

ARAŞTIRMA MAKALESİ
RESEARCH ARTICLE
CBU-SBED, 2025, 12 (1): 134-142

Farklı Ark Formuna Sahip Maksillada Uygulanan “All-On- Four” Tedavilerinde, Anterior Bölgedeki İmplant İhtiyacının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Evaluation of the Implant Need in the Anterior Region of “All- On- Four” Treatments Applied on Maxillae with Different Arch Forms using Finite Element Analysis

Murat Ulu¹, Yusuf Ercan²

¹İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı,
İzmir, Türkiye
²Özel Diş Kliniği, İzmir, Türkiye

e-mail: muratulu81@hotmail.com, yusufercan_@hotmail.com
ORCID: 0000-0002-3338-7198
ORCID: 0000-0003-2606-7871

*Sorumlu Yazar / Corresponding Author: Murat Ulu
Gönderim Tarihi / Received: 28.01.2025
Kabul Tarihi / Accepted: 17.03.2025
DOI: 10.34087/cbusbed.1628586

Öz

Giriş ve Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı ark formuna sahip (üçgen, oval, kare) üst çenede yapılan “all-on-four” implantların üstüne planlanan protezlerde farklı yerlere uygulanan kuvvetlerin, sonlu elemanlar analizi (SEA) ile implant ve çevre dokuda oluşturduğu stres farklarını belirlemektir.

Gereç ve Yöntemler: Bu çalışmada 3 farklı ark formuna sahip maksilla modelleri tasarlandı. 2 farklı implant yerleştirme protokolü ile toplam 6 çalışma grubu elde edildi. Çalışma grupları; Grup 1 üçgen ark formunda 4 implant yerleştirilen, Grup 2 üçgen ark formunda 5 implant yerleştirilen, Grup 3 oval ark formunda 4 implant yerleştirilen, Grup 4 oval ark formunda 5 implant yerleştirilen, Grup 5 kare ark formunda 4 implant yerleştirilen, Grup 6 kare ark formunda 5 implant yerleştirilen şeklinde oluşturuldu. Tüm çalışma modellerinin üzerine yapılan rijit titanyum destekli sabit hibrit proteze 21 numaralı diş bölgesinden 30 derece bukkopalatinal açılı 100 N’luk oblik bir kuvvet, 26 numaralı diş bölgesinden ise santral fossa hizasından dik şekilde 100 N’luk kuvvet uygulanmıştır. İmplant etrafındaki kortikal ve spongios kemiklerde ve aynı zamanda implantın üstünde oluşan stres değerleri SEA ile incelenmiştir.

Bulgular: Kortikal kemikteki çekme streslerine dik ve oblik kuvvet altında baktığımızda, ark formlarını sabit tutup implant sayısını arttırdığımızda en fazla stres azalma oranının üçgen ark formunda olduğu tespit edilmiştir. Kortikal kemikteki basma streslerine dik kuvvet altında baktığımızda, ark formlarını sabit tutup implant sayısını arttırdığımızda en anlamlı stres azalma oranının kare ark formunda olduğu, oblik kuvvet altında baktığımızda en fazla stres azalma oranının üçgen ark formunda olduğu tespit edilmiştir.

Trabeküler kemikteki çekme streslerine dik kuvvet altında baktığımızda, ark formlarını sabit tutup implant sayısını arttırdığımızda en anlamlı stres azalma oranının oval ark formunda olduğu, oblik kuvvet altında baktığımızda en fazla stres azalma oranının üçgen ark formunda olduğu tespit edilmiştir. Trabeküler kemikteki basma streslerine dik kuvvet altında baktığımızda, ark formlarını sabit tutup implant sayısını arttırdığımızda en anlamlı stres azalma oranının üçgen ark formunda olduğu, oblik kuvvet altında baktığımızda en fazla stres azalma oranının oval ark formunda olduğu tespit edilmiştir.

Sonuç: “All-on-four” tedavi planlaması yaparken hastanın ark formuna dikkat edilmesi gerektiğini ve üçgen ark formuna sahip hastalarda anteriora 1 implant fazla planlanması diğer ark formlarına göre daha fazla stresin azalmasına neden olduğu anlaşılmıştır. Bu stres azalma oranının en az kare ark formunda görüldüğü tespit edilmiştir.

Abstract

Aim; The aim of this study is to determine the stress differences created in the implants and surrounding tissues by applying forces to different locations on the prostheses planned on the “all-on-four” implants with different arch forms (triangular, oval, square) in the upper jaw using finite element analysis.

Method; In this study, maxillary models with three different arch forms were designed, namely triangular, oval, and square. A total of 6 study-groups were obtained by using 2 different implant placement protocols. Group 1 consisted of 4 implants placed in a triangular arch form, Group 2 consisted of 5 implants placed in a triangular arch form, Group 3 consisted of 4 implants placed in an oval arch form, Group 4 consisted of 5 implants placed in an oval arch form, Group 5 consisted of 4 implants placed in a square arch form, and Group 6 consisted of 5 implants placed in a square arch form. In all study models, an oblique force of 100 N with a 30-degree buccopalatal inclination was applied to the hybrid prosthesis rigidly supported on the model from tooth area 21, and a vertical force of 100 N was applied from the central fossa level of tooth area 26. The stress values created in the cortical and spongy bone surrounding the implants, as well as on the implants themselves, were analyzed with finite element analysis.

Results; When tensile stresses were examined in cortical bone under vertical and oblique forces, it was determined that the highest stress reduction rate with increasing implant number while keeping the arch form constant was in the triangular arch form. When we examined the compressive stresses in the cortical bone under vertical forces, it was determined that the most significant stress reduction rate with increasing implant number while keeping the arch form constant was in the square arch form, and under oblique forces, the highest stress reduction rate was in the triangular arch form. When we examined the tensile stresses in the trabecular bone under vertical forces, it was determined that the most significant stress reduction rate with increasing implant number while keeping the arch form constant was in the oval arch form, and under oblique forces, the highest stress reduction rate was in the triangular arch form. When we examined the compressive stresses in the trabecular bone under vertical forces, it was determined that the most significant stress reduction rate with increasing implant number while keeping the arch form constant was in the triangular arch form, and under oblique forces, the highest stress reduction rate was in the oval arch form.

Conclusion; When planning an “all-on-four” procedure, and in patients with a triangular arch form, planning one extra implant in the anterior region resulted in a greater reduction in stress compared to other arch forms. The arch form where the least reduction in stress was observed was identified as the square arch form.

Keywords: Finite Element Analysis (FEA), All-On-Four, Dental Implant, Maxillary Arch.

1. Giriş

Posterior maksillada ileri derecede kemik kaybı olan hastalarda, dental implant uygulamalarının zor olmasının yanında, bu bölgede implantın osseointegrasyonu için beklenmesi gereken zaman daha fazladır [1]. İleri derecede maksiller atrofi bulunan hastalarda genel olarak uygulanan tedaviler; otojen intraoral/ekstraoral sahadan alınan blok veya kansellöz kemik greftleriyle ogmentasyon ya da tek başına/kombine sinüs ogmentasyonu prosedürleridir. Farklı bir yöntem ise, Le Fort I osteotomisini takiben interpozisyonel kortikokansellöz iliak blok greft naklidir [2].

Ancak uygulanan bu yöntemler oldukça zor ve komplikasyona açıktır. Greft alınan bölgedeki morbidite olasılığı, işlemin hastane şartlarında yapılma gerekliliği ve buna bağlı olarak maliyetin yükselmesi, geçici bir protezin kullanılmıyor oluşu, greftleme nedeniyle tedavi süresinin artması ve özellikle sinüs ogmentasyon prosedürlerinde enfeksiyon riskinin artması gibi dezavantajları da mevcuttur [3].

Bu tür hastalarda sabit protez kullanımını kolaylaştırmak için Malo ve ark. tarafından 2003 yılında “All-on-Four” adı verilen yeni bir tedavi

konsepti tarif edilmiştir. Bu tedavi prosedüründe üst çenede maksiller sinüslerin anteriorunda kalan kemiği, alt çenede de interforaminal bölgeyi kullanarak, 4 adet implant ile tam dişsiz hastaların sabit protez ihtiyacı karşılanabilmektedir [4].

Sonlu elemanlar analizi (SEA), cismin temel yapısal özelliklerini içeren ve kuvvet uygulamasıyla oluşan boyutsal farklılıkları, cismin küçük ve belirli alanlarında matematik modeller üstünde gözlenerek, bütünü ile ilgili bilgi edinmemizi sağlayan bir analizdir. Üst çeneye yapılan “all-on-four” ya da daha fazla sayıda implantların SEA ile başarısının değerlendirildiği pek çok çalışma bulunmaktadır. Ancak, 4’lü ya da 5’li implant kombinasyonlarının farklı ark formuna sahip maksillada birbirleriyle karşılaştırıldığı çalışma sayısı oldukça sınırlıdır.

Bu çalışmada amacımız; farklı ark formuna sahip (üçgen, oval, kare) üst çenede yapılan “all-on-four” implantların üstüne planlanan protezlerde farklı yerlere uygulanan kuvvetlerin, SEA ile implant ve çevre dokuda oluşturduğu stres farklarını belirlemek ve tasarlanmış olduğumuz modellerde anteriorıda

daha fazla implant ihtiyacının olup olmadığını tespit etmektedir.

Yöntem

2.1. Araştırma Tasarımı

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz üst çene kemiğinin, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taraması yapıldı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında kaydedildi. Kaydedilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.

3D-Doctor yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. 3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular "interactive segmentation" yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler "Complex Render" yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi yapıldı. 3 boyutlu model tasarımları 3D-Doctor yazılımından stl formatında elde edildi.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3d Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Modellenen maksilla, 3 farklı ark tipinde oluşturuldu. Bu farklı ark tipleri oluşturulurken Yuanyuan Li ve ark.'nın yaptığı çalışmada kanin dişler ve 1.molar dişler arası mesafeler referans alınmıştır [5].

2.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda toplam 6 ana modelimiz bulunmaktadır:

1. *Modelde* üçgen ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi (Şekil a).

2. *Modelde* üçgen ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi ve 11 nolu diş bölgesine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implant yerleştirildi (Şekil b).

3. *Modelde* oval ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi (Şekil c).

4. *Modelde* oval ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi ve 11 nolu diş bölgesine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implant yerleştirildi (Şekil d).

5. *Modelde* kare ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi (Şekil e).

6. *Modelde* kare ark formuna sahip üst çene modellenmiştir. 13 ve 23 nolu diş bölgelerine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implantlar yerleştirildi. 15 ve 25 nolu diş bölgelerine meziodistal 30 derece açılı 4.1x12 mm implantlar yerleştirildi ve 11 nolu diş bölgesine bukkopalatinal 17 derece açılı 4.1x10 mm implant yerleştirildi (Şekil f).

Bu modeller üstüne yapılacak olan titanyum destekli sabit hibrit protezin 26 nolu diş bölgesine 100N'luk dik kuvvet ve 21 nolu diş 30 derece açılı 100N'luk oblik kuvvet uygulanması amaçlandı.

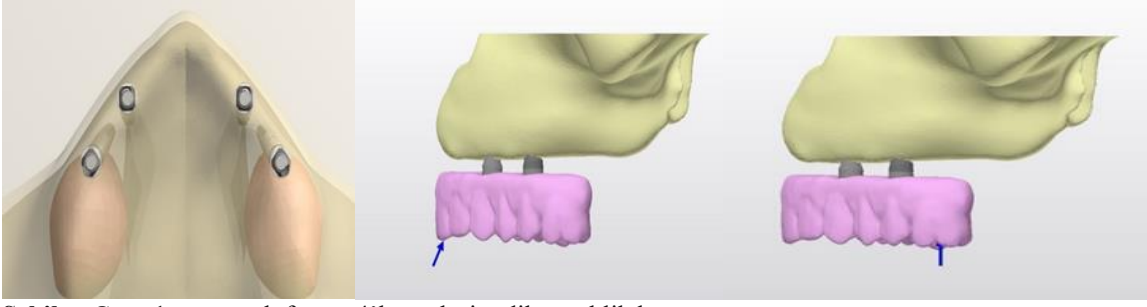
2.3. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışmada uygulanacak kuvvetler sonucunda, implantlar ve metal alt yapıda meydana gelen Von Mises stres değerleri ile alveolar kemikte oluşan maksimum stres değerleri, SEA ile incelendi.

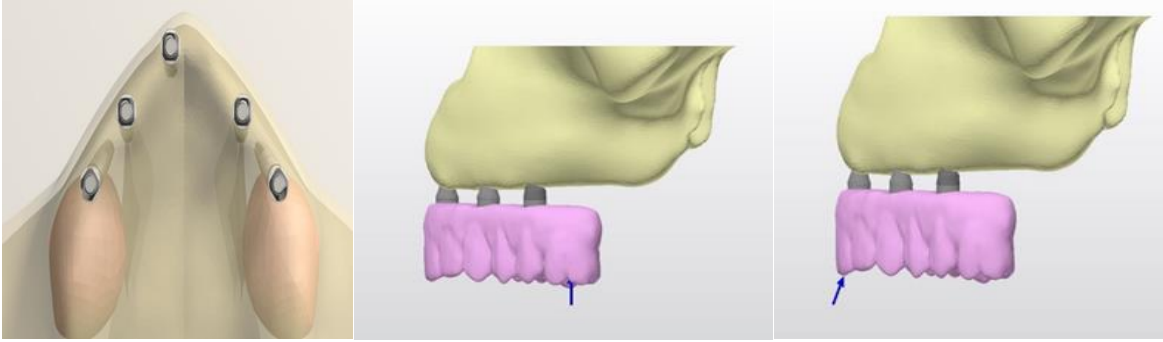
Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve poisson oranı) değerleri verilmiştir [6].

SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

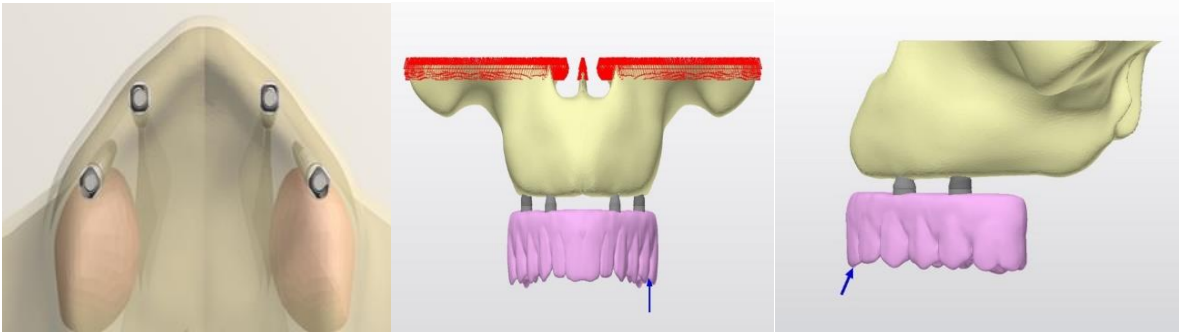
Sonuçlar sayısal olarak kaydedilmiş ve renk kodları ile görsel verilere dönüştürülmüştür. Kortikal kemik için maksimum ana gerilim (Pmax) ve minimum ana gerilim (Pmin) değerleri elde edildi ve protez bileşenleri ve implantlar gibi çekilebilir malzemeler için von Mises gerilim değerleri üretildi. Stres dağılımlarının karşılaştırılması için resimler dahil edildi.



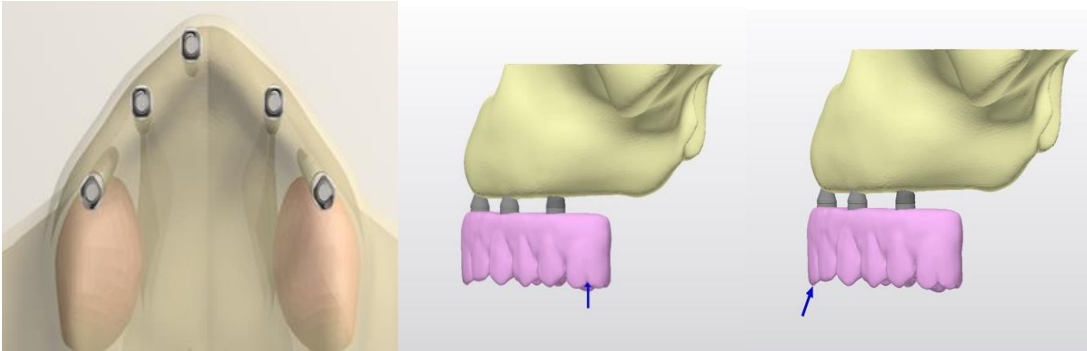
Şekil a. Grup 1 üçgen ark formu 4'lü yerleşim dik ve oblik kuvvet



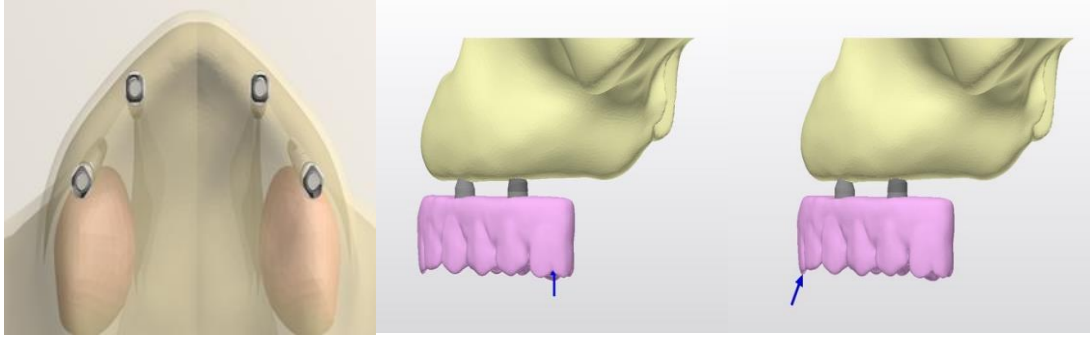
Şekil b. Grup 2 üçgen ark formu 5'li yerleşim dik ve oblik kuvvet



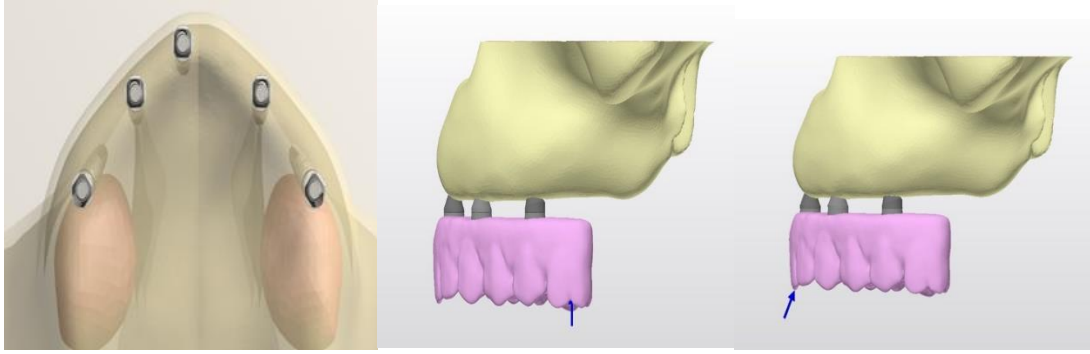
Şekil c. Grup 3 oval ark formu 4'lü yerleşim dik ve oblik kuvvet



Şekil d. Grup 4 oval ark formu 5'li yerleşim dik ve oblik kuvvet



Şekil e. Grup 5 kare ark formu 4'lü yerleşim dik ve oblik kuvvet



Şekil f. Grup 6 kare ark formu 5'li yerleşim dik ve oblik kuvvet

3. Bulgular ve Tartışma

Çalışmamızda implantlar ve alt yapı üzerinde yükleme sonrasında oluşan maksimum von Mises değerleri düşükten yükseğe doğru sınıflandırılarak değerlendirilmiştir.

SEA sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve

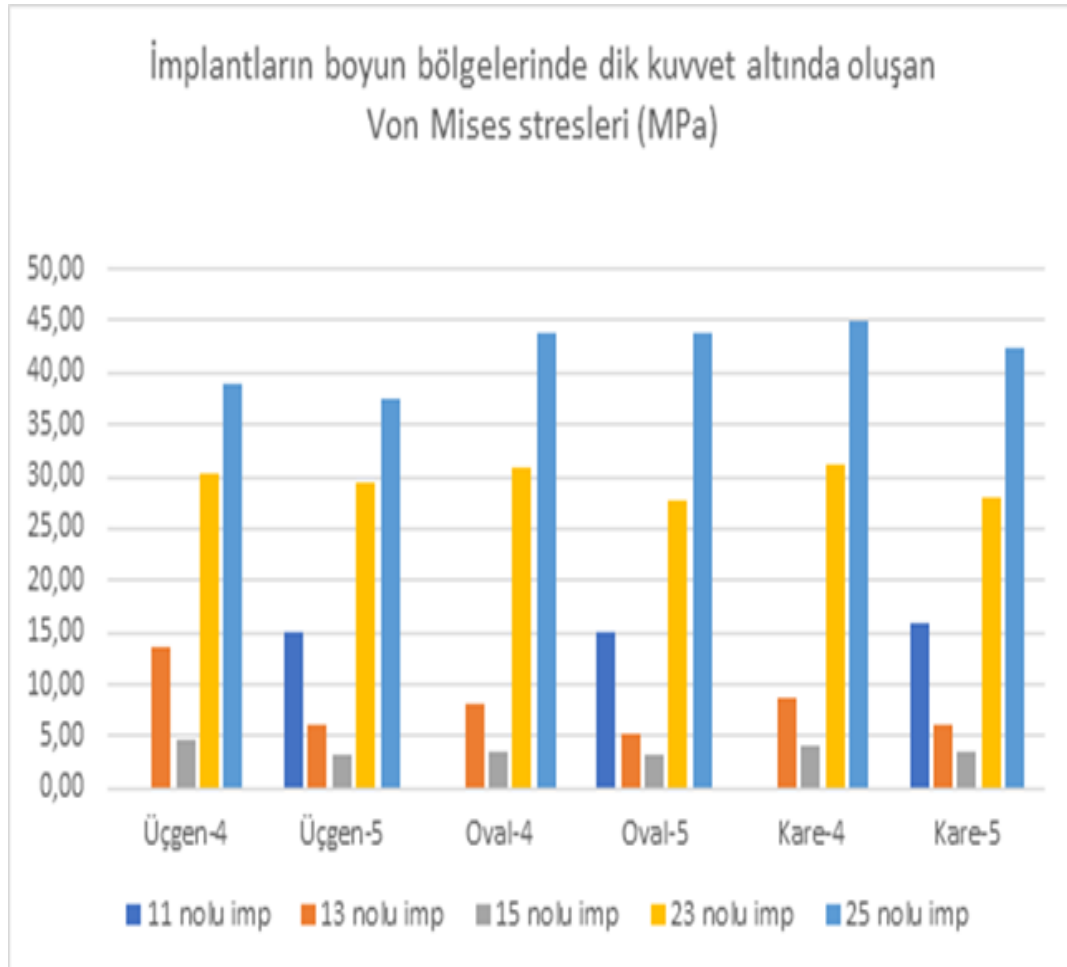
değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir. Modellerimizde implant çevresi kemikte, implantların belirlenen bölgelerden seçilen düğüm noktalarındaki değerler ölçülmüş, tablolarda maksimum gerilme ve maksimum sıkışma streslerinin rakamsal değerleri gösterilmiştir (Tablo 1,2).

Tablo 1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında dik kuvvet altında oluşan çekme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

	İmplant Çevresi Kemikte Görülen Çekme Stresleri (MPa)				
Çalışma Grupları	11 no'lu implant	13 no'lu implant	15 no'lu implant	23 no'lu implant	25 no'lu implant
Üçgen-4 (Grup 1)		1.81	0.11	6.78	0.84
Üçgen-5 (Grup 2)	1.38	0.42	0.14	3.59	1.84
Oval-4 (Grup 3)		1.11	0.08	7.70	0.69
Oval-5 (Grup 4)	1.28	0.38	0.13	5.45	0.66
Kare-4 (Grup 5)		1.36	0.17	6.09	0.88
Kare-5 (Grup 6)	1.52	0.64	0.16	4.47	1.17

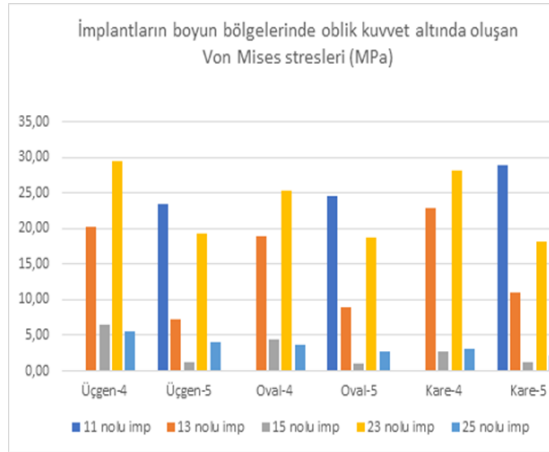
Tablo 2. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oblik kuvvet altında oluşan basma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max})

	İmplant Çevresi Kemikte Görülen Çekme Stresleri (MPa)				
Çalışma Grupları	11 no'lu implant	13 no'lu implant	15 no'lu implant	23 no'lu implant	25 no'lu implant
Üçgen-4 (Grup 1)		-0.24	-0.35	-0.32	-0.41
Üçgen-5 (Grup 2)	-0.33	-0.08	-0.12	-0.20	-0.16
Oval-4 (Grup 3)		-0.22	-0.10	-0.30	-0.12
Oval-5 (Grup 4)	-0.19	-0.08	-0.03	-0.2	-0.07
Kare-4 (Grup 5)		-0.22	-0.07	-0.28	-0.08
Kare-5 (Grup 6)	-0.23	-0.09	-0.02	-0.20	-0.07



İmplant sayısı arttığında streslerde görülen azalma oranı en çok üçgen arkta görülürken oval ve kare arkta benzer oranlar tespit edildi. Bu oran üçgen arkta %50 iken oval ve kare arkta yaklaşık %25 olarak belirlendi. İmplant sayılarını 4 implantta sabit tutup farklı ark formları arası karşılaştırma yaptığımızda stresin oval ark formunda en çok olduğunu sonra sırayla üçgen ve kare arkta meydana geldiğini tespit ettik. Bu sonuç kare ark formunun stresleri daha dengeli dağıttığını gösterdi ve bu sayede maksimum stresin en az görüldüğü formun kare ark olduğu anlaşıldı.

İmplant sayısı arttığında streslerde görülen azalma oranı üçgen arkta %19, oval arkta %36 kare arkta %17 olarak tespit edildi. İmplant sayılarını 5 implantta sabitlediğimizde de maksimum stresin en çok olduğu ark formu üçgen form olup sırasıyla kare ve oval form olarak devam etmiştir (Grafik a,b).



Grafik a. İmplantların boyun bölgelerinde oblik kuvvet altında oluşan Von Mises stresleri (MPa)

Grafik b. İmplantların boyun bölgelerinde dik kuvvet altında oluşan Von Mises stresleri (MPa)

26 numaraya uygulanan 100 N’luk dik kuvvet altında implant sayısı arttığında streslerde görülen azalma oranı üçgen arkta %3, oval arkta %0,1 kare arkta %4 olarak tespit ettik.

21 numaraya uygulanan 100 N’luk oblik kuvvet altında implant sayısı arttığında streslerde görülen azalma oranı üçgen arkta %20, oval arkta %3 kare arkta %4 olarak tespit edildi. Diş çekimi sonrası üzerinden geçen süreye bağlı maksillada izlenen atrofi ve yaşa bağlı posterior sinüs pnömatizasyonundan dolayı meydana gelen kemik hacmindeki azalma konvansiyonel implant cerrahisini zorlaştırmaktadır [7]. Yaptığımız bu çalışmada

posterior sinüs pnömatizasyonu gösteren üst çene modelleri tasarlanmış ve bu çene modeline uygun sayı ve pozisyonda implant yerleştirilmiştir.

Kemik hacmini artırmaya yönelik uygulanan ekstra cerrahi işlemler; tedavi maliyetlerinin artmasına, iyileşme süresinin uzamasına, post-operatif ağrıyla beraber hasta konforunun azalmasına, komplikasyon riskinin yüksek olmasına neden olur. Bu dezavantajları önleme isteği doğrultusunda son yıllarda, kısa veya açılı implantlar, pterygoid implantlar ve zigoma implantların kullanılması tavsiye edilmiştir [8,9]. Bu dezavantajlar göz önünde bulundurularak bizim çalışmamızda da açılı implantlar modellenip, üst çene modeline uygulanmıştır.

Aτροφik maksilla tedavisinde rezidüel kemiğe yerleştirilen uzun ve açılı implantların (≥ 13 mm), greftleme işlemine gerek kalmadan yüksek primer stabiliteyi sağlayabileceği ileri sürülmüştür. Yüksek stabilite alınan ankraj bölgesi, maksiller sinüsün anterior duvarı ve nazal fossadaki kortikal kemik alanıdır. İmplantların posteriora açılı yerleştirilmesi, protezin antero-posterior yayılımını artırır. Bu da kantilever uzantılarının azaltılmasını sağlayarak daha tatmin edici molar destek sağlamasına yardımcı olur [8,10].

“All-on-four” tedavisinde eğimli ve dik implantlar arasındaki başarı oranlarında fark olmadığını gösteren çalışmalar olsa da biyomekanik ortamı iyileştirmek açısından anterior implantların eğimli yerleştirilmesinin iyi bir seçenek olmadığını ifade eden çalışmalar mevcuttur [11,12]. Bizim yaptığımız çalışmada anterior implantlar 17 derecelik bukkopalatinal açı ile yerleştirilmiştir. Üst çene anteriora yerleştirilen implantlar klinik açıdan değerlendirdiğimizde, maksilla anatomisinden dolayı belirli bir bukkopalatinal açıya sahiptir. Kapanış ilişkisini doğru sağlamak amacıyla 17 dereceli multiünit abutment kullanılmıştır.

Bevilacqua ve ark. (2011), eğimli implantların stres miktarını trabeküler kemikte %47,6, kortikal kemikte %52 düşürdüğünü raporlamışlardır [13]. Durkan ve ark. (2020), “all-on-four” tasarımında posterior implantların açısını 15 dereceden 30 dereceye artırmanın implant ve kemikte oluşan stresleri azalttığını çalışmalarında göstermişlerdir [14]. Bizim yaptığımız çalışmada açı değeri 30 derece olarak belirlenmiştir.

Begg ve ark. (2009), “all-on-four” konseptinde 15 ve 30 derece açılı posterior implantların çevresinde benzer stres dağılımı gözlenirken, 45 derece açılı posterior implantların

çevresinde ise daha fazla stres toplandığını belirtmişler [15]. Çalışmamızda anterior implantlar 17 derece bukkopalatinal olarak yerleştirilirken, posterior implantlar distale doğru 30 derece eğimli olarak yerleştirilmiştir. Ozan ve ark. “All-on-Four” konsepti üzerinde yaptıkları SEA çalışmasında yapılan biyomekanik karşılaştırmada, distal implantları açılarak kantilever uzunluğunun azaltılmasının, peri- implant kemik, abutment, protez vidası ve metal çerçevedeki stres değerlerinde bir azalma yarattığını belirtmişlerdir. 30 ve 45 derece açılı posterior implantlara ve daha kısa kantilever uzunluklarına sahip grupların, düz ve 17 derece açılı gruplara kıyasla stres dağılımının daha iyi olduğunu göstermişler [16]. Bizim çalışmamızda açılı ve kantilever uzunlukları sabit tutulup ark formu ve implant sayısı değiştirilerek elde edilen veriler değerlendirilmiştir.

Malo ve ark. (2005), “all-on-four” konseptinde, iyi bir protez stabilitesi ve implant ankrajı için implant konumlarını, posterior implantlar için mental foremenin hemen önü anterior implantlar için lateral diş bölgesi olarak tavsiye etmişlerdir. Ayrıca anterior ve posterior implantlar arası mesafe ne kadar çok olursa, protezin stabilitesinin artacağını belirtmişlerdir [17]. Literatürde “all-on-four” konseptinde anterior implantların konumlarını değerlendiren çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Çalışmamızda 4 implantlı modellerimizde implant konumları kanin ve 2. premolar diş bölgesi olarak belirlerken, 5 implantlı modellerde anteriora bir implant fazladan yerleştirilmiştir.

Wu ve ark. (2020), “all-on-four” konseptinde anterior implantların pozisyonunun, anterior diştan kanin bölgesine değiştirilmesinin çevreleyen kemikteki von mises stres değerlerini 24.89 MPa’dan 23.74 MPa’a düşürdüğünü, daha posteriorda yerleştirildiğinde ise 25.17 MPa’a yükseldiğini bulmuşlardır. Ancak bu değişimin küçük bir etkiye sahip olduğunu ve biyomekanik açıdan bir fayda sağlamadığını bildirmişlerdir [11]. Çalışmamızda anterior implantların yerini değiştirmeden ark formu değiştirilerek elde edilen üst çene modellerinde kemik ve implanttaki stress değerlerini karşılaştırdık. İmplant sayısını arttırmak, üçgen ark formunda kemiğe iletilen stresi daha anlamlı derecede azaltmıştır. Dik ve oblik kuvvetler karşısında implantların boyun bölgesine gelen streslere baktığımızda değişken sonuçlar gösterse de üçgen ark formuna sahip çene modellerinde görülen streslerin daha az olacağı anlaşılmıştır.

Ayali ve ark. tarafından yapılan çalışmada ciddi derecede atrofik bir maksillada uygulanan standart “All-on-Four” tedavi konseptinin ve varyasyonlarının (M-4 ve V-4 teknikleri) biyomekanik etkileri SEA ile değerlendirilmiştir. Çalışmalarında analiz edilen konfigürasyonlar arasında stres değerlerinde kayda değer bir fark görülmemiştir. Peri- implant kemikte Pmax ve Pmin stres değerleri, implantta ise Von Mises stres değerleri standart “All-on-Four” konseptine göre M-4 ve V-4 tekniklerinde biraz daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, açılı anterior implantlarla (M-4 ve V-4) “All-on-Four” varyasyonları, primer stabilite söz konusu olduğunda daha uzun implantların yerleştirilmesi nedeniyle avantajlı olabileceğini belirtmişlerdir [18]. Çalışmamızda anterior implant açılanması meziodistal yönde değil anterior-posterior yönde olmuştur. Bu açılma maksilla anterior kemik anatomisine uygun olarak yapılabildiğince klinik uygulamayı yansıtmaya çalışılmıştır.

Stres analiz yöntemleri değerlendirildiğinde SEA diğerlerinden daha avantajlıdır [19]. SEA, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik sorunlara makul bir yaklaşımla çözüm arayan sayısal bir çözüm yöntemidir. SEA yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajları vardır. SEA’nın hedeflerinden biri de kuvvet uygulandıktan sonra yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını tespit etmektir. Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtir.

Düzensiz geometriye sahip karmaşık şekillerin modellenmesi, sayısal veriler elde edilmesi, incelenen cismin geometrisinin kullanılan değişik şekildeki sonlu elemanlar sayesinde kolayca yansıtılabilmesi SEA’nın medikal çalışmalarda tercih edilmesinin nedenlerindendir. Ayrıca SEA ile implant ve implant üstü protezlerin, uygulanan sanal yükler altında, yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak belirlenebilmesi mümkün olmaktadır. Bu avantajlarının yanında sonlu elemanlar stres analizinin en büyük dezavantajı gerçekte farklı olan birçok etkenin sabit olarak kabul edilmesidir [20].

4.Sonuç

Yaptığımız çalışmada, farklı ark formuna sahip üst çene modellerinde, “all-on-four” tedavi konsepti ile anteriora ekstra 1 implant daha yerleştirilen modifiye bir tedavi konsepti

arasında, dik ve oblik kuvvetler karşısında çevre dokuya iletilen stresleri SEA ile incelenmesi hedeflenmiştir.

Kemiğe iletilen stres sonuçları genel olarak bize şunu göstermiştir; “All-on-four” tedavi planlaması yaparken hastanın ark formuna dikkat edilmesi gerektiği ve üçgen ark formuna sahip hastalarda anterior bölgeye bir adet implant fazla yerleştirilmesinin diğer ark formlarına göre stresin daha fazla azalmasına neden olacağı anlaşılmıştır. Stres azalma oranının en az görüldüğü ark formu da kare ark formu olarak tespit edilmiştir. İmplant sayısını arttırmak genel anlamda streslerin azalmasına neden olmuştur. Kortikal kemiğe iletilen streslerin trabeküler kemiğe iletilen streslerden daha fazla olduğu görülmüştür.

5. Referanslar

1. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:118–25.
2. Atalay B. İleri Derecede Rezorbe Maksilla Ların Zigomatik İmplantlar Rehabilitasyonu. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg*. 2010;44(2):133–40
3. Isaksson S, Ekfeldt A, Alberius P, Blomqvist JE. Early results from reconstruction of severely atrophic (Class VI) maxillas by immediate endosseous implants in conjunction with bone grafting and Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1993 Jun;22(3):144–8.
4. 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 Mar;5:2–9.
5. Li Y, Shao Y, Yu Y, Ye Y, Lu Y, Chang S. Finite Element Analysis of Orthodontic Relapse in Different Maxillary Arch Form. *BIO Integration*. 2021;2(4):152–60.
6. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 2014 Mar;111(3):203–15.
7. Lombardo G, D’Agostino A, Trevisiol L, Romanelli MG, Mascellaro A, Gomez-Lira M, et al. Clinical, microbiologic and radiologic assessment of soft and hard tissues surrounding zygomatic implants: a retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016 Nov;122(5):537–46.
8. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405–14.
9. O’Connell JE, Cotter E, Kearns GJ. Maxillary reconstruction using zygomatic implants: a report of two cases. *J Ir Dent Assoc*. 2011;57(3):146–55.
10. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4(2):69–77
11. Wu AY-J, Hsu J-T, Fuh L-J, Huang H-L. Effects of Positions and Angulations of Titanium Dental Implants in Biomechanical Performances in the All-on-Four Treatment: 3D Numerical and Strain Gauge Methods. *Metals*. 2020;10(2):280.
12. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Nov 1;80:122–8.
13. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent*. 2011 Jan;105(1):5–13.
14. Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(1):121–9.
15. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):663–71.
16. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):64–71.
17. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:88–94.
18. Ayali A, Altagar M, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Comput Biol Med*. 2020;123:103880.
19. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26(2):77–81.
20. Seker E, Ulusoy M, Ozan O, Doğan DÖ, Seker BK. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):1–9.

<http://edergi.cbu.edu.tr/ojs/index.php/cbusbed> isimli yazarın CBU-SBED başlıklı eseri bu Creative Commons Atıf-Gayriticari4.0 Uluslararası Lisansı ile lisanslanmıştır.

