

Derleme

# Dental İmplantolojide Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Yapılabilen Değerlendirmeler

## *Evaluations That Can Be Made By The Finite Element Stress Analysis Method in Dental Implantology: A Literature Review*

Tevfik Mert Gündoğdu<sup>1</sup> , Erkan Erkmen<sup>2</sup> , Öykü Öztürk Gündoğdu<sup>1</sup> 

### ÖZET

Günümüzde eksik dişlerin dental implantlar ile tedavi edilmesi rutin bir işlem haline gelmiştir. Dental implantların biyomekanik özellikleri, oklüzal yüklerin stres dağılımını değiştirerek dental implantların klinik başarısını etkilemektedir. İmplant kayıplarının ve komplikasyonların önlenmesi amacıyla oluşabilecek biyomekanik etkilerin önceden kavranması önem taşımaktadır. Dental implantlar çevresindeki yüklerin dağılımı ile ilgili yapılan çalışmalarda, yüklerin homojen dağıtıldığı durumlarda periimplant marjinal kemik kaybının daha az olduğu belirtilmiştir. Bahsedilen biyomekanik etkilerin *in vitro* ortamda belirlenmesi amacıyla dental implantoloji alanında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) yöntemi kullanılmaktadır. Bu çalışmada SESA yönteminin dental implantoloji alanında kullanımını araştıran mevcut literatür özetlenmiştir. Bu sayede SESA yöntemi ile implant kayıplarının ve komplikasyonların önlenmesi amacıyla *in vitro* ortamda elde edilen bilgilerin klinik başarıdaki rolünü arttırmak amaçlanmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik; Diş Hekimliği; İmplant; Stres analizi

### ABSTRACT

Nowadays, it has become a routine procedure to treat missing teeth with dental implants. The biomechanical properties of dental implants affect the clinical success of dental implants by changing the stress distribution of occlusal loads. It is important to understand the biomechanical effects that may occur in order to prevent implant losses and complications. In studies on the distribution of loads around dental implants, it has been stated that peri-implant marginal bone loss is less when the loads are distributed homogeneously. In order to determine the mentioned biomechanical effects *in vitro*, the finite element stress analysis method is used in the field of dental implantology. In this study, the existing literature investigating the use of the finite element stress analysis method in the field of dental implantology is summarized. In this way, it is aimed to increase the role of the information obtained *in vitro* for clinical success, in order to prevent implant losses and further complications.

**Keywords:** Biomechanics; Dentistry; Implant; Stress analysis

Makale gönderiliş tarihi: 07.04.2022; Yayına kabul tarihi: 06.06.2022

İletişim: Dt. Tevfik Mert Gündoğdu

Emek Mah. Bişkek Cd. 1. Sokak No:4 Çankaya /Ankara, Posta Kodu: 06490

E-posta: [gundmert@gmail.com](mailto:gundmert@gmail.com)

<sup>1</sup>Dt. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı, Çankaya, Ankara, Türkiye

<sup>1</sup>Dt., Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı, Çankaya, Ankara, Türkiye

<sup>2</sup>Prof. Dr., Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı, Çankaya, Ankara, Türkiye

Modern dental implantların Branemark gibi bilim adamları tarafından tanıtılmasından sonra eksik dişlerin dental implantlar ile tedavi edilmesi günümüzde rutin bir işlem haline gelmiştir.<sup>1</sup> Dental implantların biyomekanik özellikleri, oklüzal yüklerin stres dağılımını değiştirerek dental implantların klinik başarısını etkilemektedir.<sup>2</sup> Oklüzal kuvvetlerin alveolar kemiğe iletimi doğal dişlerde periodontal ligamentler tarafından sağlanırken, oklüzal kuvvetler dental implantlarda kemiğe direkt iletilmektedir.<sup>2, 3</sup> Dental implantlar çevresindeki yüklerin dağılımı ile ilgili yapılan çalışmalarda, yüklerin homojen dağıtıldığı durumlarda peri-implant marjinal kemik kaybının daha az olduğu belirtilmiştir.<sup>4</sup> İmplant kayıplarının ve komplikasyonların önlenmesi amacıyla oluşabilecek biyomekanik etkilerin önceden kavranması önem taşımaktadır.<sup>5</sup> Bahsedilen biyomekanik etkilerin *in vitro* ortamda belirlenmesi amacıyla dental implantoloji alanında kullanılan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) yöntemidir.

### Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

SESA yöntemi, 'biyomekanik açıdan incelenen cisim belirli sayıda elemanlara bölerek çözen ve bilgisayar destekli tasarım modellerinde stres ve gerilmeleri hesaplayan matematiksel simülasyon tekniğidir. Maddenin çeşitli koşullardaki streslere karşı oluşan tepkilerini değerlendirmek amacıyla incelenecek olan madde bilgisayar ortamında modellenir ve kuvvetlerin madde üzerine etkisi benzer şartlar oluşturularak incelenir.<sup>6</sup>

SESA yöntemi, uzay ve havacılık alanındaki yapısal problemlere çözüm amacıyla 1960'lı yılların başında geliştirilmiştir ve diğer mühendislik alanları tarafından benimsenmiştir.<sup>7</sup> 1976 yılında SESA yöntemi Weinstein<sup>8</sup> tarafından dental implantoloji alanında ilk defa kullanılmıştır. 1979 yılında Atmaram ve Mohammed<sup>9</sup> bir implant ve üzerindeki diş üzerine gelen stres dağılımını incelemiş, implant geometrisinin ve implant uzunluğunun peri-implant dokular üzerinde oluşturduğu elastik parametreleri değerlendirmişlerdir. Borchers ve Richard<sup>10</sup> 1983 yılında 3 boyutlu SESA yöntemi ile kemik implant arayüzünün gelişimini incelemişlerdir. Cook<sup>11</sup> SESA yöntemini poröz implantlarda uygularken, Meroueh<sup>12</sup> ise silindirik implantları incelemiştir. Williams<sup>13</sup> kantilever etkisinin dental implantlar üzerindeki etkisini, Akpınar<sup>14</sup> ise doğal diş ve implant kombinasyonunu araştırmıştır.

SESA ile analiz yapılmadan önce üzerinde çalışılacak anatomik yapının bir modeli elde edilmelidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) aracılığıyla edinilmiş verilerin görüntüsü ile sanal modeller oluşturulur.<sup>15</sup> Modelin üzerine uygulanacak yüklerin belirlenmesi, malzeme özelliklerinin sisteme girilmesi ve yapılacak olan analiz tipinin seçilmesiyle matematiksel model oluşturulur. Oluşturulan matematiksel model ağ (mesh) ile tanımlanır. Ağ yapısını elemanlar (elements), bunlarla ilişkili düğüm noktaları (nodes) ve sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Ağı oluşturan çizgilerin kesişimine düğüm noktası adı verilir. Ağı birleştiren çizgiler arasında oluşan iki ya da üç boyutlu yapıya da eleman adı verilir.<sup>16</sup>

### SESA ile ilgili temel fizik kavramları

#### Kuvvet

Kuvvet, birimi Newton (N) olan ve cisimlerin şekillerini, hareket durumlarını değiştirebilen üç boyutlu vektörel etki olarak tanımlanır. Farklı parçalardan oluşan mekanik bir cisim SESA yönteminde incelenirken, incelenen cisim küçük parçalara ayrılır ve her parçaya etki eden kuvvetler bağımsız olarak incelenir.<sup>16</sup>

#### Gerilme (Stres)

Bir cisme uygulanan kuvvete karşılık cismin oluşturduğu tepkiye gerilme adı verilir.

Gerilim (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülü ile hesaplanır. PSI (pounds per square inch) ve P (pascal) gibi birimler kullanılsa da uluslararası birim sisteminde (SI) birimi N/m<sup>2</sup> olarak tanımlanmaktadır. Diş hekimliği alanında incelenen nesnelerin boyutu milimetre cinsinden hesaplandığı için megapascal (MPa veya N/mm<sup>2</sup>) birimi sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>17</sup>

Kuvvet uygulanan bir cisimde sıkışma, çekme ve makaslama adı verilen üç tip gerilme kuvveti oluşmaktadır.

Sıkışma tipi gerilmede farklı yönde ve aynı doğrultuda iki farklı kuvvet;

Çekme tipi gerilmede cismi uzatmak amacıyla farklı yönde ve aynı doğrultuda iki farklı kuvvet;

Makaslama tipi gerilmede ise farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cismin üzerinde etkili oldukları bölgeye uyguladıkları zıt yönlü kuvvet olarak tanımlanır.<sup>18</sup>

### Gerinim (Şekil Değiştirme)

Gerinim, bir cisme uygulanan kuvvetin cismin üzerinde birim boyut üzerinde oluşturduğu boyutsal değişimin yüzdesel olarak değeridir, bir kuvvet değil büyüklüktür.

Gerinim (Strain) = Boyutsal değişim / İlk boyut formülü ile hesaplanır.

Gerinim, bir cismin üzerine elastik (geçici) ya da plastik (kalıcı) etki gösterebilir.<sup>18</sup>

### Hooke Kanunu

Hooke kanunu, maddeye uygulanan kuvvetin, maddenin formunun bozulmasıyla doğru orantılı olduğunu açıklar. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar değişim olacağını öngörmeye yardımcı olur. Oluşan eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik seviyesini gösterir. Düşük esneklik katsayısı esnek, yüksek esneklik katsayısı sert cisimleri tanımlar.<sup>18</sup>

### Poisson Oranı

Poisson oranı, bir materyale kuvvet uygulandığı zaman materyalin eninde gerçekleşen uzamanın boyundaki uzamaya oranıdır. Bir yönde uzama olurken diğer ekseninde kısılma olacağı için değer negatif olacaktır ve mutlak değer içinde değerlendirilir. Materyale özgü olan bu oran yumuşak materyallerde daha yüksektir.<sup>19</sup>

### Von Mises Stress (Eşdeğer Stres)

Belirli bir kuvvet uygulanan materyaldeki stres dayanımını belirleme amacıyla kullanılan, materyaldeki şekil değişimi prensiplerinden yola çıkılarak elde edilmiş bir değerdir. Kuvvet altında şekil değişimine uğrayabilen malzemeler için şekil değişiminin başladığı değer olarak kabul edilir.<sup>19</sup>

### Young's Modulus (Elastisite Modülü)

Bir materyalin sertliğini belirleyen bu ölçüt, gerilimin gerinime oranıdır. Bir materyalin elastisite modülü değeri arttıkça sertliği de artar. Aynı miktar kuvvet uygulanmış iki cisimden elastisite modülü düşük olan, yüksek olana oranla daha fazla deforme olmaktadır.<sup>19</sup>

### SESA Metodunda İşleyiş

Analitik yollarla çözülmesi zor olan karmaşık mekanik problemlerin çözümü amacıyla kullanılan bu yöntem, parçadan bütüne gitme prensibine dayanır.<sup>19</sup>

Problemin çözümü 3 aşamada incelenir;

#### Pre-processing: Model üretimi Aşaması

Analizi yapılacak yapının CAD (Computer Aided Design) programı kullanılarak, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), bilgisayarlı tomografi (BT) ya da koordinat belirleme cihazlarından alınan parametreler ile materyale ait verilerin bilgisayar ortamına aktarılması sağlanır. Elde edilen model, boyutuna ve geometrisine uygun olarak daha küçük parçalara bölünür. Karakter ve mekanik özellikler bakımından ana yapıyı taklit eden bu alt birimler, sanal stresler altında kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara ileterek bütünsel etki gösterirler.<sup>19</sup>

#### Analiz: Parametrelerin İşlenmesi Aşaması

Materyalin mekanik özellikleri (elastisite modülü ve poisson oranı) kullanılarak elde edilen parametreler oluşturulan geometri üzerine tanımlanır, yükleme koşulları belirlenir. Yükleme koşulları belirlenirken oklüzal yükleri daha gerçekçi taklit etmek adına sadece horizontal ve aksiyel yönden değil, oblik yönden de uygulanmalıdır.<sup>20</sup>

#### Post-processing: İşlem Sonu Düzenleme Aşaması

SESA yönteminde her alt birim üst birimi taklit eder. Bu sebepten dolayı küçük birimlerin çözümlenmesiyle bütünsel sonuç elde edilir. Elde edilen verilerin yorumlanması tablo, grafik ve animasyon gibi yöntemlerle bilgisayar programları yardımıyla daha anlaşılır hale gelmektedir. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve benzeri materyallerde özellikle Von Mises kuvvetleri değerlendirilerek kuvvet altında materyaldeki stres birikim noktaları değerlendirilir.<sup>21</sup>

### SESA Yönteminin Oral İmplantolojide Kullanımı

1976 yılında Weinstein ve ark.<sup>8</sup> tarafından oral implantoloji alanında ilk kez kullanımından bu yana SESA, bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. SESA araştırmacıya karmaşık implant biyomekaniğini açıklayan veriler

sunmaktadır. İmplant tedavisi sonrası marjinal kemik kaybının en büyük sebeplerinden biri aşırı oklüzal yüklemeye olabileceği bilinmektedir.<sup>21,22</sup> İmplantta uygulanan kuvvet miktarı ve marjinal kemik kaybı arasındaki ilişkiyi tespit etmek amacıyla SESA yöntemi uygulanabilmektedir.<sup>23</sup> Dental implantlar ile kemiğe iletilen kuvvet miktarı, implantın uzunluk ve çapına, implant yüzey özelliklerine, implantın açısına, protetik yapıya ve çevre kemiğin yapısı gibi birçok etmene bağlıdır.<sup>24,25</sup>

Çiğneme fonksiyonu sırasında oluşabilecek kesintili ve aşırı kuvvetler, yüksek gerinim ve gerilim sonucu aşırı yüklenme oluşturarak implant çevresinde kemik rezorpsiyonuna sebep olur.<sup>22</sup> Fonksiyon sırasında in vivo ortamda strain gauge iğneleri ile ölçümlerin yapılması pratik olmadığından SESA gibi dolaylı matematiksel yaklaşımlar deformasyon, gerilim ve gerinim gibi değerlerin elde edilmesinde sıklıkla kullanılır.<sup>21</sup>

İmplant ve çevresinde oluşan stres dağılımı günümüzde de güncel bir araştırma konusudur. Savedi, Vaillancourt gibi araştırmacılar implantların yüzey özellikleri ve stres dağılımı ilişkisini inceledikleri araştırmalarda pürüzlü yüzeyli implantlarda kuvvet iletiminin daha homojen olduğunu ve kemik atrofisinin daha az olabileceğini bildirmişlerdir.<sup>26,27</sup> Cheng ve ark.<sup>28</sup>, homojen kuvvet dağılımı için pürüzlü implant yüzeyini desteklerken, düz yüzeyli implantlarda stresi azaltabilmek için daha geniş çaplı implant kullanılabilceğini bildirmişlerdir.

İmplant boy/çap oranı ile implant ve çevresindeki stres birikimi arasındaki ilişki birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Pelizzer, Matsushita ve Mohammed gibi araştırmacılar farklı dizaynlarda değişik çapa sahip implantları SEA yöntemi ile karşılaştırmışlar ve implant çapı arttıkça stres birikiminin azaldığını belirlemişlerdir.<sup>29-31</sup> Ayrıca, Mohammed ve ark.<sup>31</sup> konik dizaynlı implantların silindirik implantlara oranla peri-implant bölgede daha fazla stres birikimine yol açtığını belirtmişlerdir.

İmplant açılarının implant ve çevresi dokularda oluşturduğu stres dağılımını inceleyen çalışmaların birçoğunda implantı açılarak uygulamanın krestal bölgede daha fazla stres değerleri oluşturacağı bildirilmiştir.<sup>32,33</sup> Silva ve ark.<sup>34</sup> All-on-4 ve All-on-6 modelleri oluşturmuş, distaldeki eğimli implantta oluşan stresin aynı modeldeki düz yerleştirilmiş diğer imp-

lantlara oranla daha fazla olduğu belirtilmiştir.

İmplant uzunluğunun araştırıldığı çalışmalarda ise kısa implant kullanımının implant ve çevresinde stresi artırdığı sonucu çıkmıştır. Normal implant boyunun 11 mm kabul edildiği bir çalışmada, kısa implant kullanıldığında kortikal kemikte %50, trabeküler kemikte %80 oranında daha fazla stres birikimi gözlemlenmiştir.<sup>35</sup> Lum ve ark.<sup>36</sup> yaptıkları çalışmada kısa implantlar kullanıldığında oklüzal kuvvetlerin, kemik implant arayüzünden çok implantın boyun kısmında, kortikal kemikte stres oluşturduğunu gözlemlemişlerdir. Yapılan bir çalışmada kısa implantlar kullanılsa bile implantın çapını ve sayısını artırarak kortikal kemikte biriken stresleri optimum seviyeye indirmenin mümkün olabileceği gösterilmiştir.<sup>37</sup>

Reiger ve ark.<sup>38</sup> ise düşük streslerin de yüksek stresler kadar kemik rezorpsiyonuna sebep olabileceğini, streslerin homojen dağılımının daha önemli olduğunu savunmuşlardır. Oklüzal kuvvetlerin implant aracılığıyla kemiğe iletilmesinde kemik kalitesinin etkisinin incelenmesi ise Holmes ve Loftus tarafından yapılmıştır. Kalın kompakt ve yüksek densitedeki trabeküler kemik yapısının implant çevresinde mikro hareketleri ve stres yoğunluğunu azalttığını bildirmişlerdir.<sup>39</sup> İmplant çevresindeki kemik yüksekliğinin implant başarısına etkisini inceleyen Koca ve ark.<sup>40</sup> Tip 3 kemik modellerinde uyguladıkları implantları 5 değişik kemik boyu modelinde incelemişler, kemik boyu artışının stres dağılımı açısından avantaj oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Dental implant tedavisinin cerrahi kadar önemli bir kısmı da implant üstü protezlerdir. İmplant üstü protezlerin oklüzal yükleri iletme şekli, açısı ve oklüzyon tipi implant çevresi dokulardaki stres açısından oldukça önemlidir. Canay ve ark.<sup>41</sup> açılı ve düz yerleştirilmiş ve üzerinde sabit protetik restorasyonlar bulunan implantlar arasındaki stres dağılımı farkını incelemiş, horizontal yüklerde anlamlı bir fark olmazken, vertikal kuvvetlerde açılı yerleştirilmiş implantlar ve çevresinde 5 kat daha fazla stres birikimi gözlenmiştir. Yapılan çalışmalarda kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisi incelenmiş, kron/kök oranı 2/3 olması ideal olarak belirtilmiş ancak 1/1 oranı minimum değer olarak kabul edilebilir olarak bildirilmiştir.<sup>42</sup> İmplant üzeri protezlerde kantilever uygulamalarının stres dağılımına etkisinin incelendiği çalışmalarda, Meriç

ve ark. kantilever uygulamasının stres birikimini arttırdığını, Erkmen ve ark.<sup>43</sup> implant üstü protezlerde fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalle üretilmiş altyapı kullanımının oklüzal stresleri homojen dağıtarak implant çevresindeki kemik kaybının azaltabileceğini bildirmişlerdir. Klineberg ve ark.<sup>44</sup> implant üstü protez dizaynının oklüzal kuvvetler altında fonksiyonel kemik şekillenmesini ve implant çevresindeki dokularda oluşan stres birikimini etkilediğini belirtmişler, dik tüberkül eğimleri ve geniş oklüzal tabla ile boyun bölgesindeki streslerin arttığını, santral fossada yüklerin toplanmasının ve oklüzal tablanın mümkün olduğunca dar olmasının stres birikimini azaltacağını belirtmişlerdir.

## SONUÇ

Oral implantoloji alanında SESA kullanımı, implantoloji alanına yeni bir boyut getirerek klinik pratikte karşılaşılan problemlere *in vitro* koşullarda çözüm bulma olanağı sağlamıştır. SESA çalışmalarında dokunun ve incelenen materyalin özellikleri yaklaşık olarak modele aktarılsa da hassas yapılan çalışmalar sonucu gerçeğe en yakın değerler elde edilebilmektedir. Gelişen stres analiz yazılımları ile diş hekimliği ve oral implantoloji alanında hekimlere yol göstermekte ve başarı oranını artırmaktadır.

## KAYNAKLAR

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.
2. Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. J Oral Rehabil. 2000;27:538-45.
3. Koosha S, Mirhashemi FS. An investigation of three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3D finite element analysis. J Dent. 2013;10:51.
4. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol. 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 32-3.
5. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. J Pharm Bioallied Sci. 2019;11(Suppl 2):S85.
6. Gümrükçü Z, Sevdâ K. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. J Dent Fac Ataturk Univ. 2019;29:534-41.

7. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-98.
8. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res. 1976;55:772-7.
9. Atmaram G, Mohammed H, Schoen F. Stress Analysis of Single-Tooth Implants I. Effect of Elastic Parameters and Geometry of Implant. Biomater Med Devices Artif Organs. 1979;7:99-104.
10. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res. 1983;62:155-9.
11. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook S. Finite element analysis as an aid to implant design. Biomater Med Devices Artif Organs. 1979;7:169-75.
12. Meroueh K, Watanabe F, Mentag P. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. J Oral Implantol. 1987;13:215-38.
13. William K, Watson C, Murphy W, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int. 1990;21(7).
14. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. Quintessence Int. 1996;27:11-8.
15. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. J Oral Hyg Health. 2014;1-5.
16. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. J Dent Fac Ataturk Univ. 2019;29:701-10.
17. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. J Clin Pediatr Dent. 2010;34:281-5.
18. Avallone EA, Baumeister III T, Sadegh A. Marks' standard handbook for mechanical engineers: McGraw-Hill Education; 2007.
19. Ramoğlu S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. J Dent Fac Ataturk Univ. 2014;24:175-80.
20. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian J Dent Res. 2010;21:425.
21. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008;36:463-71.
22. Akça K, Çehrelî MC, İplikçiöğlü H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with *in vitro* strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002;15(2).
23. 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.

24. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Hubalkova H, Nesvit V, Shevchenko A. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2014;17:443-9.
25. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci.* 2008;3:65-74.
26. Savadi RC, Agarwal J, Agarwal RS, Rangarajan V. Influence of implant surface topography and loading condition on stress distribution in bone around implants: a comparative 3D FEA. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11:221.
27. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3).
28. Cheng HY, Chu KT, Shen FC, Pan YN, Chou HH, Ou KL. Stress effect on bone remodeling and osseointegration on dental implant with novel nano/microporous surface functionalization. *J Biomed Mater Res Part A.* 2013;101:1158-64.
29. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013;39:425-31.
30. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol.* 1990;16:6-11.
31. Ibrahim MM, Thulasingam C, Nasser K, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11:165.
32. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e332-e42.
33. Naini RB, Nokar S, Borghei 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(4).
34. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre Jr 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(2).
35. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RCS, Ribeiro RF, de Mattos MdGC. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg.* 2012;23:1888-92.
36. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral implantol.* 1991;17:126-31.
37. Stellingsma C, Meijer HJ, Raghoobar GM. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58:382-7.
38. Rieger M, Adams W, Kinzel G. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63:457-65.
39. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23:104-11.
40. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005;93:38-44.
41. Canay Ş, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27(9).
42. Özden N, Çelik E., Özden A. N. Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. *Selcuk Dent J.* 2019; 6: 324-334.
43. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mec Behav Biomed Mater.* 2011;4:107-16.
44. Klineberg I, Trulsson M, Murray G. Occlusion on implants—is there a problem? *J Oral Rehabil.* 2012;39:522-37.