

# İlerletme Genioplastisinde Kullanılan Farklı Vida Sistemlerinin Stabilite ve Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması

## Comparison of Stability and Stress Distributions of Different Screw Systems Used in Advancement Genioplasty with Finite Element Analysis

Hale YURTYAPAN<sup>a</sup>,  
Ferhat AYRANCI<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ordu, TÜRKİYE

Received: 20.07.2018

Accepted: 22.10.2018

Available online: 11.06.2019

Correspondence:

Hale YURTYAPAN  
Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,  
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD, Ordu,  
TÜRKİYE/TURKEY  
hale\_yurtyapan@hotmail.com

**ÖZET Amaç:** Genioplasti osteotomisi fiksasyonunda kullanılan titanyum mikro vida, titanyum mini vida ve rezorbe olabilen vida sistemlerinin deplasman miktarı, kemikte oluşan asal stresler ve vidalarda oluşan Von-mises stres dağılımlarının sonlu elemanlar analizi (SEA) ile karşılaştırılmasıdır. **Gereç ve Yöntemler:** Genioplasti osteotomisi yapılan distal fragmanın anteriora 8 mm ilerletildiği ve titanyum mikro vida (1,5 mm), mini vida (2,0 mm) ve rezorbe olabilen vida (2,8 mm) sistemleriyle fikse edildiği üç model bilgisayarda modellenmiştir. Distal fragmana horizontal olarak linguale doğru 100 N kuvvet uygulanarak oluşan von-mises ve asal stresler ile deplasman değerleri SEA ile incelenmiştir. **Bulgular:** En az deplasman miktarı titanyum mini vida modelinde, en fazla deplasman miktarı ise rezorbe olabilen vida modelinde hesaplanmıştır. En az von-mises stres 135,86 N/mm<sup>2</sup> ile rezorbe olabilen vida modelinde, en fazla von-mises stresi ise 856,31 N/mm<sup>2</sup> ile mikro vida modelinde oluşmuştur. Kemikte en fazla gerilme ve sıkışma stresleri mikro vida modelinde oluşur iken (sırasıyla 55,7 N/mm<sup>2</sup> ve 33,4 N/mm<sup>2</sup>), en az gerilme ve sıkışma stresleri mini vida modelinde hesaplanmıştır. **Sonuç:** Stabilite ve stres dağılımı açısından 2,0 mm'lik mini vida modeli diğer modellerden üstün bulunmuştur. Rezorbe olabilen vida modeli de kabul edilebilir bir stabilite ve stres dağılımı sağlamıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Genioplasti; rijit fiksasyon; rezorbe olabilen fiksasyon; sonlu elemanlar analizi

**ABSTRACT Objective:** The aim of our study is to compare titanium micro screw, titanium mini screw and resorbable screws used in the genioplasty procedure to analyze the principle and Von-mises stress distribution and displacement with finite element method. **Material and Method:** 3 different computer models were modeled in which the distal fragment was advanced 8 mm after genioplasty osteotomy and fixed by titanium micro screw (1.5 mm), titanium mini screw (2.0 mm) and resorbable screws (2.8 mm). Tensile force of 100 N was applied to the lingual side of the lower fragment horizontally. Von-mises stress, principle stress and displacement values were analyzed with finite element analysis. **Results:** The least amount of displacement was calculated in the fixation model with two titanium mini screws. The maximum displacement was calculated in the resorbable screw model. In materials, the least von-mises stress 135.86 N/mm<sup>2</sup> was calculated in the resorbable screw model, the maximum von-mises stress 856.31 N/mm<sup>2</sup> was calculated on micro screw model. The highest tensile and compressive stress in the bone was formed in the micro screw model (in order 55.7 N/mm<sup>2</sup> and 33.4 N/mm<sup>2</sup>) and the minimum tensile and compressive stresses were formed in mini screw model. **Conclusion:** In terms of stability and stress distribution, 2.0 mm mini screw model is superior to other models. The resorbable screw model also provided acceptable stability and stress distribution.

**Keywords:** Genioplasty; rigid fixation; resorbable fixation; finite element analysis

Genioplasti dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde rutin bir prosedür hâline gelmiştir ve genellikle fasiyal asimetri veya deformitelerin düzeltilmesi için diğer ortognatik prosedürlerle eş zamanlı da yapılabilen cerrahi bir tekniktir. Profilin iyileştirilmesinin yanı sıra labiy-

mental ve hatta yüzün nazo-labiyal bölgesinde kas dengesini ve uyumunu sağlamayı mümkün kılmakta, ayrıca gece horlaması veya uyku apnesi olan hastaların genial-dil-hiyoid pozisyonunu işlevsel olarak iyileştirmek için de yapılmaktadır.<sup>1-3</sup> Çene yumuşak dokularının estetik planlaması yapılırken yumuşak doku pogonyonun (Pog) horizontal pozisyonu göz önünde bulundurulmaktadır. Çene estetiğinde çenenin vertikal yüksekliği, alt dudak uzunluğu, labiomentel kıvrım, dudak-çene-boğaz açısı ve çene kurvaturu çene estetiğinde belirleyici faktörler arasında yer almaktadır.<sup>4</sup> Distal kemik segmentinin lingualine bağlanan kas ataçmanları diseke edilmeden yapılan osteotomilerde, linguale bağlanan kaslar alt fragmana lingule doğru çekme kuvveti uygulamaktadır. Bu kaslar genioglossus kası, mylohyoid kası, digastrik ön karnı ve geniohyoid kasıdır.<sup>5</sup>

İlerletme genioplastisinde yeniden konumlandırılmış genial segmentin fiksasyonu tel osteosentezi veya rijit fiksasyon (RF) ile sağlanabilmektedir.<sup>6</sup> Metalik sistemler iyi derecede biyoyumluluk ve mekanik özellikler sunmaktadırlar; fakat aşırı duyarlılık ve yabancı cisim reaksiyonlarına, büyümenin kısıtlanmasına ve radyografik obstrüksiyona, enfeksiyona veya metalin alınmasını gerektiren diğer anormal doku tepkilerine neden olma gibi sakıncaları bulunmaktadır. Ayrıca; skar dokusunda titanyum parça kalıntıları ve komşu lenf düğümleri ve akciğer içine migrasyonu gösteren vakalar rapor edilmiştir. Bu durumlarda komplikasyonların ve metalin çıkarılması için ikinci bir operasyona olan ihtiyacın ortadan kaldırılması için, biyolojik olarak parçalanabilen malzemeler daha sık kullanılmaya başlanmıştır.<sup>7</sup> Rezorbe olabilen sistemler, cerrahi kemik fiksasyonu için 1960'lı yıllarda keşfedilmiştir.<sup>8</sup> Bu sistemler insan vücudunda zamanla bozularak metalik sistemler ile ilgili komplikasyonları azaltmaktadır. Bu maliyet, hasta konforu, sağlık hizmeti kalitesi ve plağın çıkarılmasından kaynaklanan komplikasyon riski açısından caziptir.<sup>9</sup>

Sonlu elemanlar analizi (SEA), stres dağılımını belirlemek için kullanılabilen temel olarak bir yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılmasına ve bu elemanların karakteristikleri göz önünde tutularak yapının genel karakteristiklerinin belirlenmesine

dayanan bilgisayarlı bir sayısal analiz tekniğidir.<sup>10</sup> SEA'da analiz edilecek canlı ya da cansız yapılar, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır; spesifik olarak kuvvet yüklemesi, yapıların yer değiştirmesi, bükülme, kırılma, gerilme, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesinde kullanılmaktadır.<sup>11</sup>

Bu çalışmada, son dönemlerde sık başvurulan genioplasti fiksasyonunda kullanılan titanyum mikro vida, titanyum mini vida ve rezorbe olabilen vida sistemlerinin deplasman miktarlarının, kemikte oluşturduğu asal streslerin ve vidalarda oluşan Von-mises stres dağılımlarının SEA ile incelenmesi amaçlanmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmada yapılan ilerletme genioplasti osteotomisinin ardından 8 mm ilerletilen distal segmente üç farklı fiksasyon modelinde horizontal olarak orta hattın sağından ve solundan 50'şer N olmak üzere toplamda 100 N kuvvet uygulanmıştır. Distal fragmanın deplasman değerleri ile kemik-vida sistemlerindeki stres değerleri ve dağılımı analizleri yapılmıştır (Tablo 1). Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

## GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Çalışmada vidaların yerleştirileceği mandibulanın, titanyum ve rezorbe olabilen vidaların geometrik modelleri oluşturulur iken, üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, daha homojen hâle getirilmesi ve SEA için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi

**TABLO 1:** Çalışma grupları olarak üç farklı fiksasyon şekli modellenmesi.

Model no	Fiksasyon sistemi
Model 1	Titanyum 1,5-mm Micro-System Self-retaining 1,5x19 mm vida sistemi ile iki adet vida
Model 2	Titanyum 2,0-mm Mini-System Self-retaining 2,0x19 mm vida sistemi ile iki adet vida
Model 3	Biodegradable Fixation System 2,8x18 mm'lik iki adet vida

olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.

### ALT ÇENENİN MODELLENMESİ

Kemik dokuların modellenmesinde, arşivdeki 20'li yaşlardaki bir hastanın 3M Iluma CBCT (ILUMA, Orthocad, BT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) cihazıyla elde edilmiş tomografi verileri kullanılmıştır. Tomografi verileri, 3D-Doctor (Able Software Corp. MA, ABD) yazılımına alınarak burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile 'Hounsfield Değerleri' ne bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilerek 3D-Doctor yazılımından .stl formatında dışa aktarılmıştır. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongios kemik elde edilmiştir. Hazırlanan mandibula modelinde mental foramen, dişlerin kök uçları ve mandibuler kanal korunacak şekilde horizontal düzleme yakın bir açıyla genioplasti osteotomisi simüle edilmiştir. Osteotomi ile ayrılan distal segment 8 mm ilerletilmiştir (Şekil 1A).

### VİDALARIN MODELLENMESİ

Titanyum vidalar KLS Martin® (Gebrüder Martin GmbH&Co. Tuttlingen, Almanya), rezorbe olabilen vidalar ise Inion CPS® (Inion Ltd. Tampere, Finland) kataloğundan modellenmiştir. Vidalar AutoCAD (Autodesk Inc., PA, ABD) programı ile 3D

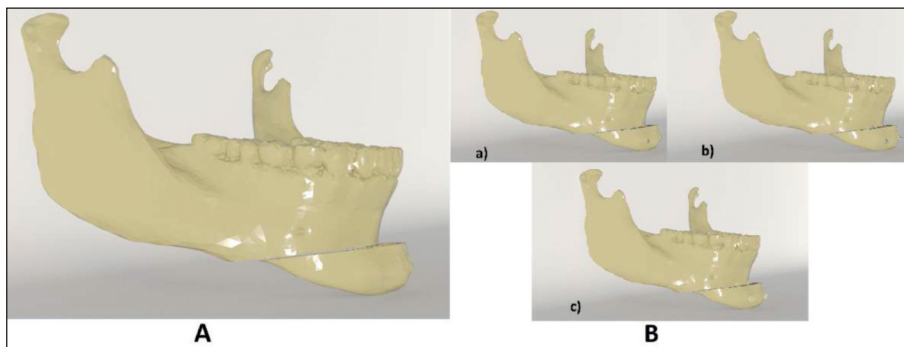
olarak modellenmiştir. Vidaların yapıldığı materyaller programa tanıtılarak aynı çap ve boyda çubuk şeklinde modellenmiştir. Vidalar distal fragmanın bukkal kortikal kemiğinden mental sinir ve diş köklerine zarar vermeyecek şekilde posterior-süperior olarak açılarak her iki fragmanı fikse edecek şekilde simüle edilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile vidalar ve kemik doku arasında uyumlandırma yapılarak kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Yapılan modellemeler üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 1B).

### OLUŞTURULAN MODELLERİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İÇİN HAZIR HÂLE GETİRİLMESİ

Modeller Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. Mandibula modellerinin ve vidaların hangi materyalden olduğu yazılıma tanıtılmıştır. Algor yazılımında analizlerin yapılabilmesi için üç boyutlu ağ yapısının oluşturulması (meshlenmesi) gerekmektedir.

### MODELLERE UYGULANAN YÜKLER, SINIR KOŞULLARI VE MATERYAL ÖZELLİKLERİ

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için sabitlenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Modellerde mandibula kondil bölgesinden ve alt dişlerden her DOF (Degree of freedom-Sıfır serbestlik derecesi)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Her bir modelde ayrılan yarım genial segmente horizontal olarak simetrik



**ŞEKİL 1: A)** 3D Doctor yazılımı ile bilgisayar ortamında BT verileri ile oluşturulan ve çene ucu kesisi yapılarak 8 mm ilerletilen genial segment modeli, **B)** Analize hazır hâle getirilmiş modeller: **a)** Mikro vida modeli, **b)** Mini vida modeli, **c)** Rezorbe olabilen vida modeli.

şekilde 50 N'luk kuvvet uygulanarak toplamda 100 N'luk kuvvet uygulaması yapılmıştır. Kuvvet miktarı Hannam ve ark.nın çalışmaları doğrultusunda hesaplanarak belirlenmiştir.<sup>12</sup> Modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.

## BULGULAR

Çalışma modellerinde stres değerleri kemikte distal ve proksimal fragmanlarda bukkal kortikal kemikte, bukkal trabeküler kemikte ve lingual trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal stresler olarak hesaplandı. Kemiğin baskı ve gerilme kuvvetinin analizi için sırası ile minimum asal stres ve maksimum asal stresler analiz edildi (Şekil 2). Fiksasyon materyallerinde ise Von-mises stresler hesaplandı (Şekil 3). Deplasman değerleri sonuçları için ön-arka yönü gösteren Y komponentinde oluşan deplasman miktarları pogonyon noktasının hareketi referans alınarak skaladan ölçülerek hesaplandı (Şekil 4).

## VON-MİSES STRESLER

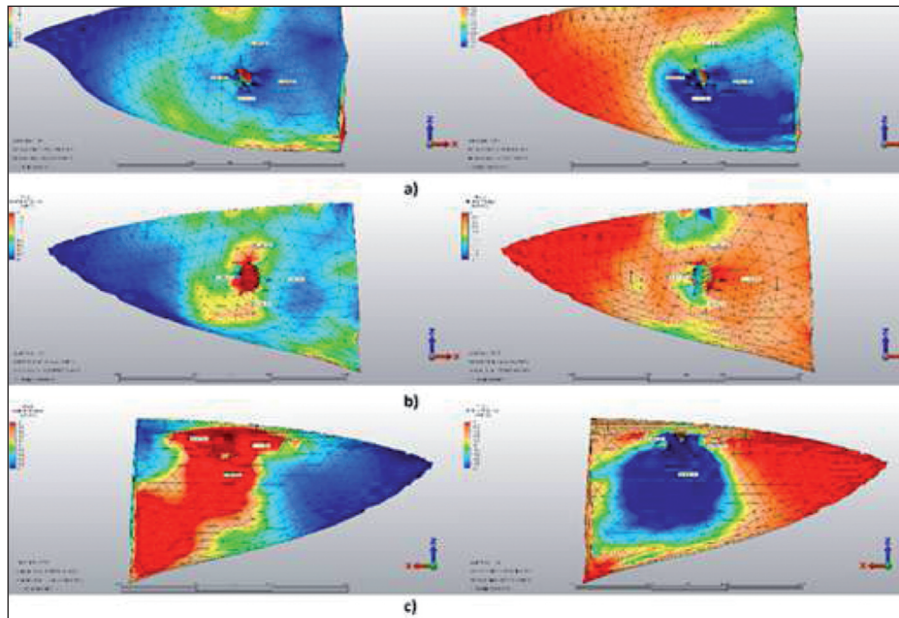
Sırasıyla model 1, model 2 ve model 3'te vidalardaki von-mises streslere bakıldığında; 1,5 mm titanyum mikro vidada 856,31 N/mm<sup>2</sup>, 2,0 mm titanyum mini vidada 399,32 N/mm<sup>2</sup> ve 2,8 mm re-

Model	Vida Tipi	Stres Değeri (N/mm <sup>2</sup> )
Model 1	Mikro vida	856,31
Model 2	Mini vida	399,32
Model 3	Rezorbe olabilen vida	135,86

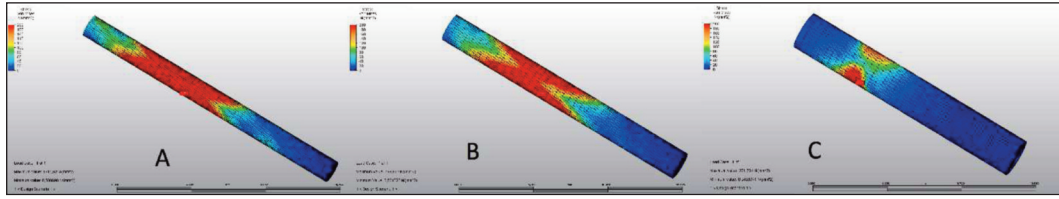
zorbe olabilen vidada 135,86 N/mm<sup>2</sup> olduğu görüldü. En fazla von-mises stresinin model 1'de mikro vidada, en az von-mises stresinin ise model 3'te rezorbe olabilen vidada olduğu saptandı (Tablo 2).

## MAKSİMUM ASAL STRESLER

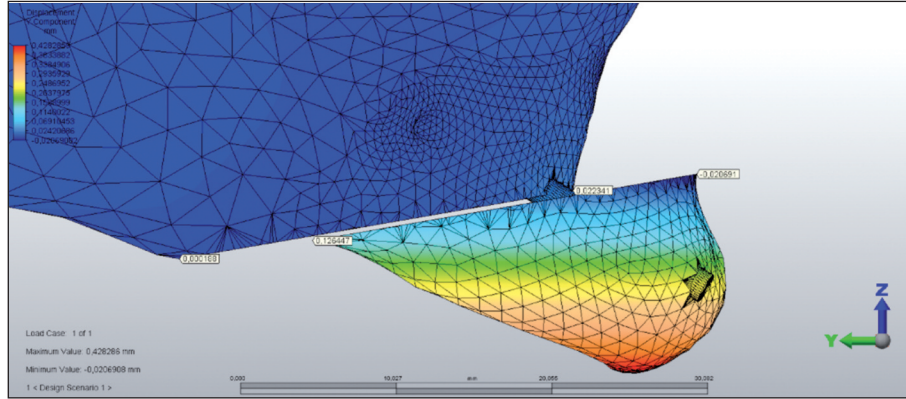
Çalışma modellerinde distal segmentte en yüksek maksimum asal stres değeri, yani en yüksek gerilme kuvveti 4,67 N/mm<sup>2</sup> ile mikro vida modelinde lingual spongios kemikte vidanın inferiorunda oluştu. Proksimal segmentte ise en yüksek gerilme kuvveti 55,7 N/mm<sup>2</sup> ile yine mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın üst kısmında oluştu. Aynı ayrı modeller incelendiğinde, distal fragmanda bukkal tarafta kortikal kemikte en fazla gerilme kuvvetinin 0,5 N/mm<sup>2</sup> ile mini vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte 1,18 N/mm<sup>2</sup> değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde, lingual tarafta ise 4,67 N/mm<sup>2</sup> değeri ile mikro vida modelinde olduğu saptandı.



ŞEKİL 2: a) Bukkal kortikal, b) Bukkal trabeküler ve c) Lingual trabeküler SEA stres analizi örneği.



ŞEKİL 3: Vidalarda von-mises stres dağılımı. A) Mikro vida, B) Mini vida, C) Rezorbe olabilen vida.



ŞEKİL 4: Sonlu elemanlar deplasman miktarı analizi örneği.

Proksimal fragmanda ise bukkal kortikal kemikte en fazla gerilme kuvvetinin  $55,7 \text{ N/mm}^2$  ile mikro vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte  $2,92 \text{ N/mm}^2$  değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde oluştuğu belirlendi. Proksimal fragmanda rezorbe olabilen vida (18 mm) lingualden çıkmadığı için, sadece titanyum vidalar (19 mm) arasında karşılaştırma yapılabilmektedir. Bu alanda da  $1,74 \text{ N/mm}^2$  stres değeri ile mikro vida modelinde en fazla gerilme kuvveti oluştuğu görülmüştür (Tablo 3).

#### MINİMUM ASAL STRESLER

Modeller içinde distal segmentte en yüksek minimum asal stres değeri, yani en yüksek sıkışma kuvvetinin  $4,45 \text{ N/mm}^2$  ile rezorbe olabilen vida modelinde lingual spongios kemikte vidanın infe-

riorunda oluştuğu gözlemlendi. Proksimal segmentte ise en yüksek sıkışma kuvvetinin  $33,4 \text{ N/mm}^2$  ile mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın distal kısmında oluştuğu saptandı. Aynı ayrı modeller incelendiğinde, distal fragmanda bukkal tarafta kortikal kemikte en fazla sıkışma kuvvetinin  $1,86 \text{ N/mm}^2$  ile mini vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte  $0,82 \text{ N/mm}^2$  değeri ile rezorbe olabilen vida modelinde, lingual tarafta ise  $4,45 \text{ N/mm}^2$  değeri ile yine rezorbe olabilen vida modelinde oluştuğu görüldü.

Proksimal fragmanda ise bukkal kortikal kemikte en fazla sıkışma stresinin  $33,4 \text{ N/mm}^2$  ile mikro vida modelinde, bukkal trabeküler kemikte  $3,44 \text{ N/mm}^2$  değeri ile yine mikro vida modelinde oluştuğu belirlendi. Proksimal fragmanda rezorbe olabilen vida (18 mm) lingualden çıkmadığı için,

TABLO 3: Distal ve proksimal segment maksimum asal stresler ( $\text{N/mm}^2$ ).

	Bukkal kortikal		Bukkal trabeküler		Lingual trabeküler	
	Distal segment	Proksimal segment	Distal segment	Proksimal segment	Distal segment	Proksimal segment
Model 1	0,22	55,7	0,63	2,87	4,67	1,74
Model 2	0,5	21,7	0,56	1,84	3,98	1,2
Model 3	0,47	23,4	1,18	2,92	2,18	-

**TABLO 4:** Distal ve proksimal segment minimum asal stresler (N/mm<sup>2</sup>).

	Bukkal kortikal		Bukkal trabeküler		Lingual trabeküler	
	Distal segment	Proksimal segment	Distal segment	Proksimal segment	Distal segment	Proksimal segment
Model 1	1,86	33,4	0,54	3,44	2,33	2,13
Model 2	1,62	13,0	0,32	2,7	1,95	1,71
Model 3	1,66	15,6	0,82	2,75	4,45	-

sadece titanyum vidalar (19 mm) arasında karşılaştırma yapılabilmektedir. Bu alanda da 2,13 N/mm<sup>2</sup> stres değeri ile mikro vida modelinde en fazla sıkışma kuvveti olduğu görülmüştür (Tablo 4).

### DEPLASMAN DEĞERLERİ

Modellerdeki Y komponentindeki yer değiştirme miktarları karşılaştırıldığında; en fazla deplasman miktarının 0,4-0,5 mm ile rezorbe olabilen vida modelinde olduğu, en az ise 0,1 mm ile mini vida modelinde olduğu görüldü. Mikro vidada ise 0,20-0,25 mm kadar deplasman miktarı hesaplandı. Rezorbe olabilen vida fiksasyonunda mini vidaya göre deplasman miktarında belirgin bir fazlalık görülürken, mikro vida ile mini vida fiksasyonunun deplasman değerleri arasında bu kadar belirgin bir fark görülmemektedir (Tablo 5).

### TARTIŞMA

Genioplasti, çene pozisyonunun üç boyutlu olarak kontrol edilmesini sağlayarak yüz estetiğini artıran cerrahi bir prosedürdür, ancak 8-10 mm'yi geçen ilerletmelerde komplikasyonların arttığı bilindiğinden çalışmamızda 8 mm ilerletme genioplastisi simüle edilmiştir.<sup>13</sup> Rezorbe olabilen vidaların kemik iyileşmesi için yeterli stabiliteyi sağlaması durumunda vidaları çıkarmak için ikinci operasyona ihtiyaç ortadan kalkabilmektedir. Mandibulada çene ucu diğer bölgelere göre nispeten daha az kas kuvvetine maruz kaldığından, titanyum mikro vidaların yeterli stabiliteyi sağlaması durumunda da vital yapılar korunarak ve daha az kemik defekti oluşturularak bu vidaların çene ucundan palpe edilmeden yerinde kalmaları sağlanabilmektedir.<sup>14</sup>

Kemik biyomekaniği ile ilgili SEA çalışmaları ile biyomekanik test verilerinin paralel olduğu bildirilmiştir. SEA'nın doğruluğunu test etmek için

**TABLO 5:** Deplasman miktarları.

Model no	Y komponenti deplasman (mm)	
Model 1	İki adet mikro vida	0,20-0,25
Model 2	İki adet mini vida	0,1
Model 3	İki adet rezorbe olabilen vida	0,4-0,5

linik çalışmalarla SEA sonuçları karşılaştırılmış olup, yapılan varsayımların sonucu etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmiştir.<sup>15,16</sup>

Ancak, anatomik ve biyomekanik sınırlamalar bu uygulamayı teknik açıdan zorlayıcı hâle getirmektedir. Örneğin; biyolojik kemik dokusunun homojen bir yapıya sahip olmaması (non-homojen), farklı bölgelerinde farklı özellikler göstermesi (non-izotropik), uygulanan kuvvet ile meydana gelen deformasyon oranının farklılığı (non-linear) model çeşitliliğini artırmaktadır. Bu sebeple bazı varsayımların yapılması gerekmektedir.<sup>17</sup> Çalışmamızda kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilip, incelenen farklı fiksasyon sistemlerini modeller arasında karşılaştırdığımız için karmaşık sınır koşullarını basitleştirmek adına diğer kas ve doku ataçmanları yok sayılıp mandibuler kemik ile kondiler kontak koşulları hakkında bazı varsayımlar yapılmıştır. Çalışmamızda, mandibula alt dişlerden ve kondillerden üç düzlemde de hareketsiz kabul edilerek yutkunma, çiğneme ve ağız açma sırasında mekaniği oldukça farklı ve karmaşık olan suprahoid kasların bağlandığı hiyoid kemiğin hareketi yok sayılmıştır.

Bikortikal vida fiksasyonu oldukça başarılı bir stabilizasyon yöntemidir. Vidalar gelen kuvvetleri geniş bir alana yayarak stabilizasyonu artırmakta ve kemik rezorpsiyonunu minimize etmektedirler.<sup>14</sup> Sindel ve ark., SEA yöntemiyle yaptıkları stres analizinde, sagittal split ramus osteotomi (SSRO)

fiksasyonunda 1,5 mm ve 2,0 mm'lik bikortikal vida fiksasyonunda stabilite açısından bir fark olmadığını belirtmişlerdir.<sup>14</sup> Maurer ve ark., titanyum mikro ve mini vidalarla yaptıkları çalışmalarında; 2,0 mm mini vidanın SSRO'da yeterli stabiliteyi sağlayabileceğini, 1,5 mm çaplı mikro vidaların da 89,5 N'a kadar olan kuvvetlere karşı koyabileceğini bildirerek, SSRO sonrası erken iyileşme döneminde hastaların bu kuvvette ısrarlamayacaklarını da bildirmişlerdir.<sup>18</sup> Yapmış olduğumuz çalışmada, mikro vida fiksasyonu kabul edilebilir bir stabilite sağlamıştır. Ancak, kemiğe ilettiği stresler ve vidalarda oluşan Von-mises stresler mini vidaya oranla daha fazladır.

Birçok rapor, rezorbe olabilir osteosentezin stabilite ve relaps açısından metalik sistemlerle karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini göstermiştir.<sup>6,19-22</sup> Bu osteosentez sistemleri titanyum sistemlerin çıkarılmasına ilişkin problemleri azaltmak, hatta ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir.<sup>23</sup> Çalışma sonuçlarına göre, her üç vida fiksasyonunun da yeterli stabiliteyi sağladığı görülmüştür. Bundan dolayı hastanın ikinci bir ameliyat endişesini ortadan kaldıracığı, ameliyat ve hastane prosedürleriyle ülke ekonomisi açısından da avantaj sağlayacağı için çalışmamızda rezorbe olabilen sistemlerin 8 mm'ye kadar olan ilerletme genioplastisinde kullanılabilmesi ön görülmüştür.

İmplantasyon üzerine yapılan birçok biyomekanik çalışmada, yüksek stresli bölge ile kemik rezorpsiyonu arasında doğrudan bir korelasyon olduğu ortaya konmuştur.<sup>24</sup> Esneme kriterinin üzerinde oluşan gerilmelerde plastik deformasyon izlenmekte, yani kırık oluşmaktadır. Buna göre, fizyolojik bir sınır olarak kemik maksimum dayanma kuvvetini varsayarsak, maksimum sıkışma asal stres değeri 170-190 MPa'yı aştığında ve maksimum gerilme asal stres değeri 100-130 MPa'yı aştığında kortikal kemikte lokal aşırı yüklenme olmaktadır. Ayrıca, trabeküler kemikte lokal aşırı yüklenme maksimum gerilme asal stres değeri ve/veya maksimum sıkışma asal stres değerinin mutlak değeri 5 Mpa'yı geçerse oluşmaktadır.<sup>25</sup> Bazı raporlara göre de yaklaşık -40 MPa'lık basınç gerilmesinin kemik için fizyolojik olduğu ve kemik rezorpsiyonu için kritik eşik değerinin -50 Mpa

civarında olduğu bildirilmiştir.<sup>24</sup> Yapılan analizlerde, bütün modeller içinde en fazla gerilme stresinin 55,7 Mpa ile mikro vida fiksasyonunda proksimal segmentte bukkal taraf kortikal kemik bölgesinde olduğu saptanmıştır. Bu değer kemik maksimum dayanım kuvvetini aşmamaktadır. Sıkışma streslerinde en büyük değer proksimal segmentte -33,4 Mpa ile mikro vida modelinde bukkal kortikal kemikte vidanın distal kısmında oluşmuştur. Bu değer de -50 Mpa'nın altında olduğundan, herhangi bir rezorpsiyon beklenmemektedir. Diğer bütün modellerde streslerin kemik maksimum dayanım kuvvetini ve rezorpsiyon sınırını aşmadığı, bu sayede gruplarda herhangi bir rezorpsiyon ya da deformasyona neden olabilecek aşırı stresin oluşmadığı gözlenmiştir. Trabeküler kemiklerdeki gerilme ya da sıkışma streslerinin mutlak değerinin de "5 MPa" değerini geçmediği için trabeküler alanlarda da aşırı yüklenme olmamıştır.

Modellenen vidalar için kullanılan titanyum alloyun yield strength değeri, Niinomi tarafından 825-869 Mpa, Fernández ve ark. tarafından ise 880 MPa olarak bildirilmiştir.<sup>26,27</sup> Bu değerlerle karşılaştırıldığında yapılan SEA sonuçlarına göre, mikro vidada oluşan 856,31 Mpa ve mini vidada oluşan 399,32 Mpa'lık Von-mises stres değerleri ile iki grupta da kalıcı deformasyon beklenmemektedir. Rezorbe olabilen vidadaki Von-mises stres değeri ise 135,86 MPa ile bu materyaller için bildirilen 233 MPa'lık deformasyon stres sınırını aşmadığından, bu grupta da kalıcı deformasyon beklenmemektedir.<sup>28</sup>

Yaptığımız SEA sonuçlarına göre, modellerdeki Y komponentindeki deplasman miktarlarına bakıldığında, titanyum mikro vida modelinde 0,2-0,25 mm; titanyum mini vida modelinde 0,1 mm; rezorbe olabilen vida modelinde ise 0,4-0,5 mm deplasman miktarı hesaplanmıştır. Ganesh ve ark., kemik iyileşmesinin sağlanabilmesi için kemik fragmanlarındaki hareketliliğin 500 µ'a kadar olması gerektiğini bildirmişlerdir.<sup>29</sup> Yapılan analizde; titanyum vida modellerinin biyolojik sınırlar içinde hareket ettiği, rezorbe olabilen vida modelinin ise tam bu sınırdan bir değer aldığı görülmüştür. Öte yandan, literatürde ideal iyileşmenin fragmanlar arası yer değiştirmenin 100-150 µ aralığında olması

durumunda mümkün olduğunu bildiren Tams ve ark.na göre ise sadece mini vida fiksasyonu modelindeki deplasman miktarının kabul edilebilir de-ğerde olduğu gözlenmiştir.<sup>30</sup> Titanyum mikro vida ve rezorbe olabilen vida modellerinde bu fizyolojik sınır aşılmıştır.

## SONUÇ

Elde edilen çalışma sonuçlarına göre; ilerletme genioplastisinde 8 mm'ye kadar yapılacak ilerletmelerde en uygun fiksasyon yönteminin mini vida sistemleri olduğu görülmüştür. Mikro vida fiksasyonunun geniş defekt alanı, kemik üzerinde mikro kırıkların oluşması ve sinir yaralanması gibi komplikasyonları önleme gibi avantajlarına rağmen, özellikle distal segmentte fazla kuvvetin geleceği düşünülen genioplasti prosedürleri sonrası segmentlerin stabilizasyonunu bozabilecek vida kırılmalarıyla sonuçlanabileceği için mikro vida sistemlerinin kullanımının sakıncalı olacağı düşünülmektedir. Rezorbe olabilen vida sistemlerinin kabul edilebilir ölçüde deplasman göstermesi, vidadanın kendisinde oluşan ve kemikte meydana getirdikleri düşük stres dağılımları açısından mini vida sistemlerine iyi bir alternatif olacağı kanaatindeyiz.

Ancak bu çalışma in vitro koşullarda yapılmış olup, in vivo birçok faktörün etkisinin de dikkate alınması gerektiği açıktır. Kesin klinik değerlendirmeler için benzer in vivo çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

### Teşekkür

Bu çalışma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından BU-1703 proje numarası ile desteklenmiştir.

### Finansal Kaynak

Bu çalışma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından BU-1703 proje numarası ile desteklenmiştir.

### 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:** Hale Yurtyapan; **Tasarım:** Ferhat Ayrancı; **Denetleme/Danışmanlık:** Ferhat Ayrancı; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Hale Yurtyapan; **Analiz ve/veya Yorum:** Ferhat Ayrancı; **Kaynak Taraması:** Hale Yurtyapan; **Makalenin Yazımı:** Hale Yurtyapan; **Eleştirel İnceleme:** Ferhat Ayrancı; **Kaynaklar ve Fon Sağlama:** Ferhat Ayrancı.

## KAYNAKLAR

- Lee GT, Jung HD, Kim SY, Park HS, Jung YS. The stability following advancement genioplasty with biodegradable screw fixation. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014;52(4):363-8. [Crossref] [PubMed]
- Precious DS, Cardoso AB, Cardoso MC, Doucet JC. Cost comparison of genioplasty: when indicated, wire osteosynthesis is more cost effective than plate and screw fixation. Oral Maxillofac Surg. 2014;18(4):439-44. [Crossref] [PubMed]
- Chaushu G, Blinder D, Taicher S, Chaushu S. The effect of precise reattachment of the mentalis muscle on the soft tissue response to genioplasty. J Oral Maxillofac Surg. 2001;59(5):510-6. [Crossref] [PubMed]
- Reyneke JP. Essentials of Orthognathic Surgery. 1<sup>st</sup> ed. USA: Quintessence Publishing Company; 2003. p.312.
- Van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. Anat Rec. 1997;248(3):464-74. [Crossref]
- Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. J Oral Maxillofac Surg. 2001;59(3):271-6. [Crossref] [PubMed]
- Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. Int J Oral Maxillofac Surg. 1994;23(6 Pt 2):450-2. [Crossref]
- Ashammakhi N, Suuronen R, Tiainen J, Törmälä P, Waris T. Spotlight on naturally absorbable osteofixation devices. J Craniofac Surg. 2003;14(2):247-59. [Crossref] [PubMed]
- Buijs GJ, van Bakelen NB, Jansma J, de Visscher JG, Hoppenreijns TJ, Bergsma JE, et al. A randomized clinical trial of biodegradable and titanium fixation systems in maxillofacial surgery. J Dent Res. 2012;91(3):299-304. [Crossref] [PubMed]
- Sarkarat F, Motamedi MH, Bohluli B, Moharamnejad N, Ansari S, Shahabi-Sirjani H. Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method. J Oral Maxillofac Surg. 2012;70(6):1434-8. [Crossref] [PubMed]
- Adigüzel Ö. [Finite element analysis: review part I: the uses in dentistry, basic concepts and description of elements]. Dental Journal of Dicle. 2010;11(1):18-23.
- Hannam AG, Stavness I, Lloyd JE, Fels S. A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing. J Biomech. 2008;41(5):1069-76. [Crossref] [PubMed]
- Martinez JT, Turvey TA, Proffitt WR. Osseous remodeling after inferior border osteotomy for chin augmentation: an indication for early surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57(10):1175-80. [Crossref]



14. Sindel A, Demiralp S, Colok G. Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *J Oral Rehab.* 2014;41(9):683-91. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
15. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(1):90-104. [[Crossref](#)]
16. Voo K, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A Jr. Finite-element models of the human head. *Med Biol Eng Comput.* 1996;34(5):375-81. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
17. Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res.* 1987;1(1):64-7. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
18. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999;27(6):365-72. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
19. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61(4):481-7. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
20. Paeng JY, Hong J, Kim CS, Kim MJ. Comparative study of skeletal stability between bicortical resorbable and titanium screw fixation after sagittal split ramus osteotomy for mandibular prognathism. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012;40(8):660-4. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
21. Ferretti C, Reyneke JP. Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: a prospective, comparative study of postoperative stability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(5):534-7. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
22. Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98(4):386-97. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
23. Van Bakelen N, Boermans B, Buijs G, Jansma J, Prium GJ, Hoppenreijis T, et al. Comparison of the long-term skeletal stability between a biodegradable and a titanium fixation system following BSSO advancement-a cohort study based on a multicenter randomised controlled trial. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014;52(8):721-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
24. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000;1(2):165-70.
25. 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](#)]
26. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A.* 1998;243(1):231-6. [[Crossref](#)]
27. Fernández E, Gil F, Aparicio C, Nilsson M, Sarda S, Rodriguez D, et al. Materials in dental implantology. In: Natali AN, ed. *Dental Biomechanics.* 1<sup>st</sup> ed. Londra: Taylor & Francis. 2003. p.69-87. [[Crossref](#)]
28. Cimen E, Onder ME, Cambazoglu M, Birant EM. Comparison of Different Fixation Types Used in Unilateral Mandibular Condylar Fractures: An In Vivo Study With New Biomechanical Model. *J Craniofacial Surg.* 2016;27(5):1277-81. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
29. Ganesh V, Ramakrishna K, Ghista DN. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. *Biomed Eng Online.* 2005;4(1):46. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
30. Tams J, Otten B, van Loon JP, Bos RR. A computer study of fracture mobility and strain on biodegradable plates used for fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(8):973-81. [[Crossref](#)]