

# Atrofik Posterior Mandibular Kretlerde Farklı Boy Çap Açısı ve Dizaynlarda Yerleştirilen İmplantlarda ve Çevre Kemikte Meydana Gelen Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

## Finite Element Analysis of Implants Placed in Different Length Diameter Angle Design and Peripheral Bone in Atrophic Posterior Mandible

<sup>id</sup> Orhan Zeki RASTGELDİ<sup>a</sup>, <sup>id</sup> Burak CEZAİRLİ<sup>b</sup>, <sup>id</sup> Mustafa AY<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Serbest Diş Hekimi, Gaziantep, TÜRKİYE

<sup>b</sup>Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi ABD, Ordu, TÜRKİYE

Bu çalışma, TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi'nde (27-30 Eylül 2018, Ankara) S-311 koduyla sözlü olarak sunulmuştur ve bildiri kitapçığında yer almaktadır.

**ÖZET Amaç:** Atrofiye uğramış mandibular posterior bölgelerde geleneksel yöntemlerle implant uygulanırken, anatomik limitasyonlarla karşılaşılabilir. Kısa implantlar ve açılı implantlar, atrofik çenelerde ya da alveoler kemik yüksekliğinin anatomik yapılar nedeniyle sınırlı kaldığı durumlarda, ek cerrahi işlemler uygulanmasına gerek kalmadan implant yerleştirilebilmesine olanak tanımaktadır. Bu çalışmada, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak implant uzunluğu, çapı ve yerleştirilme açısının kortikal, spongiöz kemik ve implantlarda oluşturduğu streslerin analiz edilip, kıyaslanması amaçlanmıştır. **Gereç ve Yöntemler:** Mandibular, 1. molar dişin kaybına bağlı olarak atrofiye uğramış mandibula modeli ve 5 farklı implant modeli implant üstü yapılarıyla beraber 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirilmek üzere sanal olarak oluşturuldu. Açılı implantların 3,75 mm çap, 10 mm uzunluğa sahip ve dişin uzun aksına 15°, 20°, 25° açı ile yerleştirilecek şekilde, kısa implantların da 4,5 mm çap, 6 mm uzunluk ve 5,0 mm çap, 7,5 mm uzunluğa sahip olacak şekilde modellenmesi yapıldı. Her modele 150 N vertikal ve 45° bukkolingual açılı kuvvet uygulandı. **Bulgular:** Kortikal kemikte oluşan stresler, spongiöz kemikte oluşan streslerden daha yüksek değerlerde olmuştur. Oblik kuvvet altında kortikal kemik kısmında en yüksek sıkışma ve gerilme stresi değeri 15° açılı implant modelinde görülürken, en düşük sıkışma ve gerilme stresi değeri 7,5 mm uzunluk ve 5 mm çapa sahip kısa implant modelinde görülmüştür. **Sonuç:** Tüm modellerde elde edilen sıkışma ve gerilme stres değerleri, kortikal ve spongiöz kemiğin sıkışma ve gerilme eşik değerlerinin altında ölçülmüştür. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri implantın kırılma direncinin altında ölçülmüştür. Mandibular posterior bölgede kısa implantların açılı implantlara göre daha iyi bir seçenek olabileceği değerlendirilmiştir.

**ABSTRACT Objective:** Atrophic ridges in the posterior mandible present serious limitations for conventional implant placement. Short implants and tilted ones allow the placement of the implants into the atrophic jaws or cases that alveolar bone height limited by anatomical structures without additional surgical augmentation procedures. Our aim was to analyze and compare the effects of implant length, diameter and tilting on stress distributions of cortical, cancellous bone and implant body using 3-dimensional finite element stress analysis. **Material and Methods:** A 3-dimensional finite element stress analysis model of an atrophic mandibular section of bone with missing first molar tooth was developed, and five different implant models with prosthetic components were developed. The standard implant models with 3.75 mm diameter and 10 mm length were placed with 15°, 20°, 25° angulations buccolingually to the long axis of the tooth, while the short implant models with 4.5 mm diameter, 6 mm length and 5 mm diameter, 7.5 mm length respectively were placed perpendicular to the occlusal plane. A vertical load of 150 N and a buccally-oriented (45°) oblique load of 150 N was applied to the crown. **Results:** The results demonstrated that the principal stresses in the cortical bone were higher than the principal stresses in the spongiöz bone. The highest compression and tensile stress values in the cortical bone section under oblique force were observed in the implant model with an angle of 15°, while the lowest compression and tensile stress value was observed in the short implant model with a length of 7.5 mm and diameter of 5 mm. **Conclusion:** The compressive and stress stress values obtained in all models were below the compressive and tensile threshold values of the cortical and spongiöz bone. The Von Mises stress values that occur in the implants were below the fracture resistance of the implant. It has been evaluated that short implant application in mandibular posterior region may be a better option than buccolingually tilted implant application.

**Anahtar Kelimeler:** Diş implantları; sonlu eleman analizi; mandibula

**Keywords:** Dental implants; finite element analysis; mandible

**Correspondence:** Mustafa AY

Şehitkamil Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, Gaziantep, TÜRKİYE/TURKEY

E-mail: mustafaay55@gmail.com



Peer review under responsibility of Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences.

Received: 05 Jun 2020

Received in revised form: 28 Aug 2020

Accepted: 14 Oct 2020

Available online: 08 Feb 2021

2146-8966 / Copyright © 2021 by Türkiye Klinikleri. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Genellikle, uzun süre dişsiz olan veya çekim öncesinde periodontal hastalığı olan hastalarda alveoler kemik, geleneksel implant yerleştirilmesine izin vermek için yeterli yükseklikte değildir. Bu anatomik limitasyonların üstesinden gelebilmek ve başarılı dental implant yerleşimiyle birlikte protez diş restorasyonuna izin vermek için çeşitli tedavi yöntemleri denenmiştir.<sup>1,2</sup>

Kısa implantların kullanımı ya da implantların açılı yerleştirilmesi, atrofiye uğramış mandibulanın rehabilitasyonunda kullanılabilir alternatif tedavi yöntemlerindedir. Kısa implantların tanımı için literatüre bakıldığında, tam bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Bazı yazarlar 10 mm'den az uzunluğa sahip implantları kısa implant olarak nitelendirirken, bazı yazarlar da kısa implantları 8 mm ya da daha az uzunluğa sahip implantlar olarak nitelendirmiştir.<sup>3,4</sup>

İmplantların aksiyel yerleştirilmesi için yeterli kemik genişliği ve uzunluğunun bulunmadığı durumlarda açılı implantların kullanılması, cerrahi ve protetik açıdan çeşitli faydalar sağlayabilmektedir. Açılı implantların yaygınlık kazanması 2003 yılında Malo'nun tanıttığı "all-on-4" sistemi sayesinde olmuştur.<sup>5</sup> Bu sistemde, maksillada maksiller sinüsten, mandibulada inferior alveoler sinirden kaçınmak için posteriodaki implantlar, koronal kısmı distale doğru olacak şekilde 45 dereceye kadar eğimli yerleştirilerek, bütün ark restorasyonu yapılması yoluna gidilmektedir. Bütün ark restorasyonlarının yanında parsiyel dişsizlikte, özellikle üst çenede maksiller sinüsten sakınmak için mesiodistal olarak implantların açılı yerleştirilmesi birçok vaka serisi çalışmasının konusu olmuştur.<sup>6,7</sup> Posterior mandibulada, implantların bukkal ya da linguale açı verilerek yerleştirildiği çalışmalar, ilerleyen yıllarda Özkan ve ark., Pancko ve ark., Kawasaki ve ark., Flanagan tarafından da yayımlanmıştır.<sup>1,8-10</sup> Bu çalışmalarda, mandibular kanaldan sakınılarak daha uzun implantların yerleştirilebildiği, ayrıca cerrahi morbidite, zaman ve maliyet kaybı vb. durumlardan sakınılabilmesi gibi avantajların bulunduğu vurgulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), karmaşık geometrilere sahip sistemlerin çözümlenmesi amacıyla kullanılan, cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlere imkân veren numerik bir tekniktir. SESA'da bütün hâldeki problem, daha küçük, basit alt prob-

lemlere ayrılmaktadır. Dental sistemler, oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu sistemlerle ilgili problemlerin çözümü için SESA oldukça kullanışlı ve etkili bir yöntem olarak kabul edilmektedir. SESA, 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir ve bu teknoloji daha sonra geniş bir kullanım alanına yayılarak inşaat, elektrik, hidrodinamik gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanında tıpta ve diş hekimliğinde de son dönemlerde stres analizi amacıyla kullanılmaktadır.<sup>11,12</sup>

Bu çalışmada 3 boyutlu SESA yöntemini kullanarak implant uzunluğu, çapı ve yerleştirilme açısının kortikal, spongiöz kemik ve implantlarda oluşturduğu streslerin analiz edilip, kıyaslanması amaçlanmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamızda, mandibular 1. molar dişin kaybına bağlı olarak, atrofiye uğramış alveoler kemik segmentini içeren mandibula modeli ve 5 farklı implant modeli, implant üstü yapılarıyla beraber 3 boyutlu SESA ile değerlendirilmek üzere sanal olarak oluşturuldu. Açılı implantların 3,75 mm çap, 10 mm uzunluğa sahip ve dişin uzun aksına 15°, 20°, 25° açıyla yerleştirilecek şekilde, kısa implantların da 4,5 mm çap, 6 mm uzunluk ve 5,0 mm çap, 7,5 mm uzunluğa sahip olacak şekilde modellemesi yapıldı. Her modele 150 N vertikal ve 150 N bukkolingual açılı kuvvet uygulandı.

## SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ MODELLERİ

Beş implant modeli tasarlandı (Resim 1).

**Model 1:** Diş kronu uzun eksenine göre apeksi, 15 derece bukkale doğru açıldırılmış 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli.

**Model 2:** Diş kronu uzun eksenine göre apeksi, 20 derece bukkale doğru açıldırılmış 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli.

**Model 3:** Diş kronu uzun eksenine göre apeksi, 25 derece bukkale doğru açıldırılmış 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modeli.

**Model 4:** Oklüzyon düzlemine göre dik olarak yerleştirilen, 4,5 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda kısa implant modeli.

**Model 5:** Oklüzyon düzlemine göre dik olarak yerleştirilen, 5 mm çapında ve 7,5 mm uzunluğunda kısa implant modeli.

#### KULLANILAN DONANIMLAR

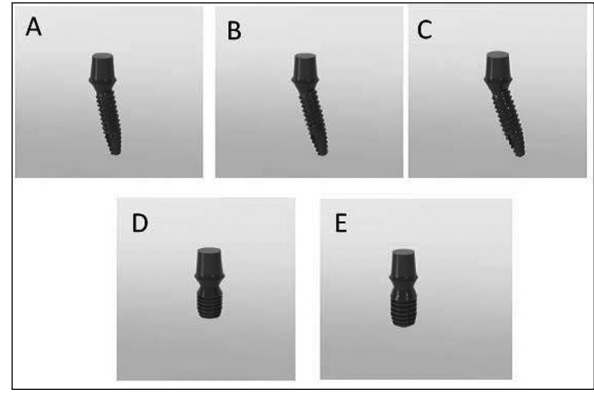
Mandibulanın 3 boyutlu modelinin oluşturulması için 3D-Doctor (Able Software Corp, ABD) medikal veri rekonstrüksiyon yazılımından, implantların 3 boyutlu modellerinin oluşturulması için Activity 880 optik tarayıcısı (Smart Optics, ABD) ile 3 boyutlu tarama cihazından yararlanıldı. Kemik dokusu, implantlar ve üst yapılarının sistemde birleştirilip, kuvvet aktarımının sağlanması için Rhinoceros 4.0 (McNeel, ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından yararlanıldı. Üç boyutlu ağ yapısının oluşturulması, düzenlenmesi ve daha homojen hâle getirilmesi için VRMesh Studio (Virtual Grid Inc, ABD) yazılımından ve SESA için Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımı kullanıldı.

#### MATERYAL ÖZELLİKLERİ

Materyal özellikleri, yapı içerisindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 1). Tüm modellerde materyal standardizasyonunun sağlanması amacıyla açılı ve kısa implantların titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) özelliğinde olduğu kabul edilmiştir.

#### MANDİBULA MODELLERİ

Yazılım firmasının veri tabanında bulunan mandibula tomografi kesitlerinden yararlanıldı. Daha sonra 0,2 mm aralıklı kesitler birleştirilerek, hacimsel veri oluşturuldu. Bu aşamada bilgisayar, oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Spongios kemiğin oluşturulması için alt çene mo-



**RESİM 1:** İmplant modelleri. **A)** Model 1: 15 ° açılı implant modeli. **B)** Model 2: 20 ° açılı implant modeli. **C)** Model 3: 25 ° açılı implant modeli. **D)** Model 4: 4,5x6 mm kısa implant modeli. **E)** Model 5: 5x7,5 mm kısa implant modeli.

delinde dişsiz posterior bölgede ilgili anatomi çalışmaları sonucunda Katranji ve ark., tarafından bildirilen ortalama kortikal kemik kalınlığı değerleri göz önünde bulundurularak, modelin dış sınırında 1,5-2,4 mm arası rastgele değişen ölçüde küçültme yapıldı ve trabeküler kemiğin sınırları belirlendi. Oluşturulan modeller, stereolitografi [Stereolithography (STL)] formatında Rhinoceros 4.0 yazılımında aktarıldı.<sup>15</sup>

#### İMLANT VE ABUTMENT MODELLERİ

Çalışmada, standart implant modelleri için Nobel Biocare firması (Nobel Biocare, İsveç) ve kısa implant modelleri için i-system firmasına (I-system implants, İsviçre) ait implant modellerinin, kemik modeline sanal olarak yerleştirilmesi planlandı. Branemark ve i-system firma temsilcilerinden tedarik edilen 3,75 mm, 4,5 mm, 5 mm çaplarında ve 6 mm, 7,5 mm ve 10 mm boylarında implant modelleri Smartoptics (Activity 880, Sensortechnik GmbH, Almanya) tarayıcısında taranarak, 3 boyutlu implant modelleri elde edildi. Elde edilen veriler, STL formatında geometrik olarak son şeklinin verilip ardın-

**TABLO 1:** Kemik dokusu implant ve üst yapı elemanlarının materyal özellikleri.

Materyal	Poisson oranı	Elastisite modülü	Kaynak
Kortikal kemik	0,30	13,7 Gpa	Baggi ve ark. <sup>13</sup>
Spongios kemik	0,30	1. Gpa	Baggi ve ark. <sup>13</sup>
Titanyum implant ve abutment	0,34	114 Gpa	Baggi ve ark. <sup>13</sup>
Krom-kobalt alaşımı	0,33	218 Gpa	Sevimay ve ark. <sup>14</sup>
Feldspatik porselen	0,35	82,8 Gpa	Sevimay ve ark. <sup>14</sup>

dan kemik dokusu ve protetik komponentler ile birleştirilip, kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için Rhinoceros 4.0 programına aktarıldı.

### KURON VE KOPİNG MODELLERİ

Wheeler'in Diş Anatomisi Atlası'ndan elde edilen veriler Rhinoceros 4.0 modelleme yazılımına aktarılarak, kron modeli elde edildi.<sup>16</sup> Bu kron modeli, yüzeyden eksiltme yöntemiyle küçültüldü ve altındaki abutment ile uyumlandırılarak elde edildi. İmplant üstü protez tipi olarak, metal destekli porselen restorasyonlar seçildi. Alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, ABD) kullanılmıştır. Koping kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı ise kuron boyutları dikkate alınarak, en az 2 mm olarak hazırlandı. Elde edilen metal desteli, seramik restorasyon ile abutment Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak uyumlandırıldı (Resim 2).

### ANALİZLER

Kortikal kemik, spongios kemik, implantlar ve protetik komponentlerin modellemeleri, STL formatında Rhinoceros 4.0 programına aktarıldıktan sonra bu yazılımda modeller 3 boyutlu uzayda, doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Materyal özellikleri, yapı içerisindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini ta-

nımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. Tüm modellerde, materyal standardizasyonu sağlanması amacıyla açılı ve kısa implantların titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) özelliğinde olduğu kabul edilmiştir.

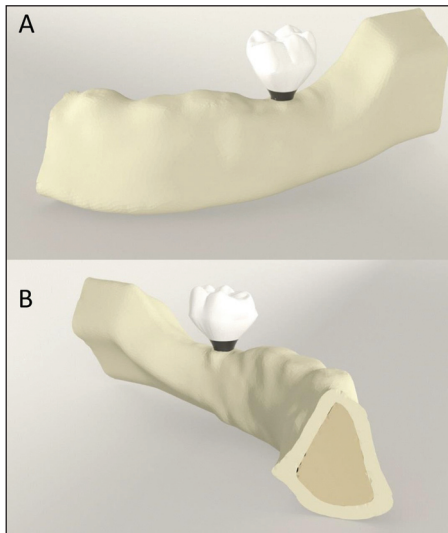
Yapılan 5 modelde toplam 10 analiz gerçekleştirildi. Vertikal ve bukkolingual olarak 45° açılı 150 N büyüklüğünde oblik kuvvetler uygulandı. Ölçümlerden elde edilen veriler, kemik dokusu içerisinde kortikal ve spongios kemiğin üst sınırında implantı çevreleyen bölgede mesiyal, distal, bukkal ve lingualde olmak üzere toplam 4 referans noktası belirleterek karşılaştırıldı. Her referans bölgesinde birer düğüm noktası belirlendi. İmplantlarda meydana gelen en yüksek Von Mises değerleri karşılaştırıldı. Von Mises değeri, çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak ifade edilir. Bir yapının, belli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir eşik değerini aşarsa yapı bu noktada şekil değişimine uğrar. Bu, Von Mises ve ark. tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak nitelendirilmiştir.

Analiz sonuçlarından elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi streslerini ifade etmektedir. Bir stres elemanında, belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise o stres elemanı, daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri 200 Mpa, sıkışma değeri -40 Mpa ise o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir.

## BULGULAR

### KORTİKAL KEMİK

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte meydana gelen en yüksek sıkışma değerinin (~ -9,96 Mpa), 15 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede olduğu görülmüştür. Lingual bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stresi değerinin de (~ -2,07 Mpa) 5 mm çap ve 7,5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde olduğu görülmüştür. Açılı implant modellerinin, lingual bölgesinde oluşan sıkışma tipi streslerin, kısa implant modellerinden daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Beş farklı modele yapılan vertikal yüklemeler değerlendirildiğinde, kortikal ke-



RESİM 2: Analize hazır modeller. A) Bukkal görünüm. B) Lingual görünüm.

mikte oluşan en yüksek gerilme stresi değerinin (~3,03 Mpa), standart uzunlukta 15 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, bukkal bölgede olduğu görülmüştür. Bu bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stres değerinin (~0,41 Mpa) de 4,5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde olduğu görülmüştür. Açılı implant modellerinin, bukkal bölgesinde oluşan gerilme stresi değerlerinin, kısa implant modellerinden daha fazla olduğu gözlemlenmiştir.

Oblik yüklemde, sıkışma streslerinin en belirgin olduğu lingual bölgeye bakıldığında, en yüksek değer (~ -43,92 Mpa), 15 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, en düşük değer (~ -6,59 Mpa) ise 5 mm çap ve 7,5 mm uzunluktaki kısa implant modelinde olduğu görülmüştür. On beş derece ve 20 derece açı verilmiş standart uzunluktaki implant modellerinde oluşan streslerin, kısa implant modellerinde oluşan streslerden daha yüksek olduğu; 25 derece açı verilmiş standart uzunluktaki implant modelinde ise oluşan değer, 4,5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinden daha az olduğu görülmüştür. Beş farklı modele yapılan oblik

yüklemeler değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme tipi stres değerinin (~32,2 Mpa), 15 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, bukkal bölgede olduğu görülmüştür. Bu bölgede oluşan en düşük sıkışma tipi stresin de 5 mm çap ve 7,5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde olduğu (~ 22,12 Mpa) görülmüştür (Tablo 2).

## SPONGİOZ KEMİK

Vertikal kuvvet altında modellerin, spongios kemik kısmında meydana gelen sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresi değerinin (~ -0,81 Mpa), 25 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde lingual bölgede olduğu görülmüştür. En düşük sıkışma stresi değeri ise (~ -0,01 Mpa) 4,5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde distal bölgede oluşmuştur. Vertikal yükleme ile spongios kemikte oluşan sıkışma stresi değerleri, sıkışma stresleri açısından, en düşük değerlerin görüldüğü yükleme modeli olmuştur. Modellerin spongios kemik kısmında oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme tipi stres değerinin (~4,1 Mpa), 4,5 mm çap ve 6 mm uzunluğa sahip kısa

**TABLO 2:** 4 farklı bölgede referans noktalarında kortikal kemikte oluşan stres değerleri. (MPa)

Stres tipi	Kuvvet yönü	Bölge	Çalışma modelleri						
			Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5		
Sıkışma	Vertikal	Lingual	-9,96	-7,67	-5,34	-2,96	-2,07		
		Distal	-3,86	-4,35	-4,98	-5,82	-4,22		
		Mesiyal	-5,55	-6,03	-5,79	-7,17	-6,16		
		Bukkal	-0,72	-1,00	-1,11	-2,91	-2,32		
	Oblik	Lingual	-43,92	-31,40	-19,78	-24,99	-6,59		
		Distal	-22,16	-21,20	-21,6	-19,89	-14,58		
		Mesiyal	-11,49	-12,34	-11,68	-12,92	-9,25		
		Bukkal	-4,75	-5,36	-5,66	-2,32	-1,77		
		Gerilim	Vertikal	Lingual	0,23	-0,57	0,97	0,25	0,24
				Distal	0,94	0,74	0,32	0,17	0,26
Mesiyal	0,46			0,41	0,67	0,49	0,25		
Bukkal	3,03			2,28	2,09	0,41	0,42		
Oblik	Lingual		0,01	-3,61	4,6	2,94	2,98		
	Distal		7,40	6,72	4,2	9,41	7,29		
	Mesiyal		9,07	8,64	9,49	11,26	9,44		
	Bukkal		32,2	25,4	22,99	25,2	22,12		

implant modelinde lingual bölgede oluştuğu görülmüştür. En düşük gerilme tipi stres değeri ( $\sim 0,03$  Mpa) ise 25 derece açıyla yerleştirilen kısa implant modelinde, bukkal bölgede oluşmuştur. Bu yükleme modelinde, lingual bölgede gerilme tipi streslerin en yüksek değerde oluştuğu görülmüştür.

Oblik kuvvet altında modellerin, spongiöz kemik kısmında oluşan sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresi değerinin ( $\sim -2,55$  Mpa), 25 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, lingual bölgede oluştuğu görülmüştür. En düşük sıkışma stresi değeri ( $\sim -0,16$  Mpa) ise 5 mm çap ve 7 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde, mesiyal bölgede oluşmuştur. Lingual ve bukkal bölgelerde görülen sıkışma tipi streslerin, mesiyal ve distal bölgelerde oluşan sıkışma tipi streslerden daha büyük olduğu gözlemlenmiştir. Modellerin spongiöz kemik kısmında oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde, en yüksek gerilme tipi stres değerinin ( $\sim 4,39$  Mpa), 20 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, lingual bölgede oluştuğu görülmüştür. En düşük gerilme tipi stres değeri ( $\sim 0,03$

Mpa) ise 15 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, bukkal bölgede oluşmuştur. Açılı implant modellerinde gerilme tipi stresin, lingual bölgede daha fazla olduğu görülürken, kısa implant modellerinde bukkal ve lingual bölgede daha fazla olduğu görülmüştür. Açılı implant modellerinde görülen en yüksek gerilme tipi streslerin, kısa implant modellerinde görülen en yüksek gerilme tipi streslerden daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 3).

## İMLANTLAR

Vertikal kuvvet altında Von Mises streslerinin, implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. En yüksek değer ( $\sim 130$  Mpa), 20 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, en düşük değer ise ( $\sim 47$  Mpa) 5 mm çap ve 7,5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde görülmüştür. Kısa implant modellerinde, açılı implant modellerine göre daha düşük Von Mises stresleri oluştuğu gözlemlenmiştir. Kısa implant modellerindeki Von Mises stres değerlerinin, birbirlerine oldukça yakın olduğu görülmüştür. Oblik kuvvet altında ise modellerde Von Mises streslerinin,

**TABLO 3:** 4 farklı bölgede referans noktalarında spongiöz kemikte oluşan stres değerleri. (MPa)

Stres tipi	Kuvvet yönü	Bölge	Çalışma modelleri						
			Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5		
Sıkışma	Vertikal	Lingual	-0,49	-0,13	-0,81	-0,4	-0,48		
		Distal	-0,19	-0,16	-0,23	-0,01	-0,13		
		Mesiyal	-0,40	-0,43	-0,50	-0,52	-0,38		
		Bukkal	-0,12	-0,07	-0,07	-0,11	-0,09		
	Oblik	Lingual	-1,85	-0,97	-2,55	-1,10	-1,03		
		Distal	-0,57	-0,51	-0,58	-0,41	-1,25		
		Mesiyal	-0,38	-0,44	-0,62	-0,26	-0,16		
		Bukkal	-1,52	-1,77	-1,75	-1,37	-1,23		
		Gerilim	Vertikal	Lingual	0,73	1,53	0,87	4,10	0,69
				Distal	0,07	0,06	0,09	0,88	0,49
				Mesiyal	0,18	0,16	0,19	0,58	0,38
				Bukkal	0,08	0,05	0,03	0,47	0,38
Oblik	Lingual		2,09	4,39	2,52	-0,01	0,52		
	Distal		0,1	0,16	0,22	0,2	-0,07		
	Mesiyal		0,15	0,15	0,22	0,27	0,14		
	Bukkal		0,78	0,37	0,39	1,35	0,89		

implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. En yüksek değer (~673,83 Mpa), 25 derece açıyla yerleştirilen implant modelinde, en düşük değer ise (~253 Mpa) 5 mm çap ve 7,5 mm uzunluğa sahip kısa implant modelinde gözlemlenmiştir. Kısa implant modellerinde, açılı implant modellerine göre daha düşük Von Mises stresleri oluştuğu görülmüştür (Tablo 4).

## TARTIŞMA

Dişsizliğin uzun süre giderilemediği durumlarda kemik hacmindeki azalma, ileri boyutlara ulaşmaktadır. İlerleyen atrofi sebebiyle alveoler kret tepesiyle mandibular kanal arasında yetersiz mesafe olmasından dolayı posterior mandibular bölgede, implant yerleşimi için dikey yönde yeterli kemik varlığı her zaman mümkün olmayabilmektedir. Bu şekilde alveol kemiğin yetersiz olduğu durumlarda inferior alveoler sinir repozisyonu veya vertikal kemik augmentasyonu hacmi sağlanamayabilmektedir.<sup>2,17,18</sup> Özellikle daha kısa sürede veya daha uygun maliyetle implant tedavisi yaptırmak isteyen hastaların rehabilitasyonunu sağlayabilmek amacıyla kısa implant modellerinin kullanımı yaygınlık kazanmaktadır.<sup>4,19,20</sup>

Son yıllarda, yine aynı amaçla standart ya da uzun boyda implantların açılı verilerek yerleştirildiği çalışmaların popülerlik kazandığı görülmektedir.<sup>1,9,10,21</sup> Diş çekimi sonrası çene kemiğinin atrofiye uğraması sonucu açılı ya da kısa implant uygulaması, her zaman yeterli kemik hacmi veya uygun kemik şekli olmayabilmektedir. Ayrıca mandibular kanalın seyri de çeşitli varyasyonlar gösterebilmektedir. Bu durumla ilgili istatistiksel verileri ortaya koyabilmek amacıyla çeşitli kadavra veya tomografi çalışmaları yapılmıştır. Oikarinen ve ark., parsiyel dişsizliğe sahip 431 hastanın radyografik incelemesinin yapıldığı çalışmada, mandibular kanaldan kret tepesine kadar en az 6 mm yüksekliğe sahip olan mandibula-

ların oranını %50 olarak bulmuştur.<sup>22</sup> Aynı çalışmada, maksilla değerlendirmesinde ise 6 mm ve üzeri kemik yüksekliğine sahip maksilla örneklerinin oranı %38 bulunmuştur. Griffin ve Cheung, 167 hastada molar bölgeye kısa implant uyguladığı vaka serisinde gerekli olan kemik yüksekliğini en az 6 mm olarak belirlemiştir.<sup>23</sup> Mandibular kanalın molar bölgede linguale yakın konumda olması, apeksi bukkale doğru konumlanan açılı implantların yerleştirilebilmesi açısından avantaj sağlayabilmektedir. Öztürk ve ark., 52 kadavra modeli üzerinde 3 boyutlu dental volümetrik tomografi taraması yaptıkları çalışmada, örneklerin çoğunluğunda molar bölgede mandibular kanalın lingual kortikal tabakaya bitişik ya da 2 mm'ye kadar olan uzaklıkta olduğunu belirtmişlerdir.<sup>24</sup> Kim ve ark., 52 kadavradan elde edildiren histolojik kesitleri değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerin %70'inde, mandibular kanalın seyrinin lingual kortekse bitişik olduğunu belirtmişlerdir.<sup>25</sup>

Açılı implantlar ve kısa implantlarla ilgili çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde, her 2 yöntemle yüksek implant sağkalım oranları olan çalışmaların mevcut olduğu tespit edilmiştir. Ancak açılı implantlar ilgili çalışmalarda uygulanan implant sayısının az ve takip süresinin nispeten kısa (1-3 yıl) olduğu, kısa implantlar ilgili de çok sayıda implantın uygulandığı, takip süresinin uzun olduğu (5-6 yıl) çalışmaların mevcut olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda, kısa implant modellerinde daha düşük stres değerlerinin elde edilmesiyle kısa implant klinik çalışmalarında uzun dönemde çok sayıda implant uygulayarak, yüksek başarı oranları elde edilebilmesi durumunun birbiriyle örtüştüğü düşünülmektedir. İmplant çapı değişiminin, boydaki değişime göre oluşan streslerde daha etkili olduğu çeşitli in vitro çalışmalarda belirtilmiştir.<sup>26,27</sup> Farklı boy ve çapa sahip implantlara yükleme yapıldığında, çevre kemikte oluşan streslerin değerlendirildiği SESA çalışmasında 3,6 mm çap 12 mm uzunluğa sahip implant

**TABLO 4:** İmplantlarda Von Mises tipi stres değerleri. (MPa)

Kuvvet tipi	Çalışma modelleri				
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5
Vertikal yükleme	105,26	130,65	101,66	52,67	47,13
Oblik yükleme	579,22	647,13	673,83	253,34	257,03

modelinde 0,6 mm çap artırımını gerçekleştirildiğinde, çevre kemikte oluşan strese %31,5 oranında azalma olduğu; 4 mm uzunluk artırımını gerçekleştirildiğinde ise çevre kemikte oluşan strese %10 azalma olduğu bildirilmiştir.<sup>27</sup> Çalışmamız da bu sonuçlarla uyumlu olacak şekilde, 0,75-1,25 mm daha geniş çapa sahip kısa implant modellerinde 3-4 mm uzunluk farkına rağmen daha düşük stres değerleri görülmüştür. İmplantlarda meydana gelen Von Mises stres değerleri arttıkça, kortikal ve spongios kemikte meydana gelen asal stres değerlerinin de arttığı görülmüştür. İmplantoloji alanında yapılmış çeşitli SESA çalışmaları incelendiğinde sonuçların benzer olduğu görülmüştür.<sup>28-30</sup>

Vertikal ve oblik yükleme koşullarında, açılı implant modellerinde sıkışma tipi streslerin kortikal ve spongios kemikte lingual bölgede daha yoğun olduğu görülmüştür. Gerilme tipi streslerin kortikal kemikte bukkal bölgede daha yoğun olduğu görülmüştür. Spongios kemikte ise lingual bölgede daha yoğun olmuştur. Watanabe ve ark.nın yapmış oldukları 3 boyutlu SESA çalışmasında tek bir implant 0°, 5° ve 15° açılılandırılmış, vertikal ve 45 oblik yükleme sonucu oluşan stresler değerlendirilmiştir.<sup>31</sup> Çalışma sonuçlarına göre açılılandırılmanın yapıldığı bölgede minimum asal gerilmeler, karşı tarafta ise maksimum asal gerilmeler yoğun olarak görülmüştür. Bu çalışmalarda görülen minimum ve maksimum stres yoğunlaşma bölgelerinin, yaptığımız çalışmayla uyumlu olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda açılı implant modelleri değerlendirildiğinde, bukkale doğru implantların eğilendirilmesi arttıkça, oluşan stres değerlerinin beklenilenin aksine artmadığı görülmüştür. Çalışmamızdaki açılı modellerin arasında toplam 10 derecelik bir fark (15°-25°) vardır. İmplantların vertikal eksenle olan açısının artmasıyla beraber meydana gelen stres değerlerinde artışın gözlemlendiği, çeşitli SESA çalışmaları bulunmaktadır.<sup>32,33</sup> Ancak bu çalışmalara bakıldığında stres artışları 30-45 derece arası açı artışıyla beraber belirgin olmaktadır. İmplantların yerleştirme açısındaki artışla birlikte üçgen formundaki yiv yapısı, gelen kuvvetleri kemiğe daha dik olarak iletmektedir. Bu sebeple açılı implantlardaki stres artışının, üçgen yiv formuyla ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Diş hekimliğinde ve implantojide çok çeşitli stres analiz yöntemleriyle çalışmalar yapılmıştır. Bunlar arasında SESA, gerinim ölçer ile analiz metodu ve fotoelastik stres analiz metodu en sık olarak kullanılan stres analiz yöntemleridir. Bu stres analiz yöntemlerinden fotoelastik yöntemde; kemik üzerinde 3 boyutlu analiz yapılabilmesine rağmen implant modellerinin orijinal boyutuna indirgenmesinin güç olması, gerilim ölçerlerde ise derin bölgelerdeki stres verilerine ulaşamaması gibi dezavantajlar mevcuttur.<sup>12</sup> SESA'nın ise matematiksel bir model üzerinde, herhangi bir noktada ayrıntılı kantitatif verileri sağlayabildiği vurgulanmıştır.<sup>12</sup> Bu nedenle bu çalışmada, SESA yöntemi tercih edilmiştir. SESA, dental implant sistemlerinin biyomekanik olarak incelenmesinde kullanılan etkili bir yöntemdir. Diş, kemik, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizinin yapılması çok zordur. Bu yüzden, bu dokuların bilgisayar programları ile modellenerek, stres analizinin yapılması yoluna gidilmektedir. Bunun yanında kompleks geometriye sahip yapıların stres analizi için SESA'nın çok uygun bir yöntem olduğu bildirilmiştir.<sup>31</sup>

SESA, biyomekanik kavramların mekanik esaslı sonuçlarının ortaya çıkarılmasında çok yardımcıdır. Bununla beraber bu metodun da birtakım zorlukları ve kısıtlamaları söz konusudur. SESA yöntemi kullanılan implantoloji çalışmalarında karşılaşılan en önemli zorluk, kemik gibi organik bir yapının modellenmesidir.<sup>12</sup> Çünkü kemik dokusu homojen değildir (nonhomojen) ve değişik bölgelerinde farklı özellikler gösterebilir (nonizotropik), uygulanan kuvvetle oluşan deformasyon orantılı olmayabilir (nonlinear).<sup>34</sup> Ayrıca kemik ile implant arasında %100 osseointegrasyon oluşmamaktadır.<sup>35</sup> Bu şartların mevcut teknolojiyle bilgisayar ortamına aktarılması mümkün olamamaktadır. Bu nedenle modelleme işlemi tasarlanırken, bazı basitleştirici varsayımlar ve birtakım sadeleştirilmeler yapılması yoluna gidilmektedir. Bunlar, kemiğin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi, kemik ile implant arasında tam bir kaynaşmanın olduğunun var sayılması olarak kabul edilebilir. Çalışmamızda da kemik, homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiş, ayrıca %100 osseointegrasyon olduğu varsayılmıştır.



## SONUÇ

Yaptığımız literatür taramalarında, aynı durumda uygulanabilen kısa implantların ve bukkolingual olarak yerleştirilen implantların meydana getirdiği streslerin, SESA ile kıyaslandığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda, bu eksikliğin giderilmesi ve çalışma sonuçlarına göre klinisyenlerin mevcut kemik hacminde yerleştirebilecekleri implantların hangisinin daha az stres meydana getireceği hakkında fikir sahibi olması amaçlanmıştır. Çalışmamızda, kortikal kemikte, spongios kemikte oluşan asal streslerin, sıkışma ve gerilme direnci değerlerinden düşük olması, ayrıca implantlarda meydana gelen stresin implant geri dönüşümsüz deformasyona uğrama direncinden düşük olmasına rağmen kısa implant modellerinde daha düşük stres değerleri elde edildiği için ilgili klinik durumlarda çalışmamızdaki gibi kısa implant uygulamasının, açılı implantlara göre daha başarılı sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

## Finansal Kaynak

*Bu çalışma sırasında, yapılan araştırma konusu ile ilgili doğrudan bağlantısı bulunan herhangi bir ilaç firmasından, tıbbi alet, gereç ve malzeme sağlayan ve/veya üreten bir firma veya herhangi bir ticari firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.*

## Çıkar Çatışması

*Bu çalışma ile ilgili olarak yazarların ve/veya aile bireylerinin çıkar çatışması potansiyeli olabilecek bilimsel ve tıbbi komite üyeliği veya üyeleri ile ilişkisi, danışmanlık, bilirkişilik, herhangi bir firmada çalışma durumu, hissedarlık ve benzer durumları yoktur.*

## Yazar Katkıları

**Fikir/Kavram:** Burak Cezairli; **Tasarım:** Burak Cezairli, Orhan Zeki Rastgeldi; **Denetleme/Danışmanlık:** Burak Cezairli, Orhan Zeki Rastgeldi; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Orhan Zeki Rastgeldi, Mustafa Ay; **Analiz ve/veya Yorum:** Burak Cezairli, Orhan Zeki Rastgeldi, Mustafa Ay; **Kaynak Taraması:** Mustafa Ay; **Makalenin Yazımı:** Orhan Zeki Rastgeldi, Mustafa Ay; **Eleştirel İnceleme:** Burak Cezairli; **Kaynaklar ve Fon Sağlama:** Burak Cezairli, Orhan Zeki Rastgeldi; **Malzemeler:** Mustafa Ay.

## KAYNAKLAR

- Pancko F, Dyer J, Weisglass S, Kraut RA. Use of tilted implants in treatment of the atrophic posterior mandible: a preliminary report of a novel approach. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(2):407-13. [Crossref] [PubMed]
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(4):240-8. [Crossref] [PubMed]
- das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants—an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):86-93. [PubMed]
- Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:35-51. [Crossref] [PubMed]
- Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2-9. [Crossref] [PubMed]
- Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S1-12. [Crossref] [PubMed]
- Pozzi A, Sannino G, Barlattani A. Minimally invasive treatment of the atrophic posterior maxilla: a proof-of-concept prospective study with a follow-up of between 36 and 54 months. *J Prosthet Dent.* 2012;108(5):286-97. [Crossref] [PubMed]
- Özkan BT, Eskitascioğlu G, Cigerim L, Kaplan V. Insertion of buccally tilted and placed implants in edentulous atrophic posterior mandibular sites. *Biotechnology & Biotechnological Equipment.* 2012;26(4):3163-6. [Crossref]
- Kawasaki T, Komatsu K, Tsuchiya R. Tilted placement of tapered implants using a modified surgical template. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(6):1642-50. [Crossref] [PubMed]
- Flanagan D. Avoiding osseous grafting in the atrophic posterior mandible for implant-supported fixed partial dentures: a report of 2 cases. *J Oral Implantol.* 2011;37(6):705-11. [Crossref] [PubMed]
- Taşkınsel E, Gümüş HO. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. [Finite elements stress analysis and its use in restorative dentistry systemic disease]. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2014;8:131-5. [Crossref]
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98. [Crossref] [PubMed]
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J prosthet Dent.* 2008;100(6):422-31. [Crossref] [PubMed]
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eski-tascioğlu 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(3):227-34. [Crossref] [PubMed]
- Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* 2007;78(5):874-8. [Crossref] [PubMed]
- Nelson SJ. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion.* 9th ed. Saunders; 2009.

17. Cordaro L, Amadé DS, Cordaro M. Clinical results of alveolar ridge augmentation with mandibular block bone grafts in partially edentulous patients prior to implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):103-11. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
18. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. Inferior alveolar nerve transposition in conjunction with implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):610-20. [[PubMed](#)]
19. Kotsovilis S, Fourmousis I, Karoussis IK, Bania C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol.* 2009;80(11):1700-18. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
20. Lai HC, Si MS, Zhuang LF, Shen H, Liu YL, Wismeijer D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5-10 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(2):230-7. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
21. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):722-30. [[PubMed](#)]
22. Oikarinen K, Raustia AM, Hartikainen M. General and local contraindications for endosseal implants—an epidemiological panoramic radiograph study in 65-year-old subjects. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1995;23(2):114-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
23. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):139-44. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
24. Ozturk A, Potluri A, Vieira AR. Position and course of the mandibular canal in skulls. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;113(4):453-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
25. Kim HJ, Yu SK, Lee MH, Lee HJ, Kim HJ, Chung CH. Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(3):146-52. [[Crossref](#)]
26. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
27. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
28. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144-50. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
29. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, 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 Suppl 1:e332-42. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
30. Cinar D, Imirzalioglu P. The effect of three different crown heights and two different bone types on implants placed in the posterior maxilla: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):e1-e10. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
31. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003;91(1):31-6. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
32. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):36-44. [[PubMed](#)]
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(4):179-84. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
34. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmén E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics.* 2010;110(2):e1-11. [[Crossref](#)]
35. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(5):722-30. [[PubMed](#)]