





**T.C.  
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ  
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARDA VİDA  
SAYISI VE OLUK PREPARASYONUNUN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ASLI BAŞKAN NAL**

**TEZ DANIŐMANI  
DOÇ. DR. SERAP KESKİN TUNĐ**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**DOKTORA TEZİ  
AĞUSTOS/2025**

## İTHAF

“Canım babam Tamer BAŞKAN’a ithaf ediyorum.”

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ihtiyacım olan her konuda mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bana değerli vaktini her zaman ayıran, çalışma etiğini her zaman örnek aldığım değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Serap KESKİN TUNÇ'a,

Bu çalışmanın (Proje No: 2024/079) gerçekleştirilmesine sağladığı maddi destekten dolayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri'ne,

TÜBİTAK Bilim İnsanı Destek Programları Başkanlığı'na doktora eğitimim süresince 2211- Yurt İçi Lisansüstü Burs Programı kapsamında sağladığı maddi destekten dolayı,

Mesleki duruşu ve başarısıyla bana ilham veren değerli meslektaşım ve hocam Dr. Dt. Esmâ SÖNMEZ'e,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, her türlü destekleriyle yanımda olan eş kıdemlim Dt. Rumeysa BALCI KARAKURT'a, Dt. Ecem GEDİK'e, Dt. Rukiye Ceren BEKER'e, Dt. Gülşan ATAY'a ve Dt. Tuğra KARACA'ya,

Doktora eğitimim sürecinde üzerimde değerli emekleri olan, bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren ve bana aile olan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki saygıdeğer hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde çok büyük emekleri olan, her zaman beni destekleyen, eğitim hayatımın mimarları ve bu mesleği seçmemde büyük rol sahibi olan rahmetli babam Tamer BAŞKAN, annem Fatma BAŞKAN ve abim Mehmet BAŞKAN'a,

Hem iyi hem kötü günde sevgilerini ve desteklerini her zaman hissettiren Funda GÖRDÜK, Gökmen GÖRDÜK, Gökâlâp GÖRDÜK ve Hande GÖRDÜK,

İlk günden itibaren desteğini hissettiğim, sevgisi ve sabrı ile yanımda olan hayat arkadaşım Sefa Ercan ÖNAL'a,

İçten ve sonsuz teşekkür ederim.

Aslı BAŞKAN ÖNAL

# İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ÖZET.....	xi
ABSTRACT.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. SUBPERİOSTEAL İMPLANT.....	3
2.1.1. Subperiosteal İmplantların Tarihsel Gelişimi, Tanımı ve Özellikleri.....	3
2.1.2. Endikasyon ve Kontrendikasyon.....	5
2.1.3. Üretim Materyalleri.....	6
2.1.4. Komplikasyonlar.....	7
2.1.4.1. Cerrahi komplikasyonlar.....	7
2.1.4.2. Post-operatif komplikasyonlar.....	10
2.1.4.3. Protetik komplikasyonlar.....	11
2.1.5. Avantaj ve Dezavantajları.....	12
2.2. KİŞİYE ÖZEL MODERN SUBPERİOSTEAL İMPLANTLAR.....	14
2.2.1. Preoperatif Hazırlık ve KİBT.....	14
2.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım.....	14
2.2.3. Bilgisayar Destekli Üretim.....	15
2.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	15
2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar.....	16
2.3.1.1. Kuvvet.....	16
2.3.1.2. Gerilim (Stres).....	17
2.3.1.3. Değiştirme (Gerinim, strain).....	18
2.3.1.4. Hooke kanunu.....	18
2.3.1.5. Elastiklik katsayısı (Young's katsayısı).....	18
2.3.1.6. Poisson oranı.....	19
2.3.1.7. Von Mises stresi (Gerilmesi).....	19
2.3.1.8. Homojen cisim.....	19
2.3.1.9. İzotropik ve anizotropik cisimler.....	19
2.3.1.10. Eleman (Element).....	19

2.3.1.11. Dügüm noktası (Node).....	19
2.3.1.12. Ağ yapısı (Mesh) .....	19
2.3.1.13. Sınır şartları (Boundary conditions) .....	20
2.3.1.14. Katı modelleme.....	20
2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Stres Analizi Yöntemi .....	20
2.3.3. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları .....	21
2.3.3.1. Üç boyutlu modellerin elde edilmesi (Preprocessing).....	21
2.3.3.2. Verilerin programa aktarılması (Analiz).....	22
2.3.3.3. Analizin çözümlenmesi (Postprocessing).....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. MAKSİLLER KEMİĞİN MODELLENMESİ.....	25
3.2. ABUTMENT, SUBPERİOSTEAL İMPLANT, FİKSASYON VİDASI, OKLÜZAL VİDA, METAL ALTYAPI VE PROTEZ MODELLERİNİN HAZIRLANMASI .....	25
3.3. ÇALIŞMA MODELLERİ .....	27
3.4. MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ.....	31
3.5. MALZEME TANIMLARI .....	31
3.6. YÜKLEME SENARYOLARI VE KOŞULLARI.....	32
3.7. KUANTİTATİF MODEL BİLGİLERİ .....	35
3.8. SİSTEMLERİN BİRLEŞTİRİLMESİ VE PARÇALAR ARASI BAĞLANTI DURUMU.....	36
4. BULGULAR.....	37
4.1. KEMİK ÜZERİNDE OLUŞAN MAKSİMUM ASAL STRES DEĞERLERİ.....	37
4.2. KEMİK ÜZERİNDE OLUŞAN MİNİMUM ASAL STRES DEĞERLERİ .....	43
4.3. SUBPERİOSTEAL İMPLANT ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ .....	49
4.4. METAL ALTYAPI ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ..	55
4.5. FİKSASYON VİDALARI ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ .....	61
4.6. GÜVENLİK FAKTÖRÜ HESABI .....	67
5. TARTIŞMA .....	68
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	79
KAYNAKLAR .....	81

## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 3.1:</b> Sonlu elemanlar analizi uygulanan modellerin özellikleri .....	28
<b>Tablo 3.2:</b> Malzeme özellikleri .....	32
<b>Tablo 3.3:</b> Kuantitatif model bilgileri .....	35
<b>Tablo 4.1:</b> Oblik kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmax değerleri .....	37
<b>Tablo 4.2:</b> Vertikal kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmax değerleri .....	37
<b>Tablo 4.3:</b> Oblik kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmin değerleri.....	43
<b>Tablo 4.4:</b> Vertikal kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmin değerleri.....	43
<b>Tablo 4.5:</b> Oblik kuvvetler sonucunda SPI'de oluşan von Mises stres değerleri .....	49
<b>Tablo 4.6:</b> Vertikal kuvvetler sonucunda SPI'de oluşan von Mises stres değerleri .....	49
<b>Tablo 4.7:</b> Oblik kuvvetler sonucunda metal altyapıda oluşan von Mises Stres değerleri .	55
<b>Tablo 4.8:</b> Vertikal kuvvetler sonucunda metal altyapıda oluşan von Mises Stres değerleri .....	55
<b>Tablo 4.9:</b> Oblik kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri .....	61
<b>Tablo 4.10:</b> Vertikal kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri .....	61

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1: KIBT verilerinden 3B modellerin elde edilmesi.....	24
Şekil 3.2: Kemik modelleri .....	25
Şekil 3.3: Subperiosteal implant tasarımları.....	26
Şekil 3.4: Subperiosteal implant parçaları .....	27
Şekil 3.5: Protez parçaları .....	27
Şekil 3.6: Model 1 .....	28
Şekil 3.7: Model 2 .....	28
Şekil 3.8: Model 3 .....	29
Şekil 3.9: Model 4 .....	29
Şekil 3.10: Model 5 .....	29
Şekil 3.11: Model 6 .....	30
Şekil 3.12: Kemik ve subperiosteal implant modelleri. ....	30
Şekil 3.13: Matematiksel modellerin hazırlanması .....	31
Şekil 3.14: Vertikal kuvvet şematizasyonu .....	33
Şekil 3.15: Vertikal kuvvet şematizasyonu .....	33
Şekil 3.16: Oblik kuvvet şematizasyonu .....	34
Şekil 3.17: Oblik kuvvet şematizasyonu .....	34
Şekil 3.18: Sınır koşulu .....	35
Şekil 4.1: Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri .....	39
Şekil 4.2: Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri .....	40
Şekil 4.3: Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri .....	41
Şekil 4.4: Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri .....	42
Şekil 4.5: Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri.....	45
Şekil 4.6: Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri.....	46

<b>Şekil 4.7:</b> Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri.....	47
<b>Şekil 4.8:</b> Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri.....	48
<b>Şekil 4.9:</b> Oblik kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri.....	51
<b>Şekil 4.10:</b> Oblik kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri.....	52
<b>Şekil 4.11:</b> Vertikal kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri.....	53
<b>Şekil 4.12:</b> Vertikal kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri.....	54
<b>Şekil 4.13:</b> Oblik kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri .....	57
<b>Şekil 4.14:</b> Oblik kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri .....	58
<b>Şekil 4.15:</b> Vertikal kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri .....	59
<b>Şekil 4.16:</b> Vertikal kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri .....	60
<b>Şekil 4.17:</b> Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri.	63
<b>Şekil 4.18:</b> Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri .	64
<b>Şekil 4.19:</b> Vertikal kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri .....	65
<b>Şekil 4.20:</b> Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri .	66

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>A</b>	: Alan
<b>a</b>	: İvme
<b>AMSJI</b>	: Eklemeli Olarak Üretilen Subperiosteal Çene İmplantları
<b>CAD</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım
<b>CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Üretim
<b>CFR-PEEK</b>	: Karbon Fiber Takviyeli Polietereterketon
<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>DMLS</b>	: Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
<b>EBM</b>	: Elektron Işını Eritme
<b>F</b>	: Kuvvet
<b>HA</b>	: Hidroksiapatit
<b>KIBT</b>	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
<b>M</b>	: Kütle
<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>PEEK</b>	: Polietereterketon
<b>Pmax</b>	: Maksimum Asal Gerilim
<b>Pmin</b>	: Minimum Asal Gerilim
<b>PMMA</b>	: Polimetil Metakrilat
<b>PSI</b>	: Pouns Per Square Inch
<b>S</b>	: Gerilim
<b>SEA</b>	: Sonlu Elemanlar Analizi
<b>SLM</b>	: Seçici Lazer Eritme
<b>SLS</b>	: Seçici Lazer Sinterleme

**STL** : Surface Tessellation Language

**SPI** : Subperiosteal İmplant

**3B** : Üç Boyutlu



# SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARDA VİDA SAYISI VE OLUK PREPARASYONUNUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

## ÖZET

**Amaç:** Subperiosteal implantların yerleştirilmesi sırasında alveoler kemikte oluk preparasyonu yapılmasının ve sabitlenmesinde kullanılan fiksasyon vida sayısındaki değişikliklerin implant ve kemik üzerinde oluşan kuvvetlere etkisini görmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Ciddi atrofik maksillaya sahip hastanın tomografi verileri kullanılarak maksilla modeli oluşturulmuştur. Maksilla üzerinde, subperiosteal implantın vestibülde kemikle temas ettiği yüzeylerde oluk preparasyonu uygulanmamış ve uygulanmış (1 mm ve 2 mm) 3 maksilla modeli oluşturulmuştur. Toplam 6 veya 8 vida içeren 6 farklı subperiosteal implant tasarımı yapılmıştır. Subperiosteal implantların abutmentlarına bağlanan metal altyapı üzerine PMMA materyalinden sabit protez tasarlanmıştır. Protez üzerinden oblik ve vertikal kuvvetler ayrı ayrı bilateral uygulanarak oklüzal kuvvetler simüle edilmiştir. Oblik kuvvetler, 1. molar dişin fossasına bukkalden palatine doğru 30° açı ile 50 N büyüklüğünde uygulanmıştır. Vertikal kuvvetler, 1. molar dişin fossasına 150 N ve santral dişin insizaline 100 N olacak şekilde uygulanmıştır. 12 lineer statik analizde; kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum principle stres; subperiosteal implantlar, metal altyapılar ve fiksasyon vidaları üzerinde oluşan von Mises stres değerleri incelenmiştir.

**Bulgular:** Kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri karşılaştırıldığında oluk preparasyonu uygulanan ve 6 vidalı senaryolarda, oluk preparasyonu uygulanmayan ve 8 vidalı senaryolara göre daha yüksektir. Subperiosteal implantlarda oluşan von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında oluk preparasyonu uygulanmayan ve 6 vidalı senaryolarda, oluk preparasyonu uygulanan ve 8 vidalı modellere göre daha yüksektir. Vertikal kuvvetler subperiosteal implantlarda oluşan von Mises stresleri hariç diğer değerlendirme kriterlerinde daha yüksek stres oluşturmuştur.

**Sonuç:** Subperiosteal implant üzerinde en yüksek von Mises değeri oluk preparasyonu uygulanmayan 6 vidalı subperiosteal implant tasarımında gözlemlenmiştir. Tüm senaryoların plastik deformasyona uğramadığı saptanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Atrofik Alveoler Kemik, Kişiyeye Özel Titanyum Subperiosteal İmplant, Oluk Preparasyonu Uygulanan Subperiosteal İmplant, Sonlu Elemanlar Analizi, Subperiosteal İmplant



# EVALUATION OF THE NUMBER OF SCREWS AND GROOVE PREPARATION IN SUBPERIOSTEAL IMPLANTS WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

## ABSTRACT

**Aim:** To examine the impact of groove preparation in the alveolar bone and the variation in the number of fixation screws on the forces acting on the subperiosteal implant and bone.

**Materials and Methods:** A maxilla model was created using CT data from a patient with severe atrophic maxilla. Three models were made: one with no groove preparation and two with groove preparations (1 mm and 2 mm) on the surfaces where the subperiosteal implant contacts the bone. Six different implant designs, each with either 6 or 8 screws, were analyzed. A fixed prosthesis was designed from PMMA on a metal framework attached to the implant abutments. Bilateral oblique and vertical forces were applied to simulate occlusal forces. Oblique forces of 50 N at a 30° angle were applied to the first molar's fossa, while vertical forces of 150 N and 100 N were applied to the first molar and central incisor, respectively. In 12 linear static analyses, the maximum and minimum principal stresses in the bone, and von Mises stresses on the implants, metal frameworks, and screws were analyzed.

**Results:** The maximum principal stress in bone was higher in the groove-prepared models with 6 screws compared to the models with 8 screws. The von Mises stress was also higher in the 6-screw, no-groove models. Vertical forces generated higher stresses, except for the von Mises stress on the implants.

**Conclusion:** The highest von Mises stress was observed in the 6-screw, no-groove model. No plastic deformation occurred in any of the scenarios.

**Key Words:** Atrophic Alveolar Bone, Custom Titanium Subperiosteal Implant, Finite Element Analysis, Groove-Prepared Subperiosteal Implant, Subperiosteal Implant

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliğine bağlı estetik ve fonksiyonel kayıpları rehabilite etmek için dental implantoloji alanında pek çok yöntem vardır. İmplantlar yapıldığı yer ve destek dokulara göre endosseöz, subperiosteal ve transosseöz implant olmak üzere üçe ayrılır. İntraosseöz implantlar kemiğin içine yerleştirilen ve implant gövdesinin tamamen alveol kemik içerisinde kaldığı implantlardır (1). Subperiosteal implantlar (SPI), periosteumun altında maksilla veya mandibulanın üstünde duran çerçeve yapısındadır (2). Transosseöz implantlar, mandibulayı boylu boyunca geçen transosseal pinler ve mandibula bazisine uzanan metal plaktan oluşur. Ekstraoral yaklaşımla ileri derece atrofik mandibulalara yerleştirilir (1). Bu yöntemler arasında günümüzde en yaygın kullanılan yöntem endosseöz implantlardır (3).

Dişlerin çekilmesiyle birlikte alveoler kemikte boyutsal değişikliklere yol açan bir dizi adaptif süreç başlar. Diş çekiminden sonraki bir yılda büyük değişikliklerin olduğunu gösteren Schropp ve ark, bukkal-lingual boyutta %50 kemik kaybı olduğunu ve ilk 3 ayda başlangıçtaki sırt genişliğinin %30'unun kaybolduğunu tanımlamışlardır. Alveoler kretteki bu kemik kaybı hem horizontal hem de vertikal olarak gerçekleşmektedir. Zamanla, ortaya çıkan bu kemik kayıpları, endosseöz implantların uygun şekilde yerleştirilmesini engelleyebilmektedir. İmplantların doğru pozisyona yerleştirilmesi için cerrahi augmentasyon gerektirebilecek yetersiz alveoler kretlerle sık karşılaşılır (4,5).

Aşırı atrofik maksilla ve mandibula, diş eksikliğinin telafisini çok zorlaştırır. Yaşam kalitesini büyük ölçüde iyileştirecek sabit bir diş protezine, atrofik dişsiz çeneleri olan birçok hasta hiçbir zaman erişemeyebilir. Kemik içi implantların uzun süreli hayatta kalma oranının dikkate değer olduğu düşünülmektedir. Ancak uygulanması için belli miktar ve kalitede kemiğe ihtiyaç vardır. Aτροφik dişsiz çenelerin dental rehabilitasyonu için kemik greftleri, çene osteotomileri, sinüs kaldırma, alveolar sırtın distraksiyonu ve zigoma implantları gibi karmaşık rekonstrüktif cerrahi yöntemler kullanılabilir. Bu yöntemlerin en büyük dezavantajları ise hiç şüphesiz tedavinin başlangıcı ile protezin son teslimi arasındaki sürenin uzun olması, morbidite oranının yüksek olması ve işlemlerin karmaşık ve zaman alıcı olmasıdır (6).

Zigomatik implantlar, Brånemark tarafından kanser veya kazalar nedeniyle maksillada agresif cerrahi geçiren hastaların rehabilitasyonuna bir alternatif olarak

geliştirildi (7). Günümüzde atrofik maksillanın rehabilitasyonu için tercih edilse de literatürde maksiler sinüs enfeksiyonu, oroantral fistül oluşumu ve orbital kavite penetrasyonu gibi komplikasyonlar bildirilmiştir (8–10).

Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design-CAD) ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM) sistemlerinin, çene cerrahisi alanına entegrasyonu ile önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Sayısız ilerleme arasında hastaya özel SPI'ler geliştirilmesi öne çıkmaktadır. Bu implantlar, her hastanın benzersiz anatomik gereksinimlerine göre uyarlanarak geleneksel implantlara kıyasla üstün uyum ve işlev sağlarlar (6). Fakat yakın zamanda popülerleşen bu implant türünün tasarımı ile ilgili bir fikir birliği yoktur. Literatürde karşılaşılan tasarımlarda; farklı implant kalınlığı, vida çapı ve sayısı kullanılmıştır. Literatürdeki bazı tasarımlarda sadece abutment bölgelerinde alveoler krette ostektomi yapılırken bazı çalışmalarda hiç yapılmadığı görülmüştür. Bu tez çalışmamızın amacı farklı vida sayılarının ve subperiosteal implantın bukkal kompartmanının maksillaya temas ettiği yüzeylerde yapılan farklı ostektomi derinliklerinin; sonlu elemanlar analizi ile biyomekanik performanslarının karşılaştırılmasıdır. Bu kapsamda oluşturulan sanal modellerde, kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal stres; SPI, metal altyapı ve fiksasyon vidaları üzerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. SUBPERİOSTEAL İMPLANT

#### 2.1.1. Subperiosteal İmplantların Tarihsel Gelişimi, Tanımı ve Özellikleri

Subperiosteal implant üst çene veya alt çeneye uygulanan periostun altına alveol kretin ise üzerine yerleştirilen kafes şeklinde yapılardır. Kafes şeklindeki yapısı sayesinde protez aracılığıyla iletilen oklüzal kuvvetler geniş temas alanına sahip kemiğe iletilir (11). SPI, genellikle ağız boşluğuna açılan transmukozal elemanlara sahiptir. Bu protetik elemanlar sayesinde sıklıkla SPI'ler cerrahi sonrasında hemen sabit veya hareketli protezler ile yüklenirler (12).

Aşırı atrofik çenelerde kullanılmak üzere subperiosteal implantlar, ilk 1940'larda Dahl tarafından tanıtılmıştır (13). Ancak, SPI'lerin dünya çapında kullanımını Goldberg ve Gershkoff 1949'daki yayınından sonra yaygınlaştırmıştır. Goldbberg ve Gershkoff, Dahl'ın SPI tasarımından farklı olarak eksternal oblik sırt desteğinin ilave edildiği bir tasarım kullanmışlardır (14,15).

Subperiosteal implantların ilk tanıtıldığı dönemde, subperiosteal implantların uygulanabilmesi için iki aşamalı cerrahi gerekmektedir. İlk cerrahide alveol kretin uygun koşullarda ölçüsünün alınması ve ikinci cerrahiye kadar implantın tasarlanması ve üretilmesi gerekmektedir. İkinci cerrahi ise implantın uygulanacağı alan tekrar görünür kılınp subperiosteal implantın krete uygunluğu kontrol edilerek yerleştirilmesini içermektedir (13,16,17). İlk ve ikinci cerrahiler arasında genellikle 6 hafta periostun iyileşmesi için beklenmektedir (11). Bekleme süresi sırasında kemikte ve diğer dokularda değişiklikler meydana geleceğinden, SPI'nin kemiğe uyumu ile ilgili sorun yaşanabilmekteydi (18). SPI'nin üretiminde ilk dönemlerde esas olarak mum model döküm tekniği kullanılmaktaydı. Bu yöntemde, bireye özel implantın balmumundan bir modeli el işçiliğiyle detaylı şekilde hazırlanmakta, ardından bu model refrakter bir materyalle kaplanarak bir kalıp oluşturulmaktaydı. Kalıp, yüksek sıcaklıkta ısıtılarak balmumu eritilir ve çıkarılır, böylece implantın şekline sahip boşluk elde edilirdi. Daha

sonra bu boşluğa erimiş metal dökülerek implantın son hali oluşturulurdu. Soğuma sonrası refrakter materyal uzaklaştırılarak kişiye özel metal SPI elde edilmekteydi (2).

1984 yılında Linkow(19), alveolar kret üzerine doğrudan oturan, tüm kret boyunca uzanan ve kemiği kaplayan geniş, ızgara yapısına sahip metal bir altyapı şeklinde olan SPI tasarımında değişikliğe gitmiştir. 3 noktada kemiğe uzanan tripodal tasarım modelini sunarak rezorpsiyona dirençli alanlardan destek alan SPI tasarımını geliştirmiştir. Bu gelişme ile kemik boyunca her noktada temas eden tasarımdan vazgeçilmiştir. Mandibulada simfiz bölgesi ve eksternal oblik sırt, maksillada pterigomaksiller sütürdan destek almıştır. Seçilen bu bölgeler, mandibulaya en fazla kas bağlantısını yansıtıyordu. Mekanik aktivite ile dönüşümlü gerilim-sıkıştırma kuvvetleri, özellikle diş kaybından sonra kemik stoğunu korumaya yardımcı olmaktadır (2,19,20).

Geçmişte subperiosteal implantlar çeşitli nedenlerle başarısız olmuştur. Doğrudan vida fiksasyonunun olmaması ve malzeme seçiminin yetersizliği geçmişteki SPI'leri olumsuz etkilemiştir. Vida fiksasyonu uygulamaya başlandığında bile; kullanılan kobalt krom metal implant çerçevesi, osteoindüktif olmamasından dolayı birkaç yıl içinde ilerleyici kemik kaybına ve implantın gevşemesine neden olmaktaydı. Aynı zamanda, SPI çerçeveleri çok hantal ve uygulanması kolay değildi. Bu da ameliyatı külfetli ve zor hale getiren son derece büyük flepler gerektirmekteydi. Cerrahi olarak açığa çıkarılan kemiğin doğrudan ölçüsünün alınması ve ardından birkaç hafta sonra büyük ve hantal SPI'nin takılması için kemiğin cerrahi olarak tekrar açığa çıkarılması iyileşme sürecini tehlikeye atmaktaydı. Bu prosedürlerin, tedavinin başarısını olumsuz etkilemiş olabileceği düşünülmektedir (21,22).

1986'da iki aşamalı cerrahi ortadan kaldıran 2 önemli çalışma yayınlanmıştır. Ocak 1986'da Golec(23) CAD-CAM ile 15 tane maksilla ve mandibulaya uygulanan SPI üretimi yaptığı çalışmasını yayınlamıştır. Aynı yıl nisan ayında Truitt(24), bilgisayarlı tomografi (BT) tarama tekniğini geliştirmiştir. Bu yöntemde, klinisyenin bir kemik modeli elde etmek için BT ve bilgisayar tarafından oluşturulan bir model (CAD-CAM) veya sterolitografi kullanılmaktaydı. Model için gerekli olan BT taraması, cerrahi ziyaretten önce hastaya yapılmaktaydı. Bu teknikte üretilen subperiosteal implantların yerleştirilmesi için tek bir cerrahi ziyaret gerekmekteydi (11).

2017 yılında Mommaerts(21) tarafından neredeyse yüzyıllık SPI konsepti, Eklemeli Olarak Üretilen Subperiosteal Çene İmplantları (AMSJI) adı verilerek modern

CAD-CAM teknolojileriyle yeniden ele alınmıştır. Bu konseptte AMSJI, tek bir cerrahi seansta işlevin ve estetiğin geri kazanıldığı, protez odaklı, tersine mühendislik yaklaşımı ile açıklanmaktadır. Bu yöntemde göre eksik dişe sahip diş arki ve karşıt çene arasındaki ilişki mum prova ile kayıt edilir. BT çekimi hasta maksimum interküspasyondayken radyopak materyalle kaplanmış olan mum prova modeliyle yapılır. Böylece hastanın yumuşak doku kalınlığı da BT aracılığı ile tayin edilir. Oklüzyondaki alt ve üst dental ark üst üste bindirilir. AMSJI'nin ağız içi abutment parçalarının uygun lokalizasyonları belirlenir. Daha sonrasında tam dişsiz arklarda iki parça halinde titanyum AMSJI tasarımı ve polimerden üç boyutlu (3B) geçici protez tasarımı yapılır. AMSJI'nin fiksasyon vidalarının uzunluğu çevre anatomik dokulara uygun olarak tasarım sırasında belirlenir. Ameliyatla aynı seansta geçici protezler kullanılmaya başlanır. Ameliyattan 2 ay sonra daimi protez aşamasına başlanır (21).

İlk tanıtımından bu yana subperiosteal implantlar çeşitli değişikliklere uğramıştır. İlk popülerliklerine rağmen, tekrarlayan enfeksiyonlar, yumuşak doku kaynaklı SPİ'lerin açığa çıkması, implant kırıkları, yaygın kemik rezorpsiyonu, parestezi ve implant hareketliliği gibi bir dizi komplikasyon nedeniyle kullanımları azalmıştır. Ancak, dijital diş hekimliğinde ve implant tasarımındaki son gelişmeler, ciddi şekilde rezorbe olmuş çeneler için alternatif bir tedavi seçeneği olarak subperiosteal implantlara olan ilginin yeniden artmasını sağlamıştır (25). Günümüzde gelişen tasarım ve üretim teknolojileri, tedavi yöntemlerini önemli ölçüde dönüştürmüştür. Elektron Işını Eritme (EBM), Seçici Lazer Eritme (SLM) ve Seçici Lazer Sinterleme (SLS) gibi Eklemeli Üretim (Additive Manufacturing) teknikleri, biyouyumlu ve implante edilebilir malzemeler kullanarak, istenen mekanik özelliklere sahip implantların üretimini mümkün kılmaktadır (26).

### **2.1.2. Endikasyon ve Kontrendikasyon**

Endosseöz implantların başarısı yeterli kemik miktarı ve kalitesine bağlıdır. Yetersiz kemikle karşılaşıldığında yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, otojen kemik grefti gibi rejeneratif yöntemlere başvurulur. Kemik arttırım işlemleri genellikle yararlı olsalar da hastanın tedavi masraflarını ve operasyon sayısını arttırlar. Bu yöntemlerle elde edilebilecek kemik büyütmenin boyutu sınırlı ve öngörülemezdir. Dolayısıyla, atrofik çeneleri rehabilite etmek için endosseöz implantlara alternatif yöntemlere talep oluşmaktadır (25).

Subperiosteal implant, özellikle tüm dişlerini kaybetmiş ve Cawood & Howell sınıflandırmasına göre V-VI derecede kemik rezorpsiyonu yaşayan bireyler ve çeşitli nedenlerden dolayı büyük alveoler kemik defekti (maksillektomi veya mandibulektomi) olan bireyler için alternatiftir. Bu kapsamda son yıllarda geliştirilen Eklemeli Üretim Subperiosteal Çene İmplantları (AMSJI), hem cerrahi uygulama süreci hem de postoperatif iyileşme açısından, maksillada ciddi kemik kaybı veya zayıf kemik kalitesi görülen vakalarda etkili ve umut vadeden bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır (26–28).

Subperiosteal implant, cerrahi işleme engel teşkil eden sistemik patolojisi, ilaç kullanımı, iyileşme sorunları, enfeksiyona yatkınlık, koagülopati veya yeterli ağız hijyenini engelleyen el becerisi sorunları olan hastalarda kontrendikedir (29,30). Yetersiz yumuşak doku koşulları, daha önce implant başarısızlığı öyküsü risk faktörüdür. Ayrıca rezidüel kemik yüksekliğinin ve kalınlığının tamamen yetersiz olduğu, SPI'nin üzerine oturabileceği stabil bir yüzeyin bulunmadığı vakalarda kullanımı mümkün olmayabilir. Maksiller sinüs gibi anatomik yapıların kemik stoğunu sınırladığı durumlarda SPI'nin stabilitesi ve başarısı tehlikeye gireceği için kontraendikasyon olarak değerlendirilmektedir (31).

### 2.1.3. Üretim Materyalleri

Başlangıçta esas olarak kobalt-krom alaşımından imal edilen SPI'ler tanıtıldıkları dönemden itibaren uzunca bir süre krom kobalt alaşımından üretilmiştir (11,12,32). Bu alaşımlar reaktif yapıları, dayanıklılıkları, sertlikleri, korozyon dirençleri, vücut sıvılarında çözünmemeleri ve biyouyumlulukları nedeniyle seçilmiştir. Ancak, bu metallerin dokulara iyon salmaları sonucu ortaya çıkan yan etkileriyle ilgili endişeler alternatif materyal arayışına neden olmuştur (2). 1970'lerde SPI'nin etrafında bağ dokusu kapsülü oluşumunu en aza indirmeyi amaçlayarak karbon kaplı implant yüzeyi kullanılmıştır. Ancak, karbon-doku arayüzündeki etkinliğine dair kesin olmayan kanıtlar ve iki karbon kaplamalı subperiosteal implant vakasının bildirildiği bir çalışmada belgelendiği gibi potansiyel olumsuz histopatolojik etkiler nedeniyle kullanımı sınırlı kalmıştır (33).

1980'lerde Rivera (34) tarafından SPI'nin hidroksiapatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2/\text{HA}$ ) ile kaplanması tanıtılmıştır. HA kaplamanın amacı direkt kemik temasını arttırmaktır. HA kaplamalı SPI tanıtıldıktan sonra 20. Yüzyılın sonunda SPI'ye olan ilgi artmıştır. SPI'nin

HA ile kaplanmasının, doğrudan kemik-implant arayüzü şansını arttırdığı, dehissensi azalttığı ve yumuşak dokuya olumlu etkileri olduğu bildirilmiştir (11).

Subperiosteal implantların; titanyum veya titanyum alaşımlarından üretimi implantların kalitesini büyük ölçüde artırmıştır. Bu, subperiosteal implantların hassasiyetinin, uyumunun ve dayanıklılığının iyileştirilmesiyle sonuçlanmış ve bunları atrofik krete sahip hastalar için güvenilir ve etkili bir tercih haline getirmiştir. Bu ilerlemeler zorlukların üstesinden gelerek artan öngörülebilirliğe ve daha iyi klinik sonuçlara yol açmıştır (2).

Son yıllarda polietereketon (PEEK) materyali subperiosteal implant yapımında kullanılması ile ilgili çalışmalar gündemdedir. Pek çok in vitro çalışma PEEK materyalinin olumlu sonuçlarını açıklasa da klinik çalışma sayısı sınırlıdır (35).

#### **2.1.4. Komplikasyonlar**

SPI'ya bağlı komplikasyonlar;

Cerrahi komplikasyonlar; Anatomik yapılarla ilgili komplikasyonlar, SPI yapısıyla ilgili komplikasyonlar

Post-operatif komplikasyonlar; Erken dönem komplikasyonlar, geç dönem komplikasyonlar

Protetik komplikasyonlar

olarak değerlendirilebilir.

##### **2.1.4.1. Cerrahi komplikasyonlar:**

2.1.4.1.a. Anatomik Yapılarla İlgili Komplikasyonlar: Doğru bir cerrahi planlama, detaylı konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) değerlendirmesi ve uygun implant tasarımı ile anatomik komplikasyonlar minimize edilebilir. Fakat buna rağmen işlem öncesi tespit edilemeyen durumlardan dolayı ameliyat sırasında kanama, sinir hasarı gibi komplikasyonlar görülebilir. İnférieur alveolar sinir, mental sinir, maksiller sinüs gibi cerrahi sahaya yakın bulunan anatomik yapılar flep tasarımı sırasında ve implant/fiksasyon vidaları yerleştirilirken zarar görebilir. Sinir hasarına bağlı kalıcı veya geçici parestezi olguları bildirilmiştir. Subperiosteal implantın mini vidalarla fiksasyonu sırasında fiksasyon vidalarının uzunlukları komşu anatomik yapılara olan mesafeye göre belirlenmektedir. Genellikle zigomatik destekte 10 mm ile 14 mm arasında,

nazomaksiller sütunda 4 mm ile 6 mm arasında ve damakta 4 mm ile 8 mm arasında değişen vida uzunlukları tercih edilmektedir (36).

Subperiosteal implantın bukkal kısmı, bakteriyel kolonizasyonu ve olası ekspozu önlemek iin cerrahi yaradan mümkün olduğunca uzakta olmalıdır. Bu Şekilde osteosentez vidalarını, Le Fort ve Champy tarafından belirtilen çiğneme ve kas kuvvetlerinin fizyolojik dağılım hatlarını izleyerek çenenin en fazla direnç gösterdiği alanlara yerleştirmek uygundur. Bu nedenle, abutmentlerin konumlandırılması izin veriyorsa, mandibulada SPI her zaman mental sinirin çıkışının altından geçmelidir. İmplantın bu konfigürasyonu, sinirin tamamen izole edilmesi ve yeterli Şekilde korunması, varsa operasyondan birkaç hafta sonra iyileşen nörolojik hasar riskini en aza indirir. Traksiyon hasarını önlemek iin, ameliyatın durma sresinde doku ekartasyonu durdurulmalı ve en yakın vida delikleri mental foramenin en az 5-8 mm uzağa yerleştirilmelidir. Varia ve ark.(37) yapmış olduğu çalışmada, mental sinire gözle görülebilen bir hasar verilmemiş olmasına rağmen mental sinirin altından geçen parsiyel alt çene subperiosteal implantların 6'sında geçici hipoestezi bildirilmiştir. Bu komplikasyonun, tüm vakalarda ortalama 3,2 haftada tamamen iyileştiği grlmştir (37).

Vaira ve ark.(36) yapmış olduğu çalışmada bazı hastalarda maksilla posterior bölgelerde, kret preparasyonu sırasında sinüs zarına ulaşılmıştır. Sinüs membranın açığa çıktığı vakalarda zar korunmaya çalışılsa da bazılarında perforasyon meydana gelmiştir. Perforasyon durumunda, abutmentin altına emilebilir bir membran yerleştirilerek operasyona devam edilmiştir. 13 hasta, 6 aylık takipte tamamen düzelen infraorbital sinirin innervasyon alanında geçici hipoestezi yaşamıştır. Bir vakada, zigomatik destek bölgesinde ve temporal bölgede değişen cilt hassasiyeti söz konusu olmuş ve bu da 6 aylık takip süresi içinde tamamen düzelmiştir (36).

2.1.4.1.b. Subperiosteal İmplantın Yapısıyla İlgili Komplikasyonlar: Cerrahi sahada alveoler kret görünür hale geldikten sonra 3B tasarlanıp üretilen subperiosteal implantın bölgeye adaptasyonu kontrol edilir. Bu evrede implant-kret anatomisi arasında yeterli veya yetersiz adaptasyon görülebilir (36).

Subperiosteal implantın mini vidalarla fiksasyonu sırasında primer stabilite kaybı görülebilir. Mini vidalar yerleştirilmeden önce genellikle 1,7 mm çapındaki frezlerle vida yuvası hazırlığı yapılır (37). Mini vidalarda stabilizasyon kaybı olması durumunda acil durum vidalarının kullanımı tercih edilmektedir. Acil durum vidaları, mini vidalardan çap

olarak daha geniştir ve vida yerleştirilmeden önce tekrar bir drilleme protokolü uygulanmaz. Tercih edilen fiksasyon vidaları genellikle 2 mm çapındayken, acil durum vidaları 2,3 mm çapındadır. Fakat buna rağmen stabilizasyon beklenenden düşük olabilmektedir (36,37).

Subperiosteal implantların fiksasyonunda kullanılan vida sayısı ile ilgili bir fikir birliği yoktur. Çalışmalarda SPI tasarımında farklı sayıda vidalar kullanıldığı görülmektedir (26,36). Vida sayısının artırılması veya azaltmasına yönelik farklı fikirler vardır. Örneği Vaira ve ark.(36) yapmış olduğu çalışmada sütun başına en az 2 vida kullanılırken, Carnicero ve ark.(26) yapmış olduğu çalışmada her SPI kanadında 3 vida kullanmışlardır.

Mangano ve ark.(38) yapmış oldukları çalışmada 10 subperiosteal implantın mandibular alveolar krete uyumunu değerlendirmişlerdir. Elde ettikleri verilere göre implantların krete olan uyumu ortalama 7 puan ve 2 implantın ise yetersiz kemik adaptasyonu gösterdiği görülmüştür (0-5 puan: kötü adaptasyon, 7-10 puan: iyi adaptasyon). Adaptasyon probleminin görülme nedeninin komşu kronlu dişlerin BT'de saçılmaya neden olması olarak açıklanmıştır. İlgili implantlar cerrahi sırasında kemiğe adapte edilmiştir. Fakat cerrahi işlem sürelerinin not edildiği bu çalışmada diğer hastalara göre uyum problemi yaşanan SPI'lerin cerrahi süreleri anlamlı derecede yüksektir.

Vaira ve ark.(37) yapmış olduğu çalışmada 30 subperiosteal implant, 17 hastaya uygulanıp prospektif olarak takip edilmiştir. İmplant üzerindeki abutmentlar her zaman alveolar krette oluşturulan yuvalara yerleştirilmiştir. Kret hazırlığı için cerrahi rehberler kemik üzerine yerleştirilerek elmas frez ile osteotomi yapılmıştır. 3 vakada KIBT ile tespit edilemeyen kemik undercutları nedeniyle preparasyon rehberleri alveol krete uygun pozisyonda yerleştirilememiştir. Cerrahi rehber öncesinde alveol düzeltme yapılmıştır. Bir implant hariç diğer implantların stabilizasyonu tatmin edici olarak değerlendirilmiştir.

Ayhan ve ark.(39) yapmış oldukları 60 subperiosteal implantın ortalama 15 ay takip edildiği çalışmada; 11 hastada implant kemik adaptasyon problemleri, 1 hastada implant iskelet kırığı ve 2 hastada mini vida fiksasyonu sırasında primer stabilizasyon kaybı bildirilmişlerdir.

Nemtoi ve ark.(40) yapmış oldukları çalışmada, kısmi dişsiz mandibula ve maksillada toplam 16 subperiosteal implant uygulanmıştır. İmplantlardan 1 tanesinin kret uyumu yetersiz olup, cerrahi sırasında uyumlama yapılmasına rağmen postoperatif

stabilite eksikliğine bağlı olarak SPİ başarısız olmuştur. Cerrahi sürenin de kaydedildiği bu çalışmada ortalama cerrahi süresi, 86,18 dakika olmasına rağmen implant uyumunun tamamen tatmin edici olmadığı beş vakada büyük ölçüde etkilenmiştir; bu vakalarda lokal anestezi den dikiş atılmasına kadar 113, 102, 105, 118 ve 108 dakika gerekmiştir.

Varia ve ark.(36) yapmış olduğu retrospektif bir çalışmada ameliyatlar sırasında hiçbir büyük komplikasyon gözlemlenmemesine rağmen implantın abutment bölgesindeki kemik seviyesinin yanlış değerlendirilmesine atfedilen bir implantın alveoler krete kötü oturması durumu yaşandığı bildirilmiştir.

#### **2.1.4.2. Post-operatif komplikasyonlar:**

2.1.4.2.a. Erken Dönem Komplikasyonlar: Ameliyatı takiben 2 hafta içinde cerrahi işleme bağlı görülen ağrı, şişlik, kanama ve ödem gibi biyolojik komplikasyonlardır (12,38).

2.1.4.2.b. Geç Dönem Komplikasyonlar: Geç biyolojik komplikasyonlar arasında şiddetli ve/veya tekrarlayan enfeksiyonlar, eksüdasyon veya süpürasyon, ağrı, şişlik veya irin oluşumu, yumuşak doku ekspozi, fiksasyon vidasının gevşemesi, implant mobilitesi ve radyolojik kanıt olan veya olmayan kemik kaybı sayılabilir (6,38,39).

Geç dönem komplikasyonlar arasında en sık görülen sorun yumuşak dokuda oluşan dehisens sorunu sonucunda SPİ iskeletinin açığa çıkmasıdır (30,41).

Ayhan ve ark.(39) 60 subperiosteal implant üzerinde yapmış oldukları çalışmada hastalar retrospektif olarak 12-18 ay süreyle takip edilmiştir. 12 hastada çeşitli seviyelerde yumuşak doku çekilmeleri (6 hastada sadece keratinize doku ve 6 hastada keratinize dokuyu aşan mukoza çekilmesi), 5 hastada yumuşak doku enfeksiyonu ve 1 hastada oroantral fistül gelişimi, 3 hastada mini vida gevşemesi görülen geç dönem komplikasyonlardır. Bu çalışmada 1 tanesi ameliyat sırasında diğer 7 tanesi geç dönemde olmak üzere toplam 8 subperiosteal implant başarısız olmuştur. İmplant kayıplarının nedenleri şöyle sıralanmaktadır: 4 implantta görülen tekrarlayan ve iyileşmeyen enfeksiyonlar, 3 implantta meydana gelen abutment kırıkları ve 1 SPİ ise operasyon sırasında, sabitleme aşamasında implant iskeletinde meydana gelen kırık nedeniyle başarısız olmuştur.

Onica ve ark.(6) 61 subperiosteal implantın 6 yıl takip edildiği bir çalışmada, zamanla 15 hastadan 28 tane implant sökülme zorunda kalmıştır. Bu çalışmada

implant başarısızlığına başlıca neden olan komplikasyon ekspoz ve tekrarlayan enfeksiyon olarak bahsedilmiştir. Fakat ekspoz görülmesine rağmen 6 yıl sonunda hala işlev görmeye devam eden 21 tane implant mevcuttur. 12 hastada ise herhangi bir komplikasyon görülmemiştir.

Nemtoi ve ark.(40) yapmış oldukları retrospektif çalışmada, 16 subperiosteal implant 1 yıl süreyle takip edilmiştir. İmplantın açığa çıkması altı hastada görülmüştür. İmplantın açığa çıkma derecesi altı hastanın hepsinde farklıdır ancak ekspoz subperiosteal implantların işlevselliğini etkilememiştir. Süpürasyon, ağrı, şişlik ve implant hareketliliği gibi geç komplikasyonlar hiçbir hastada bildirilmemiştir.

Cerea ve ark.(12) yapmış oldukları çalışmada 70 hastaya uygulanan 70 implant 2 yıllık süreyle takip edilmiştir. Çalışmanın sonunda; tekrarlayan, tedavi edilemeyen enfeksiyonlar nedeniyle üç SPİ başarısız olmuştur. Bu enfeksiyonlar cerrahi implantları çıkarmaya zorlamıştır. Diğer 67 implant (67/70) 2 yıllık takip ziyaretinde normal şekilde işlev görmektedir ve genel implant sağkalım oranı %95,8'dir. İmplantların açığa çıkması altı hastada farklı derecelerde bildirilmiştir. Ancak ekspoz subperiosteal implantların işlevselliğini etkilememiştir.

Varia ve ark.(36) 72 subperiosteal implantın uygulandığı 36 hastada yapmış oldukları çalışmada ameliyat sonrası 2 ila 23 ay arasında değişen, daha önce sorunsuz geçen dört vakada, hastalar zigomatik destek bölgesinde asemptomatik ödem atağı yaşamışlardır. Bu durum antibiyotik ve kortikosteroid tedavisiyle tamamen düzelmiştir ve sorun tekrarlamamıştır. Zigomatik destek seviyesinde implant enfeksiyonu görülen bir vakada; BT taraması ile osteosentez vidalarından birinin gevşediği tespit edilmiştir. Bu komplikasyon antibiyotik tedavisi ve vidanın çıkarılmasının ardından tamamen düzelmiştir. 12 aylık takipte 7 hastada ise enfeksiyon belirtisi olmayan hafif derecede ekspoz görülmüştür. Aynı çalışmada 1 yıl sonra değerlendirilen 164 abutmenttan 17'sinde (%10.4) sondalamada kanama görülmüştür.

**2.1.4.3. Protetik komplikasyonlar:** İmplant destekli geçici ve kalıcı restorasyonlarda görülen komplikasyonlardır. Bu restorasyonlar akrilik reçineden, metal-seramikten veya zirkonyumdan tasarlanıp simante veya vidalı olarak üretilebilirler. Protez materyalinde görülen chipping, restorasyonun tamamen kırılması, restorasyon vidasının kırılması protetik komplikasyonlardır (12,38).

Mangano ve ark.(38) yapmış oldukları çalışmada iki hastada protetik komplikasyonlar görülmüştür. İki hastanın geçici restorasyonları temporizasyon fazı sırasında kırılmıştır. Ancak, geçici restorasyonlar nihai zirkonyum-seramik restorasyonlarla değiştirildiğinde, başka bir protez komplikasyonu bildirilmemiştir.

Nemtoi ve ark.(40) yapmış oldukları 1 yıllık takibi içeren retrospektif çalışmada; 16 implanttan birinin geçici protezi kırılmıştır, nihai protezlerle ilgili komplikasyon görülmemiştir.

Cerea ve ark.(12) yapmış oldukları çalışmada 70 hastaya uygulanan 70 implant 2 yıllık süreyle takip edilmiştir. Hastaların geçici restorasyonları, cerrahi operasyonda sonraki ilk 48 saat içinde CAD/CAM prosedürleriyle üretilmiş akrilik reçineden sabit restorasyonlar teslim edilmiştir. Nihai restorasyonlar ise ameliyattan 3-4 ay sonra metal-seramikten üretilip abutmentlar üzerine simante edilmiştir. Dört sabit geçici protezde akrilik restorasyonun kırılması ve iki hastada nihai restorasyonda seramik kırılması görülmüştür.

Ayhan ve ark.(39) yapmış olduğu çalışmada 60 subperiosteal implantın, 52 tanesine nihai protez yapılabilmektedir. Bu protezlerden 3 tanesinde seramikle ilgili komplikasyonların meydana geldiği bildirilmiştir.

Vaira ve ark.(36) yapmış oldukları çalışmada tüm hastalara ilk gün vidalı geçici sabit protez teslim edilmiştir. 15 gün boyunca yumuşak bir diyet reçete edilmiş ve ardından son protez teslim edilene kadar sert yiyeceklerden kaçınmaları önerilmiştir. Fakat 36 hastanın birinde geçici protez kırılması görülmüştür. Daimi restorasyonlarda herhangi bir komplikasyon bildirilmemiştir.

### **2.1.5. Avantaj ve Dezavantajları**

Subperiosteal implantların avantajları aşağıda belirtildiği gibidir.

Kişiyeye Özel Üretim: SPİ, ileri görüntüleme (KIBT) ve CAD/CAM teknolojileri sayesinde hastanın anatomisine uygun olarak tasarlanarak daha iyi bir uyum sağlamaktadır.

Kemik Grefti Gerektirmez: Şiddetli kemik kaybı durumlarında invaziv kemik grefti prosedürlerine ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu da daha kısa operasyon süresi ile

beraber sistemik hastalığı bulunan veya greft alımı için donör saha morbiditesi riski taşımak istemeyen hastalar için avantajdır.

İmplant Diş Hekimliğindeki Diğer Yöntemlere Alternatif: Atrofik kreterler için greftsiz çözüm olan zigomatik ve pterygoid implantlara alternatiftir. Bu implantlar bölgesel ankraj ihtiyacı duyarlar. Yetersiz bölgesel ankraj durumunda uygulanamazlar. SPI'ler sinüs patolojisi olan hastalar için uygundur.

Tedavi Süresinin Azalması: Bu yöntem ile operasyon sonrası hastalara geçici veya daimi diş yapılarak estetik ve fonksiyonel kazanım sağlanır.

Çıkarılabilir İmplant Abutmentları: Ağız içine açılan abutmentların etrafındaki periimplant dokuda mukozit gelişmesi halinde ilgili abutment SPI'den döner alet kullanılarak sökülebilir. SPI'nin tamamen çıkarılmasına gerek yoktur; kalan implant dayanakları yük taşımaya devam eder (20–22,26,42).

Subperiosteal implantların dezavantajları aşağıda belirtildiği gibidir.

Dental implant cerrahisine göre daha invaziv bir cerrahi gerektirir.

Uzun vadede komplikasyonlara yatkındır (43).

Subperiosteal implantta yetersiz mukoperiosteal entegrasyonla ilgili zorluklar yaşanabilir. Dişeti biyotipi tarafından SPI'nin üstündeki yumuşak dokuların kalitesi ve hacmi belirlenir. Tipik olarak, önemli kemik rezorpsiyonu, yumuşak dokuda karşılaştırılabilir azalmalarla birlikte görülür ve bu da yumuşak dokunun kemiği takip ettiğini gösterir. En sık karşılaşılan komplikasyon olan ekspoz meydana geldiğinde yönetilmesi zordur. Ek cerrahiler ekspozun ilerlemesini hızlandırır ve daha fazla komplikasyona neden olabilir. Kurtarma cerrahileri fayda sağlamaz.

Ayrıca, subperiosteal implantların ciddi kemik kaybı olan vakalarda kullanıldığı göz önüne alındığında, alttaki kemiğin kalitesi implantların uzun vadeli uygulanabilirliği için çok kritiktir.

Literatür, kapsamlı verilerin elde edilmesini sağlayacak çalışmalardan yoksundur. Birçok çalışma yetersiz sürelerle takip edilen sınırlı sayıda hastayı rapor etmektedir. Uzun vadeli sonuç verilerine sahip çok merkezli klinik çalışmaların olmaması, bu implantların daha geniş ölçekte güvenliği ve etkinliği hakkında soru işaretleri doğurmaktadır (6).

## 2.2. KİŞİYE ÖZEL MODERN SUBPERİOSTEAL İMPLANTLAR

### 2.2.1. Preoperatif Hazırlık ve KIBT

Kişiye özel CAD-CAM subperiosteal implant üretiminde öncelikle; hastanın dikey boyutunun ve gerekli dudak desteğinin belirlenmesi için total dişsiz veya dikey boyutunu kaybetmiş parsiyel dişsiz hastalarda, hareketli veya sabit protez aşamaları yürütülür. Total dişsiz hastalarda hem alt hem üst çene için mum prova halinde çene kaidesi üretilir. Dikey boyut ve dudak desteği teyit edildikten sonra mum prova modelin bukkal, lingual ve oklüzal yüzeylerine radyopak silikon vernik sürülür. Diğer seçenek olarak, mum provanın üzerine radyopak diş dizilimi yapılabilir. Bu sayede yumuşak doku kalınlığının tayini ve protetik restorasyon için gerekli dikey boyut belirlenir. Maksillofasiyal kompleksin geleneksel veya konik ışınli bilgisayarlı tomografisi, mum prova modeli maksimum interküspidasyonda gerçekleştirilir. KIBT kesit aralığı 0,1-0,3 mm arasında olması tercih edilir. Her iki diş arkının dijital taramaları alınır. Böylece SPI abutmentlerinin yönelimini ve uzunluğunu belirlemede yararlanır. (21,37).

### 2.2.2. Bilgisayar Destekli Tasarım

Tomografi görüntüsünden elde edilen Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) dosyaları elde edilir. Kemik segmentlerinin üç boyutlu (3B) yeniden yapılandırılmasına olanak tanıyan bir Surface Tessellation Language (STL) dosyası oluşturulur. Daha net bir modelleme elde etmek için 3B görüntüler saçılmalardan ve diğer yanlışlıklardan temizlenir. Diş arklarının ve teşhis mum modelinin STL dosyaları çenelerin 3B modeliyle birleştirilir. Kemik ve radyopak diş yüzeyleri segmentlere ayrılır. Alt ve üst diş arkı oklüzyon için üst üste bindirilir (21,37).

Subperiosteal implant, dişsiz bir ark için iki parça veya tek parça olarak tasarlanır. Çoğunlukla her segmentte ana çerçeveye kollarla sabitlenmiş üç veya dört abutment barındırır. Segmentler için destek alanlarına uzanan kollar üzerinde fiksasyon vidaları için yuvalar barındırır. Fiksasyon sırasında nörolojik hasar, anatomik boşluklara penetrasyon gibi komplikasyonları önlemek için vida deliklerinin konumları anatomik yapılar dikkate alınarak belirlenir. SPI iskeletinin kemiğe temas eden yüzeyi osseointegrasyonu teşvik etmek için gözenekli hale getirilir (2).

### 2.2.3. Bilgisayar Destekli Üretim

Günümüzde eklemeli üretim ve üç boyutlu yazıcı teknolojilerindeki gelişmeler, SPI üretim süreçlerinde köklü dönüşümlere yol açmıştır. Elektron ışını eritme, seçici lazer eritme ve seçici lazer sinterleme gibi modern üretim yöntemleri sayesinde, tasarım detaylarına tamamen uygun implantların üretimi mümkün hale gelmiştir. Bu hassas üretim, implantın hastanın kemik yapısıyla tam uyumlu olmasını sağlayarak uzun dönem stabilite ve başarı oranını artırmaktadır. Ayrıca, 3B yazıcıların karmaşık geometriler oluşturmadaki esnekliği sayesinde, her bireye özgü implant tasarımları yapılabilmekte ve implant başarısızlığı riski minimize edilmektedir.

Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) teknolojisi, saf titanyum ya da Ti6-Al4-V ELI gibi titanyum alaşımlarından oluşan implantların üretimini mümkün kılmıştır. Bu teknoloji ile üretilen implantlarda poröz yüzey özellikleri elde edilebilir; bu da osteointegrasyonu destekleyerek kemik hücrelerinin implant yüzeyine tutunmasını ve güçlü bir biyolojik bağ oluşmasını sağlar. DMLS işleminde, titanyum tozları katman katman lazer ışını ile eritilerek birleştirilir ve böylece yüksek hassasiyete sahip, karmaşık yapılar üretilebilir. Bu üretim yöntemi, implantların mekanik dayanıklılığını, uzun ömürlülüğünü ve biyolojik uyumunu önemli ölçüde artırmaktadır.

Üretim sürecinin ardından implantlar, elektroerozyon gibi ileri yüzey işleme teknikleriyle detaylı olarak işlenerek nihai formuna ulaştırılır. Cerrahi uygulamalar öncesi, implantların biyolojik güvenliğini sağlamak amacıyla gama ışını sterilizasyonu uygulanır. Bu yöntem, önceki sterilizasyon tekniklerine kıyasla daha yüksek düzeyde temizlik ve biyolojik saflık sağlar ve enfeksiyon riskini önemli ölçüde azaltır (2,21).

### 2.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu elemanlar analizi (SEA), yapısal analiz problemlerinin çözümüne yönelik olarak farklı mühendislik disiplinlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş bir yöntemdir (44). Kökeni 1956'da Turner'in yayınladığı çalışmaya dayanmaktadır. Matematiksel temelini ise 1967 yılında Zienkiewicz 'Yapısal ve Süreçsel Mekaniklerle Sonlu Elemanlar Analizi' kitabında açıklamıştır (45).

Sonlu elemanlar analizi her bir elemandaki stresi ve gerginliği hesaplamak için bir dizi hesaplama prosedürünü içerir ve bu da bir model çözümü gerçekleştirir. Bu tür bir yapısal analiz, dış kuvvet, basınç, ısı değişimleri ve diğer çevresel etkenlerden

kaynaklanan stres ve gerginliğin belirlenmesine olanak tanır. Bu yöntem, canlıda ölçülmesi zor olan biyomalzemelerin ve insan dokularının mekanik özelliklerini incelemek açısından son derece faydalı bir yöntemdir. Elde edilen sonuçlar daha sonra çeşitli parametreleri görüntülemek ve analizin çıkarımlarını tam olarak belirlemek için SEA ortamında görselleştirme yazılımı kullanılarak incelenebilir (46).

Sonu Elemanlar Analizinin Avantajları (47–49);

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karmaşık geometrilere sahip katı cisimlerin güvenilir ve etkili bir biçimde analiz edilmesine olanak tanır.

Çok sayıda bağlantı noktası içeren yapıların analizinde zorluk yaşanmaz; delikli ya da kök yapılar analiz sürecini olumsuz etkilemez.

Farklı malzeme ve geometrik özellikler taşıyan yapılarda da güvenilir sonuçlar elde etmek mümkündür.

Nedensellik temelli problemler, yapının tamamı yerine küçük bir yapı bileşenine indirgenerek analiz edilebilir; bu da yapı genelindeki kuvvet ve yer değiştirmelerin formüle edilmesini sağlar. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak verir. Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.

Sınır koşulları oldukça kolay uygulanır.

Ürün tasarımında fiziksel prototiplere ve deneylere olan ihtiyacı azaltarak, malzemelerin daha verimli ve uygun maliyetle optimal bileşen özelliklerini tespit etmeyi sağlar.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin dezavantajları (47,48);

Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarını edinme ve bunları güncelleme maliyetleri fazladır.

Bu yöntemde yapılan araştırmanın doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme doğru yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır. Bu alanda bilgi ve tecrübe gerektirir.

### **2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar**

**2.3.1.1. Kuvvet:** Cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Kuvvet; yönü, süresi, büyüklüğü ve tipi gibi nitelikleri olan vektörel bir

büyüküktür. Fizikte kuvvet, “Kuvvet (F) = Kütle (m) x İvme (a)” bağıntısı ile ifade edilir. Kuvvet birimi Newton (N) olup, kilogram kuvvet (kgf) ile de gösterilebilir; 1 kgf yaklaşık olarak 9.8 N’ye eşittir (50).

Biyomekanik çalışmalarda kuvvetler, uygulama şekillerine göre sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırmada; cismin uzun eksenini boyunca uygulanan çekme (tensil), basma (kompresif), eğilme (bending), burulma (torsional) ve çok eksenli (multiaxial) kuvvet türleri yer alır. İmplant ve protez sistemlerinde basma kuvvetleri genellikle yapıların bütünlüğünü desteklerken, çekme ve makaslama kuvvetleri ise bu sistemlerde ayrılma ve deformasyona neden olabilir. Özellikle makaslama kuvvetleri, hem kemik hem de implant yüzeyi üzerinde en zararlı etkilere yol açan kuvvet türü olarak bilinmektedir (51).

**2.3.1.2. Gerilim (Stres):** Dışarıdan uygulanan bir kuvvete karşı, cismin birim alanında oluşan tepkiye gerilme veya stres denir. “Gerilim (S) = Kuvvet (F) / Alan (A)” formülü ile hesaplanır. Uluslararası birim sistemine göre ‘N/m<sup>2</sup>’, P (pascal) veya PSI (pouns per square inch) olarak ifade edilir. Bizim çalışmamız analiz sonuçları megapascal (MPa) değeri ile değerlendirilecektir.

Kuvvet uygulanan cisimde; sıkışma gerilmesi, çekme gerilmesi ve kesme (makaslama) gerilmesi olmak üzere üç tip gerilme meydana gelebilmektedir. Cisimlerde genellikle tek tip gerilim yerine üç gerilmenin de görüldüğü bileşik gerilme meydana gelmektedir (50).

**Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress):** Aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin cismi sıkıştırmak amacıyla oluşturduğu stres türüdür.

**Çekme Gerilmesi (Tension Stress):** Aynı doğrultuda, ancak ters yönlerde etki eden iki kuvvetin cismi uzatarak bütünlüğünü bozma eğiliminde olduğu gerilme türüdür.

**Kesme (Makaslama) Gerilmesi (Shear Stress):** Farklı düzlemlerde ve ters yönlerde hareket eden paralel iki kuvvetin, cismin belirli bir bölgesini kayma kuvvetine maruz bırakmasıyla oluşan gerilme türüdür. Bu durumda kuvvetler, cismin etkilenen bölgesini birbirine zıt yönlerde kaydırmaya çalışır.

**2.3.1.2.a. Asal Gerilim Değeri:** Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda asal gerilim değerleri (principle stress) elde edilir. Kemik benzeri kırılabilir cisimlerde, bu asal gerilim değerleri önemli bir değerlendirme kriteridir.

Maksimum asal gerilim (Pmax), en yüksek çekme kuvvetini temsil eden pozitif bir değere sahiptir. Buna karşılık, minimum asal gerilim (Pmin) negatif olup, en yüksek sıkışma kuvvetini gösterir. Bir cisimde, mutlak değeri daha büyük olan gerilme türü baskın kabul edilir. Örneğin, nesnenin belirli bir düğüm noktasında çekme gerilimi 60 MPa ve sıkışma gerilimi -40 MPa ise, çekme gerilimi daha etkili olduğu için bu noktanın çekme stresine maruz kaldığı söylenebilir (50).

**2.3.1.3. Değişirme (Gerinim, strain):** Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cismin birim uzunluğundaki boyutsal değişim şekil değiştirme olarak adlandırılmaktadır. Gerilme kuvvetleri, nesne üzerinde yalnızca içsel yapısal deformasyona neden olabilmektedir. Ancak gerinim, bir kuvvet değil, yalnızca bir büyüklüktür. Gerinim, uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen boyutsal değişimin, cismin ilk uzunluğuna oranı olarak tanımlanır ve şu denklemle hesaplanır:

$$\text{Gerinim (Strain)} = \text{Boyuttaki Değişim} / \text{Başlangıç Boyutu}$$

Gerinim genellikle yüzde (%) ile ifade edilirken; 1 birimi %100 uzamayı, 1000 mikrostrain %0,1 uzamayı gösterir.

Cisim üzerinde gerinim çoğunlukla elastik veya plastik şekil değişimi olarak etki eder. Elastik şekil değişimi, kuvvet kalkınca cismin eski şekline döndüğü geçici bir durumdur. Plastik şekil değişiminde ise etki kalıcıdır ve cisim eski haline dönmez. Cisme dayanabileceği gerilim değerinden fazla kuvvet uygulandığında, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (50).

**2.3.1.4. Hooke kanunu:** Robert Hooke tarafından tanımlanmıştır. Belirli gerilme sınırların içerisinde cisimdeki gerininin, gerilim ile doğru orantılı olarak arttığını ifade eden eşitliktir. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını öngörmeye yarar. Bu eğri, kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar (50).

**2.3.1.5. Elastiklik katsayısı (Young's katsayısı):** Bu terim ilk defa Thomas Young isimli İngiliz fizikçi tarafından hesaplanmıştır. Young's katsayısı, maddenin gerilme ve gerinim arasındaki oranı gösterir. Gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile hesaplanır. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı direnci artmaktadır. Sert maddeler yüksek elastik katsayısına sahipken, yumuşak maddelerin düşüktür. Kortikal kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna bir örnek olarak gösterilebilir (50).

**2.3.1.6. Poisson oranı:** Poisson oranı, uygulanan kuvvetin yönüne dik yönde oluşan malzemedeki deformasyonu ölçer (52). Kuvvet etkisiyle cisim üzerindeki enine daralmanın boyuna uzamaya oranıdır. Plastik materyallerde sıcaklık değişimi Poisson oranı üzerinde etkilidir. İzotropik olmayan materyallerde Poisson oranı birden fazla değere sahip olur (53).

**2.3.1.7. Von Mises stresi (Gerilmesi):** Von Mises Stresi, esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Materyaldeki, gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almada kullanılır. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilerek şematize edilir (50).

**2.3.1.8. Homojen cisim:** Homojen cisimler, yapısal ve elastik özelliklerinin cismin tüm noktalarında aynı olduğu malzemeler olarak tanımlanır. Bu tür malzemelerde elastik özellikler konumdan bağımsızdır; dolayısıyla malzeme boyunca herhangi bir fiziksel farklılık veya düzensizlik gözlenmez (54–56).

**2.3.1.9. İzotropik ve anizotropik cisimler:** Malzemelerin mekanik davranışları, uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak değişebilir. Tüm asal eksenler boyunca aynı elastik özellikleri sergileyen malzemeler izotropik olarak adlandırılırken, farklı yönlerde farklı özellikler gösteren malzemelere anizotropik denir. Çalışmalarda kullanılan modeller izotropik olarak kabul edilir (54–56).

**2.3.1.10. Eleman (Element):** Sonlu elemanlar analizi sürecinde, analiz edilmek istenen sistem, eleman olarak adlandırılan sınırlı sayıdaki basit geometrik şekillere ayrılır. Modelde kullanılan eleman sayısı arttıkça, elde edilen sonuçların gerçek duruma yakınlığı da artış gösterir. Her bir eleman, analiz edilecek ana modelin geometrik özelliklerini temsil eder ve belirlenen mekanik özellikleri o bölgeye özgü şekilde taşır. Bu şekilde elemanlara ayrılmış olan model, matematiksel model olarak adlandırılır (57).

**2.3.1.11. Düğüm noktası (Node):** Elemanların birbiriyle bağlantı kurduğu belirli noktalara düğüm (node) denir. Düğüm noktaları sayesinde bir elemanda meydana gelen fiziksel değişiklikler, komşu elemanlara aktarılır ve bu durum tüm sistemin davranışını etkiler (57).

**2.3.1.12. Ağ yapısı (Mesh):** Düğüm noktalarının ve elemanların uzaydaki koordinatlarının oluşturduğu yapıya ağ (mesh) denir. Mesh üretimi, analiz yazılımları

tarafından otomatik olarak gerçekleştirilebilmekle birlikte, kullanıcılar da manuel olarak ağ yapılandırmasını düzenleyebilirler. Her ne kadar SEA sonuçları tam kesinlikte olmasa da, daha küçük boyutlu ağ elemanları ve artırılmış düğüm sayısı ile analizlerin doğruluğu artırılabilir (58).

**2.3.1.13. Sınır şartları (Boundary conditions):** Sınır şartları, analiz edilen cismin hangi bölgelerden sabitlendiğini ve hareketinin hangi noktalardan kısıtlandığını tanımlar. Sisteme uygulanacak kuvvetlerin veya momentlerin hangi noktalardan etki edeceği belirlenirken sınır şartlarının doğru şekilde tanımlanması gereklidir. Bu parametreler, modelin gerçekçi bir şekilde analiz edilmesi için temel öneme sahiptir (58,59).

**2.3.1.14. Katı modelleme:** Katı modelleme, nesnenin iç ve dış geometrisinin en kapsamlı biçimde tanımlandığı üst düzey bir modelleme tekniğidir. SEA gerçekleştirilmeden önce, analiz edilecek örneğin üç boyutlu katı modelinin elde edilmesi amacıyla bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme gibi yöntemlerle alınan görüntü verileri bilgisayar ortamına aktarılır. Elde edilen bu verilerle, hem iki hem de üç boyutlu modeller oluşturularak ağ yapısı geliştirilebilir. Son yıllardaki teknolojik ilerlemeler sayesinde daha doğru anatomik modeller oluşturmak mümkün olmuştur. Katı modellemenin en belirgin özelliği, yalnızca görsel değil, aynı zamanda cismin iç ve dış geometrisinin dijital olarak elde edilmesidir. Bu sayede, ağırlık ve moment gibi fiziksel parametreler hesaplanabilir; ayrıca kesitler alınarak cismin iç yapısı detaylı biçimde incelenebilir (58,59).

### **2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Stres Analizi Yöntemi**

Sonlu elemanlar analizi, bir materyal veya tasarımın bilgisayar ortamında modellenerek belirli sınır koşulları altında sanal yüklemelere maruz bırakılması ve bu doğrultuda yapının mekanik tepkilerinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan nümerik bir yöntemdir. Bu analizde yapı, belirli sayıda düğüm (node) ve eleman (element) içeren örgü benzeri bir ağ yapısına (mesh) dönüştürülür. Söz konusu ağ, incelenen cismin geometrik ve mekanik özelliklerini (elastisite modülü, Poisson oranı, yield dayanımı vb.) temsil edecek şekilde modellenir. Teorik olarak, bir cisim sonsuz sayıda serbestlik derecesine sahip olduğundan doğrudan çözüm mümkün değildir; bu nedenle SEA, bu sonsuz serbestlik derecelerini sınırlı sayıdaki düğüm ve elemanla temsil ederek sistem üzerinde hesaplamalar yapılmasına olanak sağlar. Elemanlar, incelenen yapının

geometrisini taklit eden basit şekillerdir ve bu elemanlara etki eden dış kuvvetler ile oluşan yer değiştirme arasındaki ilişkiler matematiksel olarak ifade edilir. Düğümler, elemanların birleşme noktalarını oluşturarak bir elemandaki fiziksel değişimin diğer elemanlara aktarılmasını sağlar. Ağ yapısının yoğunluğu, yani elemanların küçültülerek düğüm sayısının artırılması analiz sonuçlarının doğruluğunu doğrudan etkiler. Bununla birlikte, sistemin dış kuvvetlere verdiği tepkilerin doğru biçimde analiz edilebilmesi için sınır şartlarının (boundary conditions) doğru tanımlanması gereklidir; bu şartlar, cismin sabitlendiği ve kuvvet uygulandığı noktaları belirler. SEA sürecinde en gerçekçi ve ayrıntılı modellerin elde edilmesi ise katı modelleme ile mümkündür. Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi teknolojilerden elde edilen veriler, bilgisayar ortamına aktarılarak hem cismin iç hem de dış geometrisini yansıtan üç boyutlu yapılar oluşturulur. Bu sayede analiz yalnızca yüzeysel değil, aynı zamanda hacimsel veriler üzerinden gerçekleştirilerek ağırlık, moment ve kesit analizleri gibi detaylı mühendislik parametreleri elde edilebilir (48,58).

Sonlu elemanlar analizi izotropik ya da anizotropik malzeme özelliklerine dayalı olarak gerçekleştirilebilmektedir. Gerçekte tüm malzemeler belirli bir düzeyde anizotropik davranış gösterse de, analiz sürecinde modellemeyi sadeleştirmek amacıyla genellikle izotropik veya ortotropik özellikler esas alınmaktadır. SEA, lineer statik analiz veya non-lineer analiz biçiminde uygulanabilir. Lineer analizler, elastik deformasyonların belirlenmesi açısından etkili ve basit yöntemlerdir. Non-lineer analizler, yapısal davranışın plastik deformasyon ve kırılma gibi ileri düzey etkilerle değerlendirilmesine olanak tanır. Bu yöntemler sayesinde, materyalin kuvvet altındaki performansı öngörülebilir. SEA'nın temel çıktıları, uygulanan yüklemeler sonucunda yapı üzerinde oluşan normal ve kayma gerilmeleri olup, bu gerilme dağılımları doğrultusunda yapının güvenliği değerlendirilir. Yapısal başarısızlığın belirlenmesinde ise von Mises gerilme kriteri esas alınmaktadır (60,61).

### **2.3.3. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları**

**2.3.3.1. Üç boyutlu modellerin elde edilmesi (Preprocessing):** Manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografi ya da üç boyutlu tarayıcılar ile elde edilen veriler, CAD yazılımları aracılığıyla üç boyutlu modellere dönüştürülür. Bu modeller, analiz edilecek yapının geometrisine uygun şekilde küçük parçalara bölünerek “eleman” adı verilen birimler oluşturulur ve bu elemanların birleşim noktaları “nod (düğüm)”

olarak tanımlanır. Elemanların birbirine bağlandığı bu noktalar aracılığıyla oluşturulan yapıya “mesh (ağ yapısı)” denir ve bu yapı, literatürde “matematiksel model” olarak adlandırılır. Modelleme sürecinde, özellikle ölçümlerin yapılacağı bölgelerde ağ yoğunluğunun artırılması, analizlerin doğruluğunu ve gerçekliğini önemli ölçüde artırır. Fiziksel yapısı karmaşık olan nesnelerin modellenmesinde KIBT veya lazer tarayıcılar kullanılarak detaylı geometrik yapılar elde edilebilir. Matematiksel modeldeki her bir eleman, sanal yükler altında deformasyona uğrayarak bu etkileri diğer elemanlara iletir; bu durum, analiz sürecinde sistemin bütünsel tepkisinin değerlendirilmesini sağlar. Eleman sayısındaki artış, modelin analiz doğruluğunu yükseltirken, ağ yapısının oluşturulmasında parçaların nasıl ayrıştırıldığı ise kritik bir rol oynar. Her ne kadar bu modeller fiziksel yapının tüm doğal detaylarını tam olarak yansıtmasa da, analiz için gerekli değişkenler istenildiği gibi düzenlenebilir ve bu sayede güvenilir sonuçlar elde edilebilir.

**2.3.3.2. Verilerin programa aktarılması (Analiz):** Bilgisayar destekli analiz sürecinde, oluşturulan modellerin güvenilirliği için yapıda kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin sisteme doğru şekilde tanımlanması büyük önem taşımaktadır. Bu kapsamda elastisite modülü (Young modülü), Poisson oranı gibi temel mekanik parametrelerin yanı sıra, termal iletkenlik, sürtünme ve genleşme katsayısı gibi ek özellikler de bazı analiz türlerinde dikkate alınmaktadır. Model üzerine uygulanacak kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve açısı belirlenerek, modelin uygun düğüm noktalarından sabitlenmesiyle yer değiştirme kısıtlamaları tanımlanır ve bu sınır koşulları sistemin doğru simülasyonu için kritik rol oynar. Özellikle sınır koşullarının eksiksiz ve doğru şekilde uygulanması, elde edilen sonuçların geçerliliği ve güvenilirliği açısından büyük önem taşır; bu noktada yapılacak herhangi bir hata, analiz çıktılarının doğruluğunu doğrudan etkilemektedir. Farklı doku veya materyallere sahip modellerde (örneğin kemik, diş veya implant yapıları) her birinin özgün mekanik özellikleri dikkate alınarak sisteme entegre edilmeli ve bu verilerin literatürde kabul gören, klinik koşullara uygun değerler olması sağlanmalıdır. Son aşamada ise yazılım altyapısı kullanılarak matematiksel formülasyonlar üzerinden ters çevirme, çarpma ve çözümlenme gibi hesaplamalar gerçekleştirilir; bu sayede yükleme senaryolarına verilen tepkiler sistematik olarak değerlendirilerek modelin davranışına dair güvenilir veriler elde edilir.

**2.3.3.3. Analizin çözümlenmesi (Postprocessing):** Sonlu elemanlar analizinde farklı yükleme senaryoları, tasarımlar ve materyaller kullanılarak; asal gerilimler, aksiyel gerilimler, yer değiştirme miktarları, deformasyon değerleri ve eşdeğer gerilimler gibi çeşitli veriler elde edilmektedir. Materyalin mekanik özellikleri doğrultusunda uygun gerilim türünün belirlenmesi analiz doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir. Özellikle kırılga yapılar (kemik, porselen, dişin sert dokuları gibi) için maksimum ve minimum asal gerilim değerleri tercih edilirken, esnek özellik gösteren metallerin analizinde ise von Mises gerilme değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum asal gerilim çekme gerilimini, minimum asal gerilim ise basma gerilimini temsil ederken; Von Mises değeri tüm yapı genelindeki plastik deformasyon potansiyelini belirlemede kullanılır ve materyalin kalıcı deformasyona uğrayıp uğramayacağı bu değerle tahmin edilebilir. Gerilimlerin dağılımı, renk skalaları üzerinden üç boyutlu olarak görselleştirilir; bu skalada kırmızı yüksek çekme veya von Mises streslerini, mavi ise düşük değerleri gösterirken, basma stresleri negatif değerlerle ifade edilir ve genellikle mavi bölgelerde yoğunlaşır. Bu analizler bilgisayar ortamında gerçekleştirilir ve varyans içermeyen matematiksel hesaplamalara dayanır; dolayısıyla istatistiksel analiz uygulanamaz. Elde edilen veriler, özellikle düğüm noktalarında yoğunlaştıkça analizlerin hassasiyeti artmakta ve bu noktalar üzerinden kesit görünümüleriyle birlikte değerlendirme yapılmaktadır. Farklı malzeme türlerine göre kullanılan stres türlerinin doğru seçimi, analizlerin güvenilirliği ve biyomekanik modelin geçerliliği açısından büyük önem arz etmektedir (45,58,61,62).

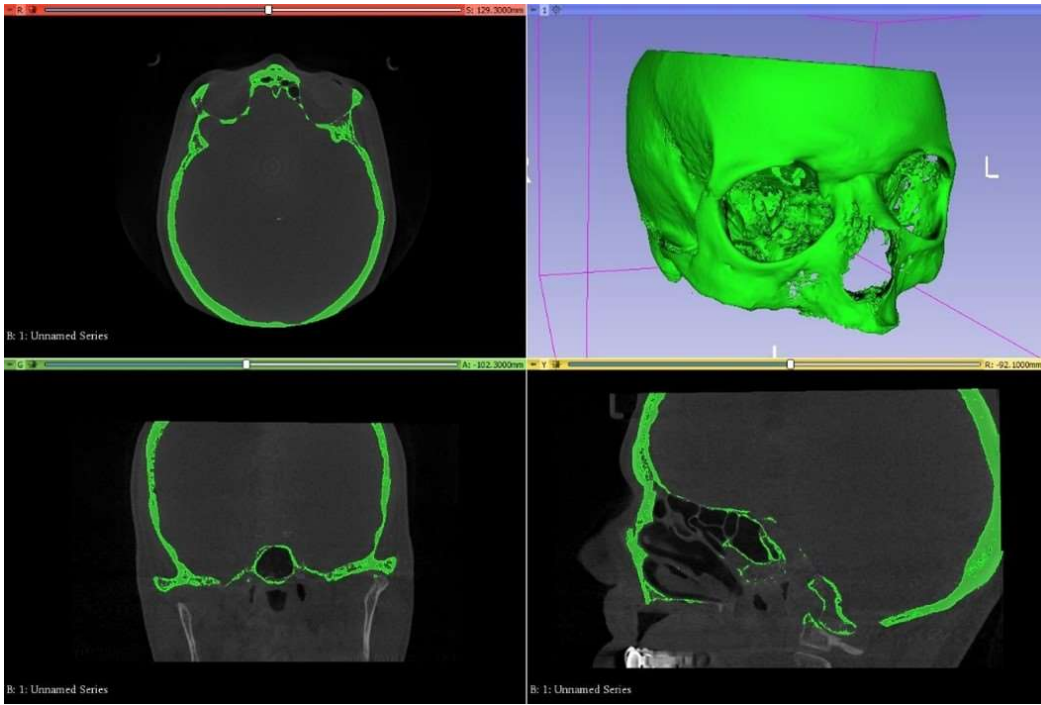
Bu tez çalışmasının amacı son yıllarda tekrar popülerlik kazanan subperiosteal implantların vida sayısı azaltılarak hacimsel küçülmenin ve oluk preparasyonu yaparak kemik temas yüzeyini arttırmanın kemik, SPI ve elemanları üzerindeki stres etkilerini değerlendirmektir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi Koordinatörlüğü tarafından finanse edilmiştir (Proje No: 2024/079). Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden kemik modelinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim (ANSYS INC., Canonsburg, PA, USA) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench (ANSYS INC., Canonsburg, PA, USA) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA (LSTC, Livermore, CA, USA) çözücüsü kullanılmıştır (Şekil 3.1).



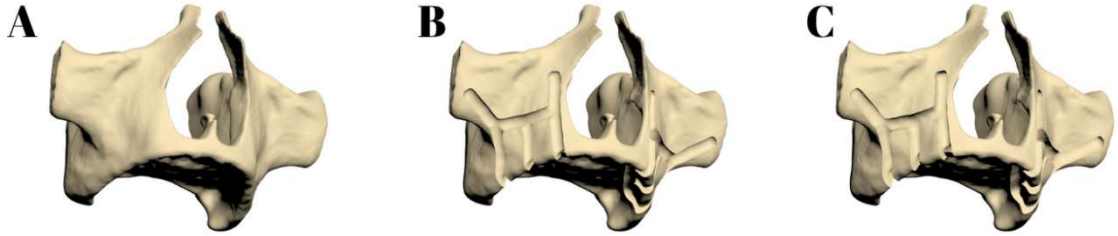
Şekil 3.1: KIBT verilerinden 3B modellerin elde edilmesi

### 3.1. MAKSİLLER KEMİĞİN MODELLENMESİ

Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold Aralığı: 426,50 – 3193,04). İstenmeyen bölgeler ve artefaktlar, 'Erase' ve 'Scissors' parametreleri kullanılarak temizlenmiştir. DICOM verilerinin işlenmesi sürecinde en zor olan kısım, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve istenmeyen bölgelerin temizlenmesi olmuştur. Uygun segmentlere ayrılan veriler, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Elde edilen maksiler kemiğin iki, dört ve altı numaralı diş bölgelerinden 1 mm ve 2 mm derinliğinde oluk preparasyonu uygulanarak kemiğin içeri gömülmesi sağlanmış ve toplam üç farklı maksiler kemik modeli elde edilmiştir (Şekil 3.2).

Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



**Şekil 3.2:** Kemik modelleri A: Oluk preparasyonu uygulanmamış kemik – Model 1 & Model 4, B: Oluk preparasyonu (1mm) uygulanmış kemik – Model 2 & Model 5, C: Oluk preparasyonu (2 mm) uygulanmış kemik – Model 3 & Model 6

### 3.2. ABUTMENT, SUBPERİOSTEAL İMPLANT, FİKSASYON VİDASI, OKLÜZAL VİDA, METAL ALTYAPI VE PROTEZ MODELLERİNİN HAZIRLANMASI

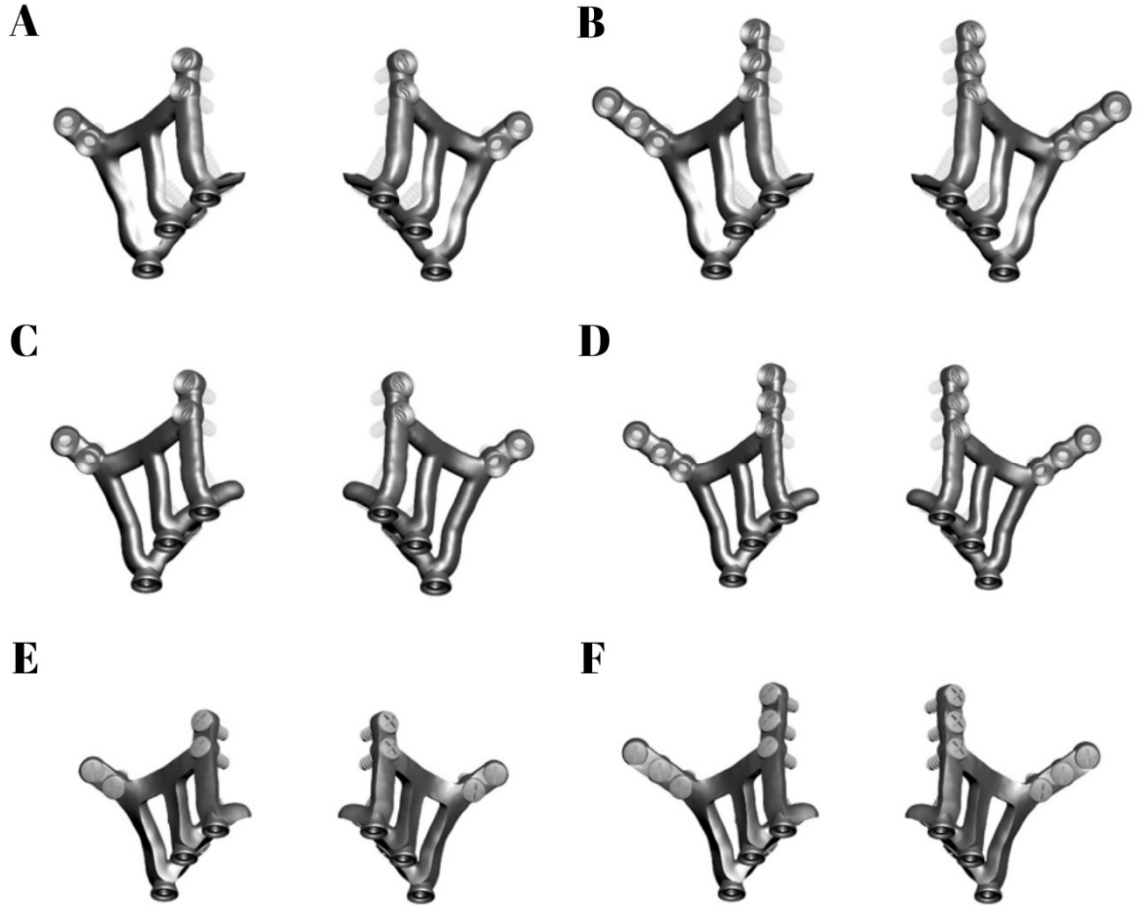
Çalışmada kullanılacak olan subperiostal implantlar; 2 mm kalınlığında, 3-4 mm genişliğinde maksillaya uygun bir şekilde altı farklı tasarımı yapılmıştır (Şekil 3.3).

Subperiosteal implant sisteminde kullanılacak olan vidalar; 2 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.4).

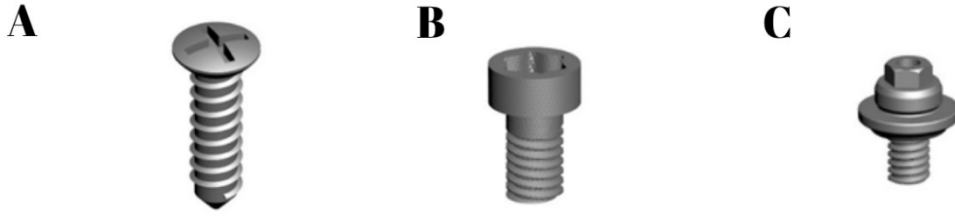
Oklüzal vida katalog verilerine göre modellenmiştir.

Altı dişli polimetil metakrilat (PMMA) protez Wheeler atlas verilerine göre modellenmiş ve uygun metal altyapı oluşturulmuştur (Şekil 3.5).

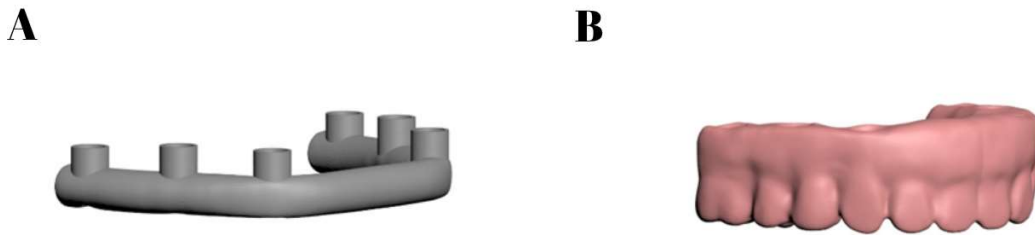
Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



**Şekil 3.3:** Subperiosteal implant tasarımları A: Subperiostal implant – Model 1, B: Subperiostal implant – Model 4, C: Subperiostal implant – Model 2, D: Subperiostal implant – Model 5, E: Subperiostal implant – Model 3, F: Subperiostal implant – Model 6



**Şekil 3.4:** Subperiosteal implant parçaları A: Fiksasyon Vidası, B: Oklüzal Vida, C: Abutment



**Şekil 3.5:** Protez parçaları A: Metal altyapı, B: PMMA protez

### 3.3. ÇALIŞMA MODELLERİ

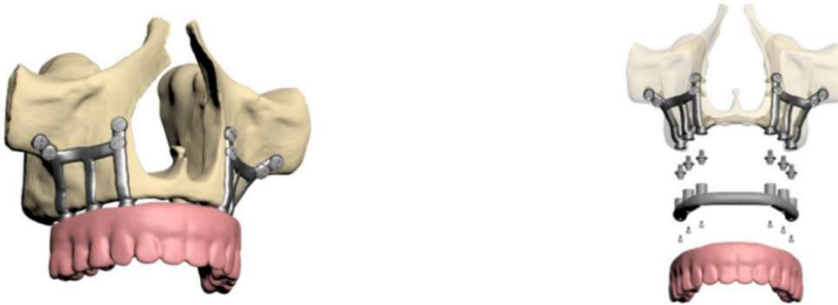
Çalışmada maksiller kemiğe özel tasarlanmış, abutment çıkışları iki, dört ve altı numaralı diş bölgesi olan, oluk preparasyonu uygulanmamış ve oluk preparasyonu uygulanmış kemiklere uygun altı farklı subperiosteal implant tasarımı yapılmıştır (Tablo 3.1) (Şekil 3.6, Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12).

**Tablo 3.1:** Sonlu elemanlar analizi uygulanan modellerin özellikleri

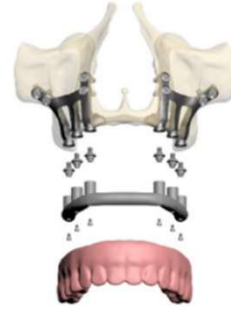
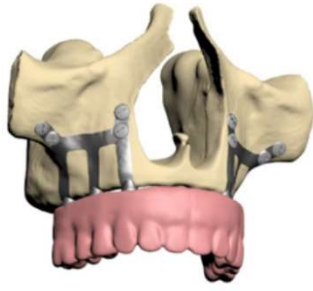
Modeller	Model Özellikleri
<b>Model 1</b>	Oluk Preparasyonu Uygulanmamış Kemik – 6 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant
<b>Model 2</b>	Oluk Preparasyonu (1 mm) Uygulanmış Kemik – 6 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant
<b>Model 3</b>	Oluk Preparasyonu (2 mm) Uygulanmış Kemik – 6 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant
<b>Model 4</b>	Oluk Preparasyonu Uygulanmamış Kemik – 8 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant
<b>Model 5</b>	Oluk Preparasyonu (1 mm) Uygulanmış Kemik – 8 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant
<b>Model 6</b>	Oluk Preparasyonu (2 mm) Uygulanmış Kemik – 8 Vidalı İki Parça Subperiosteal İmplant



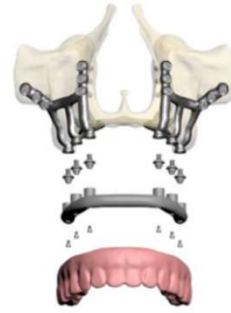
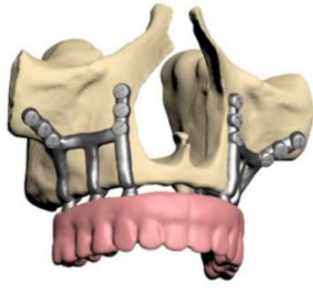
**Şekil 3.6:** Model 1



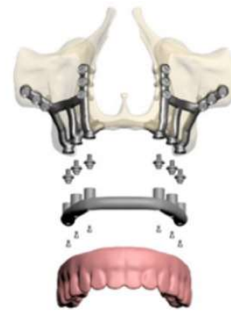
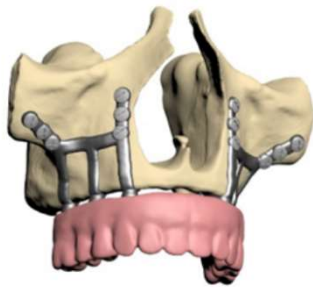
**Şekil 3.7:** Model 2



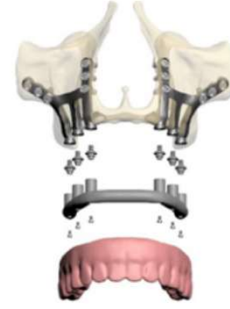
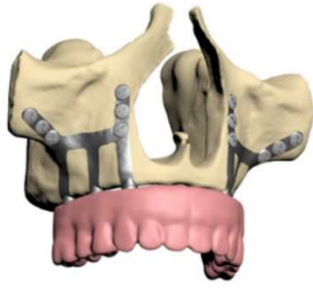
Şekil 3.8: Model 3



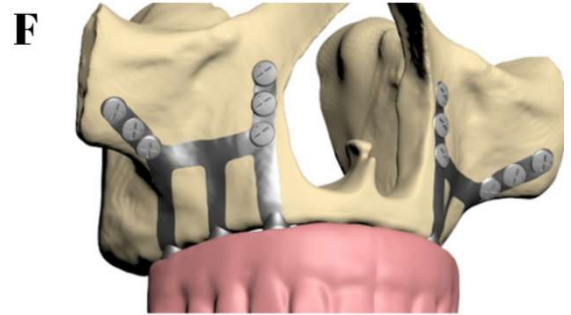
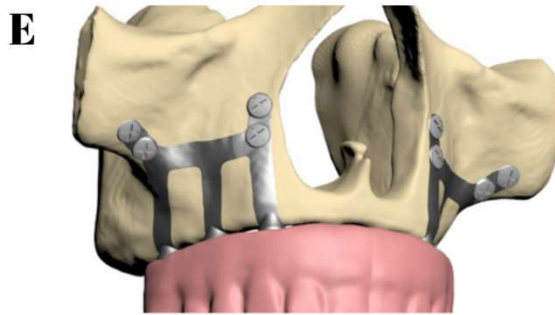
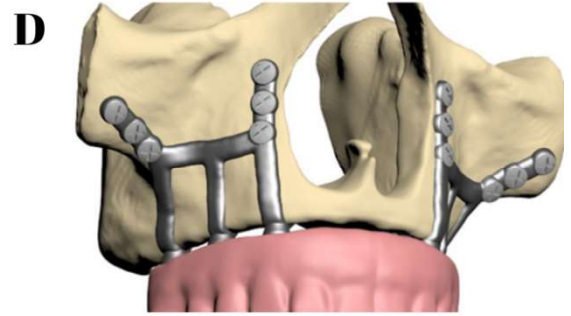
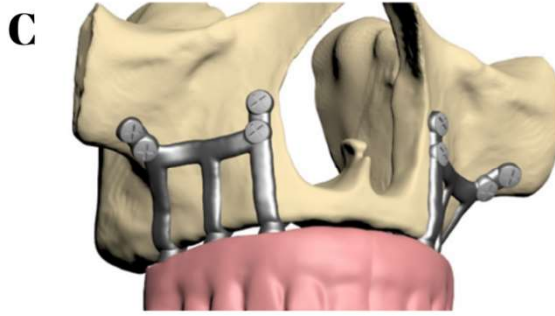
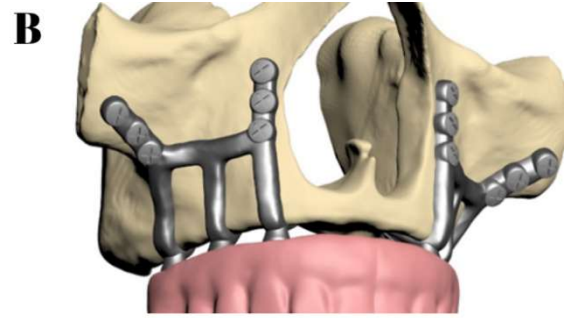
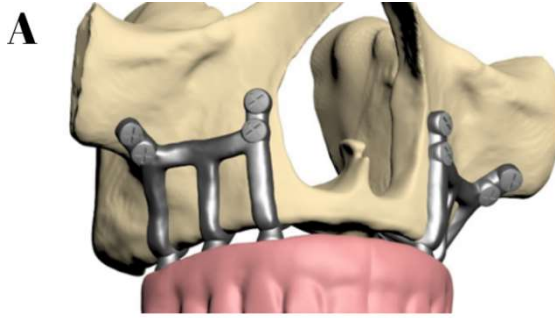
Şekil 3.9: Model 4



Şekil 3.10: Model 5



Şekil 3.11: Model 6

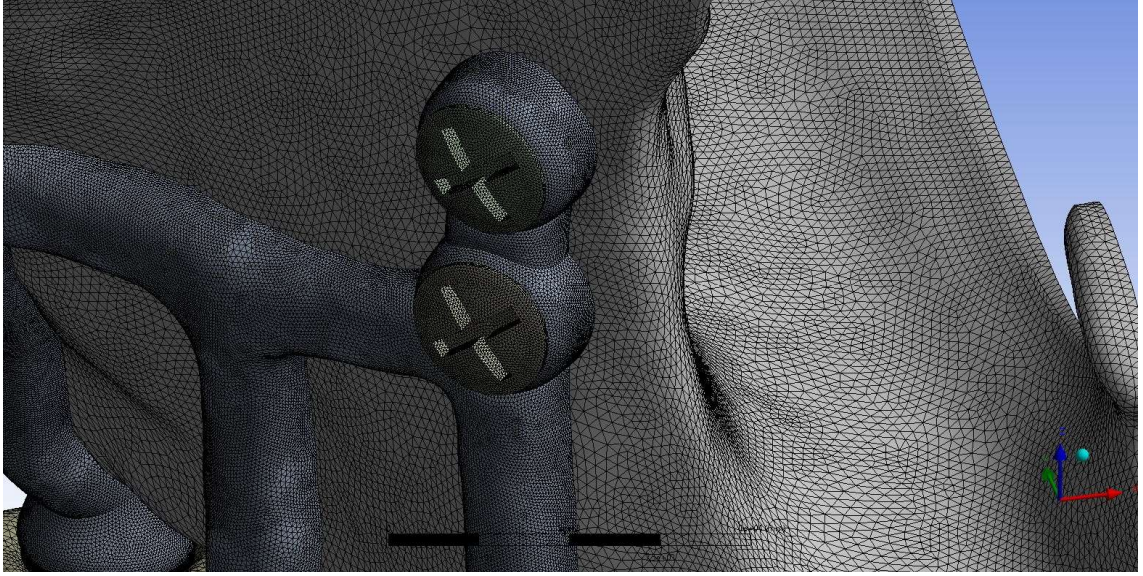


Şekil 3.12: Kemik ve subperiosteal implant modelleri A: Model 1, B: Model 4, C: Model 2, D: Model 5, E: Model 3, F: Model 6

### 3.4. MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0.1-0.25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tetrahedral (düzgün dört yüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Matematiksel modellerin hazırlanması

### 3.5. MALZEME TANIMLARI

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.2).

**Tablo 3.2:** Malzeme özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kemik	14500	0.32
Ti-6Al-4V (ISO58323:2021)	114000	0.33
Paslanmaz Çelik (Metal Altyapı)	200000	0.33
Polimetilmetakrilat (Protez)	3000	0.35

### 3.6. YÜKLEME SENARYOLARI VE KOŞULLARI

Tüm modellerde;

Vertikal Kuvvet; 1. molar dişin fossasına 150 N ve santral dişin insizaline 100 N olacak şekilde dik yönde, bilateral olarak uygulanmıştır (Şekil 3.14 ve Şekil 3.15).

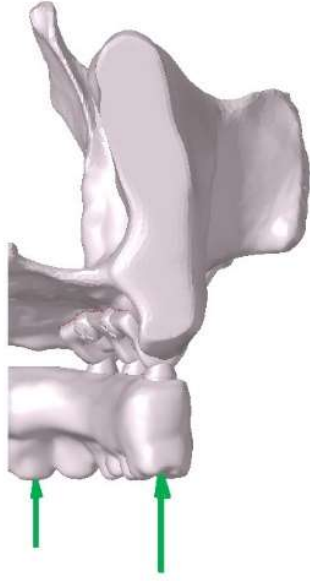
Oblik Kuvvet; 1. molar dişin fossasına bukkalden palatinala doğru 30° açı ile 50 N büyüklüğünde, bilateral olarak uygulanmıştır (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17).

Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

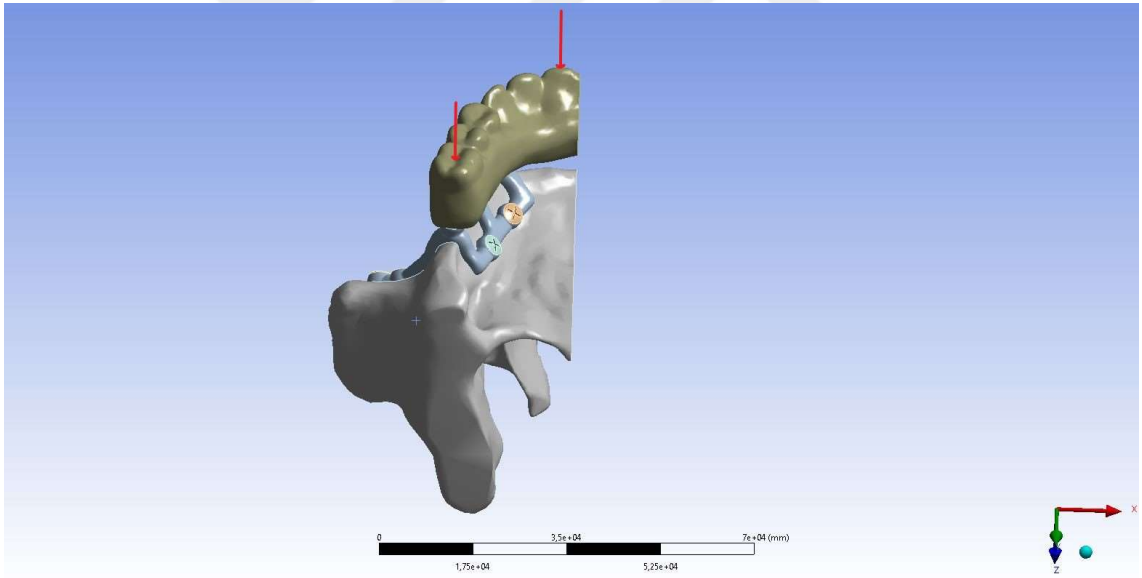
Modeller maksiller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan tüm parçalara X eksenini normalinde Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulları uygulanmıştır (Şekil 3.18).

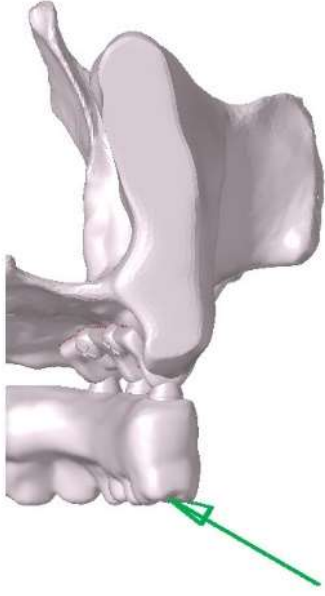
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında (altı ana model, iki farklı kuvvet uygulaması) 12 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



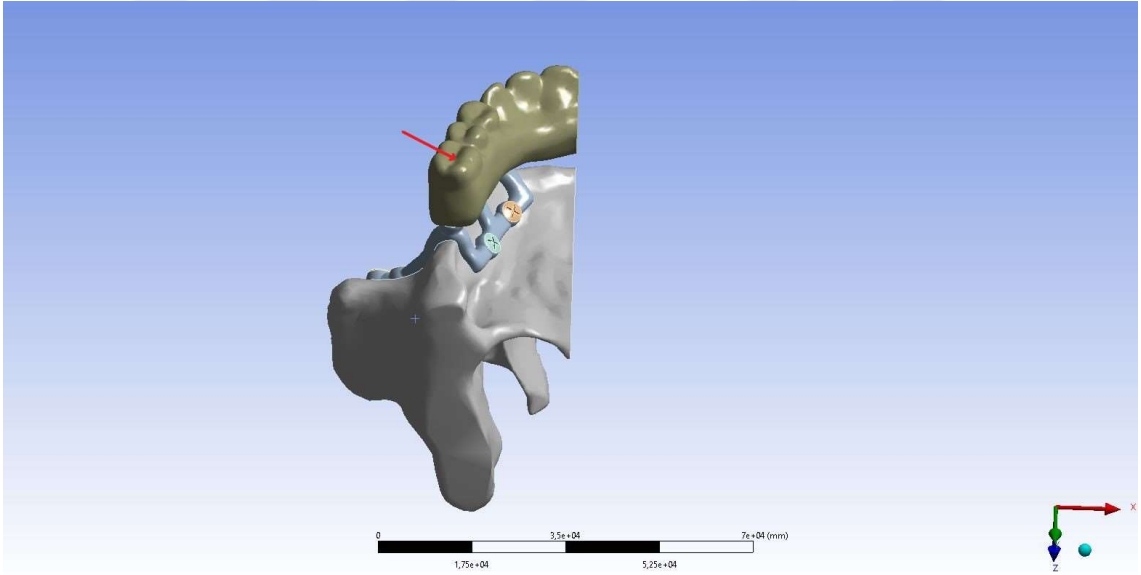
Şekil 3.14: Vertikal kuvvet şematizasyonu



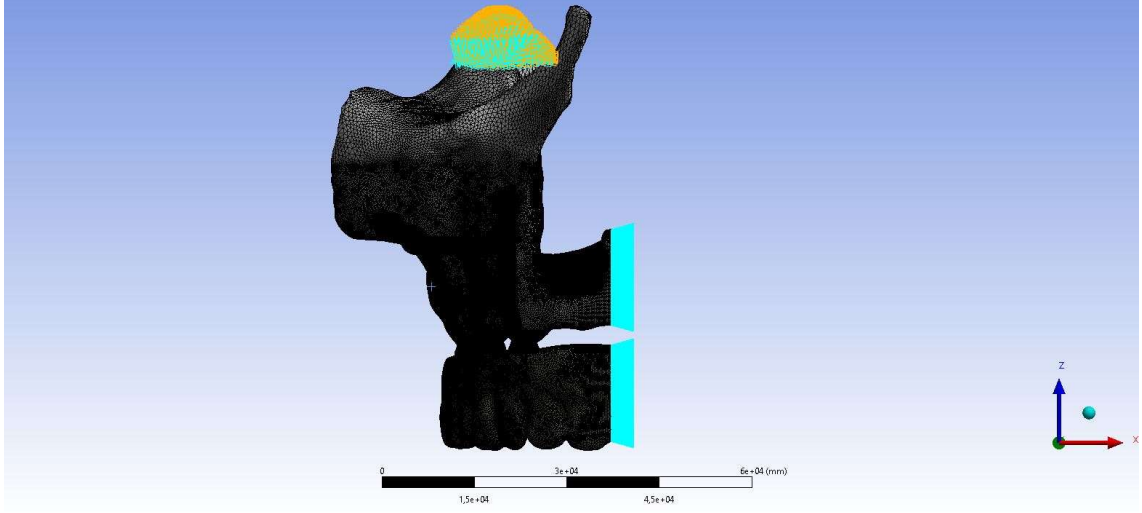
Şekil 3.15: Vertikal kuvvet şematizasyonu



Şekil 3.16: Oblik kuvvet şematizasyonu



Şekil 3.17: Oblik kuvvet şematizasyonu



**Şekil 3.18:** Sınır koşulu

### 3.7. KUANTİTATİF MODEL BİLGİLERİ

Oluşturulan altı farklı model için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3:** Kuantitatif model bilgileri

Modeller	Total # of Nodes	Total # of Elements
<b>Model 1</b>	1067846	4373093
<b>Model 2</b>	1184198	4860676
<b>Model 3</b>	1323453	5462488
<b>Model 4</b>	1148318	4696051
<b>Model 5</b>	1298742	5326315
<b>Model 6</b>	1435179	5912451

### **3.8. SİSTEMLERİN BİRLEŞTİRİLMESİ VE PARÇALAR ARASI BAĞLANTI DURUMU**

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluŐturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde temas bulunan tüm bölgelerde bonded tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



## 4. BULGULAR

### 4.1. KEMİK ÜZERİNDE OLUŞAN MAKSİMUM ASAL STRES DEĞERLERİ

Kemikte oluşan maksimum asal stres (Pmax) çekme yönündeki stresleri ifade eder. Oblik ve vertikal kuvvetler altında oluşan kemiklerdeki gerilme dağılımlarında, oluk hazırlanmamış modeller daha düşük stres göstermiştir. Kemikte vertikal kuvvet altında daha yüksek stres görülmüştür (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2). Oluşan yüksek stres değerleri her model için kemiğin posterior bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4).

**Tablo 4.1:** Oblik kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmax değerleri

Oblik Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	3,815 (Model 1)	3,708 (Model 4)
1 mm	4,739 (Model 2)	4,585 (Model 5)
2 mm	5,091 (Model 3)	5,017 (Model 6)

**Tablo 4.2:** Vertikal kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	4,713 (Model 1)	4,510 (Model 4)
1 mm	4,843 (Model 2)	4,644 (Model 5)
2 mm	5,446 (Model 3)	5,323 (Model 6)

Oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre daha düşük stres görülmüştür.

Model 1 < Model 2 < Model 3

Model 4 < Model 5 < Model 6

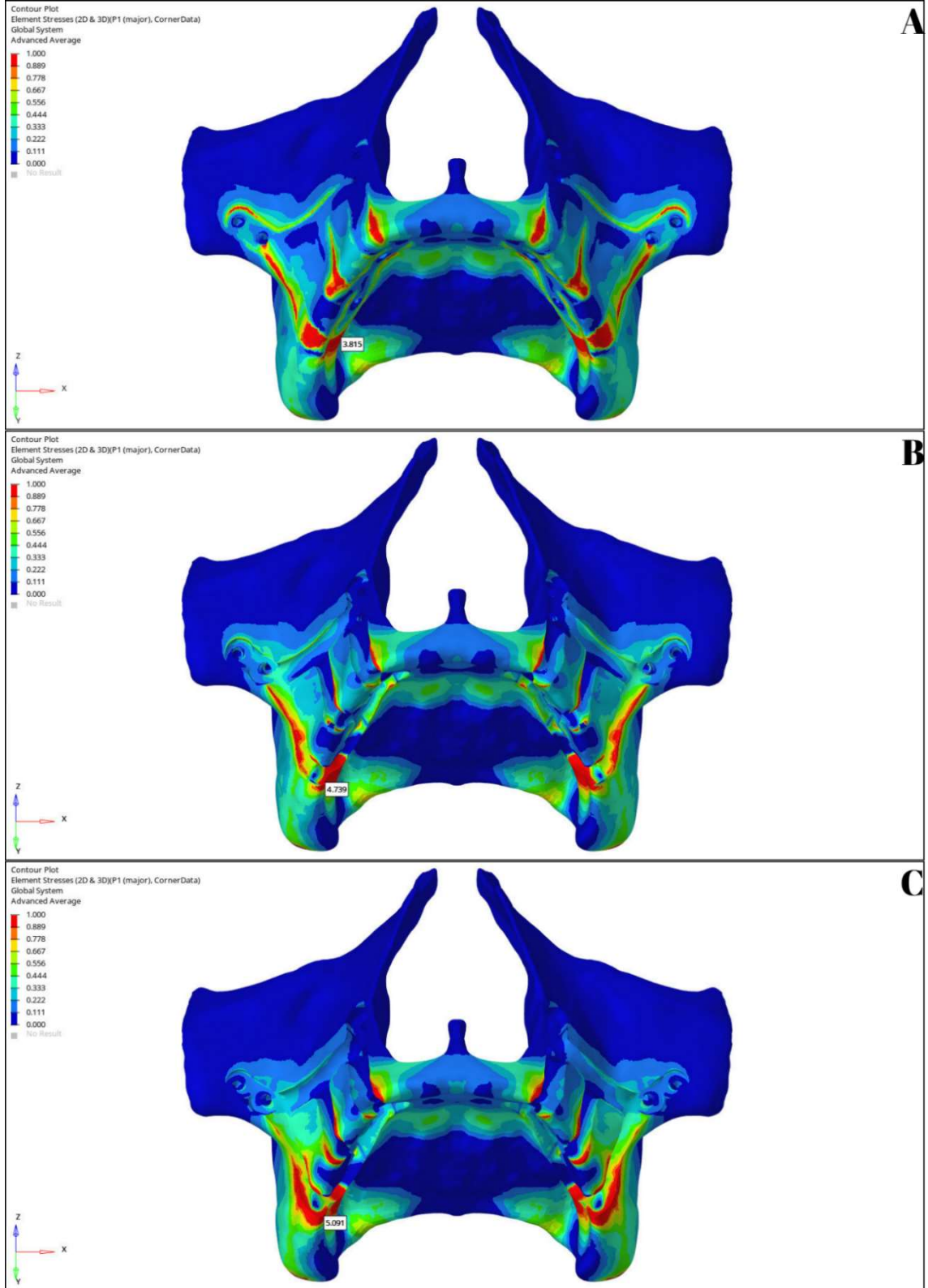
Altı vidalı subperiosteal implant modelleri sekiz vidalı subperiosteal implant modellerine göre daha yüksek bir stres göstermiştir.

Model 1 > Model 4

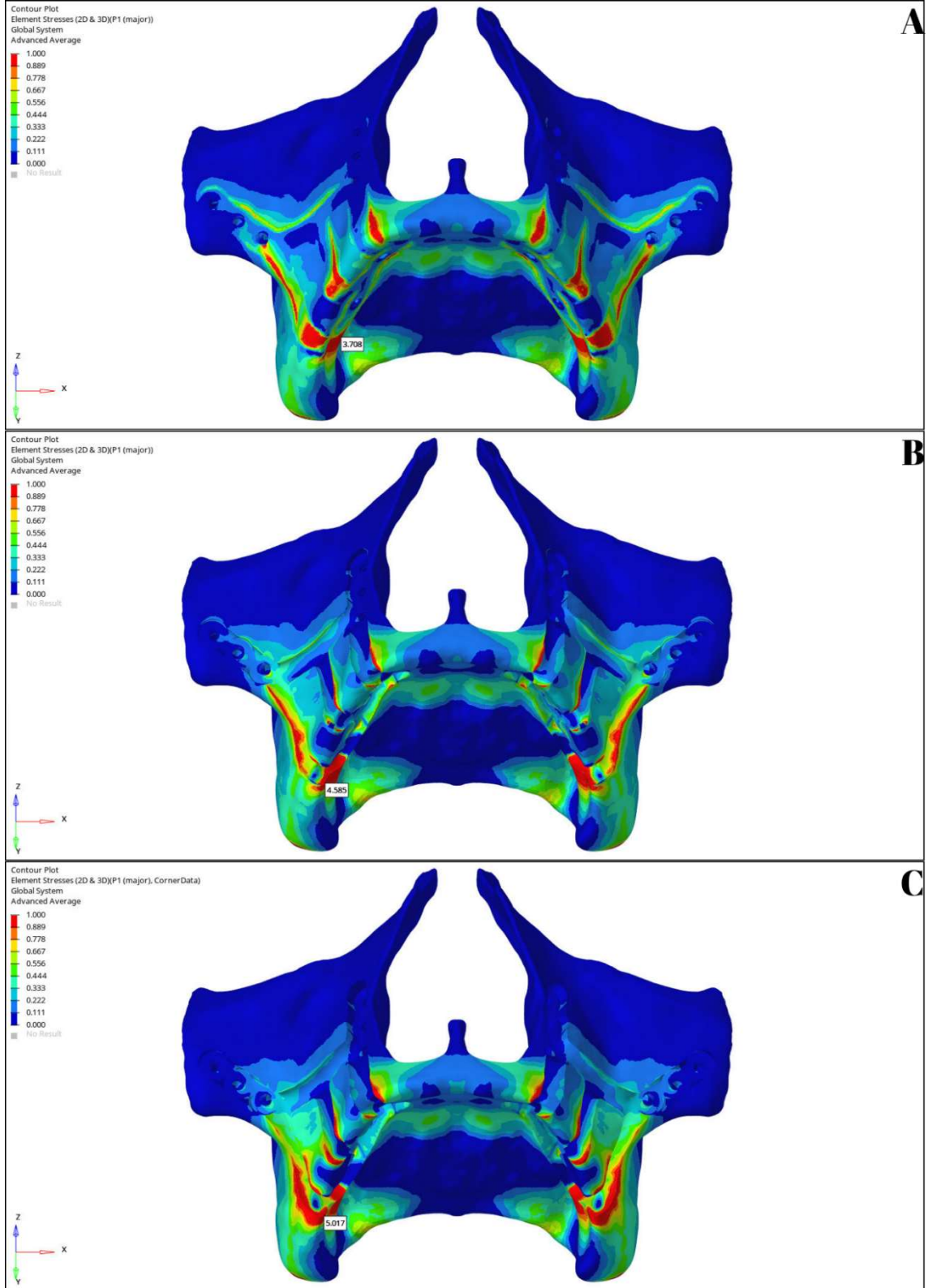
Model 2 > Model 5

Model 3 > Model 6

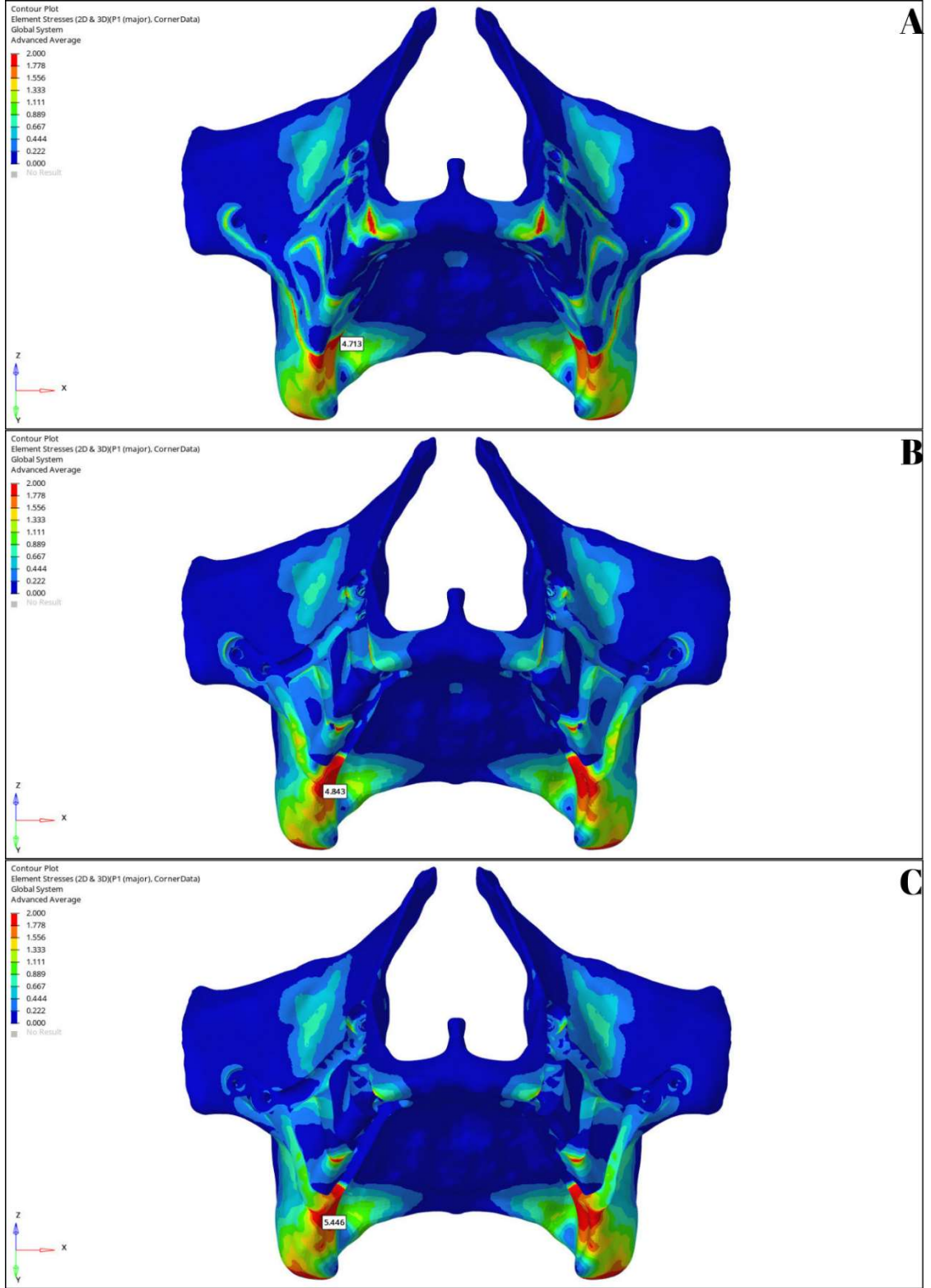




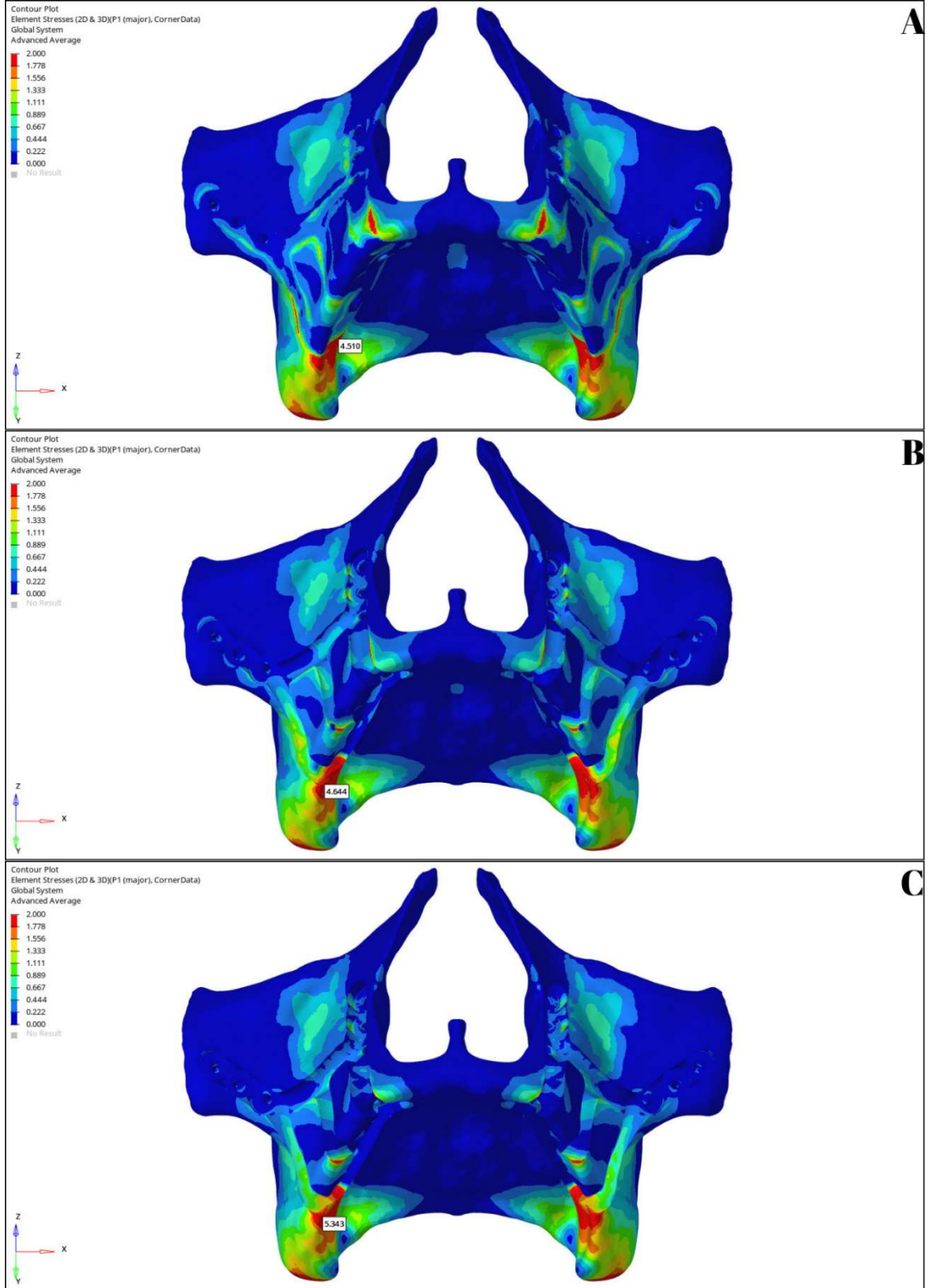
**Şekil 4.1:** Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.2:** Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6



**Şekil 4.3:** Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.4:** Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.

## 4.2. KEMİK ÜZERİNDE OLUŞAN MİNİMUM ASAL STRES DEĞERLERİ

Kemikte oluşan minimum asal stres (Pmin) ise sıkışma yönündeki stresleri ifade eder. Oblik ve vertikal kuvvetler altında oluşan kemiklerdeki gerilme dağılımlarında, oluk hazırlanmamış modeller daha düşük stres göstermiştir. Kemikte vertikal kuvvet altında daha yüksek stres görülmüştür (Tablo 4.3 ve Tablo 4.4). Oluşan yüksek stres değerleri her model için kemiğin kanin diş bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8).

**Tablo 4.3:** Oblik kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	-3,938 (Model 1)	-3,857 (Model 4)
1 mm	-4,912 (Model 2)	-4,742 (Model 5)
2 mm	-6,641 (Model 3)	-6,323 (Model 6)

**Tablo 4.4:** Vertikal kuvvetler sonucunda kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	-10,367 (Model 1)	-10,280 (Model 4)
1 mm	-11,502 (Model 2)	-11,249 (Model 5)
2 mm	-13,503 (Model 3)	-13,325 (Model 6)

Oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre daha düşük stres görülmüştür.

Model 1 < Model 2 < Model 3

Model 4 < Model 5 < Model 6

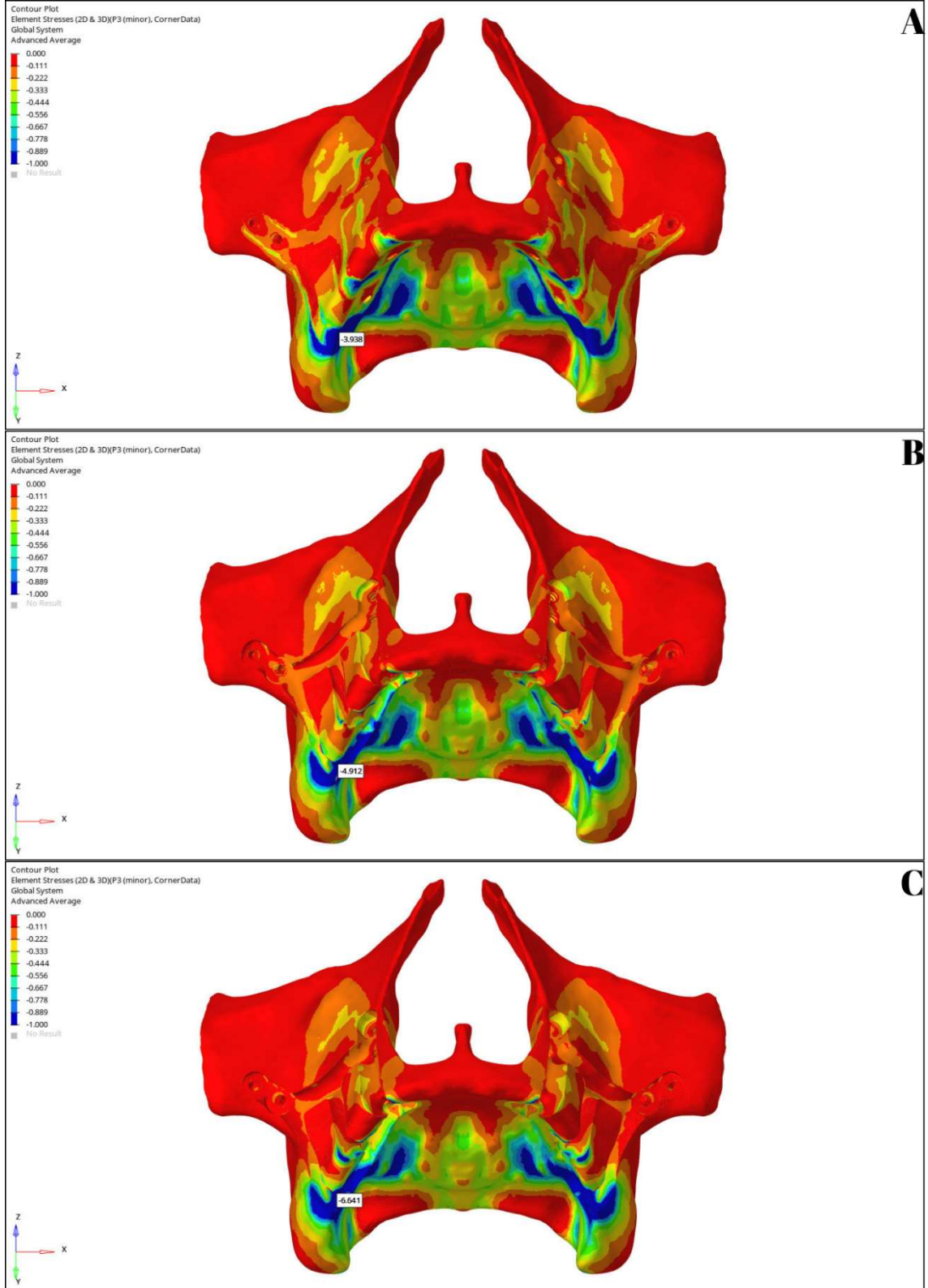
Altı vidalı subperiosteal implant modelleri sekiz vidalı subperiosteal implant modellerine göre daha yüksek bir stres göstermiştir.

Model 1 > Model 4

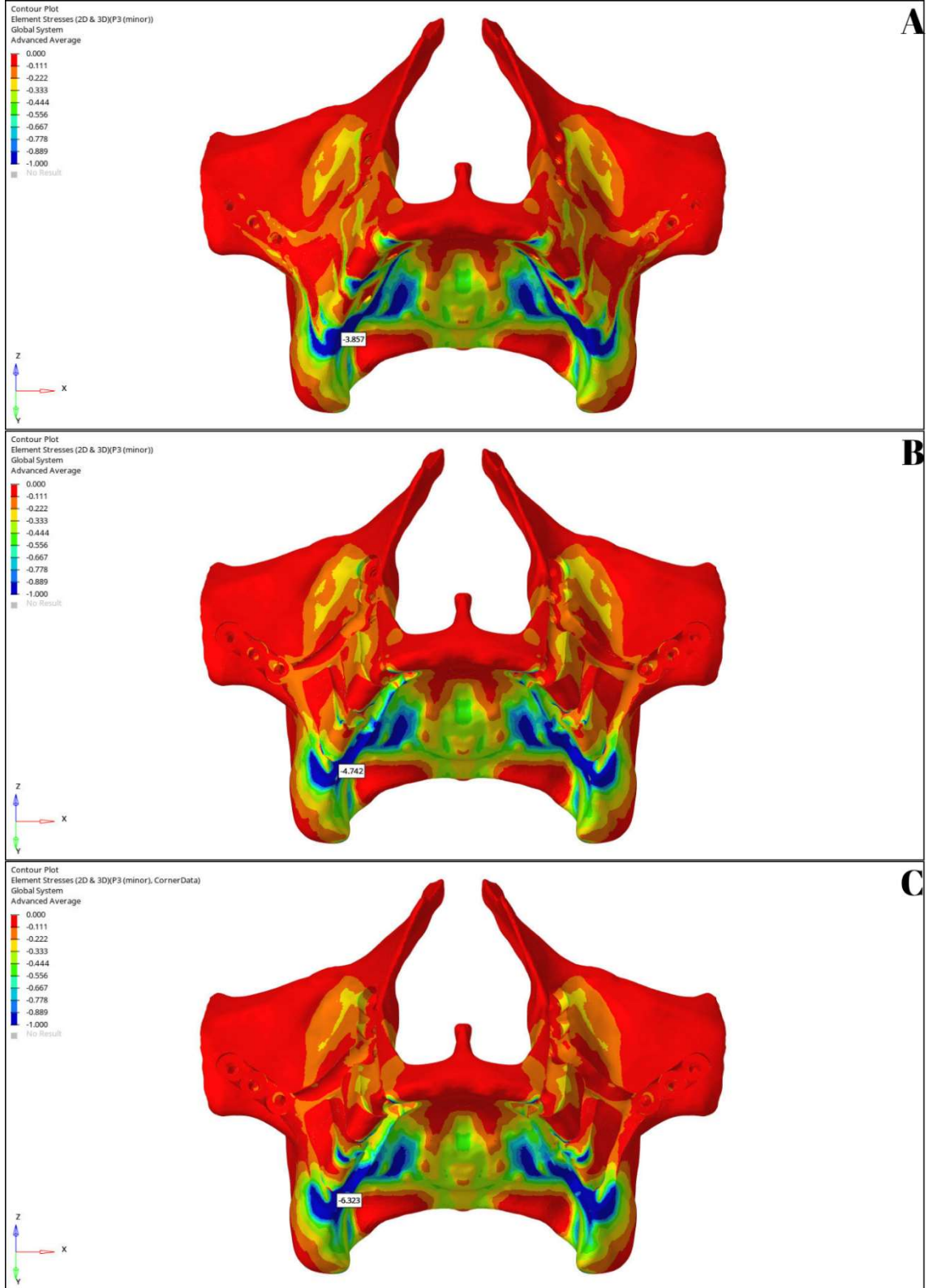
Model 2 > Model 5

Model 3 > Model 6

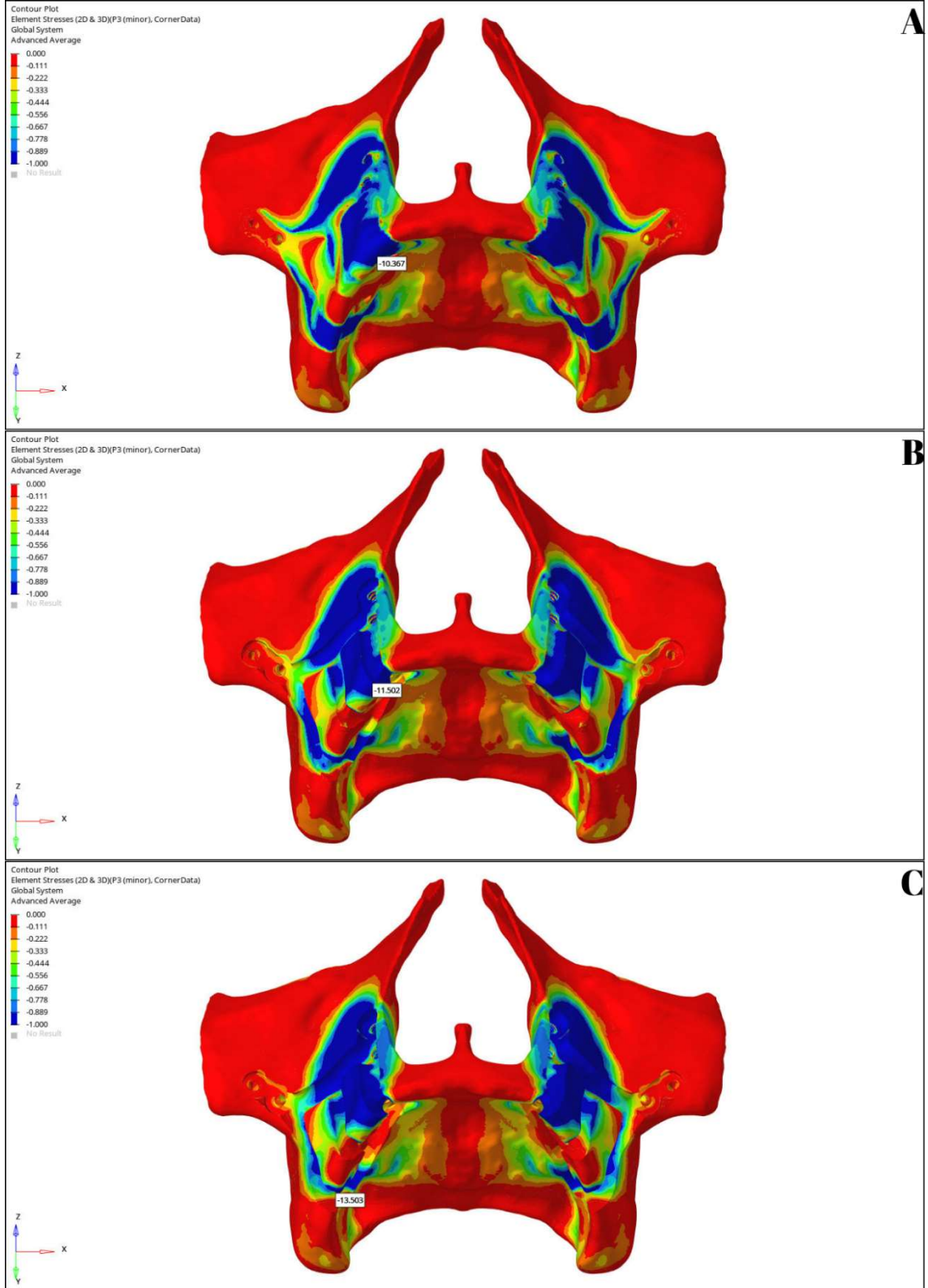




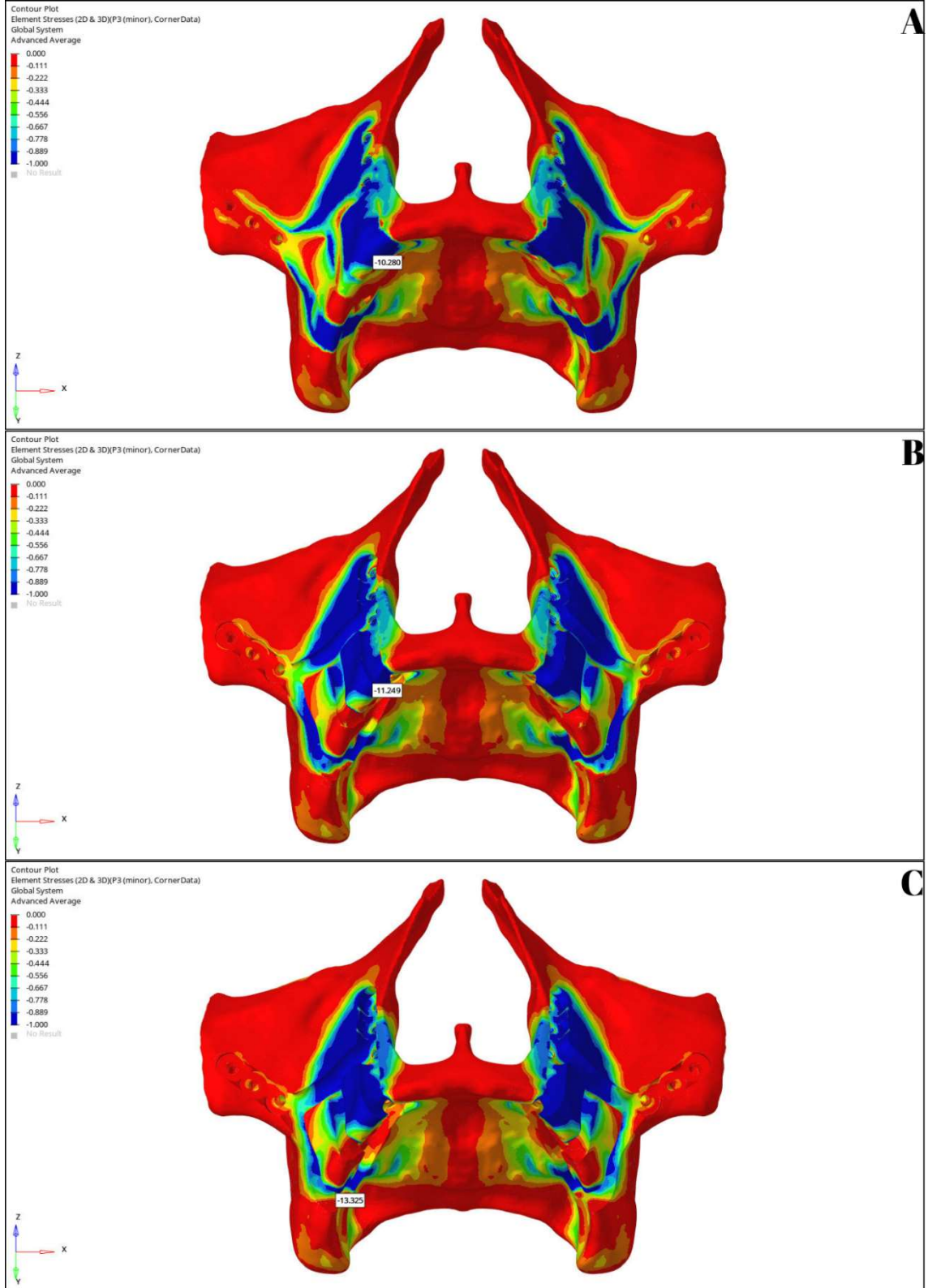
**Şekil 4.5:** Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.6:** Oblik kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.



**Şekil 4.7:** Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C:Model 3.



**Şekil 4.8:** Vertikal kuvvet sonucu kemikte oluşan minimum asal stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.

### 4.3. SUBPERİOSTEAL İMPLANT ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ

Subperiosteal implantlar üzerinde oluşan von Mises değerleri, SPİ üzerindeki en yüksek değer baz alınarak incelenmiştir. Farklı kemik preperasyon kalınlığına ve vida sayısına sahip SPİ'ler arasında karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla, vertikal ve oblik kuvvetler ile stres birikiminin en yoğun olduğu değerler grafikler yardımıyla gösterilmiştir (Tablo 4.5 ve Tablo 4.6). SPİ üzerinde oluşan yüksek stres değerleri; oblik kuvvetlerde her model için SPİ'nin posterior abutment bölgesinde, vertikal kuvvetlerde her model için SPİ'nin anterior abutment bölgesinde yoğunlaşmaktadır (Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12).

**Tablo 4.5:** Oblik kuvvetler sonucunda SPİ'de oluşan von Mises stres değerleri

Oblik kuvvetler sonucunda SPİ'de oluşan von Mises stres değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	74,644 (Model 1)	71,125 (Model 4)
1 mm	54,467 (Model 2)	54,427 (Model 5)
2 mm	46,328 (Model 3)	45,544 (Model 6)

**Tablo 4.6:** Vertikal kuvvetler sonucunda SPİ'de oluşan von Mises stres değerleri

Vertikal kuvvetler sonucunda SPİ'de oluşan von Mises stres değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	54,527 (Model 1)	53,414 (Model 4)
1 mm	34,776 (Model 2)	34,007 (Model 5)
2 mm	25,946 (Model 3)	25,169 (Model 6)

Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda; oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre daha yüksek stres görülmüştür.

Model 1 > Model 2 > Model 3

Model 4 > Model 5 > Model 6

Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda; altı vidalı subperiosteal implant modelleri sekiz vidalı subperiosteal implant modellerine göre daha yüksek bir stres göstermiştir.

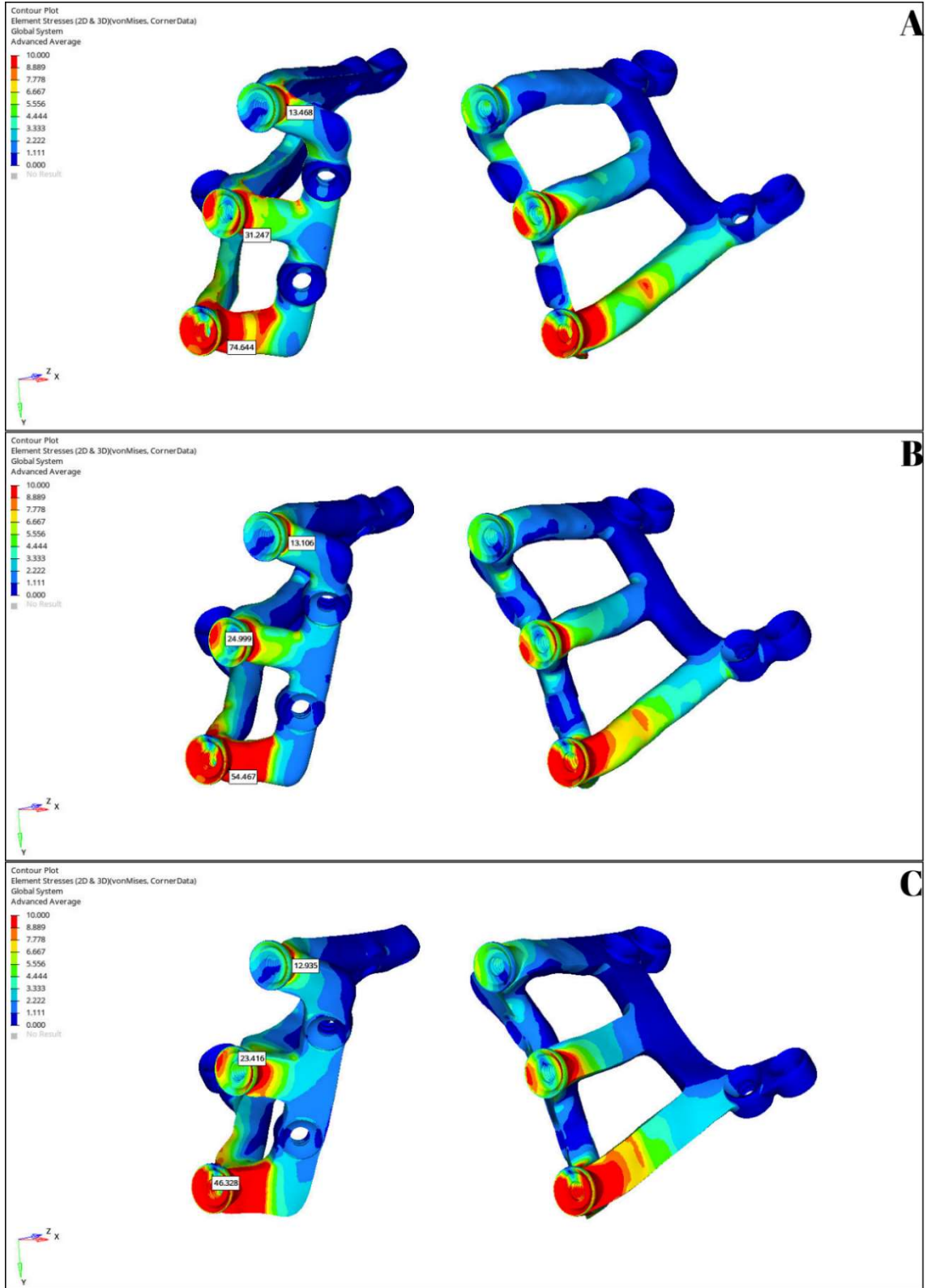
Model 1 > Model 4

Model 2 > Model 5

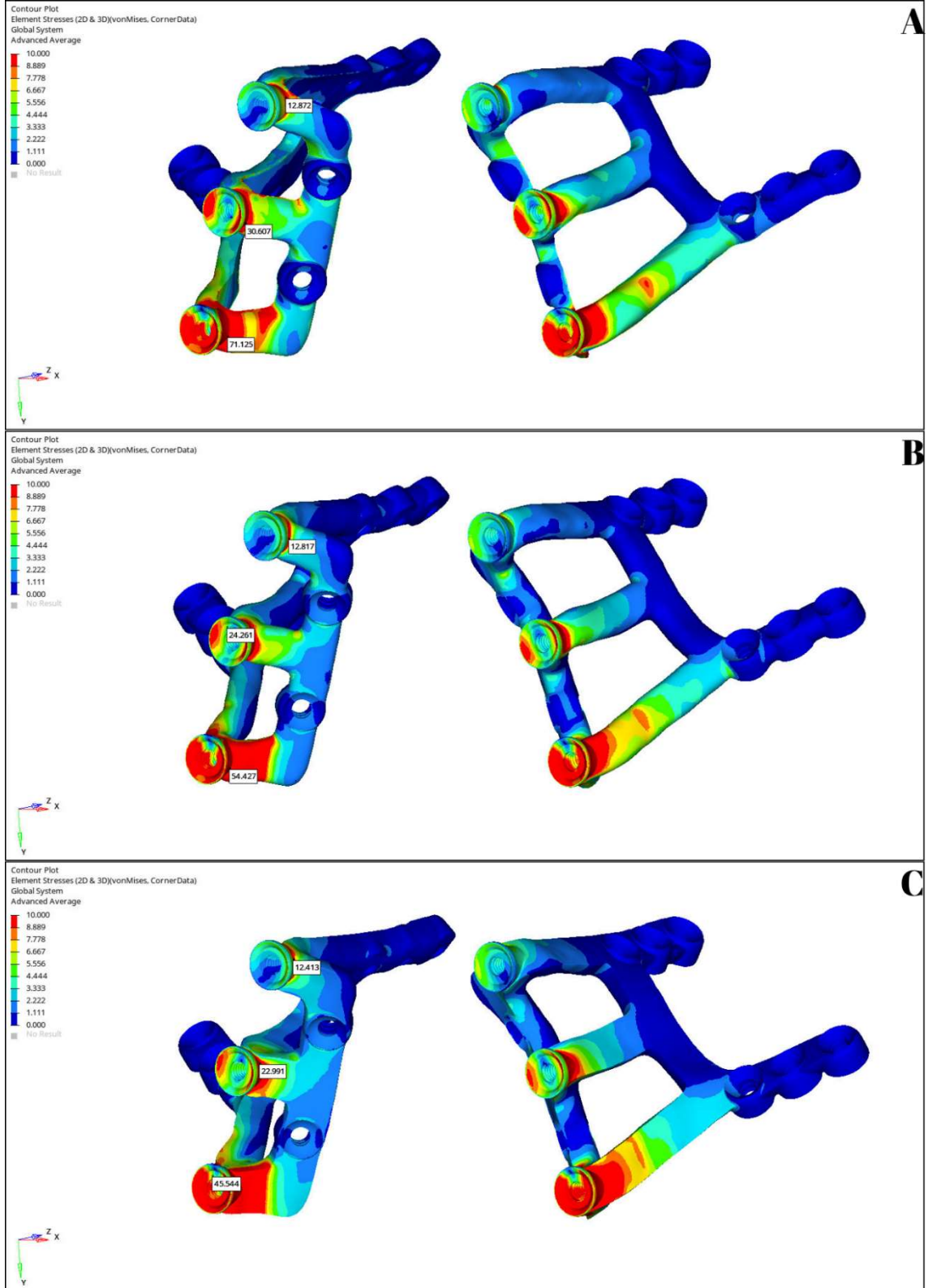
Model 3 > Model 6

Tüm SPI'ler oblik kuvvetler sonucunda vertikal kuvvetlere göre daha fazla stres göstermiştir.

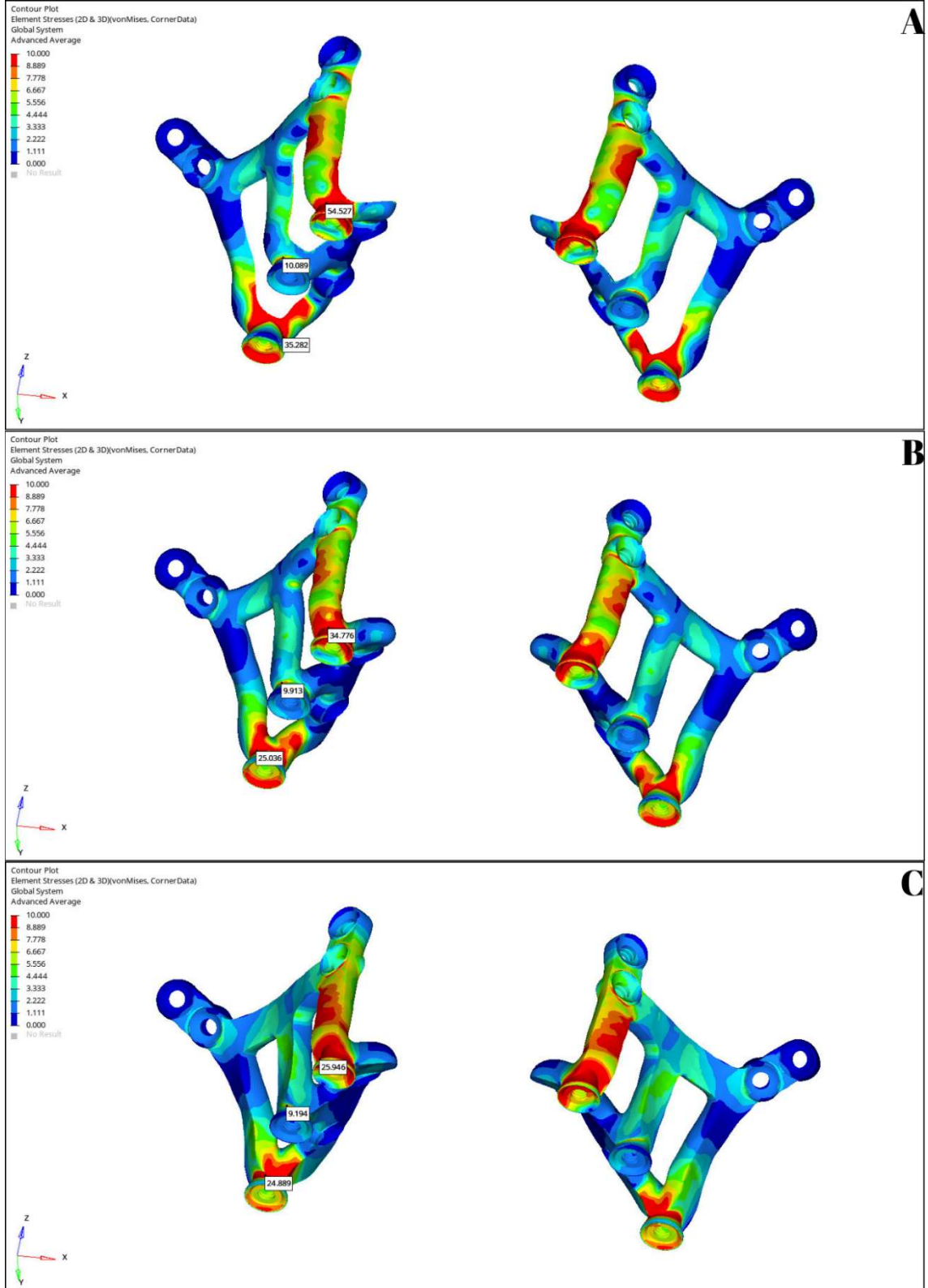




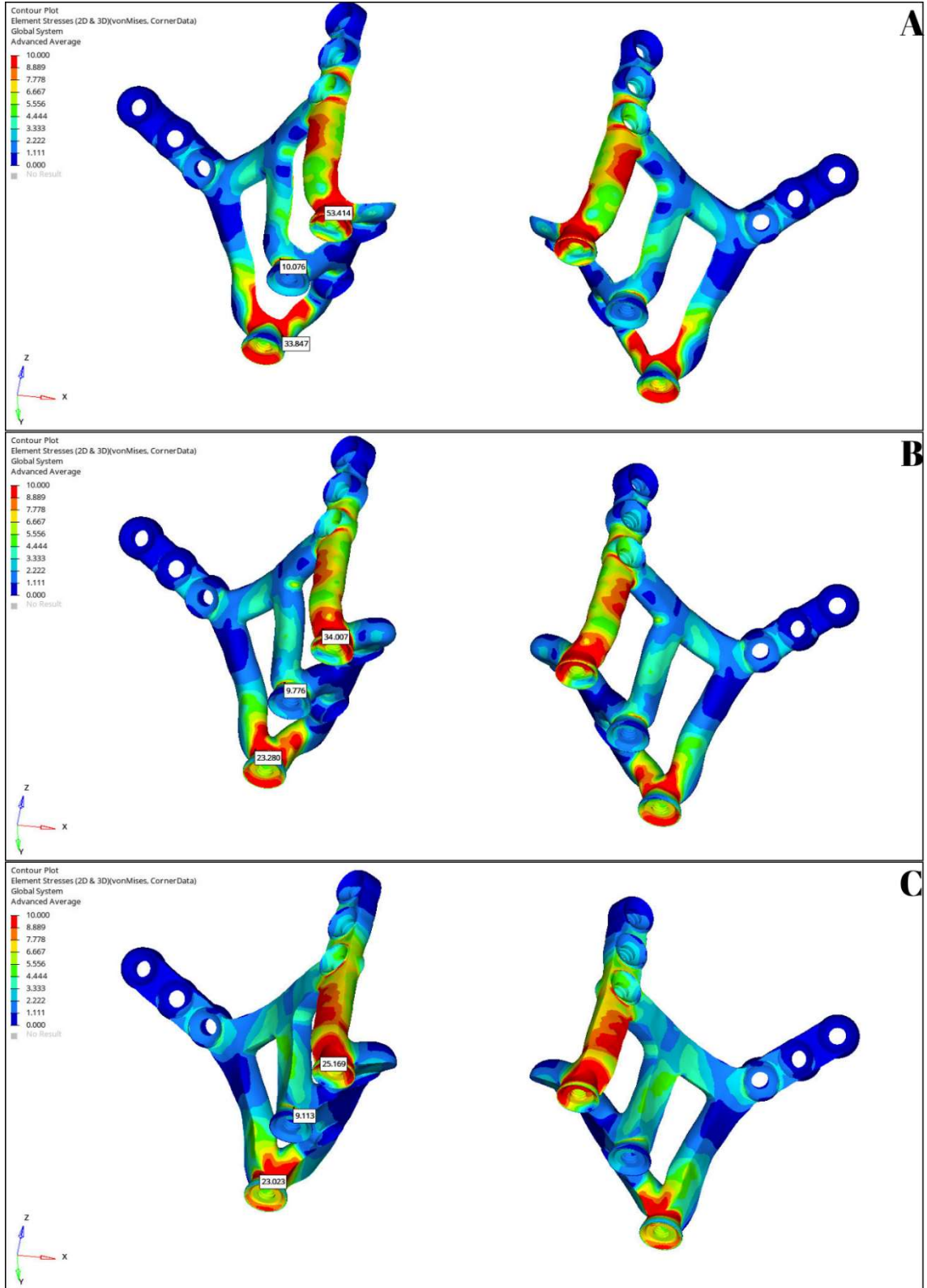
**Şekil 4.9:** Oblik kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.10:** Oblik kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.



**Şekil 4.11:** Vertikal kuvvet sonucu SPI’de oluşan von Mises stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.12:** Vertikal kuvvet sonucu SPİ’de oluşan von Mises stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.

#### 4.4. METAL ALTYAPI ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ

Subperiosteal implantlar için hazırlanan protezin metal altyapısı üzerinde oluşan von Mises değerleri, en yüksek değer baz alınarak incelenmiştir. Vertikal ve oblik kuvvetler ile stres birikiminin en yoğun olduğu değerler grafikler yardımıyla gösterilmiştir (Tablo 4.7 ve Tablo 4.8). Oblik kuvvetler sonucu metal altyapılar üzerinde oluşan yüksek stres değerleri her model için altyapının posterior bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Vertikal kuvvetler sonucu metal altyapılar üzerinde oluşan yüksek stres değerleri her model için altyapının anterior bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bütün modellerde, vertikal kuvvetlere göre oblik kuvvetler altında daha düşük stres görülmüştür (Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16).

**Tablo 4.7:** Oblik kuvvetler sonucunda metal altyapıda oluşan von Mises Stres değerleri

Oblik kuvvetler sonucunda metal alt yapıda oluşan von Mises Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	20,078 (Model 1)	19,865 (Model 4)
1 mm	23,035 (Model 2)	23,017 (Model 5)
2 mm	23,443 (Model 3)	23,037 (Model 6)

**Tablo 4.8:** Vertikal kuvvetler sonucunda metal altyapıda oluşan von Mises Stres değerleri

Vertikal kuvvetler sonucunda metal altyapıda oluşan von Mises Stres Değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	63,277 (Model 1)	63,246 (Model 4)
1 mm	56,294 (Model 2)	56,247 (Model 5)
2 mm	53,602 (Model 3)	53,561 (Model 6)

Oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre oblik kuvvet etkisinde daha düşük stres görülmüştür.

Model 1 < Model 2 < Model 3

Model 4 < Model 5 < Model 6

Oluk preperasyonu uygulanmamış modellerde oluk preperasyonu uygulanmış modellere göre vertikal kuvvet etkisinde daha yüksek stres görülmüştür.

Model 1 > Model 2 > Model 3

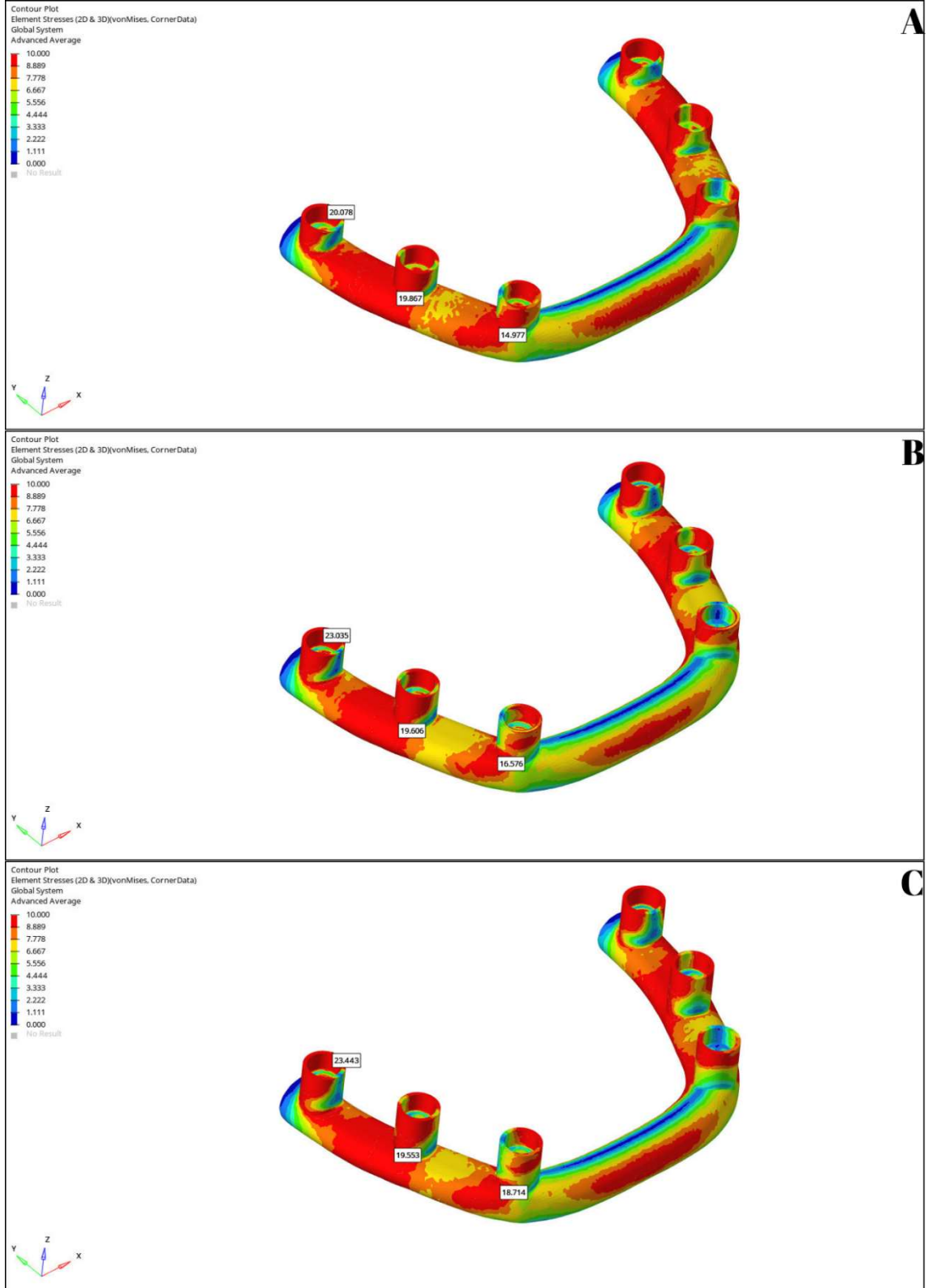
Model 4 > Model 5 > Model 6

Altı vidalı subperiosteal implant modelleri sekiz vidalı subperiosteal implant modellerine göre daha yüksek bir stres göstermiştir.

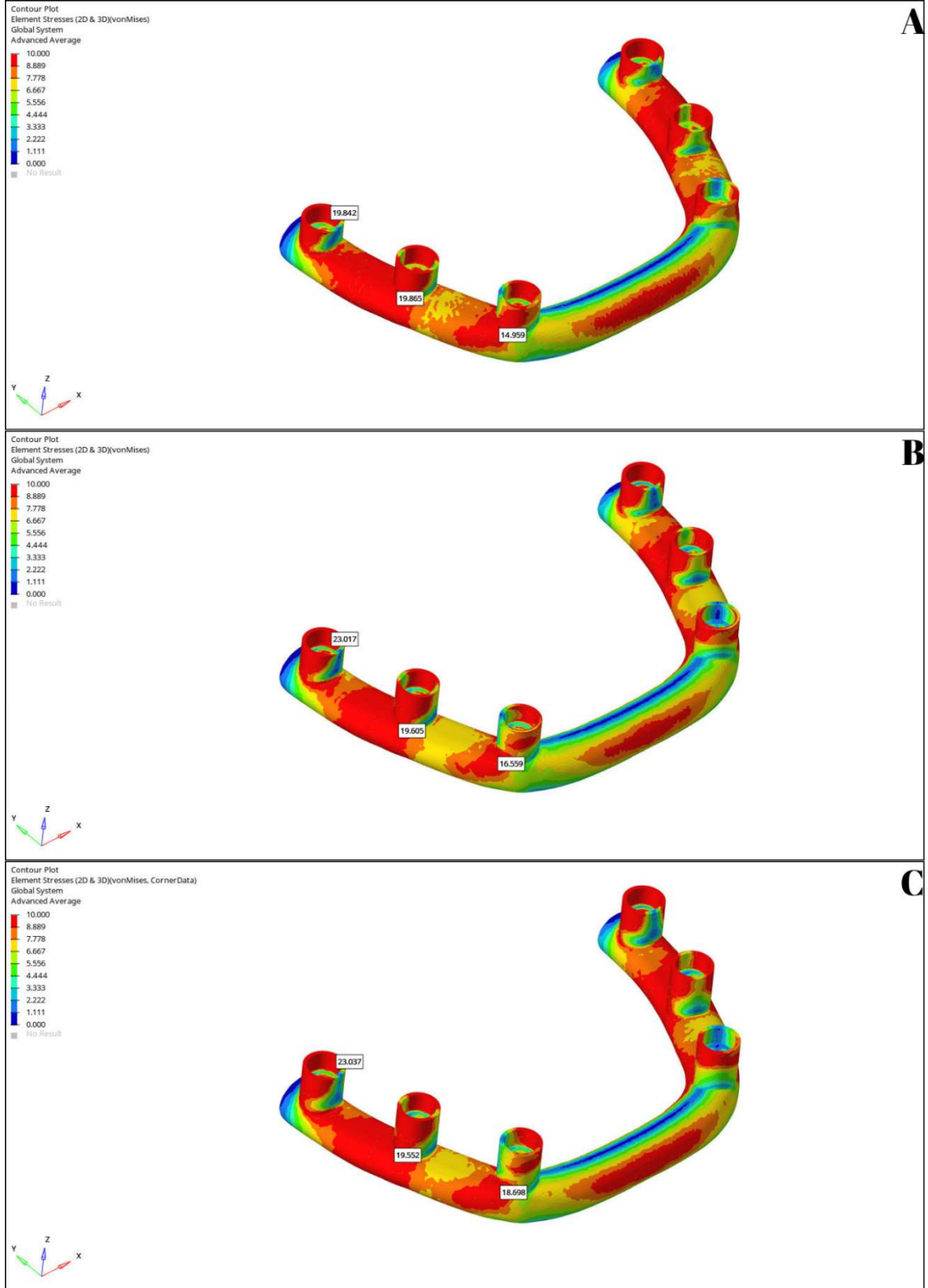
Model 1 > Model 4

Model 2 > Model 5

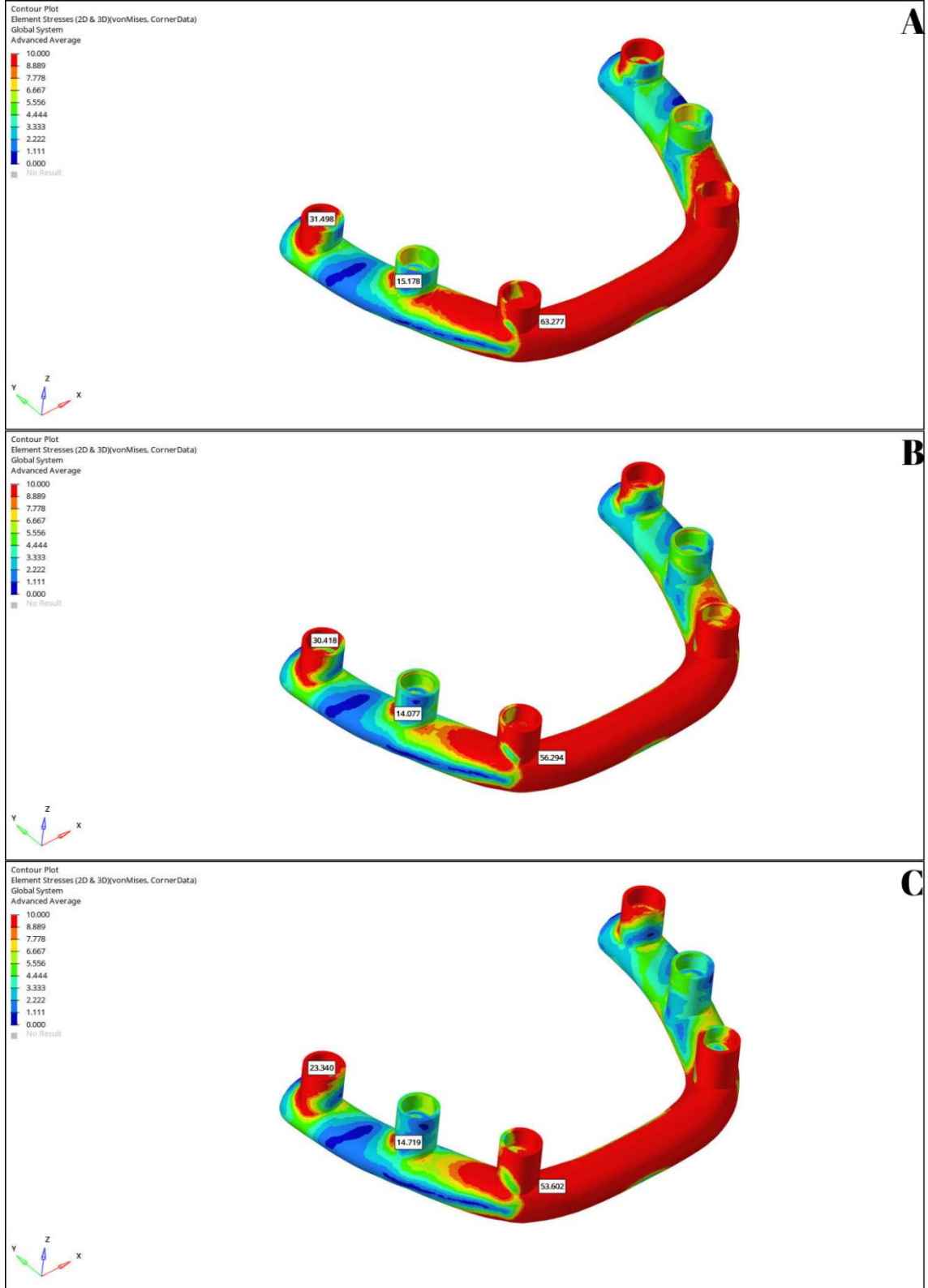
Model 3 > Model 6



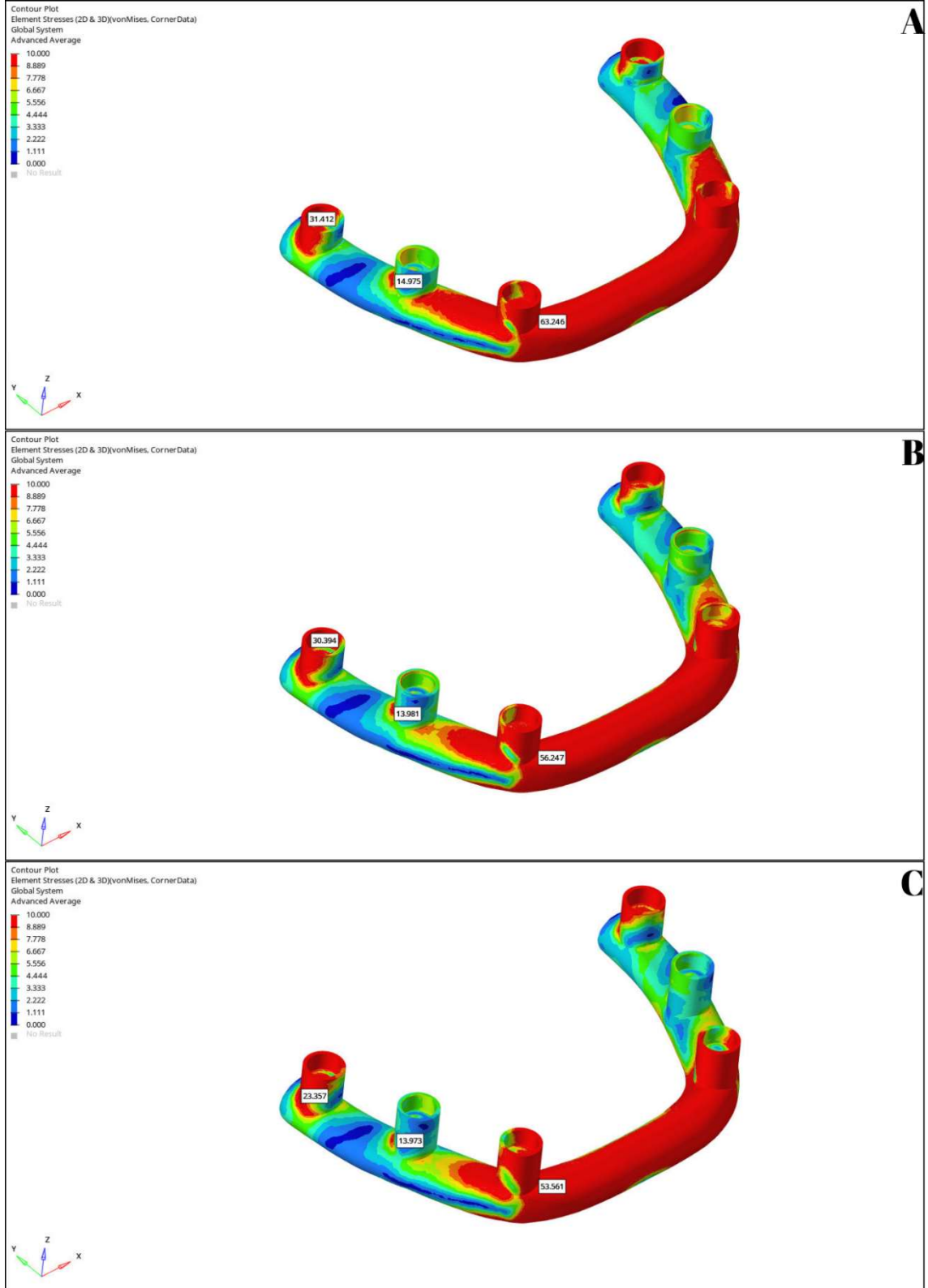
**Şekil 4.13:** Oblik kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.14:** Oblik kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.



**Şekil 4.15:** Vertikal kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.16:** Vertikal kuvvet sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.

#### 4.5. FİKSASYON VİDALARI ÜZERİNDE OLUŞAN VON MİSES STRES DEĞERLERİ

3 modelde 4 bukkal yüzeyde 2'si palatinal yüzeyde olmak üzere 6 vida; diğer 3 modelde ise 6 bukkal yüzeyde 2'si palatinal yüzeyde olmak üzere 8 vida kullanılmıştır. Vidaların en yüksek stres gösterdiği değerler tablo haline getirilmiştir (Tablo 4.9 ve Tablo 4.10). Oblik kuvvetler sonucu fiksasyon vidaları üzerinde oluşan yüksek stres değerleri her model için palatinal bölgedeki fiksasyon vidalarında yoğunlaşmaktadır. Vertikal kuvvetler sonucu fiksasyon vidaları üzerinde oluşan yüksek stres değerleri her model için anterior bölgedeki fiksasyon vidalarında yoğunlaşmaktadır. Bütün modellerde, vertikal kuvvetlere göre oblik kuvvetler altında daha düşük stres görülmüştür (Şekil 4.17, Şekil 4.18, Şekil 4.19 ve Şekil 4.20).

**Tablo 4.9:** Oblik kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri

Oblik kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	2,473 (Model 1)	2,447 (Model 4)
1 mm	3,750 (Model 2)	3,635 (Model 5)
2 mm	3,868 (Model 3)	3,769 (Model 6)

**Tablo 4.10:** Vertikal kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri

Vertikal kuvvetler sonucunda fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri		
	6 Vidalı	8 Vidalı
Oluk derinliği		
0 mm	7,599 (Model 1)	7,543 (Model 4)
1 mm	8,113 (Model 2)	8,021 (Model 5)
2 mm	8,566 (Model 3)	8,498 (Model 6)

Oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre daha düşük stres görülmüştür.

Model 1 < Model 2 < Model 3

Model 4 < Model 5 < Model 6

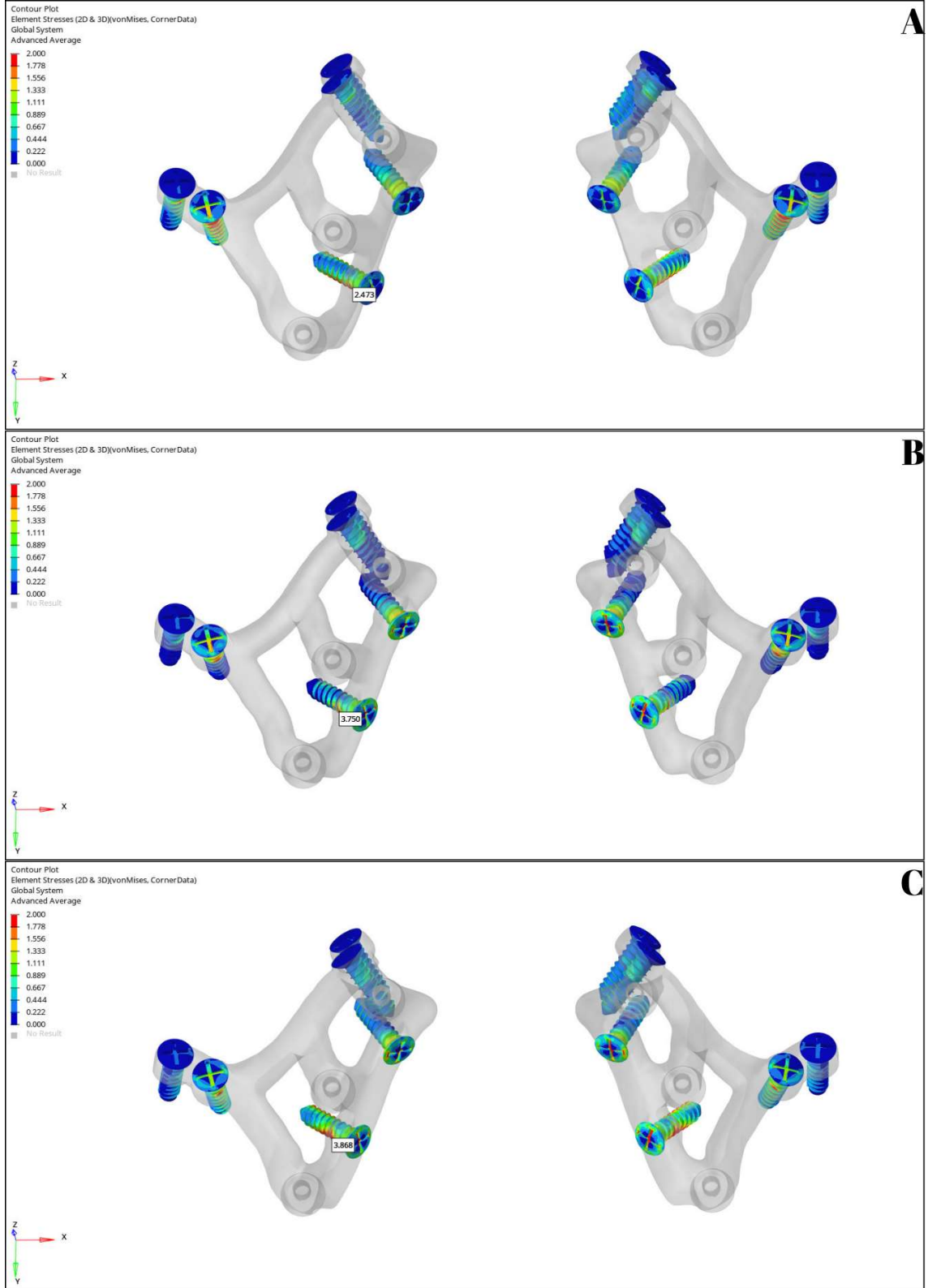
Altı vidalı subperiosteal implant modelleri sekiz vidalı subperiosteal implant modellerine göre daha yüksek bir stres göstermiştir.

Model 1 > Model 4

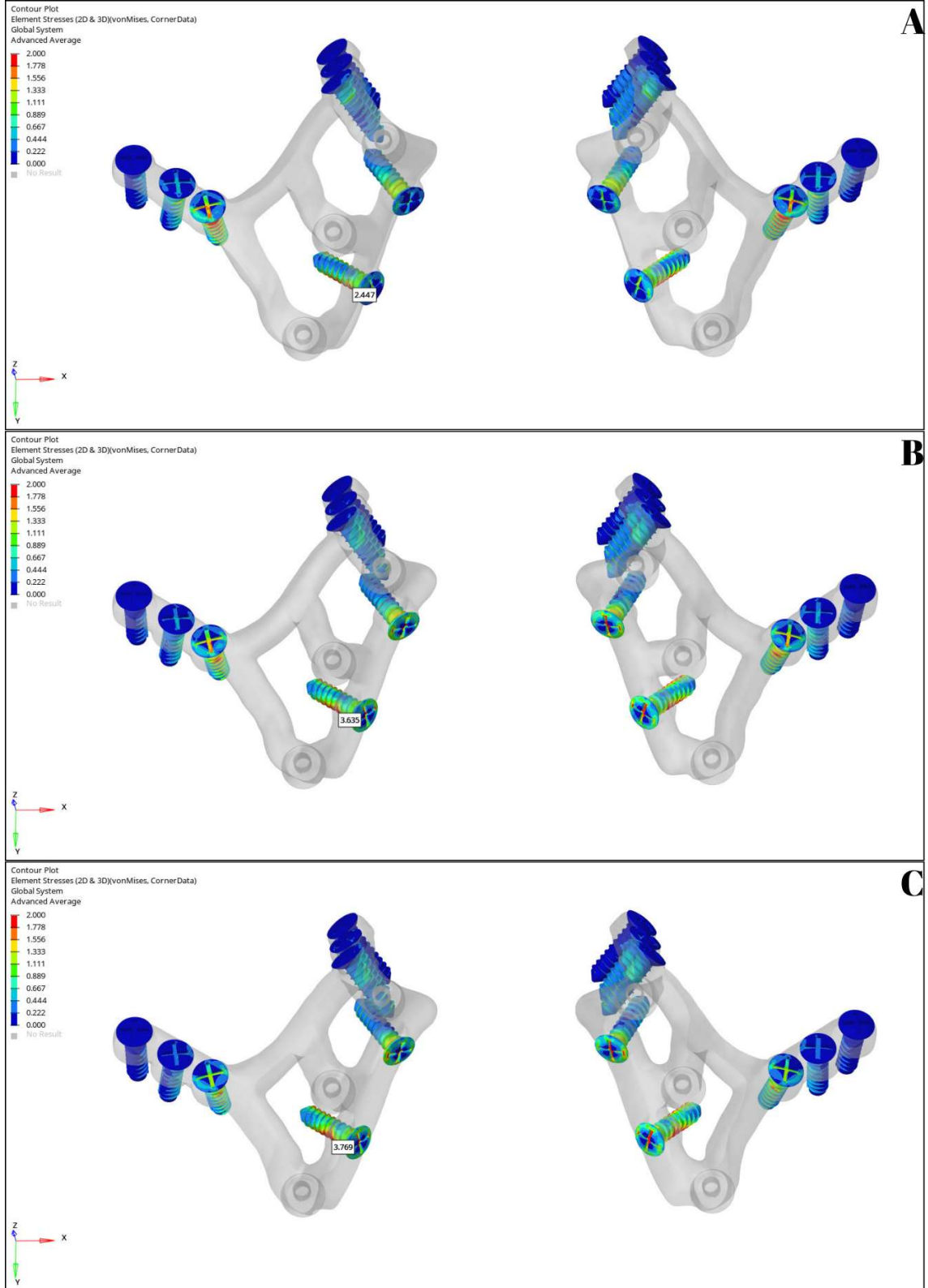
Model 2 > Model 5

Model 3 > Model 6

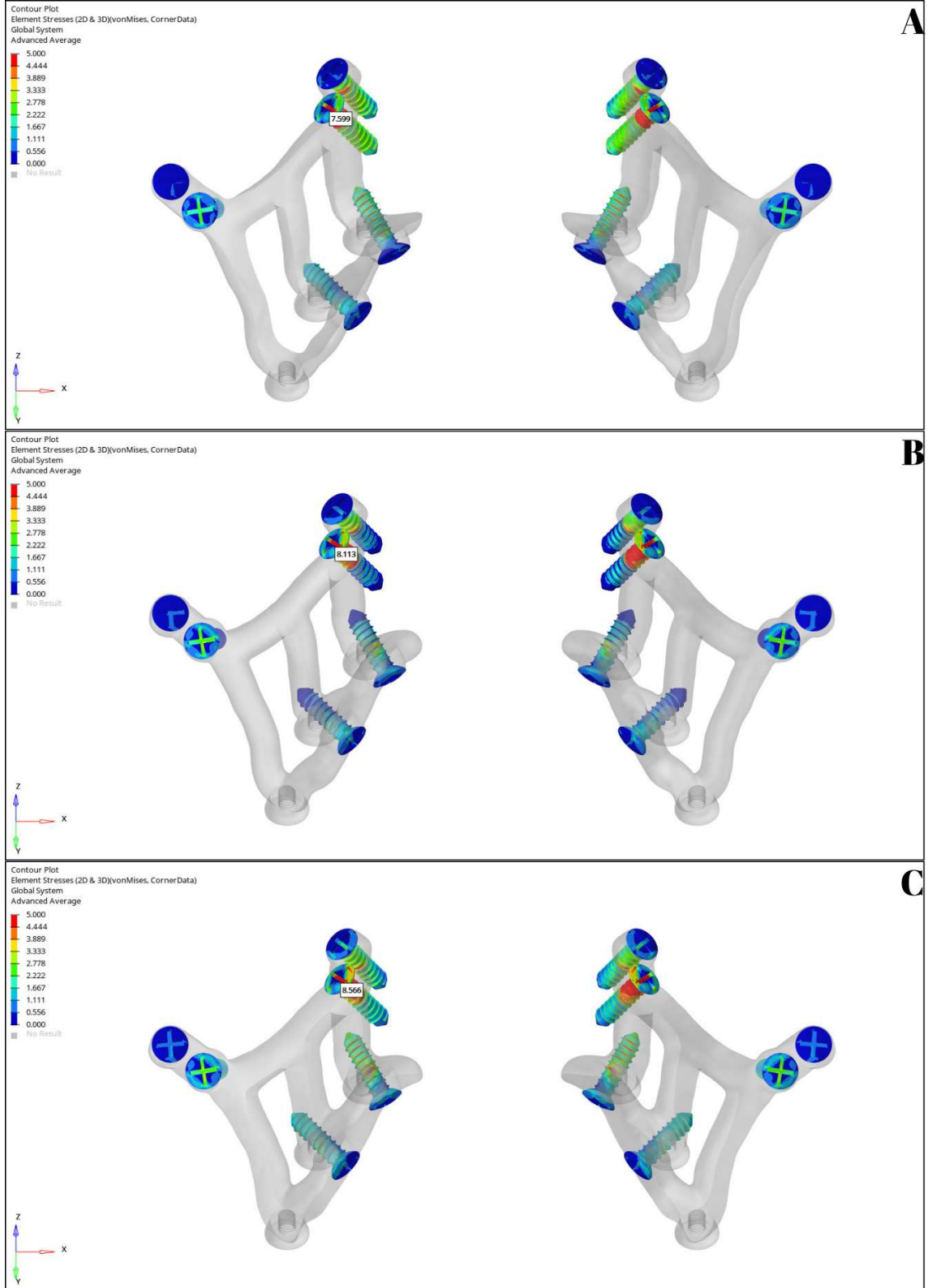




**Şekil 4.17:** Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri  
A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.18:** Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri  
A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.



**Şekil 4.19:** Vertikal kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri  
A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.



**Şekil 4.20:** Oblik kuvvet sonucu fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri  
A: Model 4. B: Model 5. C: Model 6.

#### 4.6. GÜVENLİK FAKTÖRÜ HESABI

TiAl6V4 alaşımının akma (yield) stresi = 880 Mpa dır.

$$\text{Güvenlik Faktörü} = \frac{\text{Akma Stresi}}{\text{Max Gerilim}}$$

Bizim çalışmamızda subperiostal implantta en yüksek stresin meydana geldiği analiz modelimiz, altı vidalı ve iki parça tasarımlı oluk preparasyonu olmayan modelimizde oblik yük altındaki stresi olmuştur ve bu değer 74,644 MPa'dır. Güvenlik faktörü 11,789'tir ve bu tasarımın malzemenin akma limiti sınırları içerisinde olduğunu plastik deformasyona uğramadan güvenlik sınırları içerisinde opere ettiği söylenebilir.



## 5. TARTIŞMA

Dişsizlik, bireysel düzeyde önemli bir sağlık sorunu olmasının yanı sıra, mesleki açıdan profesyonel sorumluluk gerektiren bir konu ve aynı zamanda küresel ölçekte ele alınması gereken kritik bir halk sağlığı problemidir. Her ne kadar bazı bölgelerde dişsizlik prevalansında azalma eğilimleri gözlemlense de dünya genelinde artan yaşam süresi, yaşlanan nüfus ve sosyoekonomik değişkenler gibi faktörler, dişsiz birey sayısının azalmasının önüne geçer. Dişsizlik; bireylerin yaşam kalitesini fonksiyonel, psikolojik ve sosyal boyutlarıyla olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca sistemik kronik hastalıklarla, yetersiz beslenmeye bağlı sağlık sorunlarıyla ve mortalite riskinde artışla ilişkilendirilmektedir (63).

Geleneksel olarak tam dişsiz olgular hareketli protezlerle tedavi edilmiştir; ancak bu yaklaşım, bireylerin fonksiyonel, psikolojik ve sosyal gereksinimlerini yeterince karşılayamayabilir. Dental implantlarla gerçekleştirilen rehabilitasyonun, tam dişsiz bireylerin yaşam kalitesini artırmada etkili bir yöntem olduğu bilimsel olarak ortaya konmuştur (63,64). İmplant destekli sabit protezler, total protezlere göre çiğneme kuvvetlerini artırarak hastaya daha iyi bir çiğneme fonksiyonu sunar ve hastanın özgüvenini artmasını sağlar (65). Ancak, ileri derecede atrofik tam dişsiz çenelerin standart implantlarla rehabilitasyonu ciddi zorluklar içermektedir. Bu nedenle, implant yerleştirmeye uygun kemik hacmini artırmak amacıyla sinüs lifting, iliak kemik grefti, kret split, intraoral blok grefti, yönlendirilmiş doku rejenerasyon teknikleri, alveolar distraksiyon osteogenezi gibi çeşitli kemik augmentasyon teknikleri önerilmiştir (66). Bu yöntemler yaygın olarak kullanılmakla birlikte, çoğunlukla greftleme işleminin öncelikli olarak yapılmasını gerektiren gecikmeli protokollerin uygulanması ve olası intraoral ve/veya ekstraoral komplikasyon riskleri, hasta motivasyonunu olumsuz etkileyebilmektedir. İmplant uygulamalarının başarı oranı yüksek olmasına rağmen, augmentasyon tedavilerinin hastalar tarafından kabul edilme oranı daha düşüktür. Bu durumun en önemli nedenlerinden biri, tedavi sürecinin uzunluğu ve hasta açısından zahmetli olmasıdır (63,64).

İmplantoloji alanında kemik arttırım tekniklerine alternatif olarak farklı kemik koşullarına uyum sağlayacak şekilde tasarlanmış yeni implant sistemleri geliştirilmiştir. Bu gelişmeler arasında kısa, ince, açılı implantların yanı sıra zigomatik ve pterigomaksiller implantlar yer almaktadır (63,67–69). Söz konusu yenilikçi implant

sistemleri, önemli alternatifler sunmakla birlikte, yerleştirilebilmeleri için belirli bir düzeyde mevcut kemik varlığını gerektirmekte ve cerrahi uygulama açısından teknik zorluklar barındırmaktadır. Özellikle ileri derecede kemik kaybı yaşayan bireylerde, subperiosteal implantlar uygun bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır (21,42,70).

Son yıllarda biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizlerin gerçekleştirilmesinde öne çıkan bir yöntem olan sonlu elemanlar analizi, karmaşık yapıların modellenmesi ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi açısından oldukça etkin bir araçtır. İmplantoloji alanında, SEA; çeşitli implant bileşenleri ile peri-implant kemikte oluşan gerilim dağılımlarının incelenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca implantların biyomekanik özelliklerinin analizinde ve klinik koşullarda başarı öngörüsünün yapılmasında da önemli katkılar sağlamaktadır. Travmatik yüklerin simülasyonu aracılığıyla gerçekleştirilen SEA uygulamaları, kırıkların biyomekaniğinin anlaşılmasına da olanak tanımaktadır. SEA, gerçek modeller üzerinde yapılan çalışmalara kıyasla birçok avantaja sahiptir: deneylerin tekrarlanabilir olması, etik sorunların bulunmaması ve çalışma tasarımlarının ihtiyaçlara göre kolaylıkla değiştirilebilmesi bu avantajlardan bazılarıdır. Bununla birlikte, SEA'nın bazı sınırlılıkları da mevcuttur. Bilgisayar destekli bir in vitro analiz yöntemi olması nedeniyle klinik koşulların tam anlamıyla taklit edilmesi her zaman mümkün değildir. Bu nedenle, SEA ile elde edilen bulguların klinik verilerle desteklenmesi gerekliliği önem arz etmektedir (71).

Sonlu elemanlar analizi uygulamalarında, KIBT aracılığıyla radyolojik görüntüler temin edilip hastaya özgü modelleme yapılmaktadır (72). Bu tez çalışmasında modelleme için 0,3 mm kesit aralığına sahip KIBT verileri kullanılarak analiz gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi kapsamında yapılan stres analizlerinde elde edilen verilerin güvenilirliği açısından, geliştirilen modellerin anatomik yapılarla olan uyumu büyük önem taşımaktadır. Analiz sonuçlarının doğruluğu, kullanılan düğüm ve eleman sayısının yeterli düzeyde olmasına bağlantılıdır. Genel olarak, bu parametrelerin sayı artışı analizi olumlu yönde etkilemektedir (73). Bu çalışmada kullanılan modellerin kuantitatif özellikleri incelendiğinde, ortalama düğüm sayısının 1.242.956, eleman sayısının ise 5.105.179 olduğu belirlenmiştir. Bu değerler, benzer yöntemlerle yürütülen çalışmalarla(74,75) karşılaştırıldığında uygun düzeydedir. Bu durum, çalışmanın literatürle uyumlu olduğunu göstermektedir.

Çiğneme hareketleri sırasında SPI'nin maruz kaldığı stres dağılımını SEA ile simüle ederken, implant hareket kısıtlamaları veya uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü açısından kullanılacak uygun sınır koşulları konusunda belirli bir fikir birliği yoktur. Carnicero ve ark (26) SEA ile SPI üzerine yapmış olduğu çalışmada implantın farklı kanatlarında bulunan bağlantı deliklerine, bağlantı deliği çevrelerinde bulunan düğümler aracılığıyla hareket kısıtlamaları uygulanmıştır. Bu tez araştırmasında ise, modeller maksiller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak farklı yükleme durumlarında kemik, SPI, metal alt yapı ve fiksasyon vidaları üzerinde oluşan stresler izlenmiştir.

Sugiura ve ark.(76) tarafından yürütülen bir çalışmada, kemiğin fizyolojik sınırlar içerisindeki maksimum stres toleransının 40 MPa olduğu, rezorpsiyon kritik eşiğinin yaklaşık 50 MPa olduğu belirtilmiştir. Naert ve ark.(77) ise kortikal kemik üzerinde oluşan gerilimlerin 60 MPa'nın üzerine çıkması durumunda mikro düzeyde çatlakların meydana gelebileceğini; 120 MPa'ı aşan stres seviyelerinde ise patolojik kırıkların ortaya çıkabileceğini ifade etmiştir. Bu tez çalışmasının sonuçlarından elde edilen stres değerlerinin, kritik sınırların oldukça altında kaldığı ve kemikte çatlak ya da patolojik kırık oluşumuna neden olacak bir seviyeye ulaşmadığı belirlenmiştir. Bu olumlu sonucun, tasarlanan subperiostal implantların uygulanan yükleri etkin biçimde yayarak, kemiğe aktarılan stresi azalttığı yönünde yorumlanmıştır.

Las Casas ve ark.(78) yapmış oldukları in vivo çalışmada bir bireyin üst 1. Molar dişine gelen dikey ve yatay kuvvetler kayıt altına alınmıştır. Çalışmada çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin oklüzal düzleme değişkenlik göstermekle birlikte yaklaşık 30° açıyla geldiği belirtilmiştir. Maksimum dikey kuvvet 133 N ve maksimum yatay kuvvet 39 N olarak kaydedilmiştir (78). Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı çalışmamıza benzer konulu çalışmalarda(26,75,79-81) planlanan simülasyonlarda çiğneme kuvvetleri için farklı değerler tercih edilmiştir. Altıparmak ve ark.(79) çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için bölgeye vertikal 150 N, posterior bölgeye oblik (30°) 100 N, anterior bölgeye vertikal 150 N olmak üzere; 3 farklı yükleme protokolü uygulamışlardır. Ayhan ve ark.(75) sanal modellerde vertikal olarak posterior bölgeye 150 N ve anterior bölgeye 50 N çiğneme kuvveti simüle ederek sonlu elemanlar analizi gerçekleştirmişlerdir. Carnicero ve ark.(26) SEA için 2 farklı yükleme protokolü kullanmışlardır; normal çiğneme kuvveti

için 150 N vertikal + 50 N oblik (45°), kritik çığneme kuvveti için 450 N vertikal + 50 N oblik (45°). Bu tez çalışmasında ise SEA için 2 farklı yükleme protokolü tercih edilmiştir. İlk protokolde vertikal kuvvet 1. molar dişin fossasına 150 N ve santral dişin insizaline 100 N olacak şekilde dik yönde, diğer protokolde ise oblik kuvvet 1. molar dişin fossasına bukkalden palatinale doğru 30° açı ile 50 N büyüklüğünde uygulanmıştır.

Literatürde güncel çalışmaların çoğunluğunda subperiosteal implant abutmentlerinin alveol kret ile temas ettiği bölgelerde ostektomi yapılmış ve önerilmiştir. Bu ostektomi daha önceden tasarlanıp üretilen cerrahi rehberlerle yapılmıştır. Bu ostektomi alanlarının, kemik profilinden implant çıkıntısını önlemesi veya en aza indirmesi; dolayısıyla implantın açığa çıkma riskini azaltması hedeflenmiştir (36,37,82). Maksiller sinüs tabanı seviyesinde veya inferior alveolar sinir seviyesinde yetersiz kemik yüksekliği olan durumlarda, anatomik yapıları korumak için sırt ostektomisi tercih edilmemektedir. Ancak, sırt ostektomilerine izin vermeyen yerlerde mümkün olduğunca abutmentlerin yerleştirilmesinden kaçınılmaktadır (82).

Subperiosteal implantlarla ilgili en çok görülen sorun zaman içerisinde implant gövdesinin etrafında görülen ekspozdur (30,41,83). Pek çok makale ekspoz bildirmiştir (6,12,36,39,40). Ekspoz görülmesi her zaman enfeksiyona sebebiyet vermez. Ekspoz görülen implantlar uzun süre hastaya fayda sağlamaya devam edebilirler. Yumuşak doku fenotipi, keratinize gingiva miktarı ve alveolar kemik morfolojisi, operasyondan önce değerlendirilmesi ve ek cerrahi müdahaleler gerektirebilen parametrelerdir. Literatürde bıçak sırtı alveolar kret ve keskin kemik kenarlarının geç dönem biyolojik komplikasyonlara neden olduğu bildirilmektedir. Alveol düzensizlikleri gidermek ve abutmentlerin kret içerisinde gömülmesini sağlamak amacıyla cerrahi rehberler kullanılarak oluklar açılabilir. Bu alanların implantın hayatta kalması için önemli bir parametre olan biyolojik genişliğe ulaşılmasına katkı sağladığı düşünülmektedir (83). Ekspozun önüne geçmek için bazı cerrahlar fiksasyonu tamamlandıktan sonra, implant yapısını emilebilir membranlar veya kortikal laminalar kullanılarak veya Bichat yağ dokusu transpoze edilerek kapatmayı tercih ederler. Çalışmaların hemen hepsi mukozal periosteal gevşetmeler yapılarak flebin pasif bir şekilde primere kapatılmasını önermektedir. Fakat tüm bu önlemlere rağmen ekspoz görülmeye devam etmektedir (36,82).

Literatürde bugüne kadar subperiosteal implantlarla yapılan rehabilitasyonların fonksiyonel sonuçlarına ilişkin sınırlı miktarda veri bulunmaktadır (12,22,40,84,85). Sonuç olarak, implantın tasarımı, kret preparasyonu veya fiksasyonun türü ve yeri konusunda fikir birliğine varılmış bir kılavuz bulunmamaktadır (36).

Dimitroulis ve ark.(22) yapmış oldukları retrospektif çalışmada, 21 implantın 4 yıllık takip sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Üzerinde çok sayıda fiksasyon vidası bulunan SPİ tasarımları kullanmışlardır. SPİ'leri yerleştirirken kemikte herhangi bir preparasyon yapmamışlardır. 21 vakadan 7 tanesinde komplikasyon bildirmişlerdir. Komplikasyon bildirilen olguların; 5'inde metal çerçevenin ağızda açığa çıkması, birinde implant mobilitesi, birinde cihazla ilgisi olmayan psikolojik nedenli explantasyon yer almıştır. Ekspoz gelişen 3 başarısız vakada, yeni daha ince tasarımlı SPİ'lerle değiştirilerek başarı elde edilmiştir. Kemiğe temas eden pürüzlü yüzey dokusunun ve çoklu vida deliklerinin, osseointegrasyonu daha da artırarak SPİ'nin implantasyondan 6-8 hafta sonra ikincil stabilitesini sağladığını belirtmişlerdir (22).

Vaira ve ark.(37) yapmış oldukları çalışmada posterior mandibulada kısmi dişsizliği olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Parsiyel eksiklik için 17 hastaya uygulanan 30 SPİ'yi, primer stabilizasyonu sağlaması amacıyla en az 4 fiksasyon vidasına sahip olacak şekilde tasarlamışlardır. Abutmentlerin oturacağı bölgelerde cerrahi rehberler kullanarak alveoler kret üzerine özel yuvalar hazırlamışlardır. Bu yuvalar, abutmentlerin daha stabil yerleşmesini ve doğrudan bazal kemik üzerine oturmasını sağlamak amacıyla oluşturulmuştur. Çalışmada ameliyat sonrası 10. günde BT inceleme yapılmıştır. Bu taramada abutment ve alveol kret arasında boşluk tespit edilmiştir. Bu boşluğun, BT'de meydana gelen küçük hatalardan veya daha muhtemel abutmentler için yuvaların oluşturulması sırasında krestin hazırlanmasından kaynaklanıyor olabileceğinden bahsedilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da, ameliyattan sonraki ilk yıl boyunca alveol kret ve abutment arasındaki ortalama boşluğun azaldığını gözlemlemişlerdir. Bu durumun SPİ'nin, titanyum bir membran gibi davranarak bağ dokusunun boşluğu istila etmesini önleyebilmesi ve altta kalan kemiğin rejenerasyonuna olanak sağlamasından kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir (37).

Claffey ve ark.(32) yapmış olduğu çalışmada, pürüzlü yüzeye sahip titanyum subperiosteal implantların çevresinde oluşan yeni kemik oluşumunun kalitesini ve miktarını değerlendirmek ve nanoindentasyon yöntemiyle kemik dokusunun elastik

özelliklerini ölçmeyi amaçlamışlardır. 10 adet 6 aylık dişi beyaz tavşanın her iki femuruna müdahale etmişlerdir. Bir femura vida ile sabitlenen klasik subperiosteal implant uygulamışlardır. Diğer femura ise kemiğe 0.5 mm derinliğinde bir yuva açılarak aynı implantı yerleştirmiş ve vidalamışlardır. 3 aylık iyileşme periyodundan sonraki histometrik bulgulara göre yuva hazırlanan bölgelerde doğrudan kemik temas oranı, yeni kemik uzunluğu ve yeni kemik yüzey alanı, doğrudan kortikal kemik üzerine yerleştirilenlere kıyasla anlamlı düzeyde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Nanoindentasyon sonuçlarına göre yeni oluşan kemiğin elastik modülü ve sertliği, mevcut olgun kortikal kemiğe kıyasla anlamlı derecede düşük bulmuşlardır. Çalışma sonunda 3 aylık iyileşme süresinin optimal kemik olgunlaşması için yetersiz olduğunu ve SPI'lerin kemiğe açılan oluk içerisine yerleştirilmesinin osseointegrasyon ve yeni kemik oluşumu açısından daha avantajlı olduğu sonucuna varmışlardır (32).

Loperfido ve ark.(86) vaka raporunda, alt çeneye eşzamanlı allogreft ile beraber fiksasyon vidası kullanılmadan pasif yerleştirilen SPI'nin uygulandıktan 32 ay sonraki BT takibinde, implantı çevreleyen kemik görülmüştür. Bu bulgu, SPI'nin osseointegrasyonuna dikkat çekmektedir (86).

Vertikal ve oblik kuvvetler altındaki SEA sonuçlarımıza göre kemikte oluşan Pmax değeri oluk oluşturulan modellerde daima fazla olduğu görüldü. Fakat stres birikim değerleri, modeller arasında karşılaştırıldığında birbirlerine yakın bulundu. Bununla beraber oluk oluşturulan modellerde SPI'de biriken von Mises stresi daima düşük olduğu görüldü. SPI üzerindeki von Mises stresleri arasında görülen bu fark; kemik üzerindeki Pmax değerinde görülen farkın aksine, oluk preparasyonu yapılmayan modelde 2 mm oluk preparasyonu yapılan modele göre 2 kat daha fazla olduğu görüldü. Çalışmamızın sonuçlarına göre SPI'nin maksillanın vestibül yüzeyinde temasta olduğu yüzeylerinde oluk preparasyonu yapılması, SPI üzerinde oluşan stresleri azaltabilir. Aynı zamanda yukarıda atıfta bulunduğumuz makalelerden(22,32,37,86) yola çıkarak, SPI'nin kemik içinde oluğa yerleştirilmesi; yumuşak dokudan uzaklaşarak ekspoz ihtimalini azaltıp osseointegrasyon kapasitesi artırılabilir.

Dimitroulis ve ark.(22) yapmış olduğu çalışmada, 21 implantın uzun dönem sonuçlarına göre 5 komplikasyon bildirilen olgunun birinde implant mobilitesi bildirilmiştir. Her SPI için minimum 10 fiksasyon vida kullanarak stabilizasyon sağlamışlardır. Mobilite bildirilen vakada ise ek vida uygulamasıyla SPI stabilize

edilmiştir. SPI'nin titanyum çerçevesinin, alttaki kemiğe osseointegrasyon potansiyelini artırmak için yeterli birincil stabiliteyi sağlamak amacıyla fiziksel olarak mümkün olduğunca çok sayıda fiksasyon vidasına yer sağlayacak implant tasarımı kullanmayı önermişlerdir (22). SPI tasarımındaki vida sayısının artırılarak, SPI hacminin artırılması bizim SEA sonuçlarımıza göre stres birikimi açısından ciddi avantaj sağlamamaktadır. Fakat klinik sonuçların yorumlanması SEA ile mümkün değildir.

Mommaerts'in(42) 2018 yılında yapmış olduğu çalışmada maksillada tam veya kısmi dişsizliği olan 9 hasta için 3'er hastadan oluşan 3 seri oluşturmuştur. Bu serilerin her birine implant tasarımında değişiklik yaparak SPI uygulamıştır. Her seride SPI'nin kanatlarını, kemiğin kullanılmama atrofisine uğramadığı ve genellikle osteosentez vidaları kullanılarak birincil stabilite elde etmek için yeterli kalınlığın bulunduğu orta yüz sütunlarına (kanin ve zigomatik butressler) konumlandırmıştır. Bu bölgeler, Le Fort I tipi yerleştirme prosedürlerinde plak osteosentezi için kullanılan alanlarla aynıdır. Uygulanan farklı tasarımda SPI serilerinde, vida sayısı azaltılmasına rağmen mekanik stabilitenin korunduğunu belirtmiştir. İlk seriden son seriye doğru SPI'nin kanat uzunluklarını kısaltarak vida sayısını 3'ten 2'ye düşürmüştür. Kanat başına yalnızca bir vidanın yeterli olabileceğinden fakat vida hasarı gibi olasılıklara karşı iki vida tercih ettiğinden bahsetmiştir. Üçüncü seride mukoperiosteal flep kaldırmak için gerekli olan insizyon hattını, SPI'nin kolları ve bazal kısmından uzakta konumlandırmak için insizyon kılavuzu kullanmıştır. Böylece yumuşak doku iyileşmesinin daha iyi olacağını savunulmuştur (42). Bizim çalışmamızda da kanat başına 3 ve 2 vida olarak şekilde maksillar SPI'ler tasarlanıp SEA ile stres birikimleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya benzer şekilde SPI hacminin azaltılmasının cerrahi işlem ve uzun dönem komplikasyonlar açısından avantaj sağlayacağı düşünülmektedir.

Carnicero ve ark.(26) yapmış olduğu SEA çalışmasında, başlangıç modeli 2 farklı optimizasyonla tasarım değişikliğine uğratılmıştır. Başlangıç modeli, 6 vestibül, 2 palatinal olmak üzere 8 vidaya sahiptir. 1. Optimizasyon sonrası toplam 2 vestibül, 2 palatinal olmak üzere 4 vida fiksasyonu tasarlanmış ve SPI hacmini %18,56 azaltmışlardır, 2. Optimizasyon sonrası ise SPI hacmini %27,68 azaltmışlardır. Simüle edilen farklı çiğneme kuvveti senaryolarında başlangıç modeline göre optimizasyon sağlanan diğer 2 modelde von Mises stres değerlerinin arttığı fakat maksimum stresin simüle edilen her koşulda malzemenin yorgunluk sınırının altında kaldığını

gözlemlemiştir. Sanal olarak 150 N dikey + 50 N yatay kuvvet, SPI'nin üzerindeki üç ana abutment bölgesine uygulamışlardır. Bu yükleme senaryosunda SPI'nin üzerinde görülen en yüksek von Mises stres değeri; başlangıç modelinde 135.55 MPa, 1. optimizasyondan sonra 153.65 MPa, 2. Optimizasyondan sonra 199.51 MPa olarak ölçmüşlerdir (26). Bizim çalışmamızda ise 150 N 1. molar dişin fossasına- 100 N santral dişin insizaline olacak şekilde vertikal kuvvet ve 1. molar dişin fossasına 50 N olacak şekilde oblik kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme senaryosunda SPI'nin üzerinde meydana gelen en yüksek von Mises stres değeri; oblik kuvvet altında 6 vidalı SPI ve oluk hazırlanmayan modelde (Model 1- 74,644 MPa) görülmüştür. Aynı kuvvet altında en düşük von Mises stres değeri ise %39 farkla 8 vidalı SPI ve 2 mm oluk hazırlanan modelde (Model 6- 45,544 MPa) görülmüştür. Vertikal kuvvet altında oluk preparasyonu yapılmayan SPI'nin üzerinde meydana gelen von Mises stres değerinin; 6 vidalı Model 1'de 74,644 MPa olduğu görülürken, 8 vidalı Model 4'te 71,125 MPa olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızla, bahsedilen makale arasında stres birikimleri açısından fark görülmesinin sebebi uygulanan kuvvetin, kullanılan vida sayısının farklı olması ve oluk preparasyonu yapılmaması olarak değerlendirebiliriz. Bizim çalışmamızda da kullanılan tasarımların tamamının yukarıda bahsedilen çalışmaya benzer şekilde, malzemenin akma limiti sınırları içerisinde olduğu ve plastik deformasyona uğramadan güvenlik sınırları içerisinde kullanılabilmesi söylenebilir.

Vanaclocha ve ark.(87) yapmış olduğu çalışmada maksilla ve mandibula için tasarlanan farklı SPI'ler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın amacı minimum hacimli, yüksek dayanımlı, kişiye özel SPI geliştirmektedir. Bu bağlamda SPI tasarımlarını SEA ile optimize edip, ileri üretim teknolojileri ile üretilen mekanik testlerle doğruluğunu teyit etmişlerdir. Statik ve dinamik yükler altında mekanik testler uygulayarak SPI'lerdeki yorgunluk dayanımını değerlendirmişlerdir. SPI abutmentlerinin yerleşeceği bölgelerde kemikte herhangi aşındırma yapılmamışlardır. Aynı zamanda abutmentler kemikle temasta etmemektedir. Özellikle bu alanlarda bilinçli boşluk bırakmışlardır ve rezorbe kemik senaryosu simüle etmişlerdir. Böylece gerçek hayatta meydana gelebilecek olan ciddi rezorpsiyon durumunu ve SPI'nin sadece vidalar aracılığıyla sabitlenmesi test edilmiştir. Statik yükler için 450 N, dinamik yükler için 150 N 5 milyon döngü olarak; abutment bölgelerine dik olacak şekilde uygulamışlardır. İlk tasarımların SEA sonuçlarına göre maksimum stres birikimi maksillada abutmentlerin SPI'ye bağlı olduğu alanlarda 550 MPa olarak ölçmüşlerdir. 250 MPa olan 'sonsuz ömür sınırı' aşıldığı için

tasarımda revizyona gitmişlerdir. İkinci tasarımda maksillada için tasarlanan SPİ'ye iki vida ilavesi ve implant gövdesinde yoğun stres biriken alanlarda kalınlaştırma, stresin az biriktiği alanlarda hacmi azaltmak için inceltme yapmışlardır. Yapılan değişiklikler sonucunda maksillada maksimum stres birikimi 230 MPa ölçülmüş ve streslerin kabul edilebilir sınırın altında kaldığını bildirmişlerdir (87). Bizim çalışmamızda da SPİ üzerinde en çok stres biriken alan abutmentların olduğu alanlardır. Ayrıca çalışmamızda kuvvet altında biriken stresleri vida sayısında değişiklik yaparak karşılaştırmamızın amacı SPİ hacminde azalmaya gidildiğinde stresler üzerindeki etkisini görmektir. SPİ hacminin azaltılarak olası yumuşak doku komplikasyonlarının ihtimalinin azaltılabileceği düşünülmektedir.

Pellegrino ve ark.(88) yapmış olduğu çalışmada farklı tasarımlara ve vida sayılarına sahip maksiller ve mandibular SPİ'leri SEA ile karşılaştırmışlardır. Üst çene için; anteriorda nazal kavitenin lateraline vertikal olarak hizalanmış 3 vida, posterior bölgede ise vidaların olabildiğince distalize edilmesini böylece implant kanadının moment kolu gibi kullanılarak yükün dağıtılmasını önermişlerdir. Krestal vidaların yumuşak doku açılması riskini arttıracığı için gerekmedikçe önermemişlerdir. SEA ile maksilla için karşılaştırılan 7 farklı model sonucunda yeterli sayıda vida yerleştirilmesi gerekliliğini vurgulamışlardır. Aynı zamanda üst çenede tek parça veya iki ayrı SPİ tasarlanmasının fark yaratmadığını vurgulamışlardır (88). Bizim çalışmamızda da maksilla için önerilen lokalizasyonlarda vida kolları ve iki ayrı SPİ tasarımı kullanılmıştır.

Vertikal ve oblik kuvvetler altındaki SEA analiz sonuçlarımıza göre 6 ve 8 vidalı modeller karşılaştırıldığında; kemik üzerindeki Pmax ve Pmin değerleri, SPİ, metal alt yapı ve fiksasyon vidası üzerindeki von Mises değerleri 6 vidalı modellerde daima yüksektir. Fakat stres birikim değerleri, modeller arasında karşılaştırıldığında birbirlerine çok yakın bulundu. Çalışmamızın sonuçlarına göre SPİ'yi tasarımında 8 vida kullanılması, SPİ üzerinde oluşan stresleri azaltabilir. Aynı zamanda yukarıda atıfta bulunduğumuz makalelerden(22,26,42,75,87,88) ve çalışmamızdan yola çıkarak SPİ hacmini azaltacağı için 8 vida yerine 6 vida kullanılmasının olumsuz etki etmeyeceğini düşünmemekteyiz. Aksine 6 vida kullanılması SPİ hacminde azalmaya yol açacağı için klinik olarak olumlu etki sağlayabilir.

Ayhan ve ankaya'nın(75) yapmış olduğu çalışmada atrofik maksilla için; tüm maksillayı tek parça kaplayan monoblok implant ve maksillanın sağ ve sol yarısını ayrı ayrı kapsayan simetrik 2 implant (dual model) karşılaştırılmıştır. Çalışmada farklı implant kalınlığı ve farklı vida çaplarına sahip SPI modellere, posteriorda 150 N dikey, anteriorda 50 N dikey kuvvet uygulayarak sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Her modelde yarım çene için 7 fiksasyon vidası içeren tasarım tercih edilmiştir. SPI'ler üzerinde oluşan von Mises stres değerleri monoblok modellerde, dual modellere göre daha yüksek gözlenmiştir. SPI'ler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri, zigomatik bölgeye uzanan implant bölgelerinde gözlenmiştir. Tüm modellerde stresler, titanyum alaşımının akma dayanımının altında kalmıştır (897 MPa). Çalışmadaki monoblok implantların; tüm maksilla kemiğine daha dengeli ve homojen stres dağılımını sağlasa da, dual modele göre cerrahi zorlukları ve SPI üzerinde oluşan yüksek von Mises stres değerleri nedeniyle bazı dezavantajları olduğuna dikkat çekmişlerdir (75). Bu dezavantajlar nedeniyle bu tez çalışmamızda sanal modeller için maksillada iki simetrik SPI tasarımı tercih edilmiştir. Bu alışmamızda ise SPI üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri vertikal kuvvetler için anterior abutment çevresinde, oblik kuvvetler için posterior abutment çevresinde gözlenilmiştir.

Altıparmak ve ark.(88) tarafından yapılan çalışmada SEA ile karbon fiber takviyeli (CFR-PEEK) ve titanyum SPI biomekanik etkileri karşılaştırmışlardır. Maksilla için yapılan tasarımda tam dişsiz model için; palatinal tarafta fiksasyon vidası içermeyen, vestibül tarafta 4 fiksasyon vidası içeren ve 2 parça halinde SPI tasarımı tercih etmişlerdir. İki model için 3 farklı kuvvet protokolü uygulanmıştır; posterior bölgeye dik 150 N kuvvet, posterior bölgeye 30° açılı 100 N kuvvet ve anterior bölgeye dik 150 N kuvvet. SPI'de görülen en yüksek von Mises stres değerleri, genellikle anterior abutment ve kanat bölgelerinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir (88). Bizim alışmamızda da bu makaleye benzer şekilde SPI zerindeki von Mises stres birikimi anterior abutment ve kanat bölgesinde diğer bölgelere göre daha fazladır. Bu benzerliğin simüle edilen yüklerin benzer lokalizasyondan uygulanmasına bağlayabiliriz.

Acar ve ark.(31) SEA kullanılarak zigomatik implant ve SPI karşılaştırması yapmış olduğu çalışmada, 5 farklı senaryo değerlendirilmiştir. Senaryolardan ikisinde zigomatik implant sistemleri, diğer nde SPI sistemleri değerlendirilmiştir. Analiz gerçekleştirilen senaryolarda 450 N dikey, 93 N eğik yük altında karşılaştırma yapılmıştır.

SPI sistemleri daha düşük ve dengeli stres dağılımı göstermiştir. Geleneksel implant ve zigomatik implantın kombine kullanıldığı senaryoda en yüksek stres birikimi görülmüştür. Tek parça SPI sistemi kullanılan senaryo ise en iyi stres dağılımını göstermiştir (31). SPI, alternatif tedavi seçeneklerine göre gelen yükleri kemik içinde dağıtarak zararlı stres birikimini önleyebilir.

Sudhir ve ark.(89) yapmış olduğu sistemik derlemede, zigomatik ve subperiosteal implantlara dair çalışmalar incelenmiş; sağkalım oranları, komplikasyonlar ve hasta memnuniyeti analiz edilmiştir. Derlemeye dahil edilen 8 çalışmada (1-6 yıl takip aralığı) toplam 623 hasta zigomatik, 257 hasta subperiosteal implant değerlendirilmiştir. Derlemeye göre zigomatik implantlarda uzun dönem (1-5 yıl) sağkalım %96,1 ve en yaygın komplikasyon sinüzit(%14,2) olarak bildirilmiştir. SPI'lerde kısa süreli (18 ay-2 yıl) sağkalım %97,8, en yaygın komplikasyon yumuşak doku dehissensi(%25,6) olarak bildirilmiştir (89). Yumuşak doku dehissensi riskinin azaltılmak için geliştirilecek cerrahi yöntemler ve tasarım modifikasyonları SPI'lerin kullanımını daha güvenli hale getirebilir.

### **Limitasyonlar**

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile dokuların tamamının biyolojik cevabını analiz etmek mümkün değildir. Vida sayısı ve oluk preparasyonu değişkenlerinin yumuşak doku ve osseointegrasyon üzerindeki etkilerini değerlendirebilmek için in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminde, modellerde simüle edilen malzemeler izotropik olarak kabul edilmektedir fakat materyaller doğada çoğunlukla anizotropiktir.

Çiğneme kuvvetleri, fonksiyon sırasında büyüklük ve vektörel olarak değişkenlik gösteren kuvvetlerdir. Çiğneme kuvvetlerinin SEA ile birebir taklit edilmesi mümkün değildir.

Çalışmamızda fizyolojik oklüzal kuvvetler altında analiz gerçekleştirilmiştir, patolojik oklüzal kuvvetler için analiz gerçekleştirilmemiştir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri, oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre ve sekiz vidalı subperiosteal modellerinde altı vidalı modellere göre daha düşük stres görülmüştür. Vertikal kuvvetler altında oblik kuvvetlere göre daha yüksek bir stres gözlemlenmiştir. Kemikte oluşan maksimum asal stresin en yüksek değerini, vertikal kuvvetler altında 2 mm oluk preparasyonu uygulanan 6 vidalı modelimizde (Model 3) 5,446 MPa olduğu görülmüştür.

Kemikte minimum asal stres değerleri, oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre ve altı vidalı subperiosteal implant modellerine göre sekiz vidalı subperiosteal implant modellerinde daha düşük stres görülmüştür. Vertikal kuvvetler altında oblik kuvvetlere göre daha yüksek bir stres gözlemlenmiştir. Kemikte oluşan minimum asal stresin en yüksek değerini, vertikal kuvvetler altında 2 mm oluk preparasyonu uygulanan 6 vidalı modelimizde (Model 3) - 13,503 MPa olduğu görülmüştür.

Subperiosteal implantta oluşan von Mises stres değerleri, oluk preparasyonu uygulanmış modellerde oluk preparasyonu uygulanmamış modellere göre ve 8 vidalı subperiosteal implant modellerinde 6 vidalı modellere göre daha düşük stres görülmüştür. Oblik kuvvetler altında vertikal kuvvetlere göre daha yüksek bir stres gözlemlenmiştir. SPI'de oluşan von Mises stres değerinin en yüksek değerini, oblik kuvvetler altında oluk preparasyonunun uygulanmadığı 6 vidalı modelimizde (Model 1) 74,644 MPa olduğu görülmüştür.

Metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri, oluk preparasyonu uygulanmış modellerde oluk preparasyonu uygulanmamış modellere göre ve 8 vidalı subperiosteal implant modellerinde 6 vidalı modellere göre oblik kuvvetler altında daha düşük stres görülmüştür. Ayrıca oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre vertikal kuvvet etkisinde daha yüksek stres görülmüştür. Vertikal kuvvetler altında oblik kuvvetlere göre daha yüksek bir stres gözlemlenmiştir. Metal altyapıda oluşan von Mises stres değerinin en yüksek değerini, vertikal kuvvetler altında oluk preparasyonunun uygulanmadığı 6 vidalı modelimizde (Model 1) 63,277 MPa olduğu görülmüştür.

Fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerleri, oluk preparasyonu uygulanmamış modellerde oluk preparasyonu uygulanmış modellere göre ve 8 vidalı subperiosteal implant modellerinde 6 vidalı modellerine göre daha düşük stres görülmüştür. Vertikal kuvvetler altında oblik kuvvetlere göre daha yüksek bir stres gözlemlenmiştir. Fiksasyon vidalarında oluşan von Mises stres değerinin en yüksek değerini, vertikal kuvvetler altında 2 mm oluk preparasyonu uygulanan 6 vidalı modelimizde (Model 3) 8,566 MPa olduğu görülmüştür.

Bizim çalışmamızda subperiosteal implantta en yüksek stresin meydana geldiği analiz, altı vidalı ve iki parça tasarımlı oluk olmayan modelimizde oblik yük altındaki strese olmuştur ve bu değer 74,644 MPa'dır. Güvenlik faktörü 11,789'tir ve bu tasarımın malzemenin akma limiti sınırları içerisinde olduğunu plastik deformasyona uğramadan güvenlik sınırları içerisinde opere ettiği söylenebilir.

Bu çalışmada oluk preparasyonu uygulanmayan modellerde uygulananlara göre; SPI'de 2 kat fazla von Mises stres değeri oluşurken, kemikte oluşan Pmax değeri arasında az bir fark gözlemlenmiştir.

Modern SPI'ler, kısa vadede iyi bir başarı oranı göstermektedir; ancak hâlâ dikkate değer sayıda yumuşak doku komplikasyonu görülmektedir. Geleneksel döküm SPI'lerle karşılaştırıldığında, yeni CAD tasarımlarının implantın daha kolay biçimde freze edilebilmesi veya kısmen çıkarılabilmesi gibi avantajları sayesinde oluşan yumuşak doku komplikasyonları daha kolay yönetilebilir ya da etkileri sınırlandırılabilir. SPI modellerinde vida sayısının azaltılması ve oluk preparasyonu yapılması analizlerde yıkıcı stres değerlerine yol açmamıştır. Vida sayısı düşürülerek tasarımın hacmen azaltılması ve oluk preparasyonu yapılarak implantın kemiğe gömülmesi, yumuşak doku komplikasyonlarını azaltarak SPI'nin başarısını etkileyebilir. Ancak, SPI'nin orta ve uzun vadeli klinik davranışı henüz netlik kazanmamıştır. Bu yüzden oluk preparasyonu ve vida sayısındaki değişikliklerinin osseointegrasyondaki ve SPI komplikasyonlarını yönetmekteki etkinliğini değerlendirmek için literatüre katkı sağlayacak yüksek kalitede klinik çalışmalara ihtiyaç var.

## KAYNAKLAR

1. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240–248.
2. Loginoff, J., Majos, A., & Elgalal, M. (2024). The evolution of custom subperiosteal implants for treatment of partial or complete edentulism in patients with severe alveolar ridge atrophy. *Journal of Clinical Medicine*, 13(12), 3582.
3. Keeve, P., & Khoury, F. (2017). Long-term results of peri-implant conditions in periodontally compromised patients following lateral bone augmentation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(1), 137–146.
4. Sánchez-Sánchez, J., Pickert, F. N., Sánchez-Labrador, L., Tresguerres, F. G. F., Martínez-González, J. M., & Meniz-García, C. (2021). Horizontal ridge augmentation: A comparison between Khoury and Urban technique. *Biology*, 10(11), 1–13.
5. Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., & Karring, T. (2003). Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: A clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23(4), 313–323.
6. Onică, N., Budală, D. G., Baciu, E. R., Onică, C. A., Gelețu, G. L., Murariu, A., et al. (2024). Long-term clinical outcomes of 3D-printed subperiosteal titanium implants: A 6-year follow-up. *Journal of Personalized Medicine*, 14(5), Article 612.
7. Brånemark, P. (1998). *\*The zygomatic fixture: Clinical procedures\** (Vol. 1). Nobel Biocare AB.
8. Murillo, R. M., Ibañez, A. L., Del Pino, M. P. D., Fuentes, R. R., Aizcorbe-Vicente, J., & Zubizarreta, I. J. F. (2019). History of zygomatic implants: A systematic review and meta-analysis. *Dental Oral Craniofacial Research*, 5(2), 1–9.
9. Weber, M. I., & Koschitzki, E. (2024). Ocular complications of zygomatic dental implants: A systematic review. *\*Cureus\**, 22, 16.
10. Kämmerer, P. W., Fan, S., Aparicio, C., Bedrossian, E., Davó, R., Morton, D., et al. (2023). Evaluation of surgical techniques in survival rate and complications of zygomatic implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: A systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 9(1), 11.
11. Minichetti, J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111–116.
12. Cerea, M., & Dolcini, G. A. (2018). Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: A retrospective clinical study on 70 patients. *BioMed Research International*, 2018, 1–11.
13. Obwegeser, H. L. (1959). Experiences with subperiosteal implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 12(7), 777–786.
14. Goldberg, N. I., & Gershkoff, A. (1949). The implant lower denture. *Dental Digest*, 55(11), 490–494.
15. Schou, S., Pallesen, L., Hjørtting-Hansen, E., Pedersen, C. S., & Fibaek, B. (2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research*, 11(2), 171–178.
16. Linkow, L. I., Wagner, J. R., & Chanavaz, M. (1998). Tripodal mandibular subperiosteal implant: Basic sciences, operational procedures, and clinical data. *Journal of Oral Implantology*, 24, 16–36.
17. Linkow, L. I. (2000). Use of a tripodal mandibular subperiosteal implant with ramus hinges for facial asymmetry. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 120.
18. Mansueto, R. F. (1999). Replacement of a mandibular subperiosteal implant. *Journal of Oral Implantology*, 25(3), 199–202.
19. Linkow, L. I. (1984). Evolutionary design trends in the mandibular subperiosteal implant. *Journal of Oral Implantology*, 11(3), 402–438.
20. Goh, R., Vaquette, C., Breik, O., Ivanovski, S., & Batstone, M. (2025). Subperiosteal implants: A lost art worth revisiting? *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(2).
21. Mommaerts, M. Y. (2017). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 938–940.
22. Dimitroulis, G., Gupta, B., Wilson, I., & Hart, C. (2022). The atrophic edentulous alveolus: A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 27(1), 69–78.
23. Golec, T. S. (1986). CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants. *Dental Clinics of North America*, 30(1), 85–95.
24. Truitt, H. P., James, R., & Boyne, P. (1986). Noninvasive technique for mandibular subperiosteal implant: A preliminary report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(4), 494–497.

25. Fathi, A., Nadian, F., Ghorbani, M., Razavi, P., Mosharraf, R., & Ebadian, B. (2024). Enhancing oral function: A case report on mandibular overdenture utilization with custom-made subperiosteal implant. *Journal of Prosthodontics*, 33(9), 835–840.
26. Carnicero, A., Peláez, A., Restoy-Lozano, A., Jacquott, I., & Perera, R. (2021). Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. *Scientific Reports*, 11(1).
27. Gerçek, A. O., Adiloğlu, S., Karaer, B., Ersu, B., & Tüz, H. H. (2025). Patient-specific subperiosteal titanium implant for maxillary reconstruction following oncologic resection: A one-year follow-up case report. *Journal of Oral Implantology*, 51(2), 166–171.
28. Cebrián Carretero, J. L., Del Castillo Pardo de Vera, J. L., Montesdeoca García, N., Garrido Martínez, P., Pampín Martínez, M. M., Aragón Niño, I., et al. (2022). Virtual surgical planning and customized subperiosteal titanium maxillary implant (CSTMI) for three-dimensional reconstruction and dental implants of maxillary defects after oncological resection: Case series. *Journal of Clinical Medicine*, 11(15), 4594.
29. McMillan, D. C., McMillan, K. B., Viozzi, C. F., Shivers, P., Gellrich, N. C., & Powers, D. B. (2025). A new hope: Patient-specific bone-anchored subperiosteal implants: Perspective of 3 US institutions on this resurrected treatment modality. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 83(2), 134–137.
30. Herce-López, J., Pingarrón, M. del C., Tofé-Povedano, A., García-Arana, L., Espino-Segura-Illa, M., Sieira-Gil, R., et al. (2024). Customized subperiosteal implants for the rehabilitation of atrophic jaws: A consensus report and literature review. *Biomimetics*, 9(1).
31. Acar, G., Ari, I., & Tosun, E. (2024). Biomechanical evaluation of implant options for unilateral maxillary defects: A finite element analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 1338.
32. Claffey, N., Bashara, H., O'Reilly, P., & Polyzois, I. (2015). Evaluation of new bone formation and osseointegration around subperiosteal titanium implants with histometry and nanoindentation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(5), 1004–1010.
33. Hess, J. A., Molinari, J. A., & Mentag, P. J. (1982). Two cases of incompatibility to carbon-coated subperiosteal implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 54(5), 499–505.
34. Rivera, E. (1983). HA castings on the subperiosteal implant. *Presented at International Congress of Oral Implantologists*, San Juan, Puerto Rico.
35. El-Sawy, M. A., Elgamal, M. E., Ahmed, W. M., El-Daker, M. A., & Hegazy, S. A. (2024). Polyetheretherketone subperiosteal implant retaining a maxillary fixed prosthesis: A case series. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(3), 562–569.
36. Vaira, L. A., Biglio, A., Roy, M., Salzano, G., Troise, S., Abbate, V., et al. (2024). Full-arch rehabilitation of severely atrophic maxilla with additively manufactured custom-made subperiosteal implants: A multicenter retrospective study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 52(9), 991–998.
37. Vaira, L. A., Biglio, A., Favro, A., Salzano, G., Abbate, V., Lechien, J. R., et al. (2024). Implant-prosthetic rehabilitation of the atrophic posterior mandible with additively manufactured custom-made subperiosteal implants: A cohort study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53, 533–540.
38. Mangano, C., Bianchi, A., Mangano, F. G., Dana, J., Colombo, M., Solop, I., et al. (2020). Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: A case series. *3D Printing in Medicine*, 6(1).
39. Ayhan, M., Ozturk Muhtar, M., Kundakcioglu, A., Kucukcakir, O., & Cansiz, E. (2024). Evaluation of clinical success of the 3D-printed custom-made subperiosteal implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, 35(4), 1146–1151.
40. Nemtoi, A., Covrig, V., Nemtoi, A., Stoica, G., Vavavu, R., Haba, D., et al. (2022). Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants in oral and maxillofacial surgery for severe bone-deficient patients—A pilot study. *Diagnostics*, 12(10).
41. El-Sawy, M. A., & Hegazy, S. A. (2024). Subperiosteal implants constructed with digital technology: A systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 28(3), 1063–1075.
42. Mommaerts, M. (2018). Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant 'AMSJI' for the maxilla. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48, 108–114. doi: 10.1016/j.ijom.2018.08.001
43. Filipov, I., Chirila, L., Bolognesi, F., & Cristache, C. M. (2023). Buccally or lingually tilted implants in the lateral atrophic mandible: A three-year follow-up study focused on neurosensory impairment, soft-tissue-related impaction and quality of life improvement. *Medicina*, 59(4), 697.
44. Turner, M. J., Clough, R. W., Martin, H. C., & Topp, L. J. (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 23(9), 805–823.
45. Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Fox, D. (2013). *The finite element method for solid and structural mechanics* (7th ed.): Elsevier.

46. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463–471.
47. Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2015). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9).
48. Gmrk, Z., & Kurt, S. (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017(2017).
49. Falcinelli, C., Valente, F., Vasta, M., & Traini, T. (2023). Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials*, 39(6), 539–556.
50. Kkkurt, S. (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatrk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.
51. An, Y. H., & Draughn, R. A. (Eds.). (1999). \*Mechanical testing of bone and the bone-implant interface\*. CRC Press.
52. Belyadi, H., Fathi, E., & Belyadi, F. (2019). Rock mechanical properties and in situ stresses. *Hydraulic fracturing in unconventional reservoirs* (pp. 215–231): Elsevier.
53. Rosato, D., & Rosato, D. V. (2003). Design parameter. *Plastics engineered product design* (pp. 161–197): Elsevier.
54. İnan, M. (1967). *Cisimlerin mukavemeti*. İstanbul: İT Vakfı
55. elik, G., & Uludağ, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 229–235.
56. Doblare, M., Garcıa, J. M., & Gómez, M. J. (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: A review. *Engineering Fracture Mechanics*, 71(13–14), 1809–1840.
57. Gmrk, Z., & Kurt Bayrakdar, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi ynteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatrk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 534–541.
58. Soykan, E., Eskitaşioğlu, G., nsal, E., & Bağış, N. (2013). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *European Annals of Dental Sciences*, 40(2).
59. Sreirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425.
60. Romeed, S. A., Fok, S. L., & Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209–215.
61. Chen, L., Guo, X., Li, Y., & Li, T. (2010). Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. *Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*, 35(7), 662–672.
62. İplikioğlu, H., & Aka, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41–46.
63. Davo, R., Pons, O., Rojas, J., & Carpio, E. (2010). Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. *European Journal of Oral Implantology*, 3(4), 323–334.
64. Cooper, L. F. (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 116–122.
65. Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., et al. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: A biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 511–517.
66. Tolstunov, L., Hamrick, J. F. E., Broumand, V., Shilo, D., & Rachmiel, A. (2019). Bone augmentation techniques for horizontal and vertical alveolar ridge deficiency in oral implantology. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 31(2), 163–191.
67. Altaib, F. H., Alqutaibi, A. Y., Al-Fahd, A., & Eid, S. (2019). Short dental implant as alternative to long implant with bone augmentation of the atrophic posterior ridge: A systematic review and meta-analysis of RCTs. *Quintessence International*, 50(8), 636–650.
68. Balaji, V. R., Lambodharan, R., Manikandan, D., & Deenadayalan, S. (2017). Pterygoid implant for atrophic posterior maxilla. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 9(Suppl 1), S261–S263.
69. Tannyhill, R. J., & Jensen, O. T. (2019). Computer simulation and maxillary all-on-four surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 31(3), 497–504.
70. Nazarian, A. (2014). Placement of a modified subperiosteal implant: A clinical solution to help those with no bone. *Dentistry Today*, 33(7), 134, 136–137.
71. Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200–203.
72. Mohammed, S. D., & Desai, H. (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*, 2(5).

73. Çağlar, A., Aydın, C., Özen, J., Yılmaz, C., & Korkmaz, T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 36–44.
74. Deniz, B., & Yurttutan, M. E. (2025). Biomechanical evaluation of conventional, zygomatic, zygomatic bone anchored subperiosteal and maxilla anchored subperiosteal implants applied totally edentulous maxilla: Finite element stress analysis. *BMC Oral Health*, 25(1), 1038.
75. Ayhan, M., & Cankaya, A. B. (2023). Custom-made subperiosteal implants: A finite element analysis on monoblock and dual implant systems in atrophic maxilla. *International Journal of Medical Sciences*, 20(13), 1755–1762.
76. Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M., & Tsutsumi, S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 1(2), 165–170.
77. Naert, I., Duyck, J., & Vandamme, K. (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, 23(s6), 95–107.
78. Las Casas, E. B., Almeida, A. F., Cimini Junior, C. A., Gomes, P. T. V., Cornacchia, T. P. M., & Saffar, J. M. E. (2007). Determination of tangential and normal components of oral forces. *Journal of Applied Oral Science*, 15(1), 70–76.
79. Altıparmak, N., Polat, S., & Onat, S. (2023). Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and CFR-PEEK additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(1), 101290.
80. Zielinski, R., Sowinski, J., Piechaczek, M., Okulski, J., & Kozakiewicz, M. (2023). Finite element analysis of subperiosteal implants in edentulism—On the basis of the MaI Implant® by Integra Implants®. *Materials*, 16(23), 7466.
81. Cipollina, A., Ceddia, M., Di Pietro, N., Inchingolo, F., Tumedei, M., Romasco, T., et al. (2023). Finite element analysis (FEA) of a premaxillary device: A new type of subperiosteal implant to treat severe atrophy of the maxilla. *Biomimetics*, 8(4), 336.
82. Gasparini, G., Todaro, M., De Angelis, P., Boniello, R., Saponaro, G., Rella, E., et al. (2024). Clinical outcomes of CAD-CAM subperiosteal implants for the rehabilitation of atrophic jaws. *Dentistry Journal*, 12(8), 241.
83. Ayhan, M., & Öztürk Muhtar, M. (2024). Prevention of subperiosteal implant complications with a novel osteotomy guide. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*.
84. Van den Borre, C., Rinaldi, M., De Neef, B., Loomans, N. A. J., Nout, E., Van Doorne, L., et al. (2022). Patient- and clinician-reported outcomes for the additively manufactured sub-periosteal jaw implant (AMSJI) in the maxilla: A prospective multicentre one-year follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 51(2), 243–250.
85. Van den Borre, C., De Neef, B., Loomans, N. A. J., Rinaldi, M., Nout, E., Bouvry, P., et al. (2023). Patient satisfaction and impact on oral health after maxillary rehabilitation using a personalized additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI). *Journal of Personalized Medicine*, 13(2).
86. Loperfido, C., Mesquida, J., & Lozada, J. L. (2014). Severe mandibular atrophy treated with a subperiosteal implant and simultaneous graft with rhBMP-2 and mineralized allograft: A case report. *Journal of Oral Implantology*, 40(6), 707–713.
87. Vanaclocha, V., Atienza, C., Vanaclocha, A., Peñuelas, A., Gómez-Herrero, J., & Pérez-Carrió, F., et al. (2025). New subperiosteal dental implant design with finite element analysis and mechanical validation: A design validation study. *Materials*, 18(3), 622.
88. Pellegrino, G., Karaban, M., Scalchi, V., Urbani, M., Giudice, A., Barausse, C., et al. (2025). Finite element analysis of functionally loaded subperiosteal implants evaluated on a realistic model reproducing severe atrophic jaws. *Methods and Protocols*, 8(1), 8.
89. Altıparmak, N., Polat, S., & Onat, S. (2023). Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and CFR-PEEK additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(1), 101290.
90. Sudhir, M. V. S., Prasad, R. B., Krothapalli, N., & Kumar, P. (2025). Graftless solutions for rehabilitation of atrophied maxilla – zygomatic versus subperiosteal implants – A systematic review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 17(Suppl 1), S207–S210



