO* 2013;10:369-77.
5. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Commella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;26:77-81.
6. Gungor MA, Artunc C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil* 2002;2:1069-75.
7. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2004;7:277-303.
8. Adıgüzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg* 2010;11:18-23.
9. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 1995;22:201-5.
10. Akkayan, B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-7.
11. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94:321-9.
12. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
13. Yaman SD. Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 1995;5:87-96.
14. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;9:175-80.
15. Moeen F, Nisar S, Dar N. A Step By Step Guide To Finite Element Analysis In Dental Implantology. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2014;34:164-9.
16. Mohammed SD, Desai H. Basics Concepts of Finite Element Anlysis and Its Applications In Dentistry: An Overview. *Oral Hyg Health* 2014;2:156.
17. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments *Intech* 2012;5-20.
18. Logan DL. First course in the finite element method. 5 ed. Nelson Education Ltd. 2007;1-27.
19. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:334-41.
20. Mariano LOH, Sartori EA, Broilo JR, Shinkai RS, Corso L, Marczak RJ. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-D finite element analysis. *Rev Odonto Cienc* 2012;27:41-6.
21. Bölükbaşı N, Koçak A, Özdemir T. İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012;46:15-28.
22. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97:35-43.
23. Paluszny A., Matthai SK, Hohmeyer M. Hybrid finite element-finite volume discretization of complex geologic structures and a new simulation workflow demonstrated on fractured rocks. *Geofluids* 2007;7:186-208.
24. Çetin Ü. Aşırı Atrofik Mandibulada Farklı İmplant Tasarımlarının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. *Doktora Tezi* 2012; Ankara Üniversitesi: Ankara.
25. List of finite element software packages. Wikipedia internet sitesi. Available at : https://en.wikipedia.org/wiki/List_of_finite_element_softw. 30.11.2010



26. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:657-65.
27. Chan 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;34:153-60.
28. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:279-86.
29. Viceconti M, Baleani M, De Lollis A, Toni A. An FEA-based protocol for the pre-clinical validation of custom-made hip implants. *J Med Eng Tech* 1998;22:257-62.
30. Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, Kong L. Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012;114:1-8.
31. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005;32:193-205.
32. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 2008;24:138-43.
33. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res* 2010;54:179-84.
34. Harirforoush R, Arzanpour S, Chehroudi B. The effects of implant angulation on the resonance frequency of a dental implant. *Med Eng Phys* 2014;36:1024-32.
35. Ishak MI, Abdulkadir MR, Suleiman E, Abu Kasim NH. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:1077-89.
36. Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent* 2010;104:293-300.
37. Tesk J.A, and Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res* 1973;7:251-61.
38. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005;14:108-16.
39. Chen YY, Kuan CL, Wang YB. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci* 2008;3:65-74.
40. Baumeister T, Avollone EA. Marks' standard handbook of mechanical engineers. 8 ed. New York; McGraw-Hill:1978.
41. Eraslan, O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioğlu. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273-8.
42. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008;34:248-55.
43. Williams KR, Watson CJ, Murphy MW, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990;21:563-70.
44. Guan H, Van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:866-76.
45. Almeida EO, Rocha EP, Junior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:332-42.
46. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşcıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-34.
47. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1996;23:104-11.
48. Lin CL, Chang SH, Wang JC. Finite Element Analysis of Biomechanical Interactions of A Tooth-Implant Splinting System for Various Bone Qualities. *Chang Gung Med J* 2006;29:143-53.



49. 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;57:21-32.
50. El-Anwar MI, El- Zawahry MM. A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology* 2011;9:77-82.
51. Lai HC, Xiong HG, Xue M, Yang CY, Zhang BW. Three dimensional FEM analysis of stress distribution around dental implants to estimate the influence of the length. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 1997;6:20-2.
52. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:254-62.
53. Naini RB, Nokar S, Borghesi H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776-81.
54. Misch C. *Dental Implant Prosthesis*. 1 ed. China; Elsevier Mosby. 2005.
55. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *J Oral Rehabil* 2010;37:525-31.
56. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:239-46.
57. Hernandez-Alfaro F, Sancho-Puchades M, Guijarro-Martinez R. Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:241-51.
58. Barnea E, Tal H, Nissan J, Terrasch R, Peleg M, Kolerman R. The Use of Tilted Implant for Posterior Atrophic Maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18:788-800.
59. Freedman M, Ring M, Stassen LF. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position--a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015;44:785-90.
60. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, Deng M, Tian W. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 2014;111:203-15.
61. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002;29:350-6.
62. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523-30.
63. Moriwaki H, Yamaguchi S, Nakano T, Yamanishi Y, Imazato S, Yatani H. Influence of Implant Length and Diameter, Bicortical Anchorage, and Sinus Augmentation on Bone Stress Distribution: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:84-91.
64. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
65. Lu YJ, Chang SH, Ye JT, Ye YS, Yu YS. Finite Element Analysis of Bone Stress around Micro-Implants of Different Diameters and Lengths with Application of a Single or Composite Torque Force. *PLoS One* 2015;10:e0144744.
66. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-40.

Yazışma Adresi

Dr. Öğr. Üyesi Zeynep Gümrükçü (**Sorumlu Yazar**)

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi Ağız Dış Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Rize, Türkiye
Tlf: 0 (464) 222 00 00
e-mail: zeynep_dt@hotmail.com

