

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**ATROFİK MAKSİLLA MODELİNDE ZİGOMATİK VE
PTERYGOİD İMPLANTLARIN KULLANILDIĞI
FARKLI KONSEPTLERİN BİYOMEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Arş. Gör. Dt. Oğuzhan TAPCI
ORCID: 0009-0002-2839-6775

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ferhat AYRANCI

**Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2430
proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2025

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**ATROFİK MAKSİLLA MODELİNDE ZİGOMATİK VE
PTERYGOİD İMPLANTLARIN KULLANILDIĞI
FARKLI KONSEPTLERİN BİYOMEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Arş. Gör. Dt. Oğuzhan TAPCI
ORCID: 0009-0002-2839-6775

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ferhat AYRANCI

**Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2430
proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2025

ONAY

Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Oğuzhan TAPCI tarafından hazırlanan ve Doç. Dr. Ferhat AYRANCI danışmanlığında yürütülen “Atrofik Maksilla Modelinde Zigomatik ve Pterygoid İmplantların Kullanıldığı Farklı Konseptlerin Biyomekanik Özelliklerinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi” adlı bu tez, jürimiz tarafından 15 /5/ 2025 tarihinde oybirliği / oyçokluğu ile Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Diş Hekimliğinde Uzmanlık Programında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ferhat AYRANCI

Başkan : Doç. Dr. Ferhat AYRANCI İmza.....
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Ordu Üniversitesi

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Göksel ŞİMŞEK KAYA İmza.....
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Akdeniz Üniversitesi

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ümit YOLCU İmza.....
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
İstanbul Medeniyet Üniversitesi

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Arş. Gör. Dt. Oğuzhan TAPCI



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bilgi, birikim ve tecrübelerini aktaran, tez çalışmam boyunca benden desteğini esirgemeyen, mesleki anlamda çok şey borçlu olduğum, asistanı olmaktan gurur duyduğum kıymetli hocam **Doç. Dr. Ferhat AYRANCI'ya**

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini bizimle paylaşan değerli hocam **Prof. Dr. M. Melih ÖMEZLİ'ye**

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini aktaran, akademik gelişimimde katkısı olan değerli hocam **Doç. Dr. Damla TORUL'a**

Uzmanlık eğitimimin kısa bir süresinde de olsa bilgi ve tecrübelerini bizimle paylaşan değerli hocam **Doç. Dr. Burak CEZAIRLİ'ye**

Uzmanlık eğitimimin Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi rotasyonunda bilgi ve tecrübeleri aktaran, mesleki anlamda gelişmeme katkısı olan beni kendi ekibinden ayırmayan değerli hocam **Prof. Dr. Ahmet DEMİR ve PREC Asistan arkadaşlarıma**

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki anlamda çok şey öğrendiğim değerli kıdemlilerim **Dr. Öğr. Üyesi Hasan AKPINAR ve Dr. Öğr. Üyesi Birkan Eyüp YILMAZ'a**

Uzmanlık eğitimim boyunca zorlukları beraber aştığım, her zaman desteğini hissettiğim ve uzmanlık eğitimimin her aşamasını beraber geçirdiğim eş kıdemlim **Arş. Gör. Dt. Eren TOĞAÇ'a**

Uzmanlık eğitimi sürecindeki zorlukları beraber aştığımız, acı tatlı birçok anı paylaştığımız birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım **Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi asistanı arkadaşlarıma**

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum kıymetli **Klinik Personellerine**

Hayatım boyunca maddi ve manevi olarak her türlü desteği sağlayan, bugünlere gelmemde en büyük rolü olan kıymetli **Babam, Annem ve Ağabeyim'e**

Lisans, DUS ve uzmanlık eğitimimi tamamlamamda her zaman desteğini hissettiğim, zorlukları beraber aştığım kıymetli eşim **Dt. Zeynep TAPCI'ya**

Sonsuz teŖekkürlerimi sunarım....

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2430 proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teŖekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt.

Oğuzhan TAPCI



ÖZET

Atrofik Maksilla Modelinde Zigomatik ve Pterygoid İmplantların Kullanıldığı Farklı Konseptlerin Biyomekanik Özelliklerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, atrofik maksilla rehabilitasyonunda zigomatik ve pterygoid implantların kullanıldığı farklı konseptlerde, klinik çalışmalara öncülük edebilecek sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yönteminin sonuçlarını araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Atrofik maksillaya ait CBCT görüntüleri kullanılarak yeniden modellenen bir maksilla modeli üzerinde üç farklı rehabilitasyon senaryosu oluşturulmuştur. Model 1, dört adet zigomatik implant yerleştirilmiştir. Model 2 ve Model 3, ikisi zigomatik, ikisi pterygoid olmak üzere toplam dört implant kullanılmıştır. Zigomatik implant yerleşimleri, sırasıyla Model 2’de 12 ve 22 numaralı bölgeler, Model 3’te ise 15 ve 25 numaralı bölgeler olarak belirlenmiştir. Modeller üzerinde, küre formunda besin materyali aracılığıyla anterior ve posterior bölgelerden her birine 150 N’luk kuvvet uygulanmış; implantlar, abutmentlar, protetik metal altyapı ve çevre kemiklerde oluşan stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Bulgular: İmplant ve abutmentlerde oluşan von mises stres değerleri, anterior yüklemde en düşük stres model 2’de, en yüksek stres model 3’te gözlenmiştir. Posterior yüklemde ise model 2 en olumsuz sonucu verirken, model 1’e yakın değerler saptanmıştır. Protetik metal altyapı, anterior yüklemde en başarılı sonuç model 2’de; posterior yüklemde ise en düşük stres model 3’te elde edilmiştir. Kortikal kemik, anterior yüklemde P_{max} değeri açısından en düşük stres model 1’de, P_{min} değeri ise model 2’de gözlenmiştir. Posterior yüklemde hem P_{max} hem de P_{min} değerleri en iyi model 3’te saptanmıştır. Spongiyöz kemik, anterior yüklemde P_{max} ve P_{min} değerleri model 2’de oluşmuştur. Posterior yüklemde P_{max} değeri en iyi model 1’de, P_{min} değeri ise en iyi model 3’te gözlenmiştir. Zigomatik kemik, anterior yüklemde P_{max} değeri açısından en iyi sonuç model 2’de, P_{min} değeri ise model 3’te elde edilmiştir. Posterior yüklemde hem P_{max} hem de P_{min} değerleri en düşük model 2’de bulunmuştur.

Sonuç: Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarına göre; zigomatik implant cerrahisinde komplikasyon riskini azaltabilecek, posterior bölgede kantilever etkisini ortadan kaldırırken anterior bölgede de yeni bir kantilever etkisi oluşturmeyen ve quad zygoma konseptine alternatif olarak değerlendirilebilecek en uygun yerleşim düzeni; 12 ve 22 numaralı bölgelere zigomatik, 17 ve 27 numaralı bölgelere pterygoid implant uygulanan model 2 olmuştur.

Anahtar Kelimeler: Atrofik Maksilla, Pterygoid İmplant, Sonlu Elemanlar, Zigomatik İmplant

ABSTRACT

Investigating The Biomechanical Properties Of Different Concepts Using Zygomatic And Pterygoid Implants In An Atrophic Maxilla Model By Finite Element Analysis

Aim: The aim of this study is to investigate the outcomes of finite element stress analysis (FESA) in different rehabilitation concepts using zygomatic and pterygoid implants for atrophic maxilla, in order to guide future clinical studies.

Material and Method: Using CBCT images of an atrophic maxilla, three different rehabilitation scenarios were created on a remodeled maxilla model. In model 1, four zygomatic implants were placed. models 2 and 3 involved a total of four implants, including two zygomatic and two pterygoid implants. Zygomatic implants were placed in the 12 and 22 regions in model 2, and in the 15 and 25 regions in model 3. A 150 N load was applied to both anterior and posterior regions via a spherical food bolus. Stresses in implants, abutments, prosthetic metal frameworks, and surrounding bone structures were analyzed using the finite element stress analysis method.

Results: In terms of von Mises stress values on implants and abutments, Model 2 exhibited the lowest stress under anterior loading, while model 3 showed the highest. Under posterior loading, model 2 performed the worst, whereas model 1 had similar values. For the prosthetic metal framework, model 2 showed the best outcome under anterior loading, and model 3 showed the best under posterior loading. In cortical bone under anterior loading, model 1 showed the lowest $P_{\max}$ value, and model 2 had the lowest $P_{\min}$ value. Under posterior loading, model 3 had the best results for both $P_{\max}$ and $P_{\min}$. In cancellous bone, model 2 showed the $P_{\max}$ and $P_{\min}$ values under anterior loading. Under posterior loading, model 1 had the best $P_{\max}$, and model 3 had the best $P_{\min}$. In the zygomatic bone under anterior loading, model 2 had the lowest $P_{\max}$, while model 3 had the lowest $P_{\min}$. Under posterior loading, both $P_{\max}$ and $P_{\min}$ were lowest in model 2.

Conclusions: Based on the FESA results, the most favorable configuration appears to be model 2, which involves placement of zygomatic implants in regions 12 and 22 and pterygoid implants in regions 17 and 27. This model may serve as an alternative to the quad zygoma concept, minimizing surgical complications in zygomatic implant procedures, eliminating posterior cantilever effects, and avoiding the creation of new cantilever forces in the anterior region.

Keywords: Atrophic Maxilla, Finite Elements, Pterygoid Implant, Zygomatic Implant

İÇİNDEKİLER

TEZ BİLDİRİMİ.....	IV
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VII
ABSTRACT	VIII
İÇİNDEKİLER	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIV
TABLolar DİZİNİ	17
SİMGELER VE KISALTMALAR	18
1.GİRİŞ	19
2.GENEL BİLGİLER.....	20
2.1. Kemik	20
2.1.1. Kemik Sınıflandırılması	20
2.1.2. Kafatası Kemikleri	21
2.1.2.1. Zigomatik Kemik Anatomisi	22
2.1.2.2. Sfenoid Kemik Anatomisi	23
2.1.2.3. Maksilla ve Maksiller Sinüs Anatomisi	24
2.2.Maksillanın Rezorpsiyon Süreçleri ve Etkileyen Faktörler	26
2.2.1.Diş Kaybı Sonrası Rezorpsiyon Süreci	26
2.2.2.Atrofik Kemik Sınıflaması	27
2.3. Rezorptif Maksillanın Rekonstrüktif Uygulamaları.....	28
2.3.1. Kemik Greftleri	28
2.3.2. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu	29
2.3.3. Maksiller Sinüs Tabanı Yükseltilmesi	30
2.3.4. Distraksiyon Osteogenezi.....	31
2.4. Dental İmplant Uygulamaları	31
2.4.1. Dental İmplant Uygulamalarının Tarihçesi	31
2.4.2.Osseointegrasyon ve Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	32
2.4.3.İmplant Başarı Kriterleri	32
2.4.4.Dental İmplant Materyalleri	33
2.4.5. Dental İmplant Çeşitleri	34
2.4.5.1. Kemik İçi İmplantlar	34

2.4.5.2. Subperiosteal İmplantlar	36
2.4.5.3. İntramukozal İmplantlar.....	36
2.4.5.4. Transmandibular İmplantlar	37
2.4.5.5. Endodontik İmplantlar	37
2.5. Pterygoid ve Zigomatik İmplantlar	38
2.5.1. Zigomatik implantlar	38
2.5.1.1. Zigomatik İmplant Cerrahi Tekniği.....	40
2.5.1.2. Zigomatik İmplant Cerrahisinin Literatürde Bildirilmiş Teknikleri .	40
2.5.1.3. Zigoma Anatomisi Rehberli Yaklaşım	42
2.5.1.4. Zigomatik İmplant Endikasyonları	43
2.5.1.5. Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları.....	43
2.5.1.6. Zigomatik İmplantların Avantajları.....	44
2.5.1.7. Zigomatik İmplantların Dezavantajları	44
2.5.1.8. Zigomatik İmplant Komplikasyonları.....	45
2.5.2. Pterygoid implantlar	46
2.5.2.1. Pterygoid İmplantların Reiser 'in Anatomik Lokasyona Göre Sınıflaması	47
2.5.2.2. Pterygoid İmplant Endikasyonları	49
2.5.2.3. Pterygoid İmplant Kontrendikasyonları.....	49
2.5.2.4. Pterygoid İmplantların Avantajları.....	49
2.5.2.5. Pterygoid İmplantların Dezavantajları	49
2.5.2.6. Cerrahi Teknik.....	50
2.5.2.7. Pterygoid İmplant Komplikasyonları.....	50
2.6. Biyomekanik Kavramlar	51
2.6.1. Kuvvet	51
2.6.2. Gerilme(Stress).....	51
2.6.3. Gerilme Tipleri	51
2.6.4. Asal Gerilme(Principal Stres)	52
2.6.5. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress).....	52
2.6.6. Gerinim(Strain)	53
2.6.7. Elastisite Modülü(Young Modülü)	53
2.6.8. Poisson Oranı	53
2.6.9. Hook Kanunu	53
2.6.10. Homojen Cisim.....	53

2.6.11. İzotropik ve Anizotropik Cisim.....	53
2.7.Stress Analiz Yöntemleri.....	53
2.7.1.Sonlu Elemanlar Stress Analiz Yöntemi	54
2.7.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları	55
2.7.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları	56
3.GEREÇ ve YÖNTEM.....	57
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	57
3.2. Maksilla ve Zigomanın Modellenmesi.....	58
3.3. İmplant, Abutment, Metal Altyapı ve Protetik Üst Yapının Modellenmesi ..	59
3.4. Çalışma Modelleri	61
3.5. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi.....	62
3.6. Matematiksel Modellerin Oluşturulması.....	62
3.7. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	63
3.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması .	65
4. BULGULAR.....	67
4.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	67
4.1.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	67
4.1.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	69
4.2. Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular .	71
4.2.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	71
4.2.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	73
4.3. Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine ..	75
Ait Bulgular	75
4.3.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	75
4.3.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yüklemede Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	77

4.4. Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	78
4.4.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	78
4.4.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	80
4.5. Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	81
4.5.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	81
4.5.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	83
4.6. Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	84
4.6.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	84
4.6.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	86
4.7. Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	87
4.7.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	87
4.7.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular	89

4.8. Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	90
4.8.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	90
4.8.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	92
4.9. Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	93
4.9.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	93
4.9.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	95
5. TARTIŞMA	97
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	106
7.KAYNAKLAR	107
EKLER.....	118
ÖZGEÇMİŞ.....	119

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb (1985)'in sınıflamasında kortikal ve trabeküler yapılarına bağlı olarak (Q1, Q2, Q3, Q4) dörde ayrılmıştır.....	20
Şekil 2.2. Misch'in kemik sınıflandırılması.....	21
Şekil 2.3. Kafatası kemikleri yandan ve önden görünümü	22
Şekil 2.4. Zigomatikomaksiller kompleks eklemleşmesi.	23
Şekil 2.5. Sphenoid Kemiğin Büyük Kanatlarının Anatomisi. 1A-1B: Önden görünüm, 2A-2B arkadan görünüm, 3A-3B üstten görünüm, 4A-4B alttan görünüm.....	24
Şekil 2.6. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Süreci.....	27
Şekil 2.7. Cawood ve Howell'e göre atrofik kemik sınıflaması.....	28
Şekil 2.8. Blade Tip İmplantın Radyografik Görüntüsü.....	35
Şekil 2.9. A. Sanal Cerrahi olarak planlanmış Subperiosteal İmplant B. Ağız içinde tam kalınlıkta flep kaldırılarak uygulanmış hali	36
Şekil 2.10. Transmandibular İmplant'ın Panoramik Radyografi Görüntüsü.....	37
Şekil 2.11. A.Aşırı derecede mobil sol kanin diş B. Endodontik implant uygulanmış 18.ay kontrolü.	37
Şekil 2.12. Branemark tarafından tanımlanmış zigomatik ve dental implant konsepti	38
Şekil 2.13. Zigomatik implantın Branemark tarafından tanımlanmış yerleşimi.....	39
Şekil 2.14. Quad zigoma konseptiyle rehabilite edilmiş atrofik maksilla radyografik görüntüsü.....	39
Şekil 2.15. A.Sinüs lateral duvarının kaldırılması B. Sinüs membranının elevasyonu	41
Şekil 2.16. Drillerin kullanılması ve zigomatik implantın yerleştirilmesi.....	41
Şekil 2.17. A. Sinüs Mebranının Mediale İtilmesi B. Extended Sinüs Lift Tekniği ile Yerleştirilmiş Zigomatik İmplantlar.	42
Şekil 2.18. Zigoma Anatomisi Rehberliğinde Yaklaşımın Şematize Edilmiş Görüntüsü A. ZAGA 0 B. ZAGA 1 C. ZAGA 2 D. ZAGA 3 E. ZAGA 4.....	43
Şekil 2.19. Pterygoid implantın makro yapısı.....	47
Şekil 2.20. Tüberosite implantın şematize edilmiş görüntüsü	47
Şekil 2.21. Tüberosite ve Pterygoid Çıkıntıya Ulaşan İmplantın Şematize Edilmiş Görüntüsü	48
Şekil 2.22. Tüberosite ve Piramidal Çıkıntıya Ulaşan İmplantın Şematize Edilmiş Görüntüsü	48
Şekil 2.23. Tüberositei Piramidal ve Pterygoid Çıkıntıya Ulaşan İmplantın Şematize Edilmiş Görüntüsü	49
Şekil 2.24. Sıkışma Gerilmesinin Şematize Edilmiş Görüntüsü	51
Şekil 2.25. Çekme Gerilmesinin Şematize Edilmiş Görüntüsü	52
Şekil 2.26. Makaslama Gerilmesinin Şematize Edilmiş Görüntüsü	52
Şekil 3.1. Tomografi görüntülerinin 3D-Doctor yazılımında ayrıştırılması	58
Şekil 3.2. Maksilla ve zigomatik kemiğin kortikal kemik modeli	58
Şekil 3.3. Maksilla ve Zigomatik Kemiğin Spongiyöz Kemik Modeli	59

Şekil 3.4. Kullanılan İmplant Modelleri A. Pterygoid İmplant B. Zigomatik İmplant	59
Şekil 3.5. Kullanılan Multiunit Abutmentler A.Pterygoid İmplant Multiunit Abutment B. Zigomatik İmplant Multiunit Abutment	60
Şekil 3.6. Kullanılan Metal Altyapı Modelleri	60
Şekil 3.7. Kullanılan PMMA üst yapı modeli	61
Şekil 3.8. Çalışma Modelleri	61
Şekil 3.9. Anterior bölgeye yerleştirilmiş besin materyali modeli	63
Şekil 3.10. Posterior bölgeye yerleştirilmiş besin materyali modeli	64
Şekil 3.11. Anteriordan besin materyali modeli ile vertikal yönde 150 n kuvvet uygulanması	64
Şekil 3.12. Sınır koşulları	65
Şekil 4.1. Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri	68
Şekil 4.2. Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	69
Şekil 4.3. Posterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri	70
Şekil 4.4. Posterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	71
Şekil 4.5. Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri	72
Şekil 4.6. Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	73
Şekil 4.7. Posterior Yükleme Sırasında İmplant Abutmentlerinde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4.8. Posterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	75
Şekil 4.9. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri	76
Şekil 4.10. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	76
Şekil 4.11. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri	77
Şekil 4.12. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi	78
Şekil 4.13. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri	79
Şekil 4.14. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	79
Şekil 4.15. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri	80
Şekil 4.16. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	81

Şekil 4.17. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri	82
Şekil 4.18. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	82
Şekil 4.19. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri	83
Şekil 4.20. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	84
Şekil 4.21. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri	85
Şekil 4.22. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	85
Şekil 4.23. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri	86
Şekil 4.24. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	87
Şekil 4.25. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri	88
Şekil 4.26. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	88
Şekil 4.27. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri	89
Şekil 4.28. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	90
Şekil 4.29. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri	91
Şekil 4.30. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	91
Şekil 4.31. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri	92
Şekil 4.32. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	93
Şekil 4.33. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri	94
Şekil 4.34. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	94
Şekil 4.35. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri	95
Şekil 4.36. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi	96

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 3.1. Materyal Özellikleri	62
Tablo 3.2. Çalışmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	63
Tablo 4.1. Anterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri(MPa Cinsinden)	68
Tablo 4.2. Posterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri(MPa Cinsinden)	70
Tablo 4.3. Anterior Yükleme Sırasında İmplant Abutmentlerinde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri(MPa Cinsinden).....	72
Tablo 4.4. Posterior Yükleme Sırasında İmplant Abutmentlerinde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri(MPa Cinsinden).....	74
Tablo 4.5. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa Cinsinden).....	76
Tablo 4.6. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa Cinsinden).....	77
Tablo 4.7. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres (Pmax) değerleri (MPa Cinsinden).....	79
Tablo 4.8. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden).....	80
Tablo 4.9. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum(Pmin) asal stres değerleri(MPa Cinsinden).....	82
Tablo 4.10. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum(Pmin) asal stres değerleri(MPa Cinsinden).....	83
Tablo 4.11. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri (MPa Cinsinden).....	85
Tablo 4.12. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden).....	86
Tablo 4.13. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres(Pmin)değerleri(MPa Cinsinden).....	88
Tablo 4.14. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden).....	89
Tablo 4.15. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri (MPa Cinsinden).....	91
Tablo 4.16. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden).....	92
Tablo 4.17. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden)	94
Tablo 4.18. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden)	95

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	:	Derece
%	:	Yüzde
Al	:	Alüminyum
cm	:	Santimetre
CPU	:	Central Processing Unit
DICOM	:	Digital Imaging and Communications in Medicine
GB	:	Gigabayt
GHz	:	Gigahertz
m ²	:	Metrekare
ml	:	Mililitre
mm	:	Milimetre
MÖ	:	Milattan Önce
MPa	:	Mega Pascal
MS	:	Milattan Sonra
N	:	Newton
PMMA	:	Polimetilmetakrilat
P _{max}	:	Maksimum Asal Stres
P _{min}	:	Minimum Asal Stres
RAM	:	Random Access Memory
SESA	:	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
Ti	:	Titanyum
ZAGA	:	Zygoma Anatomy Guided Approach
V	:	Vanadyum

1.GİRİŞ

Maksilla orta yüzde estetik ve fonksiyon açısından önemli bir kemiktir. Travma,patoloji, konjenital nedenlerle veya diş kaybı sonrası uzun süre dişsiz kalma sonucunda estetik ve fonksiyon kaybına uğramaktadır. İleri derecede atrofiye uğramış çenelerin protetik rehabilitasyonunda geleneksel protetik ve cerrahi yaklaşımlar yetersiz kalabilmektedir. Aynı zamanda kemik greftleme, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, sinüs tabanı yükseltilmesi, distraksiyon osteogenezi gibi kemik ogmentasyon yöntemleri tedavi süresini uzatma, maliyet ve hasta morbiditesi gibi dezavantajlar içermektedir(Zielinski vd., 2025;Cebrián Carretero vd. 2022). Tek aşamalı cerrahilerle zigomatik ve pterygoid implantlar kullanılarak atrofik maksillanın protetik rehabilitasyonu kemik ogmentasyon tekniklerinin alternatifi olabilmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak oluşturulan senaryolar istenildiği kadar tekrarlanarak klinik çalışmalara öncü olmaktadır. Zigomatik ve pterygoid implantların beraber kullanımı ile ilgili literatürde yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada zigomatik ve pterygoid implantların kullanıldığı farklı konseptleri sonlu elemanlar stres analizi kullanarak biyomekanik olarak daha avantajlı olabilecek atrofik maksilla rehabilitasyonunu araştırmayı amaçladık.

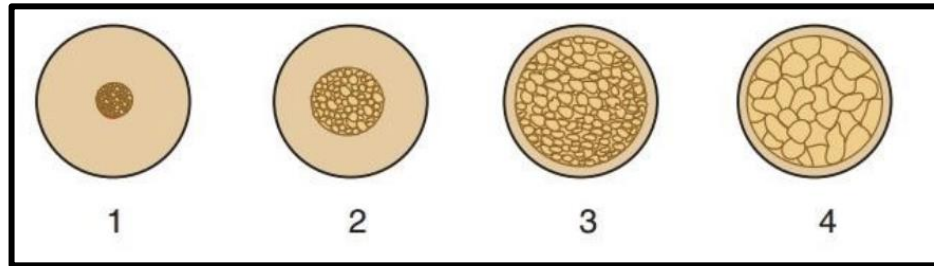
2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemiğin bileşimi öncelikle inorganik bir matris ve organik bir matrisle birlikte hücrelerden oluşur. Hücreler; kemik iliğindeki hematopoetik ve hematopoetik olmayan kök hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Hücreler, kemik hacminin %10'unu oluştururken kalan %90'ı kemik matrisi oluşturur. Kemik matrisi: inorganik veya mineral matris (%65), organik matris (%20) ve lipitler ve su (%15'ten az). Hidroksiapatit formunda olan inorganik matris kemik gücünün, sertliğinin ve sıkıştırma kuvvetlerine karşı direncinin çoğunu sağlar iken osteoblastlar tarafından salgılanan organik matris %90 oranında Tip I kollojenden oluşur. Kemiğe formunu verir ve çekme kuvvetlerine karşı direnç sağlar(Buck & Dumanian, 2012a).

2.1.1. Kemik Sınıflandırılması

Çene kemikleri dansitesi ve implant başarısı arasındaki ilişkiyi araştıran araştırmacılar çeşitli kemik sınıflandırmaları yapmıştır. Linkow ve Chercheve(1990)'nin yaptığı kemik sınıflamasında kortikal ve trabeküler yapılarına göre kemiği 3 grupta sınıflandırmış, trabeküler yapının daha yoğun olduğu sınıf 3 kemiğin implant açısından uygun olmadığını, Sınıf 1 ve Sınıf 2 kemiğin ideal olduğunu belirtmişlerdir. Lekholm ve Zarb (1985)'in sınıflamasında kortikal ve trabeküler yapılarına göre kemiği Q1-Q4 olarak dörde ayırmışlardır. Sınıf I kemik yapısında homojen kortikal bir kemik var iken Sınıf 4'e gidildikçe kortikal kemik yapı azalır ve trabeküler kemik yapı artar(Adell vd., 1981).



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb (1985)'in sınıflamasında kortikal ve trabeküler yapılarına bağlı olarak (Q1, Q2, Q3, Q4) dörde ayrılmıştır(Lekholm, 1985).

Misch, yapmış olduğu sınıflanmada drilling işlemleri yapılırken kemiğin direncini göz önünde tutarak D1-D4 olarak 4 sınıfta incelemiştir(Misch, 1990).

Günümüzde kemik dansite değerlendirilmesinde en sık kullanılan metoddur.

Misch'in yapmış olduğu kemik yoğunluk sınıflaması şu şekildedir:

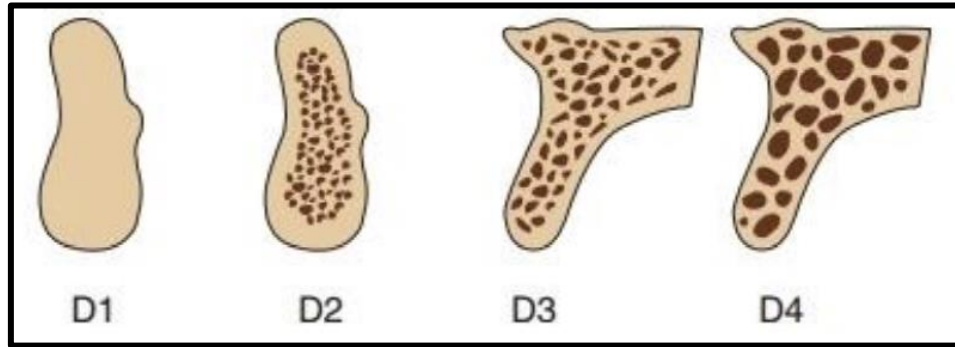
D1: Mineralizasyon oranı yüksek yoğun kortikal kemiktir. İleri derece atrofiye uğramış dişsiz mandibula ön bölgede görülür.

D2: Mandibular ön ve arka bölgede, maksiller ön bölgede karşımıza çıkan bu kemik tipi dens, pöröz kortikal ve trabeküler kemiktir.

D3: İnce pöröz kortikal kemik ve düşük yoğunlukta trabeküler yapıdan oluşur. Maksilla ön ve arka bölgede, mandibula arka bölgede görülür.

D4: Kortikal kemik varlığı minimaldir ve kemik hacminin tamamı ince trabeküler kemik oluşumu sergiler. Bu durum maksilla posterior bölgesinde gözlenmektedir.

D5: Sınıflandırmada belirtilmez çünkü mineralizasyonu tamamlayamamış, olgunlaşmamış kemiktir.



Şekil 2.2. Misch'in kemik sınıflandırılması.(Misch, 1990).

2.1.2. Kafatası Kemikleri

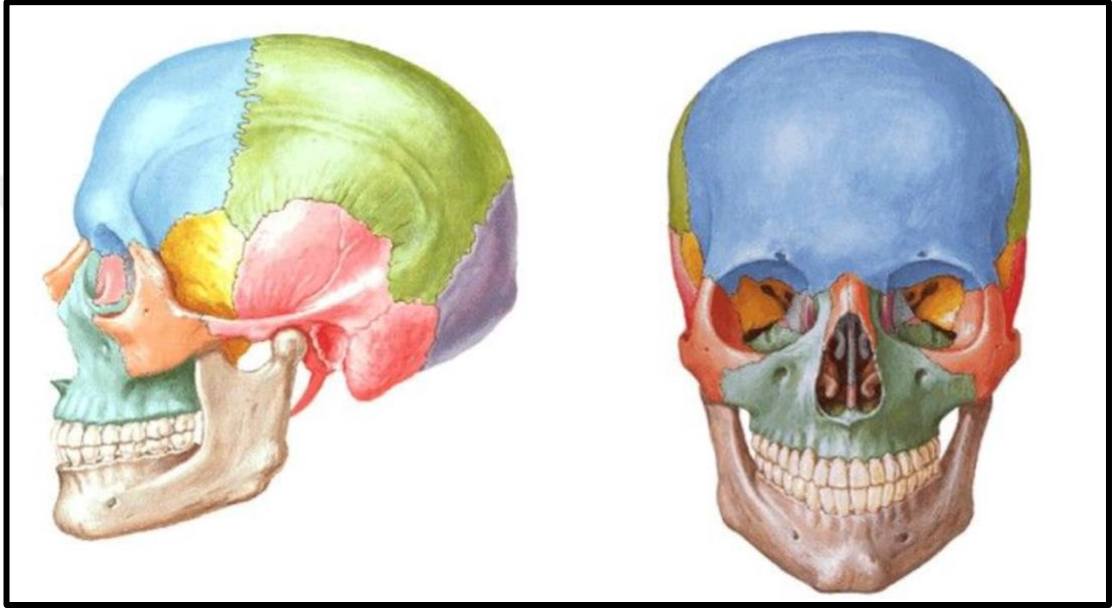
22 adet kemikten oluşur ve 2 bölgeye ayrılır:

1. Neurocranium (beyni korur)

8 adet kemikten oluşur. Frontal(1tane), Ethmoid(1tane), Sphenoid(1 tane), Occipital(1tane), Temporal(2 tane), Parietal(2 tane)

2. Viscerocranium (yüzü oluşturur)

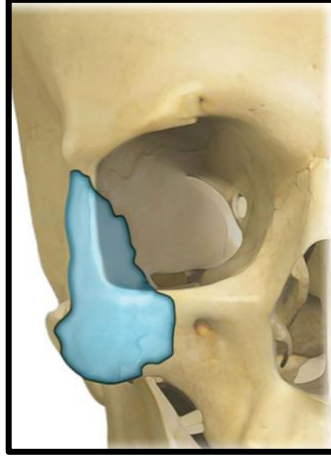
14 kemikten oluşur. Nasal(2 tane), Lacrimal(2 tane), Concha nasalis inferior(2 tane),Zygomatic(2 tane), Maxilla(2 tane), Palatine(2 tane), Mandibula(1 tane), Vomer(1 tane) (Anderson vd., 2023).



Şekil 2.3. Kafatası kemikleri yandan ve önden görünümü

2.1.2.1. Zigomatik Kemik Anatomisi

Zigoma, orta yüzün genişliğinin ve projeksiyonunun tanımlanmasında çok önemli bir yapıdır ve orbitanın şekline ve hacmine önemli ölçüde katkıda bulunur. Masseter, temporalis ve zygomaticus major ve minor kasları için bağlantı noktası olarak işlev görür. Zigomatikofrontal suture, zigomatikosfenoid suture ve zigomatik arkta kafatasıyla; zigomatikomaksiller buttress ve alt orbital kenarda maksillayla eklemler(Birgfeld vd., 2017).

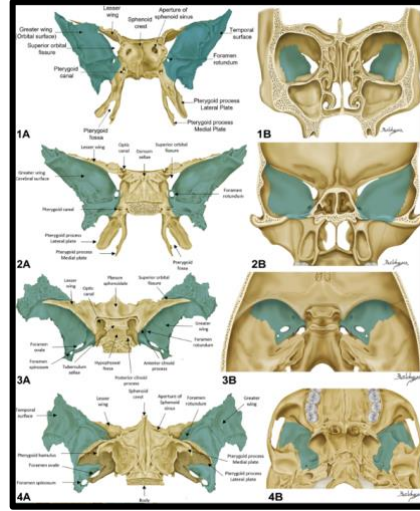


Şekil 2.4. Zigomatikomaksiller kompleks eklemleşmesi(Birgfeld vd., 2017).

2.1.2.2. Sfenoid Kemik Anatomisi

Kafatasını oluşturan 22 kemikten biri olan sfenoid kemik nörokraniumu yüz iskeletine bağlar. Kafatası boşluğunun ortasında, frontal kemiğin arkasında, oksipital kemiğin önünde konumlanmıştır ve tek sayıdadır. Sfenoidin eklem yaptığı kemikler; frontal, parietal, etmoid, zigomatik, temporal, oksipital, palatin ve vomer kemikleridir(Jamil vd., 2023).

Sfenoid kemik esas olarak merkezi bir gövde ve kelebek şeklini çağrıştıran bir konfigürasyonda düzenlenmiş bir çift büyük yanal üçgen kanattan oluşur. Buna ek olarak, kemik iki küçük anterolateral kanat ve iki anteroinferior pterygoid çıkıntı ile karakterizedir (Cochinski vd., 2022).



Şekil 2.5. Sphenoid Kemiğin Büyük Kanatlarının Anatomisi. 1A-1B: Önden görünüm, 2A-2B arkadan görünüm, 3A-3B üstten görünüm, 4A-4B alttan görünüm(Cochinski vd., 2022).

2.1.2.3. Maksilla ve Maksiller Sinüs Anatomisi

Merkezi bir konumda bulunan maksilla orta yüzün en önemli kemiği olması ve viscerokraniuma yapısal destek sağlamasıyla ön plana çıkar. Maksilla, yüzün yapısal ve estetik bütünlüğünde çok önemli bir rol oynar. Maksiller sinüsü içerir, burun ve ağız boşlukları arasında önemli bir bölme görevi görür ve üst çeneyi oluşturur(Dalgorf & Higgins, 2008; Kühnel & Reichert, 2015).

Sağ ve sol maksilla orta hatta birleşerek maksillayı oluşturur. Her bir maksilla piramidal bir şekle sahiptir, tabanı burun boşluğuna bitişiktir, tepesi zigomatik çıkıntıdır ve gövdesi maksiller sinüsü oluşturur(Okay vd., 2001).

Maksilla, alveolar, frontal, zigomatik ve palatin çıkıntılar olmak üzere dört çıkıntı aracılığıyla çevresindeki yüz yapılarıyla bağlantılıdır. Maksilla superiorda frontal kemikle, lateralde zigomatik kemikle, posteriorda palatin kemikle ve inferiorda alveolar çıkıntı aracılığıyla üst dişlerle eklemelenir. Anterior bölgede piriform apertürün inferior ve lateral kenarlarını oluşturur ve frontal çıkıntının anterior sınırında medialde nazal kemiklerle eklemleşir(Soriano & Das, 2022).

- **Alveolar Çıkıntı**

Eğimli kısmı öne bakan at nalı şeklinde bir yapıya sahip olan alveolar çıkıntı üst diş dizisine ankraj görevi görür. Sert damağın altında, en alt düzlemde yer alır ve maksiller sinüslerin altından arkaya doğru uzanarak maksiller tüberozite ile sonlanır.

Alveolar çıkıntı içindeki kanallardan alveolar damar, sinir ve periodontal bağlar geçer. Bu yapılar dişleri besleyip inerve eder(Saffar vd., 1997).

- **Zigomatik Çıkıntı**

Maksillanın en lateral kısmı olan zigomatik çıkıntı, maksiller sinüsün superolateral sınırını oluşturur. Alveolar çıkıntı beraber orta yüze destek sağlamada çok önemlidir. Zigomatik kemikle maksiller kemiğin eklem yapmasında görevlidir(Sadrameli & Mupparapu, 2018).

- **Frontal Çıkıntı**

Frontal çıkıntı her bir maksiller kemiğe göre superior ve medialde yer alır. Her bir frontal çıkıntı superiorde frontal kemikle ve medialde nazal kemiklerle eklenmiştir. Nazolakrimal oluğun ön duvarını oluşturur. Frontal ve nazal kemiklerle birleşerek alnın alt ve orta kısmının ve burun köprüsünün şekline katkıda bulunur(Soriano & Das, 2022).

- **Palatinal Çıkıntı**

Sol ve sağ maksilla, palatin çıkıntılar aracılığıyla orta hatta birleşir ve böylece medyan maksiller sütür oluşur. Palatin çıkıntılarının birleşmesi ön burun tabanını ve en ön kısmında piriform açıklığın alt sınırını meydana getirir. İnferiorda, sert damağın anterior kısmı insiziv kanalın bulunduğu yerde oluşur. Bu osseöz kanal nazal ve oral boşlukların iletişiminden sorumludur ve nazopalatin sinir ve sfenopalatin arter için bir kanal görevi görür. Kanal süperiorda, nazal septumun her iki yanında bulunan superior nazal (Stensen) foraminadan çıkar. Daha sonra ağız boşluğunda, kesici papillanın altında ve medial kesici dişlerin posteriorunda yer alan kesici fossada sonlanana kadar aşağıya doğru devam eder(Soriano & Das, 2022).

- **Maksiller Sinüs**

Yetişkinlerde yaklaşık 15 ml hacme sahip olan en büyük paranasal sinüştür. Piramidal bir şekle sahiptir. Tepesi zigomatik arkta, tabanı burnun lateral yüzeyine bakan şekilde konumlanmıştır(Sadrameli & Mupparapu, 2018).

Sinüs çatısı orbital tabanın bir parçasını oluşturur ve infraorbital kanalı içerir. Nörovasküler demet taşıyan bu kanal infraorbital kenarın 1 cm altından çıkarak infraorbital foramene uzanır(Haghnegahdar vd., 2018).

Sinüs tabanı alveolar çıkıntının üstünde yer alır ve yaşa göre seviyesi değişmekle birlikte burun tabanı ile aynı seviyede veya 1 cm altında bulunabilir. Medial duvarda maksiller sinüs ostiumu ve nazolakrimal kanal olmak üzere iki hayati yapı bulunmaktadır(Danesh-Sani vd., 2016; Ogle vd., 2012).

2.2.Maksillanın Rezorpsiyon Süreçleri ve Etkileyen Faktörler

2.2.1.Diş Kaybı Sonrası Rezorpsiyon Süreci

Maksiller ve mandibular kemik alveolar sırtta dişler ile bağlantı halindedir. Fonksiyonel ve estetik açıdan sabit veya hareketli protez yapımı, kemik içi dental implant yerleştirme prosedürleri için kemik miktarı ve kalitesi önemlidir(Fischer-Brandies vd., 1986).

Dişlerin kaybedilmesi ile mekanik uyarımın azalması ve fizyolojik gerilme gerginliğinin olmaması sonucunda alveolar sırtta rezorpsiyon oluşur(Atwood, 2001; Bodic vd., 2005).

Yapılan çalışmaların sonucunda diş çekimi sonrası alveoler iyileşme adımları belgelenmiştir(Amler, 1969):

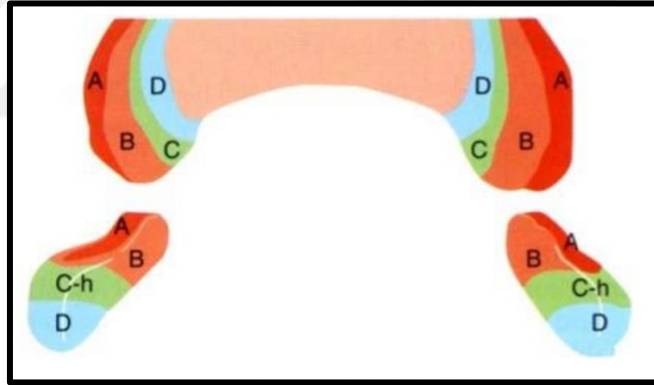
- Diş çekimi sonrası alveol kan pıhtısı ile dolar. Sıkı bir fibrin ağı olan pıhtıyı Polimorfonükleer Lökositler ve fibroblastlar istila eder.
- 2-3 gün sonra granülasyon dokusu oluşur.
- 4. Günde alveolün kenarlarından epitelizeasyon başlar ve osteoklastlar alveol rezorpsiyonu yapar.
- Yedinci günde, belirli bölgelerde osteoid doku varlığının eşlik ettiği bağ dokusu gelişimi gözlenir.

- Reepitelizasyon 20. güne kadar tamamlanır, bu noktada mineralizasyon başlar ve daha sonra yeniden şekillenmeye uğrayan örgü kemik(woven bone) oluşumuyla sonuçlanır.
- Alveolar kretin yüksekliği kırk günlük bir süre sonunda orijinal boyutlarının yaklaşık üçte biri kadar bir azalmaya uğrar.

Sonuç olarak, bir dişin çekilmesinin ardından üç boyutlu kemik rezorpsiyonu meydana gelir ve bu da sonraki diş restorasyon prosedürlerini engeller.

Rezorpsiyon, doğası gereği geri döndürülemez, kronik ve kümülatif olan, ömür boyu süren bir süreçtir(Atwood, 1963; Sennerby vd., 1988).

Maksilladaki rezorpsiyon hızı ağız içindeki diğer bölgelere göre bukkolingual yönde daha fazladır. A, B, C, D şeklinde rezorpsiyon süreci şematize edilmiştir. Başlangıçta A durumunda olan kret yüksekliği ve genişliği mediale doğru rezorpsiyona uğrar. Önce B şeklini alan alveolar kret genişliği zamanla C ve D şeklini alır(Misch, 2005).



Şekil 2.6. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Süreci

2.2.2. Atrofik Kemik Sınıflaması

Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon Cawood ve Howell sınıflamasına göre altıya ayrılmıştır (Şekil 2.7)

Sınıf I: Dişli kret

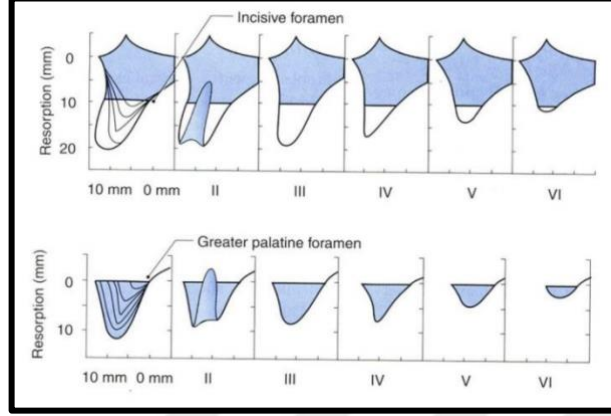
Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Yüksekliği ve genişliği uygun olan, yuvarlak şeklindeki kret

Sınıf IV: Yüksekliği uygun olan, fakat genişliği az bıçak sırtı şeklindeki kret

Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yüksekliğe sahip olan düzleş şeklindeki kret

Sınıf VI: Farklı derecelerde bazal kemik kaybını da kapsayan, basık, negatif şeklindeki kret



Şekil 2.7. Cawood ve Howell'e göre atrofik kemik sınıflaması(Cawood vd., 2007).

2.3. Rezorptif Maksillanın Rekonstrüktif Uygulamaları

Atrofi, diş travması, çekimler veya periodontal hastalıktan kaynaklanan kemik defektlerinin yenilenmesini kolaylaştırmak için implant yerleştirilmeden önce rekonstrüktif cerrahi yapılması gereklidir.

Kemik ogmentasyonunda yaygın kullanılan rekonstrüktif teknikler şunlardır (Baj vd., 2016);

- Kemik greftleri
- Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu
- Maksiller sinüs tabanı yükseltilmesi
- Distraksiyon osteogenezi

2.3.1. Kemik Greftleri

Kemik greftleri, kemik oluşumunu sağlamak için bir iskele görevi görürler. Biyolojik olarak herhangi bir antijen-antikor reaksiyonu göstermezler(Kumar, Vinitha, and Fathima 2013).

Osteogenez, osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon kemik rejenerasyonunun üç temel unsurudur(Giannoudis vd., 2005).

- **Osteokondüksiyon**

Kemik grefti işlemi, yeni kemik dokusunun çoğalması için bir iskele görevi görmek üzere kemik grefti malzemesi gibi bir malzemenin kullanılmasını içerir. Bu süreç, yeni kemiğin büyümesini teşvik eden hücre ve besin kaynağı olarak işlev gören doğal kemik tarafından kolaylaştırılır. Greftlenen defektin sınırında bulunan osteoblastlar, kemik grefti materyalini, üzerine yayılabilecekleri ve yeni kemik dokusu oluşturabilecekleri yapısal bir çerçeve olarak kullanırlar. En iyi sonuçları elde etmek için kemik grefti malzemesinin osteokondüktif özelliklere sahip olması gereklidir (Kumar vd., 2013b).

- **Osteoindüksiyon**

Osteogenez süreci, daha sonra osteoblastlara farklılaşan ve böylece yeni kemik dokusu oluşumunu başlatan osteoprogenitör hücrelerin uyarılmasını içerir. Osteoindüktif hücre araçlarının en kapsamlı çalışılan kategorisi kemik morfogenetik proteinleridir. Hem osteokondüktif hem de osteoindüktif özellikler sergileyen bir kemik grefti materyali yalnızca mevcut osteoblastlar için bir iskele işlevi görmez, aynı zamanda yeni osteoblastların oluşumunu tetikleyerek greftin çevre dokuya daha hızlı entegrasyonunu kolaylaştırır(Kumar vd., 2013b).

- **Osteogenez**

Bu fenomen, kemik grefti materyalinden kaynaklanan canlı osteoblastların kemik oluşumuyla birlikte yeni kemik büyümesine katkıda bulunduğu ortaya çıkar(Kumar vd., 2013b).

2.3.2. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, alveolar kemiğin rekonstrüksiyonunda ve peri-implant kemik eksikliklerinin tedavisinde kullanılan en yaygın tekniklerden biri olarak kabul edilmektedir. Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda temel prensip bir bariyer membran kullanarak kan pıhtısının korunmasını sağlayarak hızla çoğalan epitel-bağ dokusu hücrelerini dışlayarak daha yavaş büyüyen kemik oluşturma kapasitesine sahip hücrelerin büyümesini teşvik etmektir(Elgali vd., 2017).

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda kemik elde etmek için deneysel ve klinik çalışmalarda politetrafloroetilen (PTFE), genişletilmiş PTFE (ePTFE), kollojen, dondurularak kurutulmuş fasya lata ve dondurularak kurutulmuş dura mater. ograftlar, poliglaktin 910, polilaktik asit, poliglikolik asit, poliortoester, poliüretan, polihidroksibütirat, kalsiyum sülfat, mikro titanyum ağ ve titanyum folyolar dahil olmak üzere çok sayıda emilebilir veya emilemez özellikte membran malzemesi kullanılmıştır(Hämmerle & Jung, 2003) .

2.3.3. Maksiller Sinüs Tabanı Yükseltilmesi

Posterior maksillaya implant yerleştirmek gerektiğinde sınırlı kemik miktarı olduğu durumlarda maksiller sinüs kaldırma prosedürü endikedir. Uygun implant konumunu oluşturmak amacıyla açık veya kapalı sinüs kaldırma tekniği uygulanabilir.(Alshamrani et al. 2023).

Maksiller sinüs tabanın yükseltilmesi ilk olarak 1970’lerde Tatum tarafından tanımlanmıştır. Bu teknikte kret tepesinden yapılan yumuşak doku insizyonuna ek olarak mezial ve distalden vertikal rahatlatıcı insizyonlar ile mukoperiosteal flep kaldırılarak maksiller sinüsün lateral kemik duvarına ulaşılır. Schneiderian membranına ve sinüs boşluğuna erişim amacıyla maksiller sinüsün lateral kemik duvarına pencere osteotomisi uygulanır. Schneiderian membranı dikkatli bir şekilde çevre kemikten uygun el aletleri ile diseke edilerek kaldırılır ve greft materyali ile implantın yerleştirileceği bir boşluk oluşturulur. Greft materyali ve implant uygulanması sonrasında kemik penceresi bariyer membran ile örtülür. Primer stabilitenin sağlanabileceği rezidüel kemik olmadığı durumlarda implant yerleştirilmeden greft ve bariyer membran uygulanarak bölge primer kapatılarak uygun kemik oluştuktan sonra ikinci bir cerrahi operasyonla dental implant uygulanması gerçekleştirilir.

Uygun rezidüel kemik varlığında transalveoler yaklaşımla sinüs tabanı yükseltilmesi osteotom tekniği kullanılarak uygulaması 1976 yılında Tatum tarafından tanımlanmış daha az invaziv bir prosedürdür(Molina vd., 2022). Summers RB tarafından 1994 yılında krestal osteotom tekniği ilk kez uygulanmıştır(Alshamrani vd., 2023; Summers, 1994).

2.3.4. Distraksiyon Osteogenezi

Distraksiyon osteogenezi, kemik dokularının yeniden yapılandırılmasını veya uzatılmasını kolaylaştırmak için vücudun endojen rejeneratif yeteneklerinden yararlanan bir kemik dokusu mühendisliği teknolojisidir(Yang vd., 2022).

Distraksiyon Osteogenezi uzuvları uzatma yöntemi olarak 1905 yılında Alessandro Codivilla tarafından tanımlanmasına rağmen 1950'lerde Gavril Ilizarov tarafından ilk fiksator geliştirilmiştir. Kraniofasial bölgede tekniğin uygulanması ise 1992'de McCarthy tarafından gerçekleştirilmiştir(Buck & Dumanian, 2012b).

Distraksiyon osteogenezi, konjenital olarak sendromik veya non-sendromik kraniositozlar, dudak-damak yarıkları, hemifasiyal mikrozomi, Pierre robin sekansı, 1.ve 2. faringeal ark defektlerinde; edinsel olarak post-travmatik veya başka nedenlerden kaynaklanan lokal kemik kaybında endike olabilir(Karabekmez vd., 2012).

2.4. Dental İmplant Uygulamaları

2.4.1. Dental İmplant Uygulamalarının Tarihçesi

İnsanlığın başlangıcından günümüze gelene kadar , eksik dişlerin yerine konması amacıyla bir şekilde dental implantlar kullanılmışlardır. MÖ 2500 yıllarında eski Mısırlılar periodontal hasarlı dişleri tel yardımıyla bağlayarak sabitlemişlerdir. Etrüsklerin, insanlarda ağız işlevini yeniden sağlamak amacıyla MÖ 500 civarında hayvanlardan lehimlenmiş altın bantlar yaptıkları bilinmektedir. Diş implantlarının bilinen en eski kanıtı, MS 600 civarında mandibular dişlerin yerine kabuk parçalarını implant olarak kullanmakta başarılı olan Maya nüfusuna atfedilmektedir. 1970'lerde çekilen Maya mandibulalarının radyografileri, implantların etrafında, dikkat çekici bir şekilde, blade implantların etrafında görülene çok benzeyen kompakt kemik oluşumunu göstermektedir. Dahası, MS 800 civarında, taş implantlar ilk kez erken Honduras kültüründe hazırlanmış ve alt çeneye yerleştirilmiştir(Abraham, 2014).

1500-1800'lü yıllara gelindiğinde kadavralardan ve toplumsal olarak alt sınıfta bulunan bireylerden elde edilerek eksik dişi bölgelerine transplante edilmiştir. Allotransplantasyon denilen bu yöntemde gelişimini tamamlamamış dişlerin,

beslenmesinin daha iyi olduğu gerekçesiyle Dr. John Hunter tarafından transplantasyonu önerilmiştir(Abraham, 2014).

Modern çağda ilk implant uygulaması 1809 yılında Maggiolo'nun diş çekimi sonrası çekim soketine kök formunda altından yapılmış materyalin yerleştirilmeyle karşımıza çıkmaktadır. Ardından üzerine kuron parçası yapılmıştır fakat dişeti inflamasyonuna neden olmuştur(Abraham, 2014).

İmplant keşfinde yıllar geçtikçe çeşitli materyaller ve teknikler geliştirilmiştir. 1940 yılına geldiğimizde Dahl tarafından subperiosteal implantlar geliştirilmiştir. 1960'lara gelindiğinde Dr. Charchieve, kobalt ve kromdan yapılmış çift sarmallı bir spiral implant geliştirmiştir. Linkow, 1967 yılında endoosseoz kabul edilen titanyum blade implantları tanıtmıştır ve titanyum materyalini implantasyonda ilk kez kullanan kişidir(Abraham, 2014; Branemark, 1983; Brånemark vd., 1977).

2.4.2. Osseointegrasyon ve Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyon, kemik içi implantların klinik başarısının ön koşuludur. Latince de os 'kemik' ve integrate 'birleşmek' kelimelerinin bir araya gelmesi ile oluşturulan terim Branemark ve ark. (1969) tarafından köpekler üzerinde yaptıkları çalışmalar sonucunda ortaya atılmıştır(Brånemark vd., 1969). Branemark osseointegrasyonu şu şekilde tanımlamıştır: 'Sağlıklı, canlı bir kemik ve implant yüzeyi arasında yük taşıyan doğrudan yapısal ve işlevsel bağlantı'(Branemark, 1983).

Dental implantların osseointegrasyonunun sağlanmasında uygulanacak olan implantın tasarımı, materyal ve yüzey özellikleri, cerrahi teknik ve protetik yükleme zamanı önemlidir. Bunun dışında implantın uygulanacağı kemiğin kalite ve kantitesi de önemlidir(Albrektsson vd., 1986; Branemark, 1983).

2.4.3. İmplant Başarı Kriterleri

Hastaya veya dental implanta bağlı faktörler dental implant sağ kalımını etkileyebilmektedir. Hastaya bağlı olarak sigara kullanımı, sistemik hastalık veya periodontitis öyküsü olması; implanta bağlı olarak implant çapı, boyu ve yüzey özelliği sağkalımı etkileyebilmektedir(Park vd., 2022).

Klinik ve radyolojik parametreleri ile implant başarısını değerlendiren çalışmacılar farklı implant başarı kriterleri tanımlamışlardır.

Günümüzde en çok Albrektsson ve ark. tarafından tanımlanan kriterler kullanılmaktadır(Albrektsson vd., 1986).

- İmplantta mobilite olmaması
- Radyografide implant etrafında radyolusensi olmaması
- İmplant yüklemesinin 1.yılında 1.5 mm, takip eden yılda 0.2 mm'den az marjinal kemik kaybı
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi semptomların olmaması
- İlk beş yılda %85, ilk 10 yılda %80 oranında yukarıdaki kriterleri karşılayan implantlar güvenilir kabul edilir.

2.4.4. Dental İmplant Materyalleri

Başarılı implant uygulamaları için kullanılacak materyallerin bazı özelliklere sahip olması gerekir (Saini vd., 2023):

- Biyouyumlu olmalı
- Osseointegrasyon ile çene kemiği ile kaynaşmalı
- Kırılmaya ve korozyona dirençli olmalı
- Alerjik reaksiyona neden olmamalı
- Çiğneme kuvvetlerine mukavemetli olmalı

İmplant malzemesinin mekanik değerlendirmesi bağlamında, malzemenin yeterli çekme mukavemeti (Tensile dayanımı), basınç mukavemeti (kompresyon dayanımı) ve elastikiyet modülü (Young modülü) sergilemesi ve bu parametreler en azından kemiğinkilere eşdeğer olmalıdır(Sertgöz, 2005).

- **Metal Alaşımları**

Titanyum alaşımları ve medikal çelik dental implant materyali olarak kullanılmıştır(Alevizakos vd., 2025). Titanyum, olumlu fiziksel özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle dental implantlar için yaygın bir seçimdir(Bonyadi Manesh vd., 2024). Dental implantolojide altın standart olarak kabul edilir. Yüzeyinde oluşan oksit tabakası sayesinde biyouyumluluk yeteneğini kazanmaktadır. Gri rengi nedeniyle

ön bölgede ince dişeti biyotipi veya dişeti çekilmesi nedeniyle estetik olumsuz etkilenebilir(Stadlinger vd., 2010).

- **Seramikler**

Günümüzde dental implantoloji sadece eksik dişleri yerine koyma amacı dışında, özellikle ön bölgedeki diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda uygun estetiği sağlamayı amaçlamaktadır(Lorenz vd., 2019). Zirkonyum, titanyumun estetik eksikliğinin üstesinden gelmek için dental implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Biyoseramik bir malzeme olan zirkonyum estetik avantajının yanında bakteriyel kolonizasyonun daha düşük olması nedeniyle de tercih edilmektedir(Bonyadi Manesh, Vatankhah, ve Bonyadi Manesh 2024). Bu özelliklerinin yanı sıra düşük ısı iletkenliği mevcuttur. Eğilme mukavemeti ve kırılma dayanıklılığını yoğun sinterlenmiş Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum seramikler karşılayabilmektedir(Lorenz vd. 2019).

- **Polimerler ve karbonlar**

İmplant malzemesi olarak kullanılmak üzere PMMA, polietilen, politetrafloroetilen, silikon, kauçuk ve polisülfon ve karbon-silikon gibi maddeleri içeren polimerler dahil olmak üzere çok sayıda malzeme düşünülmüştür. Ancak, yetersiz biyolojik özellikleri ve mekanik özellikleri nedeniyle, karbon-silikon polikristal malzemeler artık bu kapasitede kullanılmamaktadır(Özçelik, 2010).

2.4.5. Dental İmplant Çeşitleri

2.4.5.1. Kemik İçi İmplantlar

Kemik içerisine açılan yuvalara, özel aletler kullanılarak yerleştirilen implantlar, osseointegrasyon süreciyle kemik ile uyum sağlayarak stabilite kazanır.

Bu yöntem, günümüzde en yaygın şekilde kullanılan implant türüdür ve dört farklı çeşidi mevcuttur.

- **Blade Tip İmplantlar**

Ralph Roberts ve Leonard I. Linkow tarafından 1963 yılında tanıtılan blade tip implantlar 1967 yılında dişsiz bir hastaya ilk kez uygulanmıştır. Kalınlığı 1.6 mm

olmasının sağladığı avantajla blade tip implantlar öncelikle bıçak sırtı kretekte kemik ogmentasyonu için ilave cerrahiye ihtiyaç duymadan kullanmayı amaçlamaktadır(Dal vd., 2013).



Şekil 2.8. Blade Tip İmplantın Radyografik Görüntüsü(Linkow vd., 2016).

- **Vent tip implantlar**

Geniş ankraj yüzeyi sağlamak, implant etrafında kemik defektini azaltmak, implant hacminin küçültülmesi amacıyla tasarlanmıştır(Sutter vd., 1988).

Kemiğin fizyolojik sınırlarda yüke maruziyetinde şok emilimi sağlamak ve kemik ara yüzeyinde kayma direncini artırmak için implant gövdesinde delik bir yapı bulunur(Lubar & Katin, 1990).

- **Silindirik tip implantlar**

Yüzeylerine plazma spre ve hidroksiapatit kaplama uygulanarak kemiğe makroskobik olarak tutulması sağlanan paralel duvarlı implant tasarımıdır.

Konik implantlara göre daha az sıkışma kuvvetine maruz kaldığı için primer stabiliteleri daha düşüktür(Elias, 2011).

- **Konik tipi implantlar (Tapered implant)**

Doğal diş köküne benzer formda tasarlanmış ve günümüzde en çok kullanılan implantlardır. Silindirik implantlara göre estetik bölgelerde daha başarılıdır ve dişe yakın yerleşimde kök perforasyon ihtimali daha düşüktür(Shapoff, 2002).

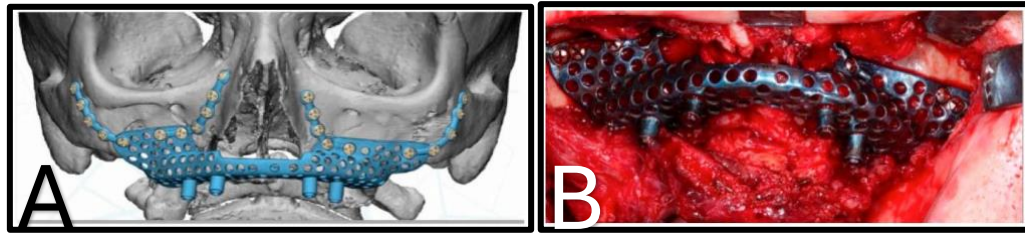
2.4.5.2. Subperiosteal İmplantlar

Diş kaybı sonrası endoosseoz implant yerleştiremeyecek kadar aşırı atrofik çenelerde, travma veya patoloji nedeniyle defekt oluşan çenelerde subperiosteal implantlar kullanılabilmektedir(McMillan vd. 2024).

1943 yılında Dahl tarafından tanımlanan subperiosteal implantlar iki aşamalı bir cerrahi prosedür içeriyordu. Birinci cerrahi prosedürde mukoperiosteal flep kaldırılıp kemik dokunun ölçüsü alınarak model elde ediliyordu. Elde edilen model üzerine vitallium(krom-kobalt alaşımı) veya tantalumdan döküm yapılarak subperiosteal implantlar üretiliyordu. İkinci cerrahide tekrar tam kalınlıkta flep kaldırılıp implant yerleştirilip minividalar ile sabitleniyordu. Fakat vitallium kemiğe entegre olmadı ve implantın uyumu yetersiz oldu. İmplantın açığa çıkmasıyla lokal enfeksiyon gelişti(Vanaclocha vd. 2025).

1945'te Goldberg ve Gershkoff, 1950'de Lee, 1953'te Bodine, 1975'te Small ve arkadaşları Dahl tarafından tanımlanmış Subperiosteal implantların eksikliklerini gidermek için çeşitli modifikasyonlar yapmıştır(Vanaclocha vd. 2025).

Bu modifikasyonlar yapılsa da istenilen başarı sağlanamadığından subperiosteal implantlar popüler bir tedavi olamamıştır. Günümüzde dijital sistemlerin gelişmesiyle sanal cerrahi planlanarak titanyum alaşımlardan CAD/CAM cihazları ile üretilen subperiosteal implantlar tek aşamalı cerrahiler ile uygulanabilmektedir(Cebrián Carretero vd. 2022).



Şekil 2.9. A. Sanal Cerrahi olarak planlanmış Subperiosteal İmplant B. Ağız içinde tam kalınlıkta flep kaldırılarak uygulanmış hali (Cebrián Carretero vd., 2022).

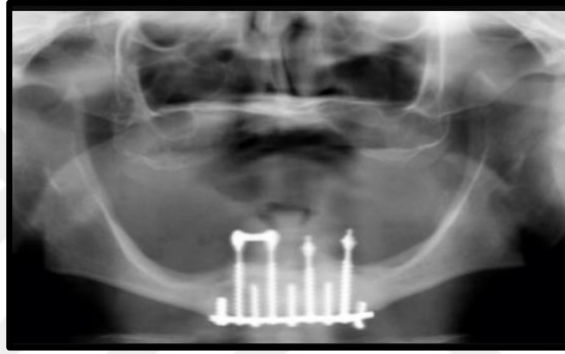
2.4.5.3. İnamukozal İmplantlar

Periost kaldırılmadan periost ve mukoza arasına yerleştirilen tasarımları subperiosteal implanta benzeyen implantlardır. Periost korunduğu için kemiğin

beslenmesi bozulmaz fakat metal iskelet etrafında yumuşak doku ile iyileşme olduğundan başarısızlık ihtimali yüksektir (Evasic, 1983; Mitchell, 2015).

2.4.5.4. Transmandibular İmplantlar

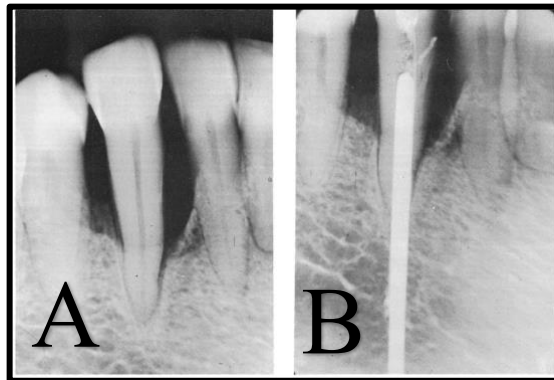
İleri derecede atrofiye uğramış, daha önce endosseoz veya subperiosteal implantla rehabilitasyonu başarısız olmuş, kırık veya patolojik nedenlerle rezeksiyon yapılmış mandibulaya ekstraoral yaklaşımla cerrahi olarak yerleştirilen implantlardır. Dr. Hans Bosker tarafından 1970'lerin ortasında kemik rekonstrüksiyon operasyonları yapılmadan 12 mm'den az kemik yüksekliği olan mandibulaya uygulanmak üzere tasarlanmıştır(Sadid-Zadeh vd., 2018).



Şekil 2.10. Transmandibular İmplant'ın Panoramik Radyografi Görüntüsü(Sadid-Zadeh vd., 2018).

2.4.5.5. Endodontik İmplantlar

Krom-kobalt veya paslanmaz çelikten üretilerek periodontal olarak etkilenmiş vital dişlerde apeksin ötesine uzanan implantlardır.(Frank, 1967)



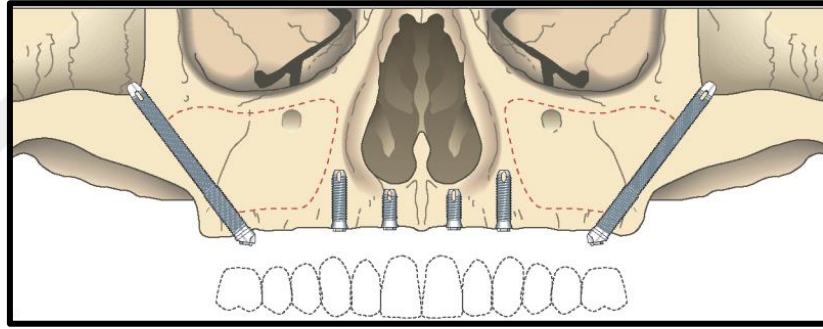
Şekil 2.11. A.Aşırı derecede mobil sol kanin diş B. Endodontik implant uygulanmış 18.ay kontrolü(Frank, 1967).

2.5. Pterygoid ve Zigomatik İmplantlar

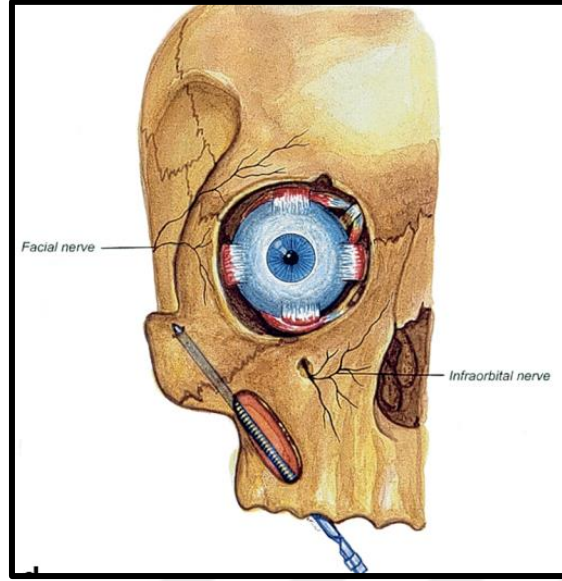
2.5.1. Zigomatik implantlar

Zigomatik dental implantlar 1988 yılında Branemark tarafından tanıtıldığında tümör rezeksiyonu, travma, konjenital defektler nedeniyle başvuran hastaların rehabilitasyonunu amaçlıyordu. Zigomatik implantlar zamanla ileri derecede atrofiye uğramış maksillanın rehabilitasyonu amacıyla kullanılmaya başlandı. Çünkü greftleme teknikleri, sinüs tabanı yükseltilmesi, Lefort-I osteotomisiyle apozisyonel greftleme teknikleri postoperatif komplikasyon risklerini barındıran iki aşamalı cerrahi prosedürler içeriyordu(Muñoz vd., 2021)

Branemark tarafından tanımlanmış teknikte sinüsü geçen 2 zigoma implant ve buna ek olarak anterior bölgeye yerleştirilen 2 ila 4 dental implantın birbirine bağlanmasını içeriyordu(Branemark vd., 2004).

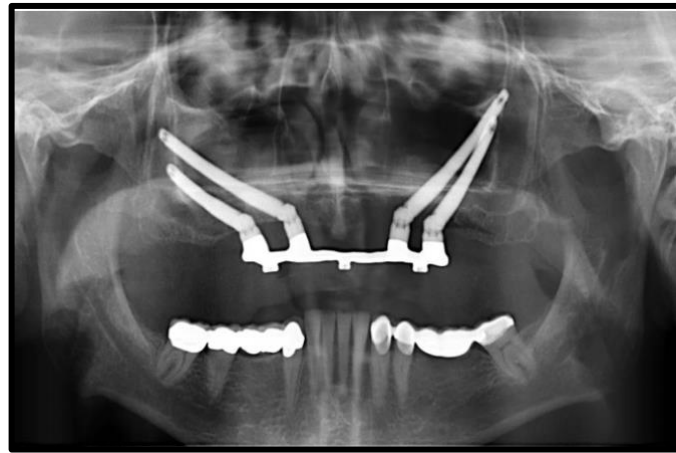


Şekil 2.12. Branemark tarafından tanımlanmış zigomatik ve dental implant konsepti



Şekil 2.13. Zigomatik implantın Branemark tarafından tanımlanmış yerleşimi(Brånemark vd., 2004).

Ön ve arka bölgede dental implant yerleştirilecek herhangi bir alan olmadığı durumlar için her bir zigomatik kemiğe 2’şer adet implantın yerleştirildiği Quad Zigoma konsepti tanımlanmıştır. Bu konsept implantların zigomatik kemikten aldığı ankraj sayesinde ameliyat sonrasında fonksiyonel proteze olanak tanır. Günümüze gelene kadar zigomatik implant cerrahisi ve yükleme protokollerinde çok sayıda olumlu değişiklik olmuştur(Davó & David, 2019).



Şekil 2.14. Quad zigoma konseptiyle rehabilite edilmiş atrofik maksilla radyografik görüntüsü (Davó & David, 2019).

2.5.1.1. Zigomatik İmplant Cerrahi Tekniği

İntravenöz sedasyon veya genel anestezi altında operasyon planlanır. Hemostaz ve intraoperatif analjeziyi artırmak için lokal infiltratif anestezi yapılır. Alveolar sırtta palatal-krestel insizyon birinci molardan karşı taraf birinci molara kadar uzanacak şekilde yapılır ve distal bölgelerden verikal rahatlatıcı insizyon yapılır. Mukuperiosteal flep kaldırılarak apertura piriformis, zigomatik buttress, infraorbital foramen, malar kemik, insizyona komşu palatal kemik açığa çıkarılır. Diseksiyon esnasında infraorbital nörovasküler yapılar başta olmak üzere anatomik yapılar korunmalıdır.

Maksiller sinüs membranını sinüsün lateral duvarından ve zigomatik kemiğın iç korteksinden diseke etmek için maksilla lateral duvarına ortalama 0,5 × 1,5 ila 2 cm boyutlarında bir osteotomi yapılır. Bu sayede zigomatik kemiğın iç korteksine erişim sağlanmış olur.

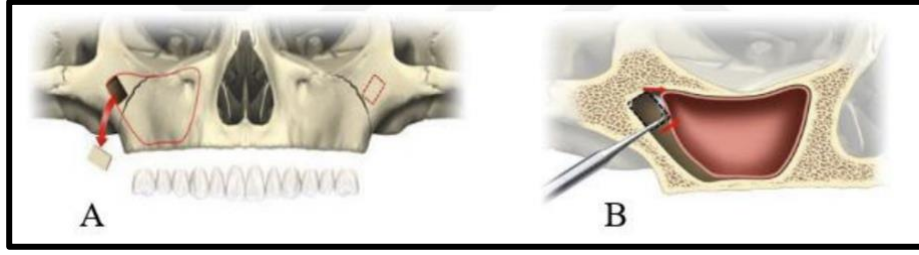
Osteotomi hazırlığına geçilmeden frontozigomatik çentiğē bir rekraktör yerleştirilerek malar kemiğın daha iyi görölmesi sağlanır. Ekstraoral olarak malar kemik palpe edilerek bol irrigasyonla osteotomiler yapılır. Ardından implant uygun ankrajı alacak şekilde yerleştirilir.(Davó & David, 2019).

2.5.1.2. Zigomatik İmplant Cerrahisinin Literatürde Bildirilmiş Teknikleri

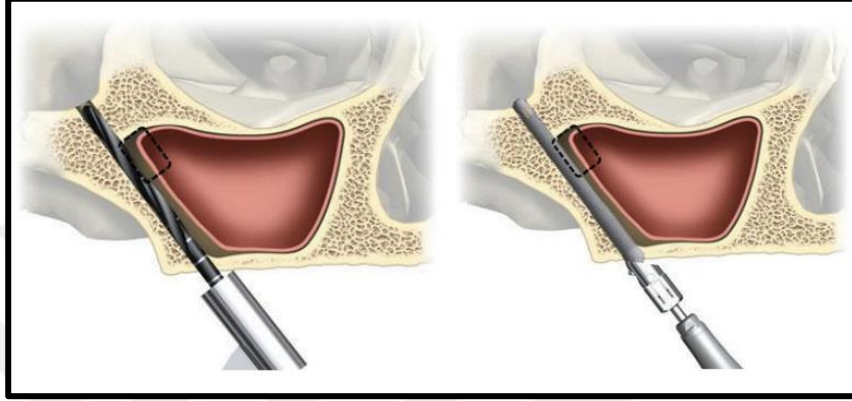
Literatürde zigomatik implant cerrahisinde farklı teknikler tanımlanmıştır. Cerrahi bölgeyi açığa çıkarma konusunda farklılık gözlenmezken implant ile sinüs membranı, sinüs boşluğu ve maksillanın lateral duvarındaki ilişki birbirinden farklılık gösterebilmektedir. Bu yaklaşımlar bildirilen implant yüksek sağkalım oranlarını düşürmeden olası sinüs komplikasyonlarını en aza indirmek amacıyla geliştirilmiştir(Davó & David, 2019).

- **İntrasinüs Tekniği**

Lateral antrostomi penceresi açılarak sinüs çatısının doğrudan görölmesi sağlanır. İmplant maksiller sinüs içinden geçer ve protetik yapı alveol kretin palatinalinde bulunur(Brånemark vd., 2004).



Şekil 2.15. A.Sinüs lateral duvarının kaldırılması B. Sinüs membranının elevasyonu



Şekil 2.16. Drillerin kullanılması ve zigomatik implantın yerleştirilmesi

- **Sinüs Slot Tekniği**

Protez platformu kret tepesine daha yakın olacak şekilde zigomatik butressten implant yuvası açılır. Sinüs içerisine invazyon minimum seviyededir(Stella ve Warner 2000).

- **Ekstrasinüs Tekniği**

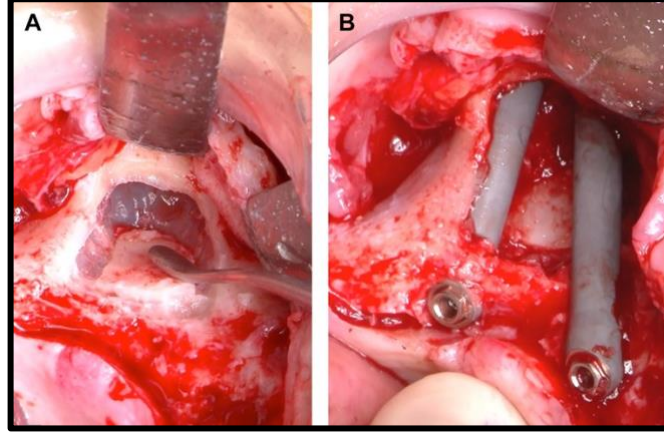
Maksiller antrostomi yapılmadan bukkale doğru alveol kretin tepesine yakın sinüsün lateral duvarının dış yönü boyunca, kemiğin dış süngerimsi tabakasını aşarak, zigomatik kemiğin lateral kısmına ulaşan drilleme yapılır(Migliorança vd., 2011).

- **Ekstramaksiller Teknik**

Bu teknikte maksilladan herhangi bir ankraj alınmadan sadece zigomatik kemikten ankraj alınır. Malo ve ark. tarafından 2008 yılında tanımlanmış bu teknikte koronal 2/3'lük kısmı yivsiz implantlar kullanılmaktadır(Maló vd., 2008).

- **Extended Sinus Lift**

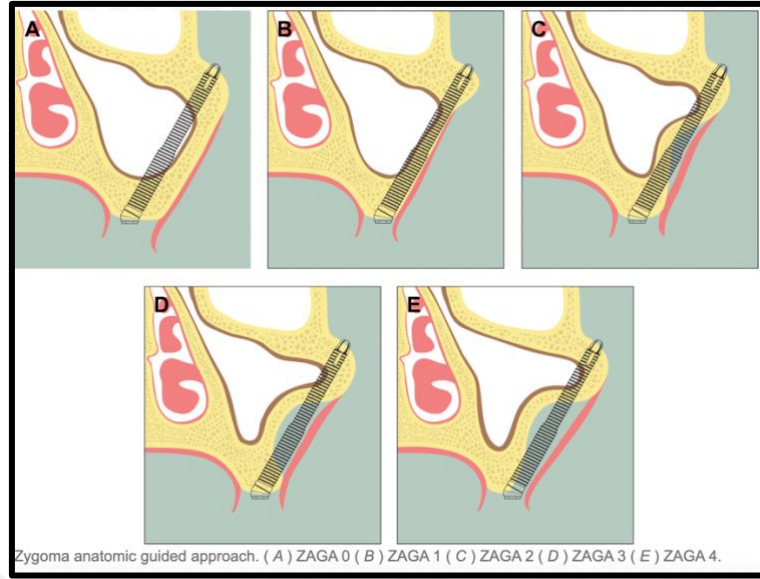
Maksiller sinüzit riskini ortadan kaldırmak için 2010 yılında Chow ve ark. tarafından önerilmiştir. Bu teknikte sinüs membranı ile zigomatik implant arasındaki kemik, yeni kemik oluşumunu teşvik ederek implant stabilitesini artırır(Chow vd. 2010).



Şekil 2.17. A. Sinüs mebranınin mediale itilmesi B. Extended sinüs lift tekniği ile yerleştirilmiş zigomatik implantlar(Davó & David, 2019).

2.5.1.3. Zigoma Anatomisi Rehberli Yaklaşım

2011 yılında Aparicio tarafından implant yolunun zigomatik destek ve alveoler kret kompleksinin kemik anatomisine göre yönlendirilmesi gerektirdiği bir sınıflama hazırlanmıştır(Aparicio 2011).



Şekil 2.18. Zigoma Anatomisi Rehberliğinde Yaklaşımın Şematize Edilmiş Görüntüsü A. ZAGA 0 B. ZAGA 1 C. ZAGA 2 D. ZAGA 3 E. ZAGA 4(Davó & David, 2019).

Aparacio tarafından yapılan sınıflandırma şu şekildedir ve bu sınıflamaya göre zigomatik implant yerleştirme tekniğinin seçilmesini önermiştir:

ZAGA 0 ön maksiller duvar düz, maksiller yatay boyut korunmuştur

ZAGA 1 hafif içbükey duvar, yatay boyut korunmuştur

ZAGA 2 içbükey duvar, yatay boyut korunmuş

ZAGA 3 çok içbükey duvar, yatay boyut korunmuş

ZAGA 4 aşırı dikey ve yatay atrofi, yatay boyut korunmamıştır

2.5.1.4. Zigomatik İmplant Endikasyonları

Tümör rezeksiyonu, travma, konjenital defektler ve ileri derecede atrofiye uğramış maksillanın rehabilitasyonu için başvuran hastalarda endikedir(Muñoz vd. 2021).

2.5.1.5. Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları

- Kötü ağız hijyeni
- Tedavi edilmemiş periodontal hastalık
- İmplant yerleştirilmesi planlanan bölgede akut/kronik enfeksiyon veya inflamasyon varlığı

- Akut maksiller sinüzit veya osteomeatal kompleks obstrüksiyonu olan kronik maksiller sinüzit
- Anormal zigomatik kemik
- 30 mm'den az kısıtlı ağız açıklığı
- İmplant cerrahisine yönelik genel kontrendikasyonlar
- 70 Gy'den fazla baş-boyun bölgesine radyasyon almış hastalar
- İmmünsüpresif hastalar
- IV bifosfanat kullanımı
- Kontrolsüz diyabet
- Hamile/emziren kadınlar
- Alkol/uyuşturucu bağımlılığı(Davó & David, 2019).

2.5.1.6. Zigomatik İmplantların Avantajları

- Zigomatik implantların operasyon süresi greftleme prosedürlerine göre daha kısadır.
- Hastanın protezinin anında yüklenmesine olanak tanır.
- Hastalardan otojen greft alınmasına ihtiyaç duyulmadığı için morbidite azalmıştır. Total ark sabit restorasyonlara göre daha az sayıda implant ile protez uygulamaya fırsat vermektedirler.
- Greft materyallerine gerek olmadığından maliyeti ogmentasyon işlemlerinden daha düşüktür.

2.5.1.7.Zigomatik İmplantların Dezavantajları

- Deneyimli cerrah tarafından yapılma gerekliliği
- Ciddi komplikasyon risklerinin bulunması
- Zigomatik implantların başarısız olması durumunda sökümünün ve yerine yeniden uygulanmasının zor olması(Pham vd., 2004; Sartori vd., 2012).

2.5.1.8. Zigomatik İmplant Komplikasyonları

- **Orbita Boşluğuna Penetrasyon**

Özellikle dörtlü zigoma yaparken yeterli eğitim almamış cerrahlar veya zigomatik kemik yüksekliği 1.8-2 mm'den az olduğu durumlarda orbita boşluğu veya çevreleyen kaslarda hasar meydana gelebilir(Davó & Pons, 2015).

Bu komplikasyondan korunmak için iyi bir planlama ve anatomiye hakimiyet çok önemlidir. Ayrıca preoperatif olarak hastanın bilgisayarlı tomografiden 3 boyutlu modeli hazırlanıp cerrahi prova yapmak faydalıdır(Dawood & Kalavresos, 2017).

- **Peri-implant Mukoziti, Peri-implantitis, Bukkal/Labial Peri-İmplant Dokunun Geri Çekilmesi**

Bu komplikasyon seçilen implant yerleştirme tekniğine göre oluşabilmektedir. Özellikle ekstramaksiller teknikte implantın etrafının dişeti altında olduğu durumlarda yumuşak doku kalınlığını artırmak için bukkal yağ pedinin kullanımı önerilmektedir. Ayrıca 2/3 lük kısmı yiv içermeyen parlak yüzeyli implantların kullanımı uygundur(Davó & David, 2019).

- **İmplant Apeksinde Enfeksiyon**

Zigomatik kemiğin lateralinde ekstraoral şişlik olması zigomatik kemikte enfeksiyon olduğunu gösterir. Bu duruma kutanöz fistül eşlik edebilir. Sistemik antibiyotiklerin kullanılması, bölgenin debridmanı sağlanması veya implant apeksinin kemikle aynı seviyede olacak şekilde rezeke edilmesiyle tedavi edilebilir.

Bu komplikasyondan korunmak için cerrahi saha kontaminasyonunu önleyecek asepsi/antisepsi kurallarına uyulmalı, implant apeksi zigomatik kemiğin dış korteksinin ötesine çok fazla uzanmamalıdır ve bölge kapatılmadan irriga edilmelidir(Davó ve David 2019).

- **Sinüzit**

Zigomatik implantlarda en sık görülen komplikasyondur. İmplantın sökülmesini gerektirmez. Antibiyotikler ile çözülemediği takdirde fonksiyonel endoskopik cerrahi ile sinüs temizlenir ve osteometal açıklık sağlanır(Davó ve David 2019).

- **Oro-antral ilişki**

Alveol kretin çok ince olduğu veya neredeyse olmadığı durumlarda kemik kaybı nedeniyle oluşabilmektedir. Kesin çözümü konusunda fikir birliği olmasa da bukkal yağ pedinin kullanımı bildirilmiştir(de Moraes 2012).

- **Parestezi/dizestezi**

İnfracorbital sinir, zigomatikofasiyal sinirin etkilenmesine bağlı olarak sinirin dağılım gösterdiği bölgelerde geçici veya kalıcı duysal değişiklikler oluşabilir. Cerrahi sırasında anatomik yapılar tanımlanıp korunduğu takdirde bu komplikasyonun yaşanma ihtimali en aza iner(Davó & David, 2019).

- **Zigomatik İmplantın Kırılması**

Nadir olarak görülen komplikasyon genelde zigomatik implantın biyomekanik şartları karşılayacak şekilde konumlandırılmaması nedeniyle karşılaşılabılır(Davó ve David 2019).

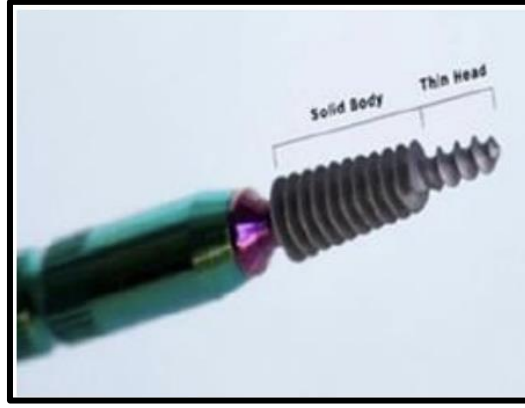
- **Protez Komplikasyonları**

Transepitelyal dayanaklar gevşeyebilir; protez sabitleme vidaları gevşeyebilir; protez dişler veya protez yapısı kırılabilir(Davó ve David 2019).

2.5.2. Pterygoid implantlar

Posterior maksiller bölgede dental implantların yerleştirilmesi, kemiğin tipik olarak düşük yoğunluklu trabeküler kemik ve ince kortikal kemik ile karakterize olduğu bir bölge olması nedeniyle çok fazla tartışma konusu olmuştur. Bu özelliklerin implant başarısızlığı riskini artırdığı gösterilmiştir(Chrcanovic vd., 2017).

Kapsamlı kemik grefti prosedürlerinin gerekliliğini ortadan kaldırmak amacıyla, zigomatik implantlar veya dental implantlarla beraber kullanılabilecek pterygoid implantlar 1992 yılında Tulasne tarafından tanıtılmıştır. Maksiller tüberositeden palatinal kemiğin piramidal çıkıntısını geçip sphenoid kemiğin pterygoid çıkıntısına uzanan, pterygomaksiller bölgeye açılı yerleştirilen 13-20 mm uzunluğunda implantlardır(Tulasne, 1989). 3.75-4 mm çapında olan pterygoid implantlar horizontal düzlemle 45°-50° açıyla yerleştirilir(Mary Crispin vd., 2021).

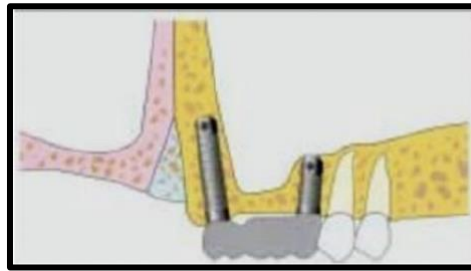


Şekil 2.19. Pterygoid implantın makro yapısı

2.5.2.1. Pterygoid İmplantların Reiser 'in Anatomik Lokasyona Göre Sınıflaması

- **Tüberosite**

Tüberositenin anatomik yapısının bu tür bir müdahaleye elverişli olduğu durumlarda, bu anatomik yapıyla sınırlı kalmak koşuluyla uzun bir implant yerleştirilmesi düşünülebilir. Yeri radyografik görüntüleme ile belirlenen maksiller sinüsün arka duvarını delmekten kaçınmak için dikkatli olmak zorunludur. Tüberosite içindeki kemik kalitesi tipik olarak suboptimaldir; bu nedenle, bu yapının boyutları uygunsa, geniş çaplı implantlar kullanılmalıdır. Geniş çaplı implant, tüberositenin daha büyük bir hacmini doldurur ve bu yapının iç kemigini implant ile kortikal kemik plakaları arasında yoğunlaştırıp sıkıştırarak osteotom benzeri bir etki sağlayabilir(Reiser vd., 1998).

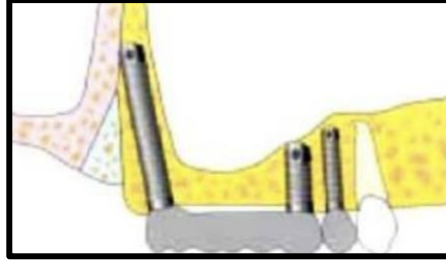


Şekil 2.20. Tüberosite implantın şematize edilmiş görüntüsü

- **Tüberosite/Pterygoid Çıkıntı**

Tüberositenin boyutlarının bir implantın yerleştirilmesi için yetersiz olduğu düşünülen durumlarda, sinüsün arka duvarının açısı radyografik olarak belirlenir. Açı şiddetli değilse ve tüberosite yeterli krestal boyutlar sağlıyorsa, tüberositeden başlayıp

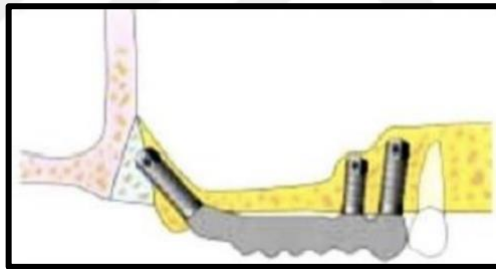
sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısında apikal olarak sonlanacak şekilde yeterli uzunlukta bir implant yerleştirilebilir(Reiser vd., 1998).



Şekil 2.21. Tüberosite ve pterygoid çıkıntıya ulaşan implantın şematize edilmiş görüntüsü

- **Tüberosite/Piramidal Çıkıntı**

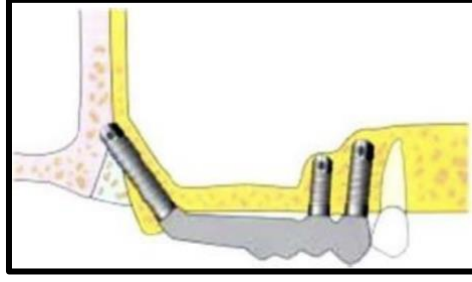
Maksiller sinüsün posterior duvarında abartılı açılanma sergileyen hastalar için, yeterli uzunlukta bir implantın yerleştirilmesi potansiyel bir çözümdür. Bu yaklaşım, implantın tüberositede başlatılmasını ve daha sonra palatin kemiği içindeki piramidal plakanın tepesinde sonlandırılmasını gerektirir(Reiser vd., 1998).



Şekil 2.22. Tüberosite ve piramidal çıkıntıya ulaşan implantın şematize edilmiş görüntüsü

- **Tüber/Piramidal Çıkıntı/Pterygoid Çıkıntı**

Bazı durumlarda, sinüsün arka duvarının açısı bir twist drill angulasyonunu kolaylaştırabilir ve böylece implantın apeksini palatin kemiğin piramidal çıkıntısı ile sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısının birleştiği noktaya yerleştirebilir. Konumlandırılan implant sonuç olarak bu bölgeyi oluşturan üç kemik segmentini de içerecektir(Reiser vd., 1998).



Şekil 2.23. Tüberositei piramidal ve pterygoid çıkıntıya ulaşan implantın şematize edilmiş görüntüsü

2.5.2.2. Pterygoid İmplant Endikasyonları

- Kısmi dişsizlik durumlarında
- Maksillektomi sonrası oluşan defektlerin rehabilitasyonu
- Özellikle dört implant ile maksillanın tam ark protetik rehabilitasyonunda kuvvet dağılımının sağlanamadığı durumlarda(Mary Crispin vd., 2021).

2.5.2.3. Pterygoid İmplant Kontrendikasyonları

- Maksiller tüberositenin olmadığı, trismus veya azalmış ağız açıklığı olan hastalar
- 3.molar diş nedeniyle pterygomaksiller bölgeye erişimin engellendiği durumlarda (Mary Crispin vd., 2021).

2.5.2.4. Pterygoid İmplantların Avantajları

- Yüksek başarı oranı
- Kemik grefti gerektirmemesi
- İmmediat yükleme imkânı sağlaması
- Düşük maliyetli
- Maksiller sinüsün korunması
- Distal kantileverı ortadan kaldırması
- Daha az invaziv
- Bukkal koridoru geniş olan hastalarda karanlık alanları ortadan kaldırması(Mary Crispin vd., 2021).

2.5.2.5.Pterygoid İmplantların Dezavantajları

- Konvansiyonel dental implantlara kıyasla öğrenmesi daha karmaşıktır.
- Cerrahlar için erişim güçlüğü ve görüş zorluğu vardır.

- Maksiller arter zedelenebilir.
- Pteriyomaksiller fossaya girilip ciddi yaralanmalar meydana gelebilir(Tulasne, 1989).

2.5.2.6. Cerrahi Teknik

Maksiller posterior bölgeye pteriyoid implant cerrahisi amacıyla lokal anestezi uygulanmasının ardından tüberositenin arka sınırına ulaşan tam kalınlıkta flep kaldırılır. Kemik pensi veya döner aletlerle implantın yerleştirileceği bir plato ve vidalı protez için alan oluşturmak amacıyla kemik redüksiyonu yapılır. Tüberositenin anatomisi ve sinüsün göreceli pozisyonu başlangıç drili için referans olarak kullanılabilir. Yerleştirilecek alanın bitişine direk görüş olmadığından cerrahın deneyimi önemlidir. Primer stabilizeyi artırmak amacıyla standart implant cerrahisinden farklı bir prosedür uygulanır. Bu amaçla, osseodensifikasyon, bikortikalizasyon ve yerleştirilmesi planlanan implanttan daha dar bir implant yuvası hazırlığı yapılır.

Başlangıç drili pteriyoid proçese ulaşana kadar bukopalatal ve medial-distal açılanma gösterecek şekilde ve saat yönünde kullanılarak bikortikalizasyon sağlanır. Pilot drilinin ardından Densah Bur osseodensifikasyon drilleri (Versah, Jackson, MI, ABD) tüberositenin kemik yoğunluğunu artırmak amacıyla saat yönünün tersinde kullanılır. 50 N/cm veya daha yüksek torkla yerleştirilen implantlara açılı multi unit abutment takılır. Cerrahi sahanın primer kapatılmasının ardından ameliyat öncesi hareketli protez geçici amaçla modifiye edilerek hastanın dişsiz geçireceği süreç azaltılabilir(Nunes de Sousa & Leitão de Almeida, 2020).

2.5.2.7. Pteriyoid İmplant Komplikasyonları

Pteriyoid implant komplikasyonları, intraoperatif kanama, palatin sinir hipoestezisi, implantın çıkarılmasına neden olan ağrı, pteriyoid çıkıntı dışına yapılan drilleme prosedürü nedeniyle implantın kaybı olarak sıralanabilir(Mary Crispin vd., 2021).

Cerrahların greater palatinal kanal ile pteriyoid implantlar arasında 2 mm'lik bir güvenlik boşluğu sağlaması gerekir. Muhtemelen intraoperatif kanama pteriyoid çıkıntıya bir dental implant yerleştirilmesi sırasında medial veya lateral pteriyoid

kaslarının hasar görmesine bağlanabilir. Bu kanama lokal hemostaz önlemleri ve implant yerleştirme yoluyla kolayca durdurulabilir(Taniguchi vd., 2024).

2.6. Biyomekanik Kavramlar

2.6.1. Kuvvet

Nesnelerin şekillerini ve hareket durumunu doğrultu yön ve şiddet gibi vektörel özelliklerle değiştiren etkiye kuvvet denir. Birimi “Newton (N)” dur.

Kuvvet terimi iç ve dış kuvvet olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir;

Diğer nesnelerin yapmış olduğu etkiye dış kuvvet denir. İç kuvvet ise nesnenin varsayılan çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetidir(Küçük Kurt, 2019).

2.6.2. Gerilme(Stress)

Nesnelerin uygulanan kuvvete karşı koyduğu iç reaksiyon, uygulanan kuvvete eşit büyüklükte ve ters yönde olması gerilme(stress) olarak tanımlanır. Stress birimi olan Pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} / \text{m}^2$)’ı kuvvet biriminin alan birimine bölünmesiyle elde edilir(Akbaş vd., 2021).

2.6.3. Gerilme Tipleri

- **Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress)**

Zıt yönde fakat aynı doğrultuda uygulanan iki kuvvetin cisimde sıkıştırma ve kısaltma oluşturan gerilmedir(Akbaş vd., 2021).



Şekil 2.24. Sıkışma gerilmesinin şematize edilmiş görüntüsü

- **Çekme Gerilmesi (Tension stress)**

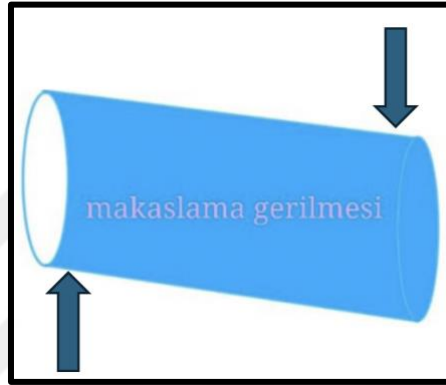
Cisimlerde germe ve esnetme oluşturan farklı yönde fakat aynı doğrultuda iki kuvvetin oluşturduğu gerilmedir(Akbaş vd., 2021).



Şekil 2.25. Çekme gerilmesinin şematize edilmiş görüntüsü

- **Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress)**

Nesneye uygulanan kuvvetler farklı düzlemde ve yönde paralel şekildedir. Etkilediği bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlayan gerilmedir(Akbaş vd., 2021).



Şekil 2.26. Makaslama gerilmesinin şematize edilmiş görüntüsü

2.6.4. Asal Gerilme(Principal Stres)

Kemik gibi kırılğan cisimlerde yararlanılan asal gerilim değerleri üç boyutlu elemanlarda kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda elde edilir.

En yüksek gerilme stresi pozitif bir değer olan maksimum asal gerilimi(P_{max}) ifade ederken, en yüksek sıkışma gerilimi negatif bir değer olan minimum asal gerilimi(P_{min}) ifade eder. Mutlak değeri daha büyük olan değer hangi stres tipinin etkisi altında olduğunu gösterir(Küçükkurt, 2019).

2.6.5. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

Esneyebilir materyallerde şekil değişikliğinin başladığı ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılan bir değerdir. İki veya üç boyutta meydana gelen gerilmeleri bir araya getirerek, bir eksende yüklenmiş olan cismin gerilme dayanımını verir. Analizlerde değerleri göstermek amacıyla renk yelpazesi kullanılır(Küçükkurt, 2019).

2.6.6. Gerinim(Strain)

Kuvvetin etkisiyle bir nesnede meydana gelen boyutundaki değişimin nesnenin orijinal boyuna oranına gerinim denir. (“Gerinim = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut”)(Akbaş vd., 2021).

2.6.7. Elastisite Modülü(Young Modülü)

Gerilme-gerinim oranının hesaplanmasıyla elastik aralık dahilinde malzemelerin sertliği elastisite modülü olarak tanımlanır. Gerilme-gerinim eğrisinin doğrusal bölümünün eğiminden elde edilen sonuç da elastisite modülünü tanımlar(Heary vd., 2017).

2.6.8. Poisson Oranı

Bir cismin enindeki uzamanın, boyundaki uzamaya oranı poisson oranı olarak adlandırılır. İki gerinim değerinin oranı olması nedeniyle birimsiz bir değerdir(Akbaş vd., 2021).

2.6.9. Hook Kanunu

Belirli stress sınırlarında cisimlerin davranışlarını, gerilme-gerinim arasındaki doğrusal ilişki çerçevesinde kabul eden yasadır. Bu yasaya göre, rijit malzemeler yüksek elastisite modülüne, esnek malzemeler düşük elastisite modülüne sahiptirler(Akbaş vd., 2021).

2.6.10. Homojen Cisim

Materyalin her noktasında elastik özellikleri aynı olan cisimlere denir(Caputo ve Standlee, 1987).

2.6.11. İzotropik ve Anizotropik Cisim

Cisimlere farklı yönlerde uygulanan kuvvet sonucu aynı elastik özellikler gösteren cisimlere izotropik cisim denir. Anizotropik cisimler ise farklı yönlerden gelen kuvvetler altında farklı elastik özellikler gösteren cisimlere denir(Rodgers ve Cavanagh, 1984).

2.7.Stress Analiz Yöntemleri

Nesnelerin maruz kaldıkları yük sonucunda oluşabilecek gerilmeleri, gerilmelerin yoğunlaştığı alanları görmek ve nesnelerin ideal olabilecek şekillerini

belirlemek için stress analiz yöntemleri kullanılır. Canlı doku ve organlarda stress analizi yapmak çoğu zaman imkansız olduğu için canlı doku veya organın bir modeli üzerinde stres analiz yöntemleri uygulanır. Bu yöntemler;

- Kırılabilir vernikle kaplama tekniği,
- Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi,
- Termografik gerilme analiz yöntemi,
- Gerilim ölçer kullanarak gerilme analiz yöntemi,
- Lazer ışını ile gerilme analiz yöntemi ve
- Bilgisayarda sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi (İlgün vd., 2004).

2.7.1. Sonlu Elemanlar Stress Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel olayların analizi ve simülasyonu için kullanılan sayısal bir tekniktir. Ürün tasarımı alanında yaygın bir uygulamadır ve fiziksel prototipler ve deneyler için gerekliliği en aza indirmeye ve böylece ürün geliştirmenin verimliliğini ve maliyet etkinliğini artırmak için bileşenleri optimize etmeye hizmet eder. Sonlu elemanlar yöntemi, yapısal ve akışkan davranışı, mekanik stres, termal taşıma, dalga yayılımı ve biyolojik hücrelerin büyümesi de dahil olmak üzere çok çeşitli fiziksel olayları anlamak ve ölçmek için matematiksel modeller kullanır(Stein, 2014).

Sonlu elemanlar stress analizi ilk olarak mühendislik alanında kullanılmıştır. Tekrarlanabilir olması ve sayısal metodolojisi dış, implant ve kemik gibi yapıların modellenmesi sayesinde diş hekimliği alanında popüler olarak kullanılan bir yöntemdir(Özyürek vd., 2024).

Bilgisayar sistemlerinin ilerlemesiyle beraber karmaşık bir yapıda olan yüz sert ve yumuşak dokuları, osteosentez materyalleri, implant parçaları ve farklı biyolojik, sentetik kemik biyometaryelleri sonlu elemanlar analizi kullanılarak mekanik özellikleri daha doğru, tekrarlanabilir, güvenli ve uygun maliyetle test edilebilmektedir. Hastalara uygulanmadan önce test edilmesi sağlanan materyaller uygun olmayan seçim ve konumlandırmadan kaynaklanabilecek sorunların önüne geçilmiş olur(Lisiak-Myszkę vd., 2020).

SESA'nın üç aşaması bulunur.

1. Hazırlık (Pre-proccesing) Safhası
2. Çözüm (Analiz) Safhası
3. İşlem Sonu Düzenleme (Post-processing) Safhası(Küçükkurt, 2019)

Hızlı veri iletişimi ve işlem gücüne sahip bilgisayarlarda, bilgisayar destekli tasarım yazılım programları ile üzerinde analiz çalışması yapılacak olan dokunun iki veya üç boyutlu modeli hazırlanır. Belirli sayıda parçalara ayrılan modelin her bir parçasına eleman, elemanların birleşim yerlerine düğüm noktası adı verilir. Young modülü ve poisson oranı gibi materyal özellikleri modele atanır. Sınır koşulları ve yükleme miktarı belirlenir. Modelin elemanlarının ayrıştırılmasıyla birlikte ağ(mesh) yapı elde edilir(Gümrükçü & Kurt, 2019).

Düğüm noktaları bilinmeyen cinsinden tanımlanır. Elemanlar birleştirilerek cebirsel bir denklem oluşturulur. Denklemlerin çözümünde gerçeğe en yakın değerleri bulmak amaçlanır(Gümrükçü & Kurt, 2019).

Denklemlerin analiziyle düğüm noktası değerlerine ulaşılması için her eleman için ayrı denklem oluşturulur. Analizlerin yapılmasıyla beraber farklı değişkenlere ait veriler elde edilebilir. Elde edilebilecek veriler yer değiştirme değerleri (displacements), asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stress), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stress) dir.

Elde edilen sonuçlar analiz edilip yorumlanır. Birbirine düğüm noktaları ile bağlı olan elemanların birinde oluşan fiziksel değişimler diğer elemanlara da yansır. Bu sayede elde edilen sonuçların analiziyle tüm model hakkında fikir edinilir. Analizlerden elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde kırılma maddelerinde asal gerilim (principal stresses) değerleri, Von Misses stres (equivalent stresses) değerleri çekilebilir maddeler olan metaller için kullanılabilir(Gümrükçü & Kurt, 2019).

2.7.1.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları

- Karmaşık geometrik biçimdeki nesnelerde güvenle kullanılabilir.
- Kuvvet uygulanması sonucu nesnenin herhangi bir bölgesinde oluşan stressler ayrı ayrı ölçülebilir.

- Farklı malzemelerden elde edilen veya zamanla özellikleri değişen nesneler kolay bir şekilde değerlendirilebilir.
- Kolaylıkla sınır şartları uygulanır.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.
- Çok yönlü ve esnek bir sistem olması sayesinde etkili bir şekilde karmaşık yapılarda, sürekli ortam, saha problemlerinde, diğer problemlerde neden-sonuç ilişkilerini hesaplamak için kullanılabilir. Analitik ve deneysel yöntemlerden daha kesin sonuç verir.
- Girişimsel olmayan bir yöntemdir.
- Kolaylıkla ve defalarca gerekli görüldüğü takdirde tekrarlanabilir.
- Doğru değerler kullanıldığında modeller gerçeğe çok yakın olarak elde edilebilir(Küçükkurt, 2019).

2.7.1.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları

- Yazılımlar her kullanıcı tarafından ayrı lisansla kullanıldığından maliyeti yüksektir.
- Yazılımların kullanımı için özel bir eğitim veya bu alanda uzman kişilerden destek almak gerekebilir.
- Yazılımların kullanılacağı bilgisayarların donanımlarının iyi olması gereklidir bu yüzden maliyetli bir analizdir.
- Sıklıkla gelen yazılım güncellemeleri takip edilmediği takdirde sağlıklı sonuçlar alınamayabilir.
- Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir(Küçükkurt, 2019).

3.GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Ordu Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilimdalı ve Ay Tasarım Limited Şirketi iş birliği ile yürütülmüş olup Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından sağlanan B-2430 proje numarası ile finanse edilmiştir.

Çalışmamızın amacı zigomatik ve pterygoid implantların atrofik çenelerde uygulanması sonucu çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturmuş olduğu von mises streslerini ve implantların uygulanmış olduğu çevre kemik dokuda meydana gelen maksimum asal stress(gerilme), minimum asal stress(gerilme) ve dağılımları değerlendirmektir.

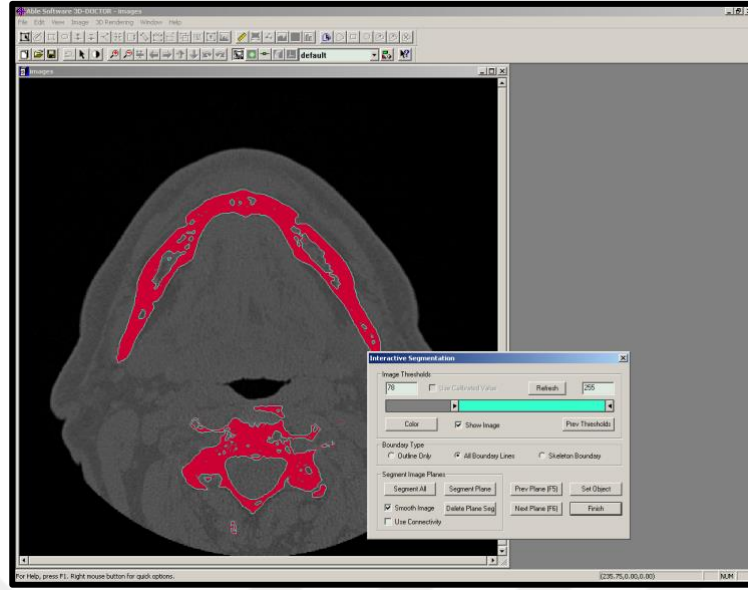
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 32 GB RAM donanımlı ve Windows 11 işletim sistemi olan bilgisayarda 3 boyutlu ağ yapı düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi gerçekleştirilmiştir.

Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Blender (Blender Foundation, Buikslotermeerplein 161 1025 ET Amsterdam, the Netherlands) 3 boyutlu modelleme yazılımından, ve Fusion 360 (One Market, Ste. 400 San Francisco, CA 94105) analiz programından yararlanılmıştır.

Açık erişime sahip Visible Human Project(US National Library of Medicine)’ten 59 yaşındaki kadın bireyin orta yüz bölgesinin tomografi verileri Ay tasarım Ltd. Şti. tarafından düzenlenerek geometrik model oluşturulmuştur. Tomografi verileri 0.2 mm’lik kesit kalınlığında rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına alındı.

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



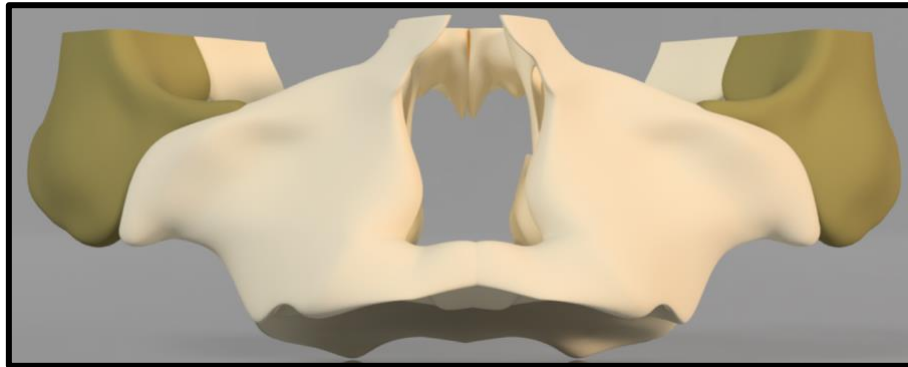
Şekil 3.1. Tomografi görüntülerinin 3D-Doctor yazılımında ayrıştırılması

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı.

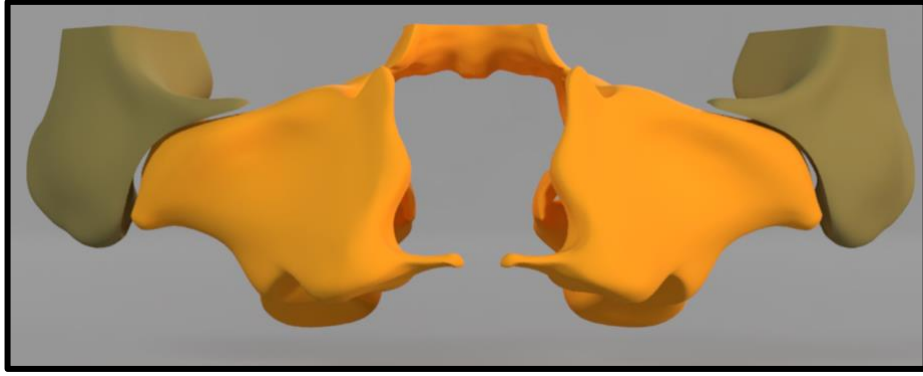
3.2. Maksilla ve Zigomanın Modellenmesi

3D-Doctor yazılımında yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

3D-Doctor yazılımında hazırlanan anatomik 3D modeller, Blender yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için Autodesk Fusion 360 yazılımına aktarılmıştır.



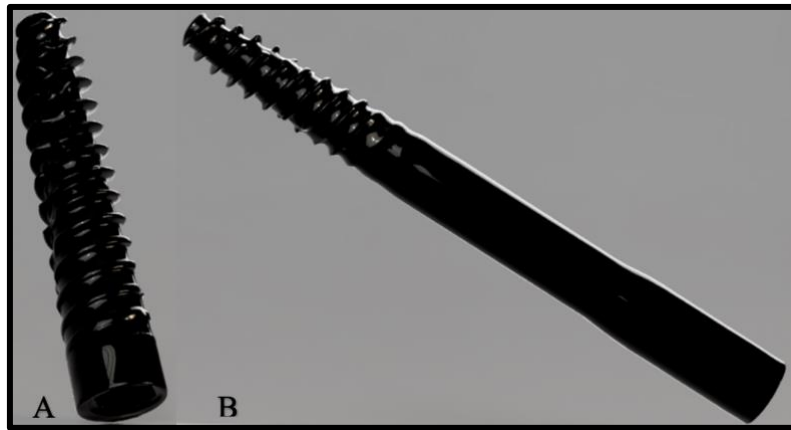
Şekil 3.2. Maksilla ve zigomatik kemiğin kortikal kemik modeli



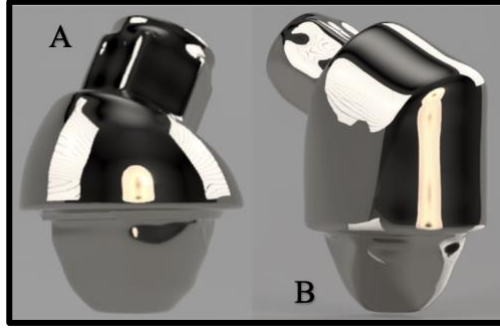
Şekil 3.3. Maksilla ve Zigomatik Kemiğin Spongiyoz Kemik Modeli

3.3. İmplant, Abutment, Metal Altyapı ve Protetik Üst Yapının Modellenmesi

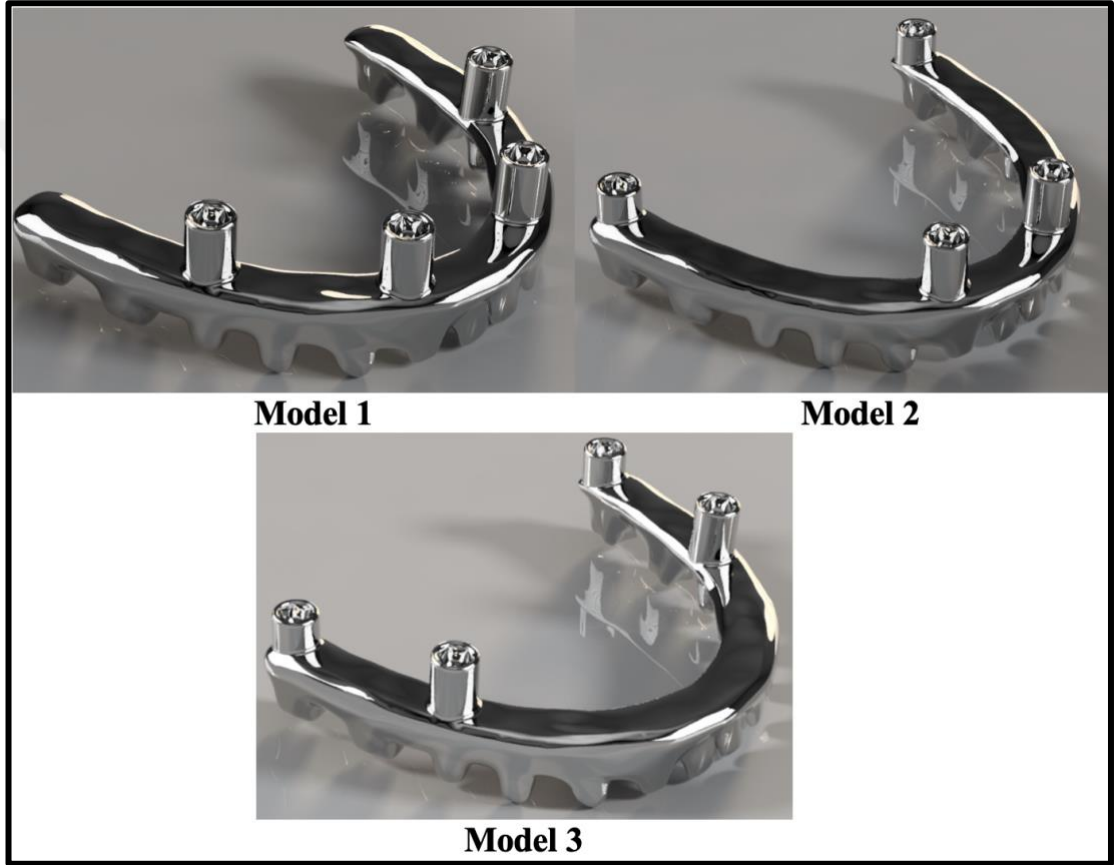
Çalışmamızda J Dental Care firmasına ait zigomatik, pterygoid implantlar ve bu implantlara uyumlu multi unit abutmentler kullanılmıştır. Kullanılan zigomatik implant çap ve boyu sırasıyla, 12 ve 22 numaralı bölgelerde 3.9 mm ve 42.5 mm; 15 ve 25 numaralı bölgelerde 3.9 mm ve 40 mm olarak kullanılmıştır. Pterygoid implant çap ve boyu sırasıyla 4 mm ve 20 mm olarak kullanılmıştır. Zigomatik implantlar 45 derecelik, pterygoid implantlar 30 derecelik açıyla yerleştirmiş ve bu açılara uygun multi unit abutmentlerle modelleme yapılmıştır. Kullanılan implant ve abutmentler SmartOptics 3B tarayıcıda taratılarak .stl formatında dijital ortama aktarılmış ve Autodesk Fusion 360 yazılımının Design modülü kullanılarak modelleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Metal altyapı ve protetik üst yapının modelleme işlemi Autodesk Fusion 360 yazılımının Design modülü kullanılarak tamamlanmıştır.



Şekil 3.4. Kullanılan İmplant Modelleri A. Pterygoid İmplant B. Zigomatik İmplant



Şekil 3.5. Kullanılan Multiunit Abutmentler A.Pterygoid İmplant Multiunit Abutment
B. Zigomatik İmplant Multiunit Abutment



Şekil 3.6. Kullanılan Metal Altyapı Modelleri



Şekil 3.7. Kullanılan PMMA üst yapı modeli

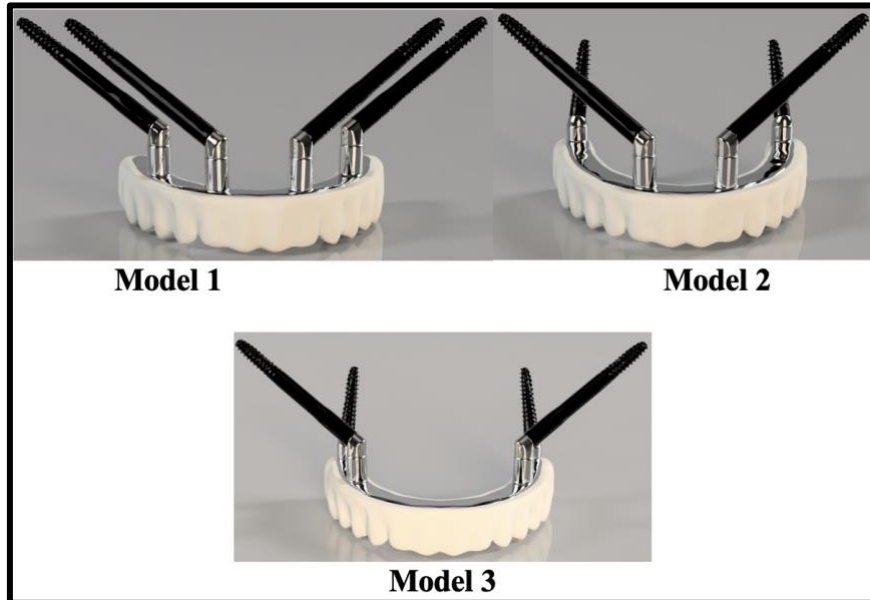
3.4. Çalışma Modelleri

Çalışmamızda atrofik maksilla modeli zigomatik ve pterygoid implantların kullanıldığı 3 farklı senaryo ile rehabilite edilmiştir:

Model 1 12,22,15,25 numaralı bölgelere zigomatik implant (Quad Zigoma)

Model 2 12,22 numaralı bölgelere zigomatik implant, 17,27 numaralı bölgelere pterygoid implant

Model 3 15,25 numaralı bölgelere zigomatik implant, 17,27 numaralı bölgelere pterygoid implant



Şekil 3.8. Çalışma Modelleri

3.5. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Blender yazılımı ile oluşturulan geometrik modeller, analize hazır hale getirilmeleri ve analizin yapılması için .stl formatında Autodesk Fusion 360 yazılımına aktarılmıştır. Yazılıma aktarılan .stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Aktarılan .stl formatında düğümlerin koordinat verilerinin korunmasıyla yazılım programları arasında aktarım yapılırken veri kaybı olmamaktadır.

Modellerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Materyal özellikleri; implant ve abutmentler için titanyum alaşımları(Ti-6Al-4V), protetik metal altyapı için krom-kobalt(Cr-Co) alaşımları ve protetik üst yapı materyali olarak akrilik rezin (PMMA) kullanılmıştır. Bu materyallerin literatürde bildirilmiş olan elastik modülleri ve poisson oranları autodesk fusion 360 programına aktarılmıştır.

Tablo 3.1. Materyal Özellikleri

Materyal	Elastik Modül(MPa)	Poisson Oranı	Referans
Titanyum Alaşımları	110000	0.33	Ishak vd., 2012
Krom-Kobalt	220000	0.30	Romeed vd., 2015
Kortikal Kemik	13700	0.30	Menicucci vd., 2002
Spongiyoz Kemik	1370	0.30	Menicucci vd., 2002
PMMA	2700	0.35	Geng vd., 2001

3.6. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Blender yazılımı ile oluşturulan geometrik modeller, analize hazır hale getirilmeleri ve analizin yapılması için .stl formatında Autodesk Fusion 360 yazılımına aktarılmıştır. Autodesk Fusion 360 yazılımı kullanılarak analizlerin yapılabilmesi için tüm modellerde 3 boyutlu ağ yapısının oluşturulması (meshleme) işlemi

gerçekleştirilmiştir. Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.

Bilgisayar yazılımının el verdiği ölçüde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilerek gerçekçi sonuçların alınması amaçlanmıştır. Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.2’de belirtilmiştir.

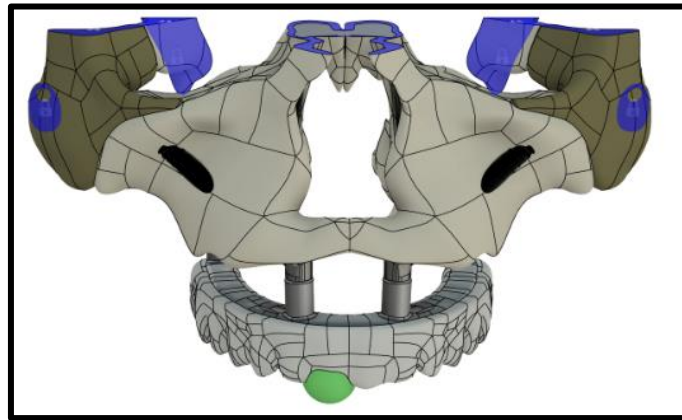
Tablo 3.2. Çalışmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

Modeller	Düğüm(Node) Sayısı	Eleman(Element) Sayısı
Model 1	243562	1159984
Model 2	175341	800890
Model 3	200591	958601

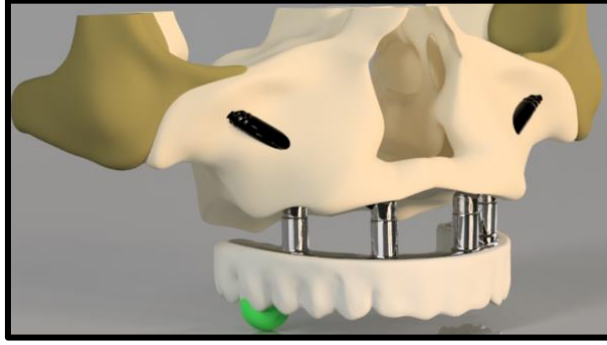
3.7. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Küre şeklinde bir besin materyali tasarlanarak çiğneme sırasında korikal ve spongiyoz kemik, implant, abutment, protetik alt yapı ve üst yapıda meydana gelecek streslerin daha gerçekçi olması amaçlanmıştır.

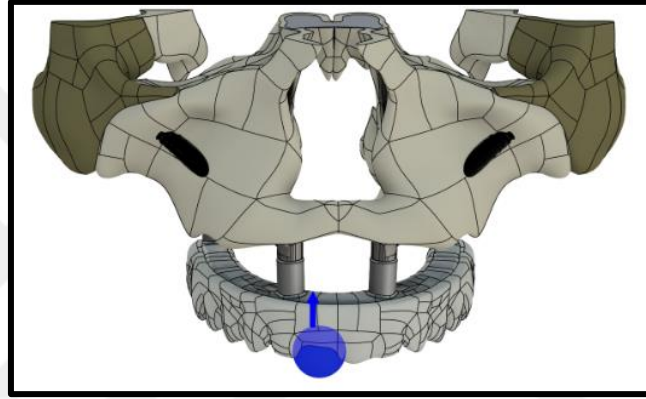
Küre şeklinde tasarlanmış olan besin materyali modeli, tüm modellerin anterior bölgelerine 11 numaralı diş hizasına (Şekil 3.9), posteriorda 16 numaralı diş hizasına denk gelecek şekilde konumlandırılmıştır(Şekil 3.10). Besin materyali modeli her modele vertikal olacak şekilde 150 N büyüklüğünde kuvvet uygulayarak tüm yapıya iletilmesi sağlanmıştır(Şekil 3.11).



Şekil 3.9. Anterior bölgeye yerleştirilmiş besin materyali modeli

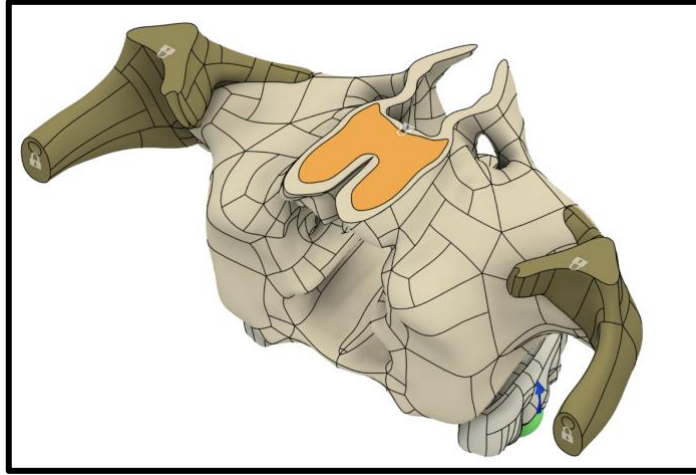


Şekil 3.10. Posterior bölgeye yerleştirilmiş besin materyali modeli



Şekil 3.11. Anteriordan besin materyali modeli ile vertikal yönde 150 n kuvvet uygulanması

Sonlu elemanlar stres analizi için tasarlanmış olan modeller serbest şekilde uzayda durmaktadır. Modellerde analizin yapılabilmesi için belli bölgelerden sabitlenmeli ve sınır koşulları belirlenmelidir. Modellerin sabitleneceği bölgeler analizi yapılacak olan bölgeden mümkün olduğunca uzakta konumlanmalıdır. Bu koşullar sağlanmadığı takdirde meydana gelen stresler sabitlenen düzlemlere aktarılıp elde edilen verilen yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Çalışmamızdaki kemik modelleri analizin sonuçlarının doğru alınması amacıyla ön, üst, arka bölgelerinden her serbestlik derecesinde (Degree for Freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 3.12. Sınır koşulları

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 3 analiz modeli için toplam 6 adet lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.

3.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Sonlu elemanlar stres analizlerinde elde edilen değerlerin istatistiksel analizi yapılamaz. Çünkü değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkmaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Autodesk Fusion 360 bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle

stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

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

Kırılğan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \sqrt{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] / 2}$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda atrofik maksillanın zigoma ve pterygoid implantların kullanıldığında implant, abument, protetik metal alt yapı ve çevre dokularda oluşan stres incelenmiştir. 3 farklı model analiz edilerek yapılan çalışmamızda 1. modelde quad zigoma, 2.modelde 12,22 numaralı bölgede zigoma ve 17,27 numaralı bölgelere pterygoid implant, 3.modelde 15,25 numaralı bölgede zigoma ve 17,27 numaralı bölgelere pterygoid implant kullanılmıştır.

Oluşacak streslerin gerçeğe en yakın hesaplanması için anteriordan 11 numaralı bölgeden, posteriordan 16 numaralı bölgeden küre şeklinde besin materyali ile 150 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

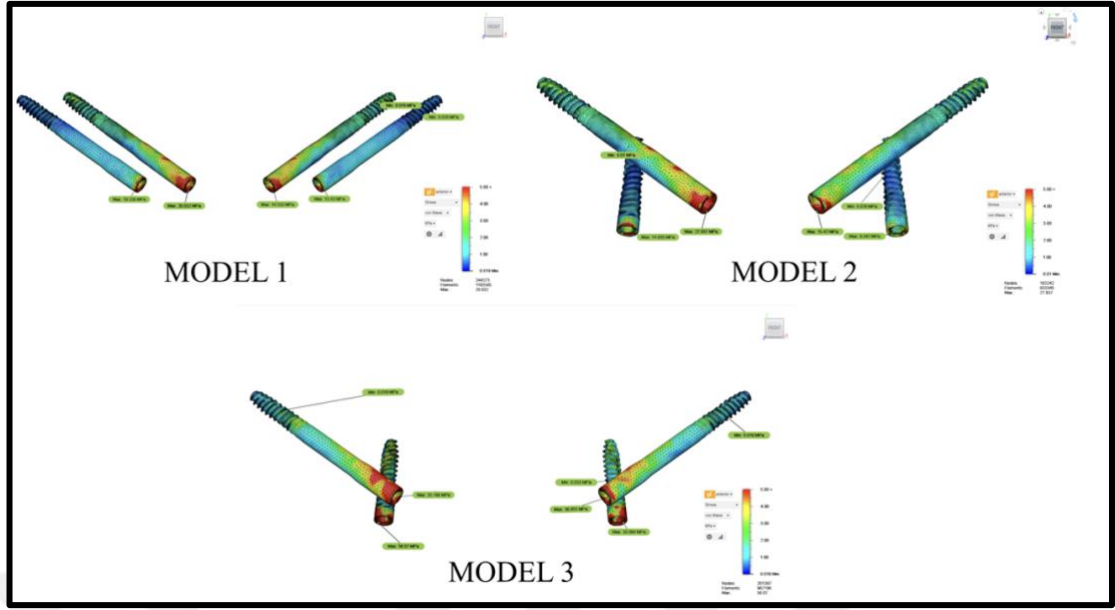
İmplant, abutment, protetik metal alt yapıda von mises stresler, çevre dokularda ise minimum ve maksimum asal stresler hesaplanmıştır.

4.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.1.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme sırasında modeller birbiri ile kıyaslandığında en yüksek von mises stres değer model 3'te pterygoid implant bölgesinde, en düşük von mises stres değeri ise model 2'de pterygoid implant bölgesinde oluşmuştur. Model 1 ve 2'deki von mises stres değerleri birbirine yakın olup model 3'te oluşan von mises stres değerleri en yüksek olmuştur.

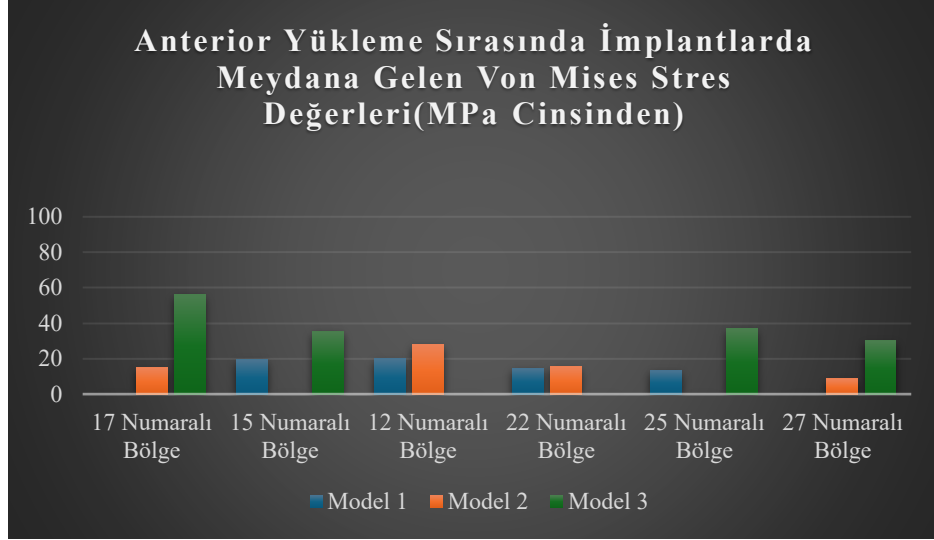
Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri Şekil 4.1 ve Tablo 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.1. Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa cinsinden)

	17 Numaralı Bölge	15 Numaralı Bölge	12 Numaralı Bölge	22 Numaralı Bölge	25 Numaralı Bölge	27 Numaralı Bölge
Model 1	X	19,338	20,032	14,553	13,43	X
Model 2	14,855	X	27,937	15,42	X	8,542
Model 3	56,07	35,166	X	X	36,855	30,094

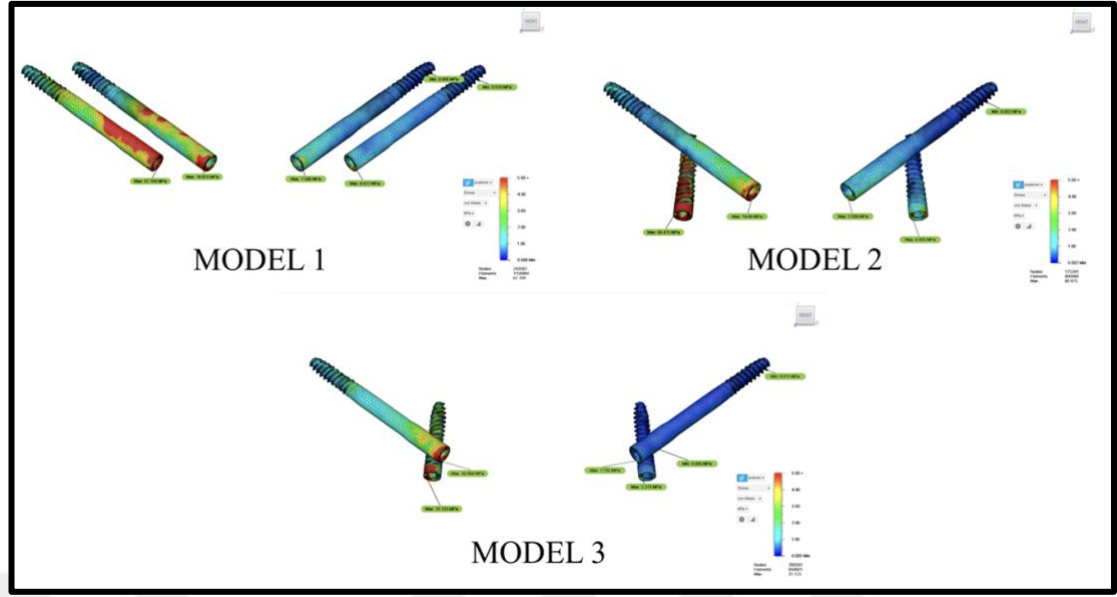


Şekil 4.2. Anterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.1.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme sırasında modeller birbiri ile kıyaslandığında en yüksek von mises stres değeri model 2’de pterygoid implant bölgesinde, en düşük von mises stres değeri model 3’te zigomatik implant bölgesinde oluşmuştur. Model 3’te oluşan von mises stres değerleri en düşük sonuçlanmışken model 2’deki von mises stres değerleri daha yüksek sonuçlanmıştır.

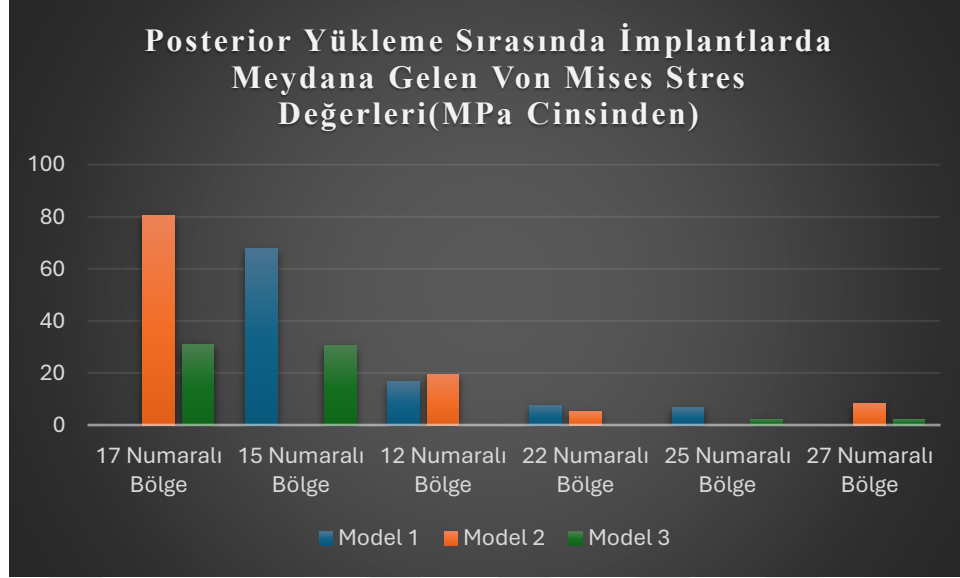
Posterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri Şekil 4.2 ve Tablo 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Posterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.2. Posterior Yükleme Sırasında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri(MPa Cinsinden)

	17 Numaralı Bölge	15 Numaralı Bölge	12 Numaralı Bölge	22 Numaralı Bölge	25 Numaralı Bölge	27 Numaralı Bölge
Model 1	X	67,704	16,623	7,566	6,672	X
Model 2	80,475	X	19,46	5,089	X	8,445
Model 3	31,123	30,498	X	X	2,235	2,273



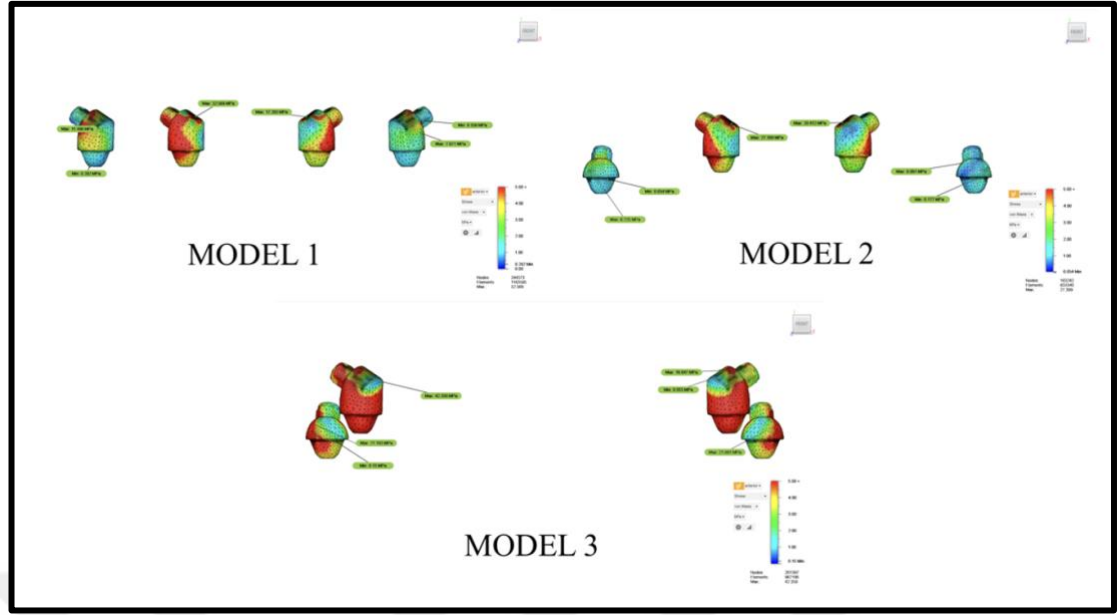
Şekil 4.4. Posterior yükleme sırasında implantlarda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.2. Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.2.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme sırasında modeller birbiri ile kıyaslandığında en yüksek von mises stres değeri model 3'te zigomatik implant abutment bölgesinde, en düşük von mises stres değeri ise model 2'de pterygoid implant abutment bölgesinde oluşmuştur. Model 1 ve 2'deki von mises stres değerleri birbirine yakın olup model 3'te oluşan von mises stres değerleri en yüksek olmuştur.

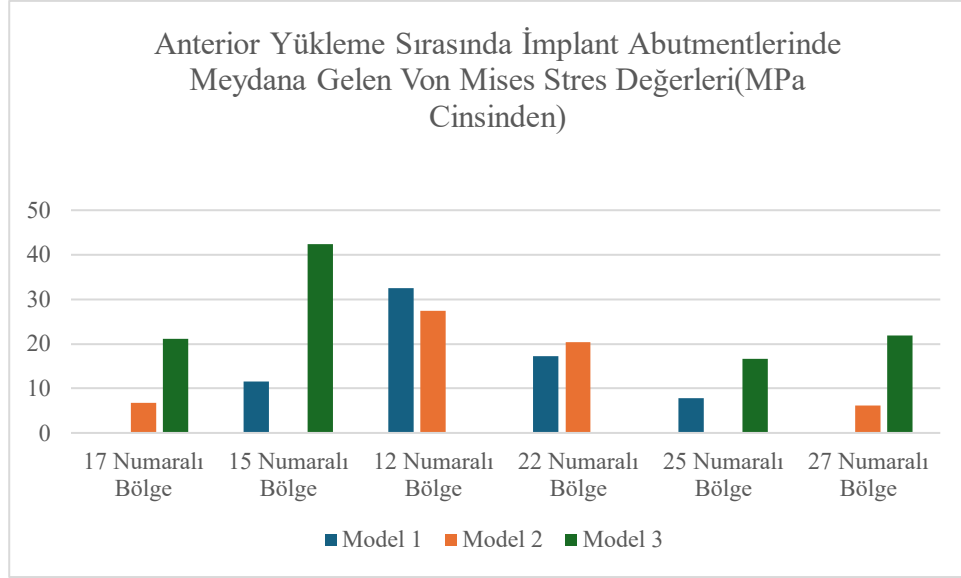
Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri Şekil 4.3 ve Tablo 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.3. Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri(MPa cinsinden)

	17 Numaralı Bölge	15 Numaralı Bölge	12 Numaralı Bölge	22 Numaralı Bölge	25 Numaralı Bölge	27 Numaralı Bölge
Model 1	X	11,486	32,569	17,263	7,871	X
Model 2	6,725	X	27,399	20,412	X	6,091
Model 3	21,183	42,358	X	X	16,647	21,88

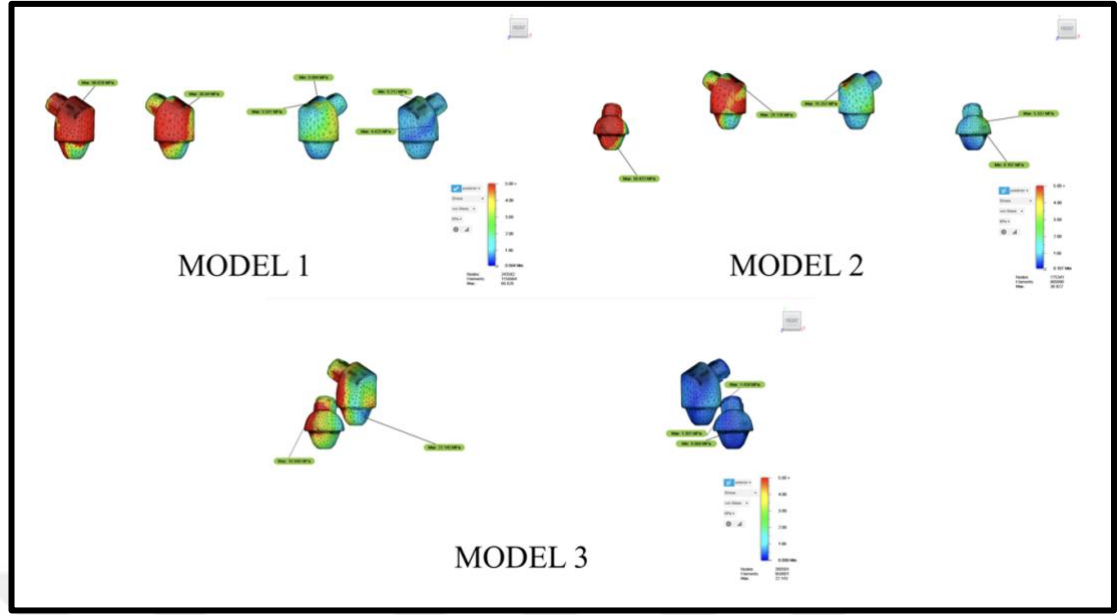


Şekil 4.6. Anterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.2.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Abutmentlerde Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme sırasında modeller birbiri ile kıyaslandığında en yüksek von mises stres değeri model 1’de zigomatik implant bölgesinde, en düşük von mises stres değeri model 3’te pterygoid implant bölgesinde oluşmuştur. Model 3’te oluşan von mises stres değerleri en düşük sonuçlanmışken model 1’deki von mises stres değerleri daha yüksek sonuçlanmıştır.

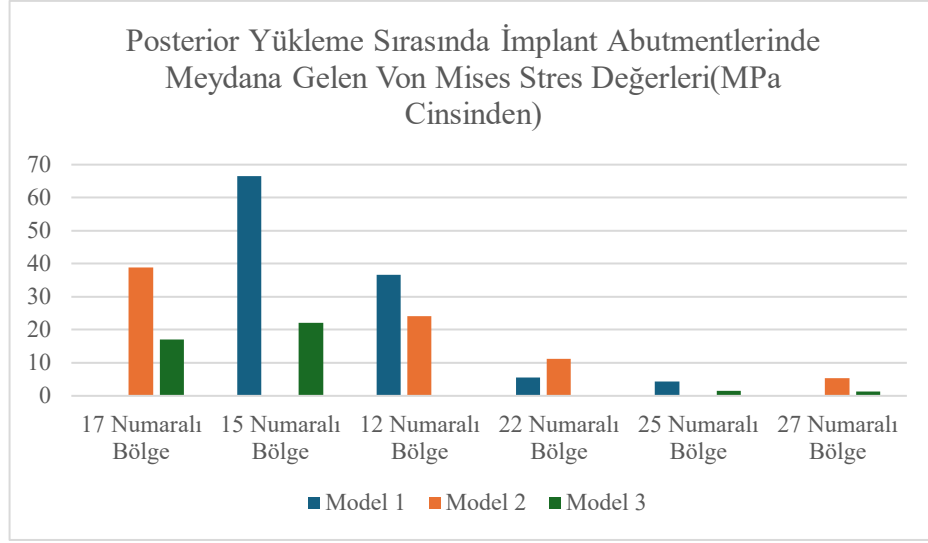
Posterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri Şekil 4.4 ve Tablo 4.4’te gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Posterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.4. Posterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerleri(MPa cinsinden)

	17 Numaralı Bölge	15 Numaralı Bölge	12 Numaralı Bölge	22 Numaralı Bölge	25 Numaralı Bölge	27 Numaralı Bölge
Model 1	X	66,626	36,64	5,541	4,423	X
Model 2	38,922	X	24,126	11,257	X	5,337
Model 3	16,998	22,143	X	X	1,434	1,301



Şekil 4.8. Posterior yükleme sırasında implant abutmentlerinde meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.3. Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine

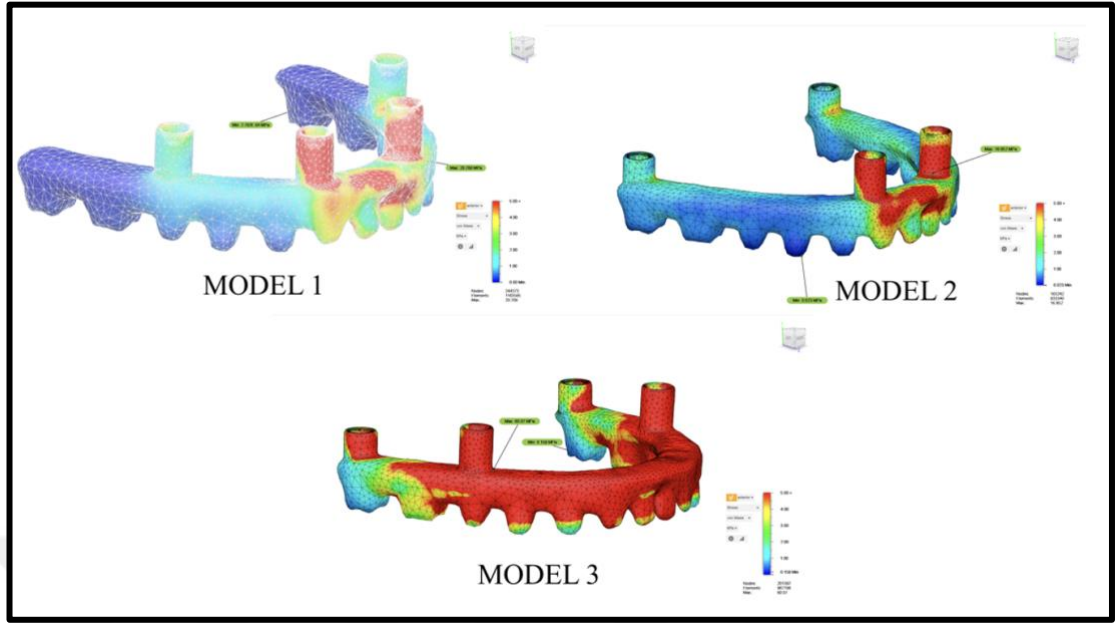
Ait Bulgular

4.3.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında protetik metal alt yapıda en yüksek von mises stres değeri model 3'te olurken en düşük von mises stres değeri model 2'de olmuştur.

Model 1 ve 2'deki von mises stres değerleri birbirine benzer sonuçlar gösterirken model 3'te oluşan stres değeri yaklaşık 3 kat daha fazla olmuştur.

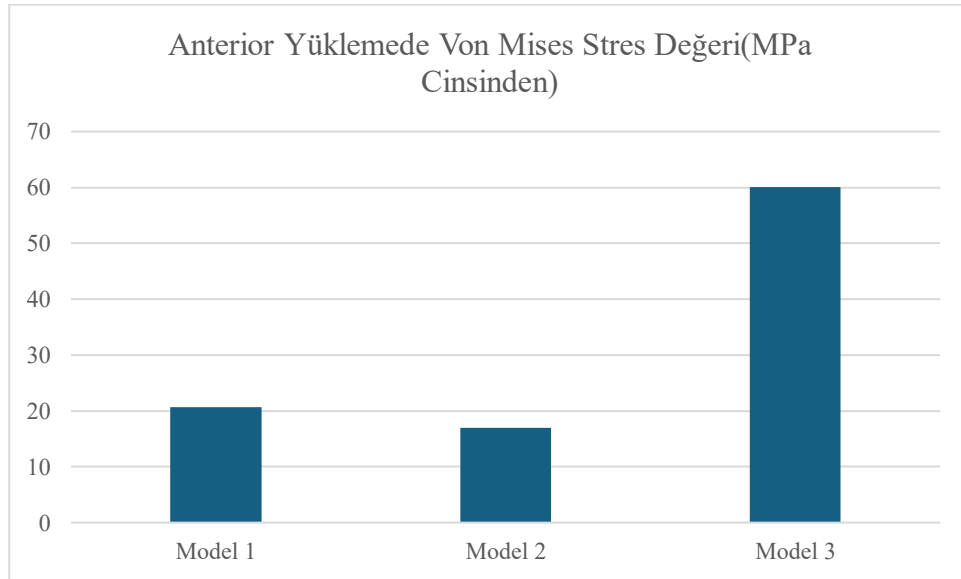
Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri Şekil 4.5 ve Tablo 4.5'te gösterilmiştir



Şekil 4.9. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.5. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa Cinsinden)

Protetik Metal Altyapı	Anterior Yüklemede Von Mises Stres Değeri
Model 1	20,708
Model 2	16,952
Model 3	60,07



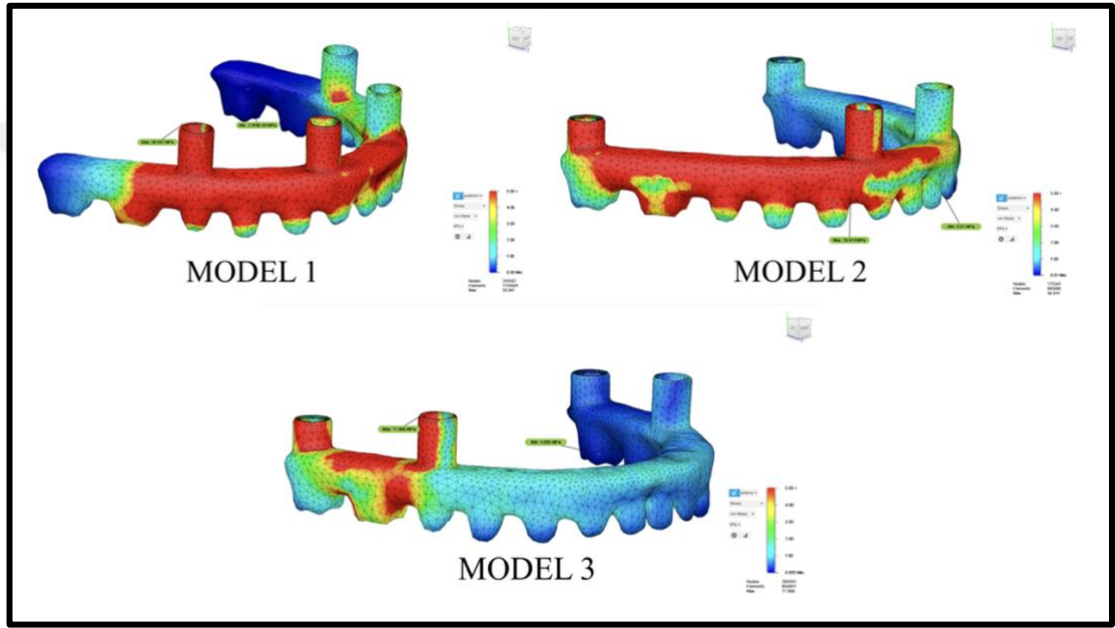
Şekil 4.10. Anterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.3.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yüklemede Protetik Metal Altyapılarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında protetik metal alt yapıda en yüksek von mises stres değeri model 1’de olurken en düşük von mises stres değeri model 3’de olmuştur.

Model 3’te oluşan stres değeri; model 1’de oluşan stres değerinin yaklaşık 1/3’ü, model 2’de oluşan stres değerinin yaklaşık yarısı kadar oluşmuştur.

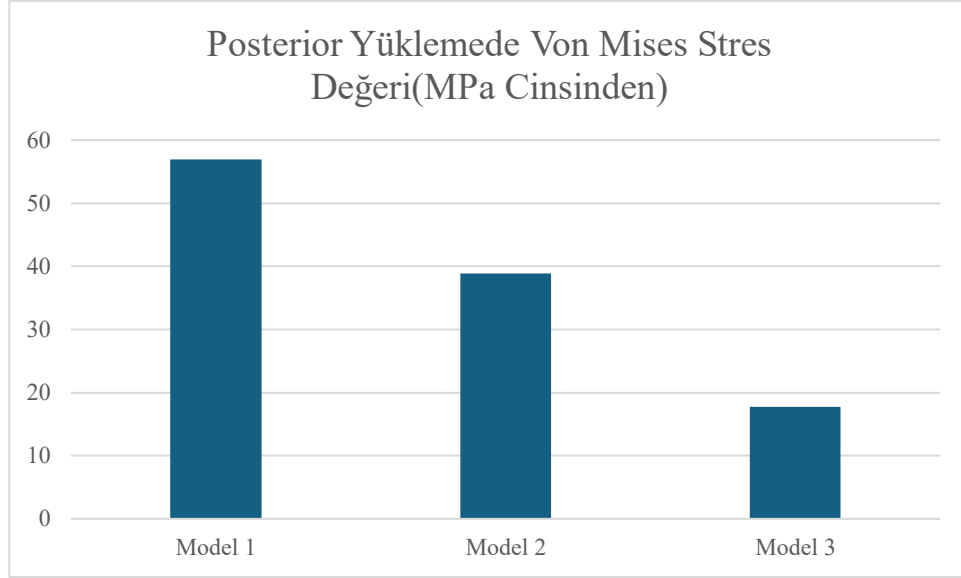
Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda oluşan von mises stres değerleri Şekil 4.6 ve Tablo 4.6’da gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri

Tablo 4.6. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa Cinsinden)

Protetik Metal Altyapı	Posterior Yüklemede Von Mises Stres Değeri
Model 1	56,947
Model 2	38,914
Model 3	17,696



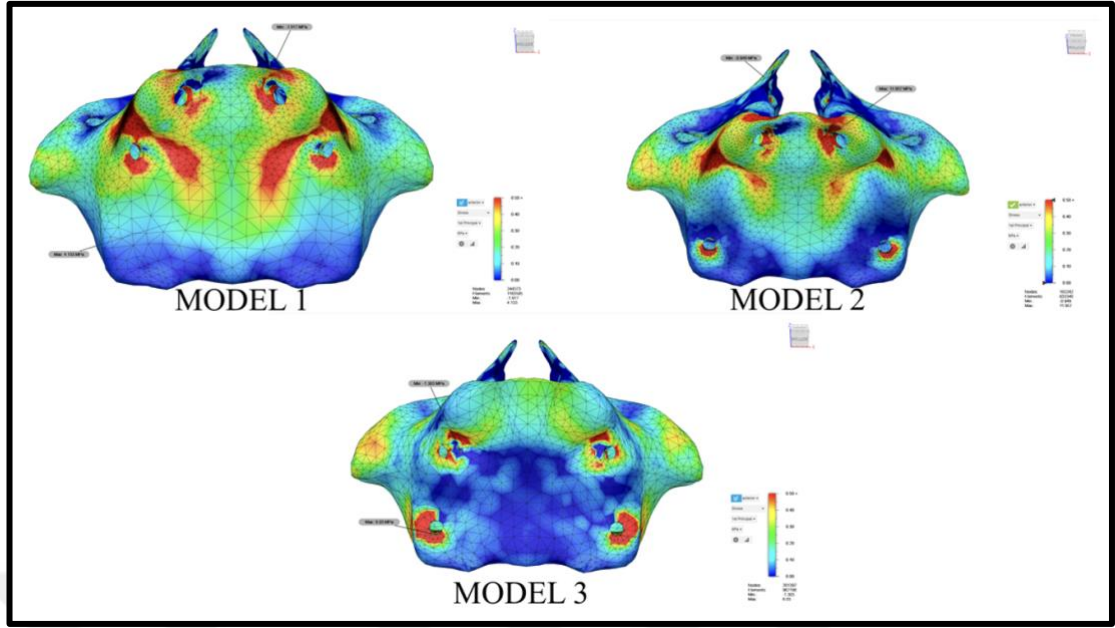
Şekil 4.12. Posterior yükleme sırasında protetik metal altyapıda meydana gelen von mises stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.4. Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.4.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek model 2’de, en düşük ise model 1’de oluşmuştur. Model 1 ve Model 3’te oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken model 2’de yaklaşık 2 kat fazla bir değer oluşmuştur.

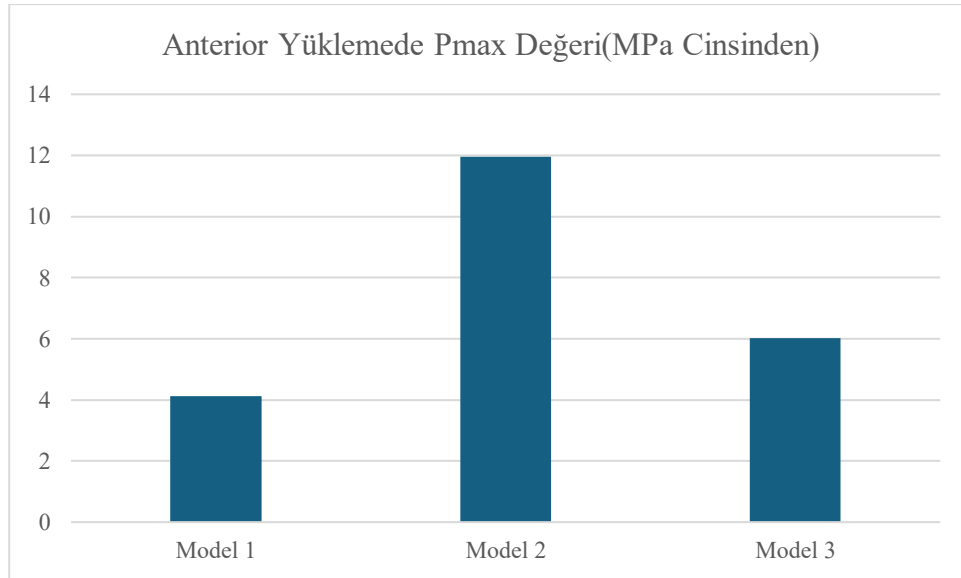
Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.7 ve Tablo 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.7. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres (Pmax) değerleri (MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Kortikal	Anterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	4,133
Model 2	11,957
Model 3	6,03

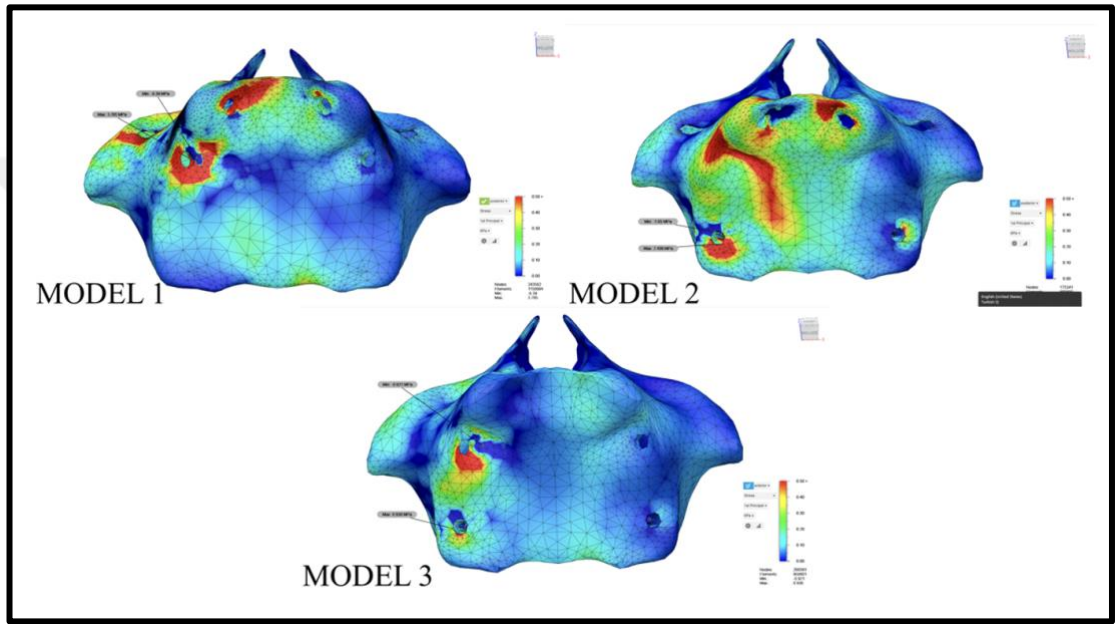


Şekil 4.14. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.4.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek model 1’de, en düşük ise model 3’de oluşmuştur.

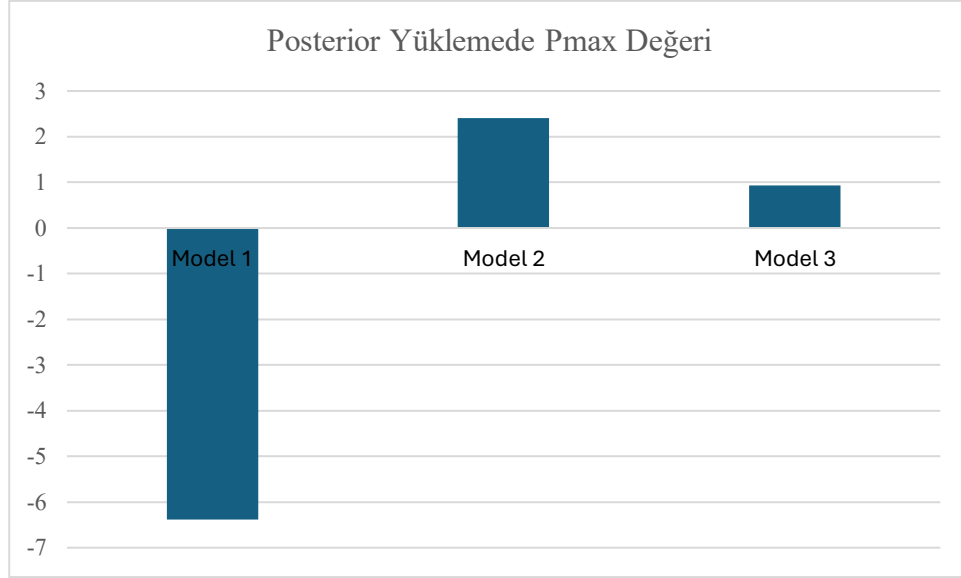
Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.8 ve Tablo 4.8’de gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.8. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Kortikal	Posterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	-6,39
Model 2	2,409
Model 3	0,936



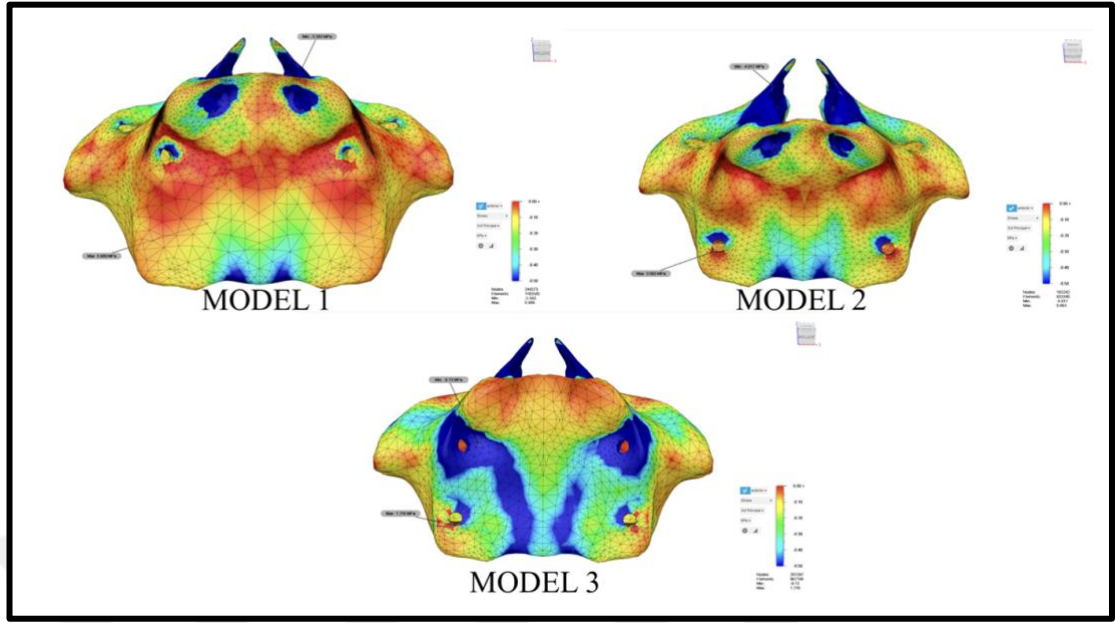
Şekil 4.16. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.5. Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.5.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek model 3'te, en düşük ise model 2'de oluşmuştur. Model 1 ve Model 2'de oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken model 3'te yaklaşık 2 kat daha fazla bir değer oluşmuştur.

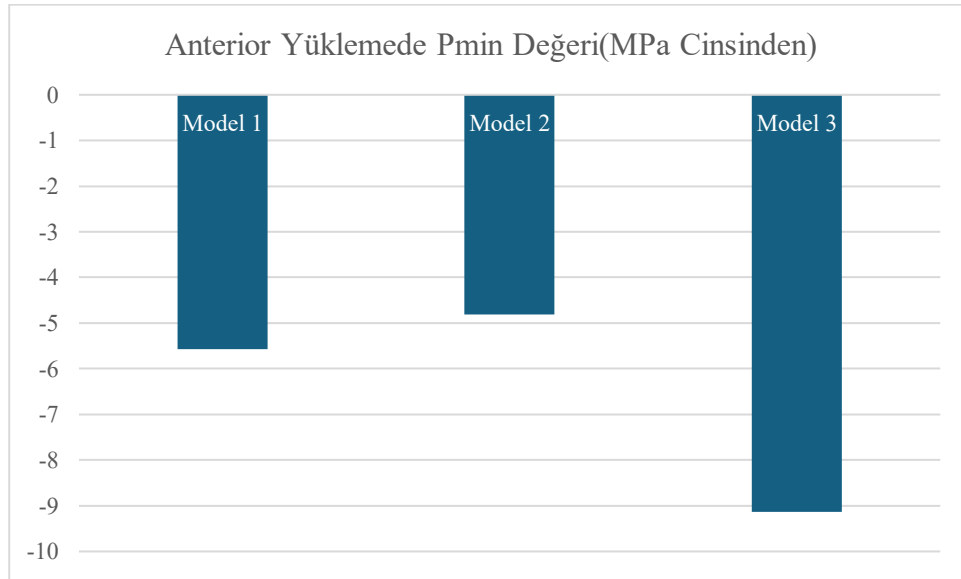
Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.9 ve Tablo 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.9. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum(Pmin) asal stres değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Kortikal	Anterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-5,563
Model 2	-4,817
Model 3	-9,13

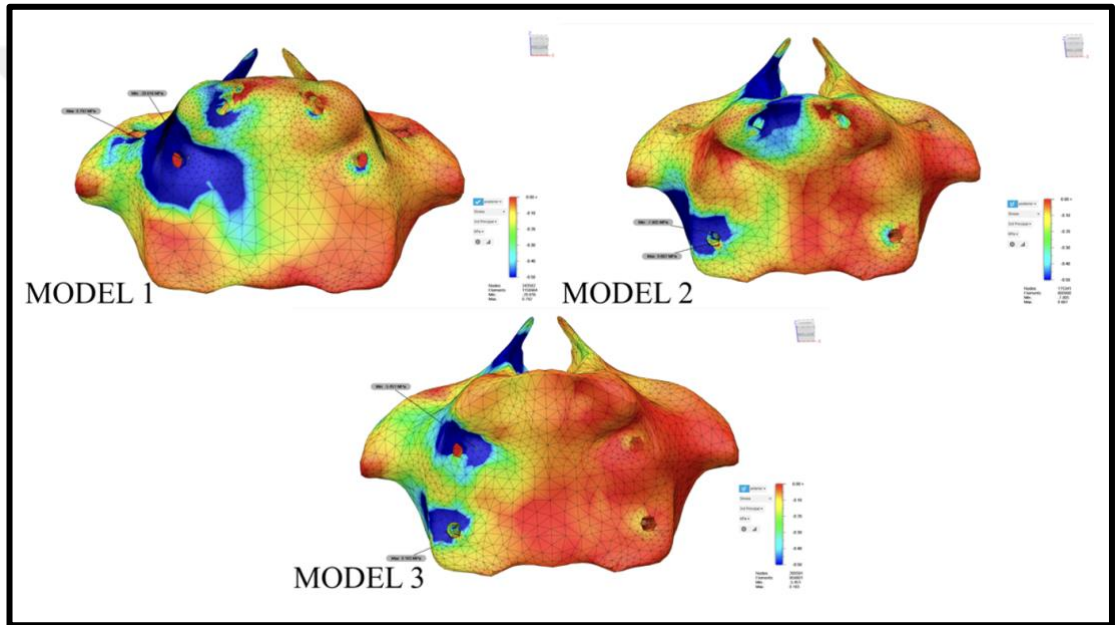


Şekil 4.18. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.5.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Kortikal Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 1’de, en düşük değer ise model 3’te oluşmuştur. Model 2 ve Model 3’te oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken model 1’de oluşan değer model 3’te oluşanın yaklaşık 4 katı, model 2’de oluşanın yaklaşık 3 katı bir değer oluşmuştur.

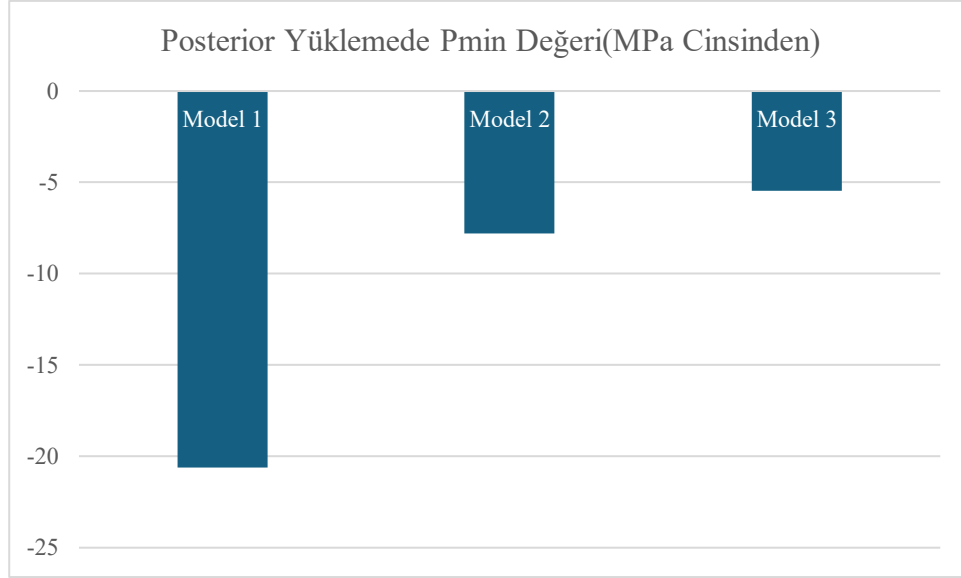
Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.10 ve Tablo 4.10’da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.10. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum(Pmin) asal stres değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Kortikal	Posterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-20,616
Model 2	-7,805
Model 3	-5,451



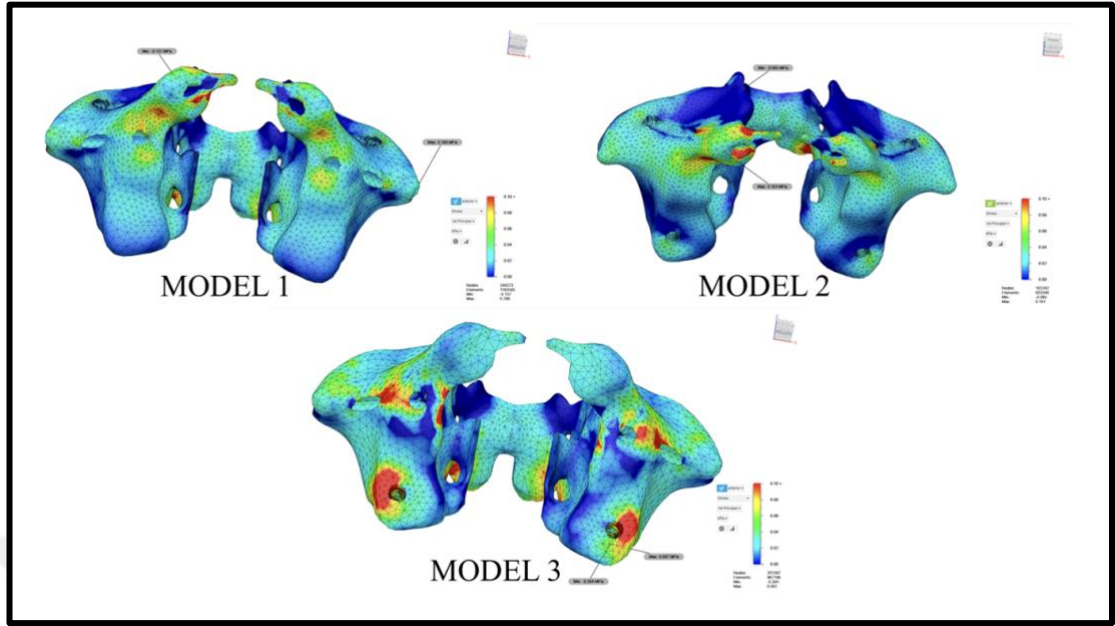
Şekil 4.20. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin kortikal komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.6. Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.6.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 3'te, en düşük ise model 2'de oluşmuştur. Model 3'te oluşan değer model 2'deki değer yaklaşık 8 katı, model 1'deki değer ise yaklaşık 4 katı olmuştur.

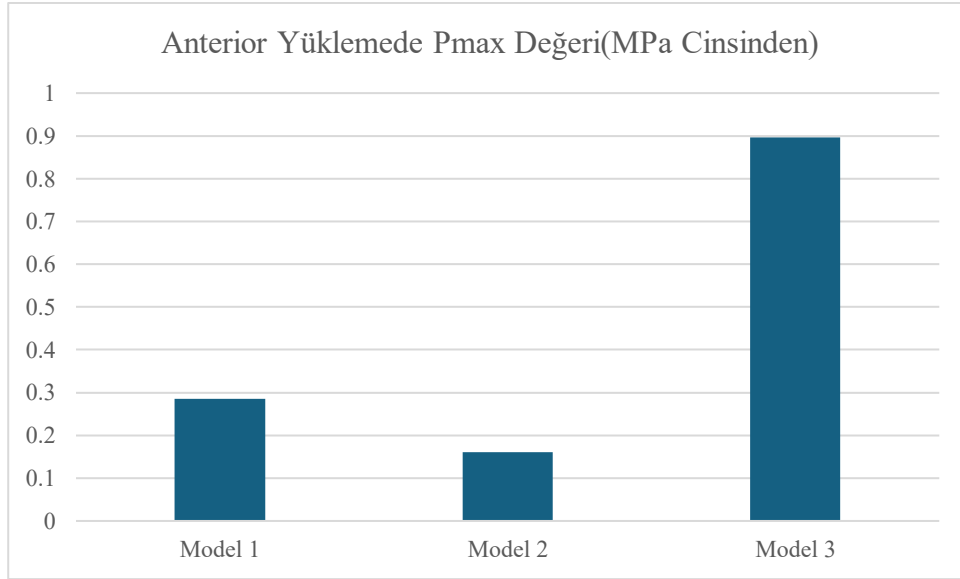
Anterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.11 ve Tablo 4.11'de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.11. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri (MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Spongiyoz	Anterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	0,286
Model 2	0,161
Model 3	0,897

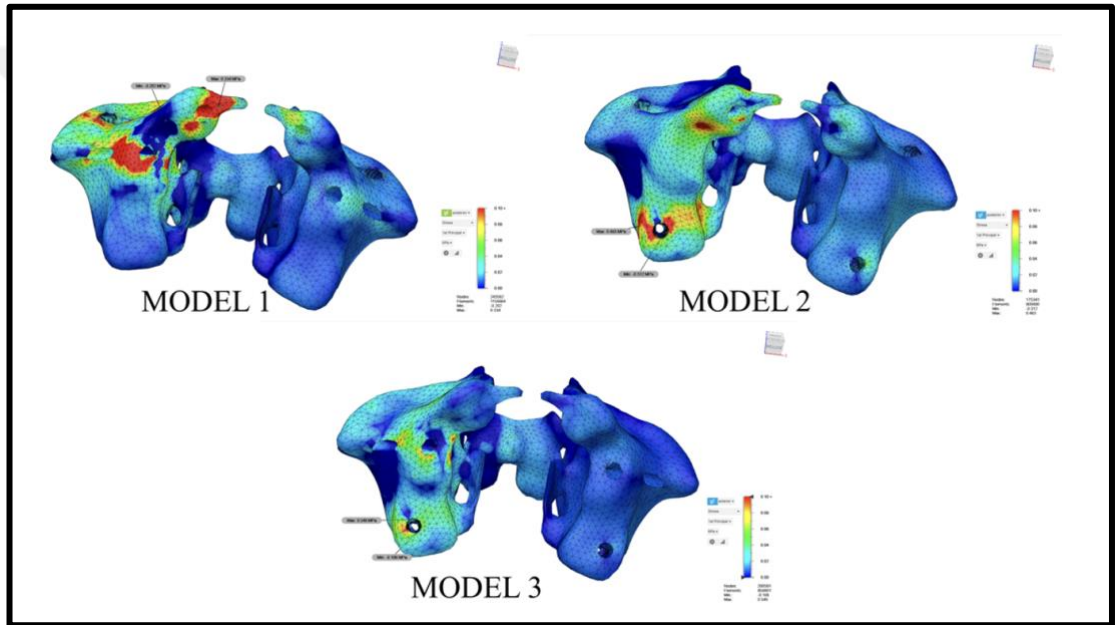


Şekil 4.22. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.6.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 3'te, en düşük ise model 1'de oluşmuştur. Tüm modellerde oluşan stres değerleri birbirine benzer olmuştur.

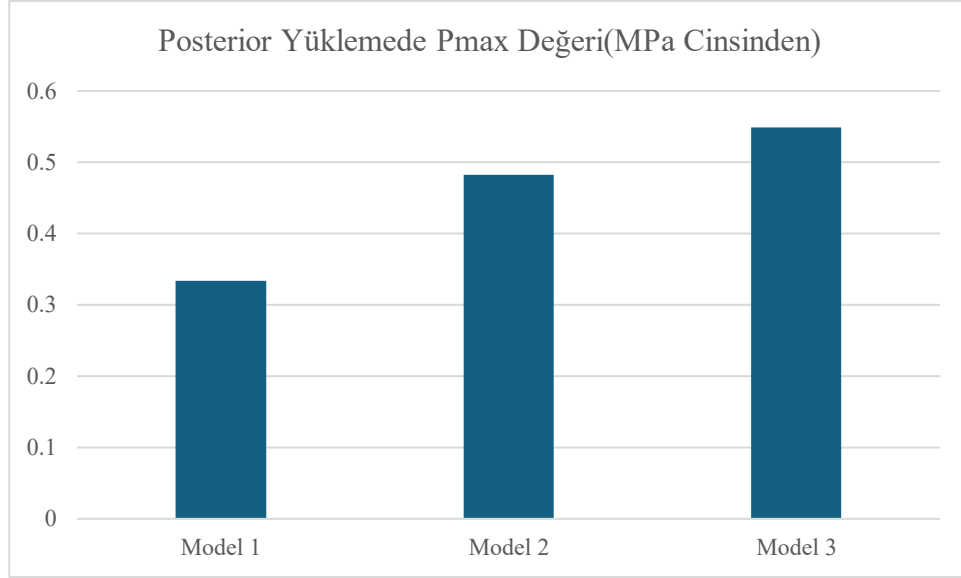
Posterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.12 ve Tablo 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.23. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.12. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Spongiyoz	Posterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	0,334
Model 2	0,483
Model 3	0,549



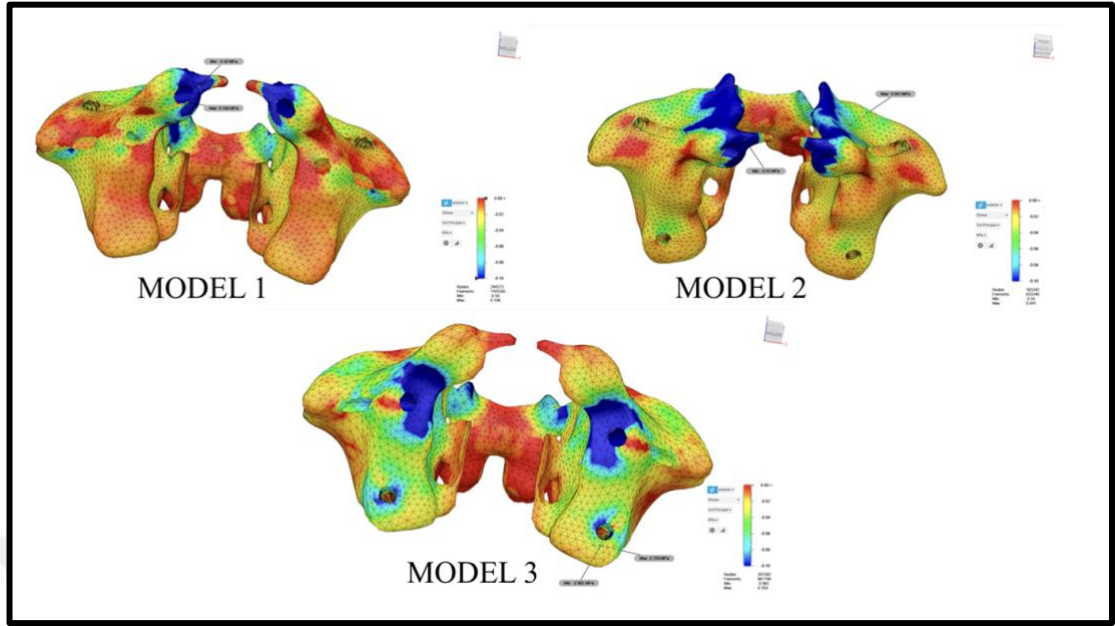
Şekil 4.24. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.7. Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.7.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemiğin Spongiyoz Komponentinde Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 3'te, en düşük değer ise model 2'de oluşmuştur. Model 1 ve Model 2'de oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken model 3'te yaklaşık 2 kat daha fazla bir değer oluşmuştur.

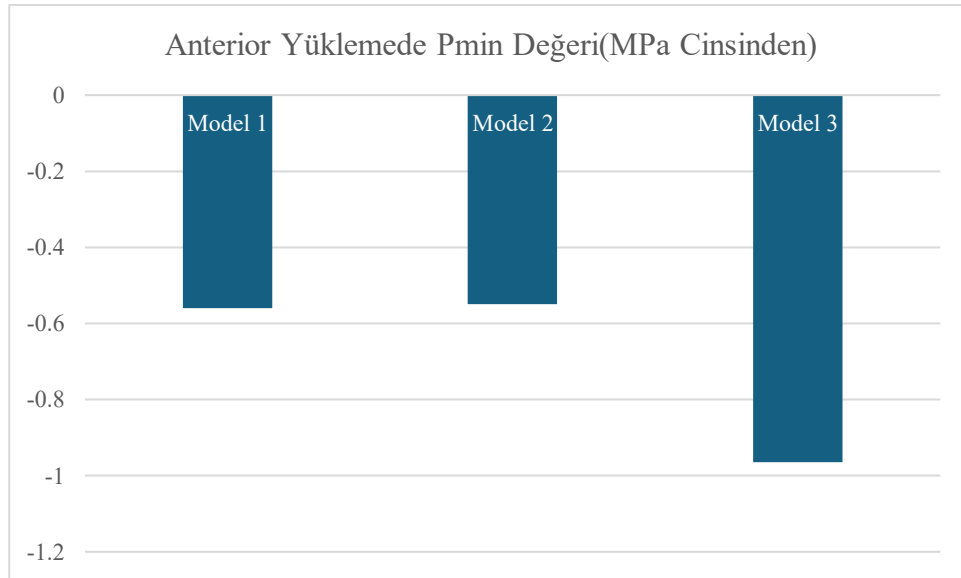
Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.13 ve Tablo 4.13'te gösterilmiştir.



Şekil 4.25. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.13. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen minimum asal stres(Pmin)değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Spongiyoz	Anterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-0,56
Model 2	-0,55
Model 3	-0,965

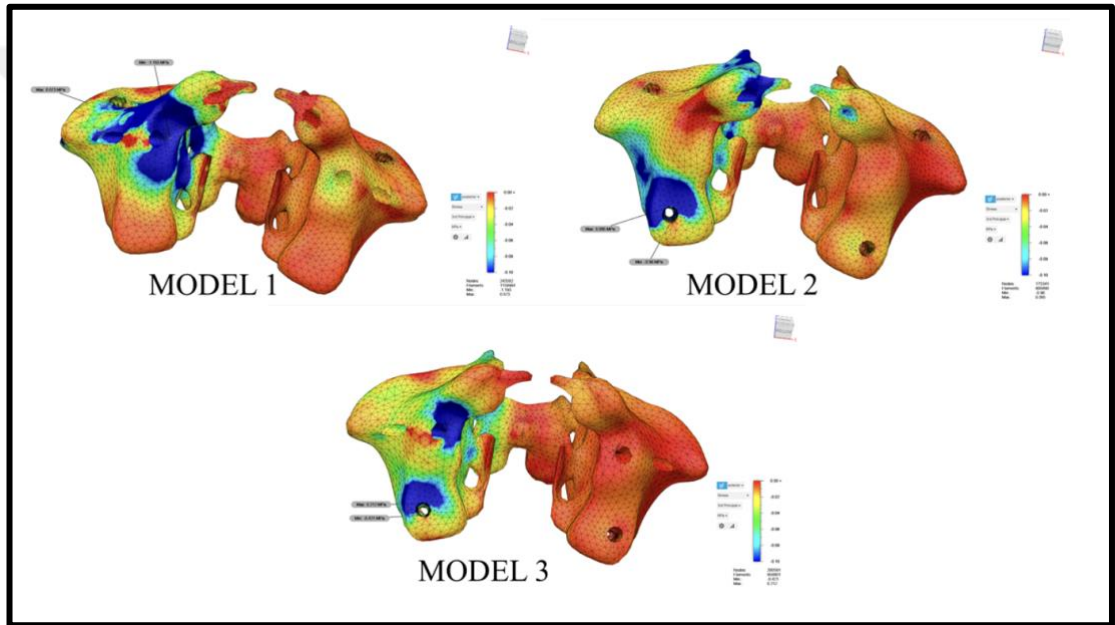


Şekil 4.26. Anterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz componentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.7.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Alveolar Kemik Spongiyoz Komponentinde Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 1’de, en düşük değer ise model 3’te oluşmuştur. Model 1 ve Model 2’de oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken model 3’te oluşan değer model 1 ve model 2’de oluşan değerlerin yaklaşık yarısı kadar oluşmuştur.

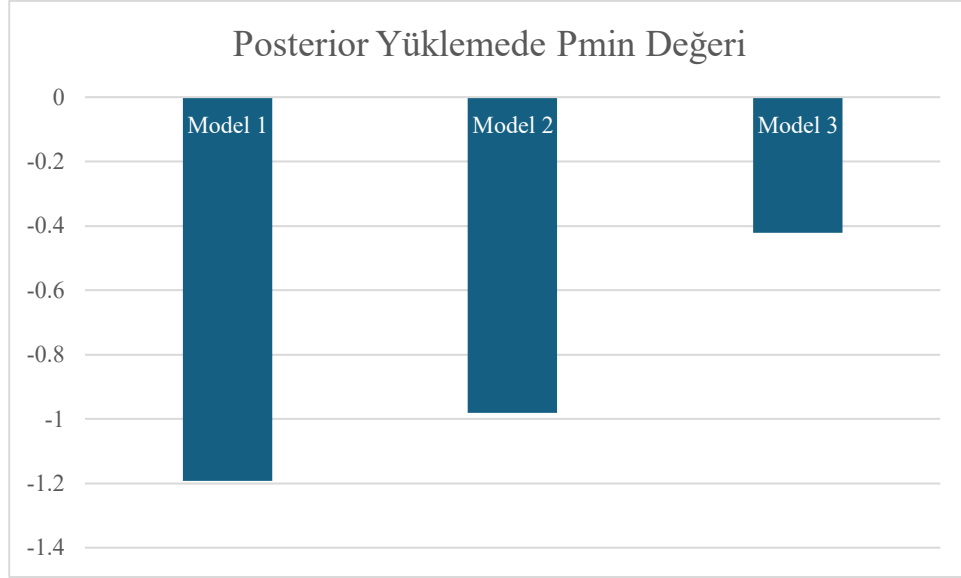
Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.14 ve Tablo 4.14’te gösterilmiştir.



Şekil 4.27. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.14. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyoz komponentinde meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden)

Alveolar Kemik/Spongiyoz	Posterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-1,193
Model 2	-0,98
Model 3	-0,421



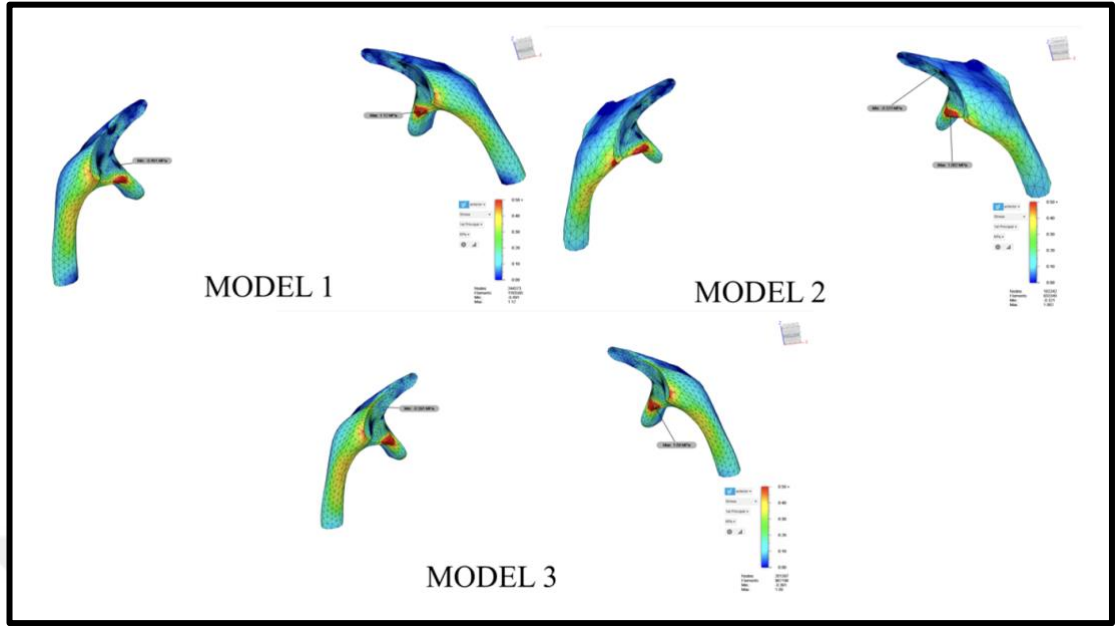
Şekil 4.28. Posterior yükleme sırasında alveolar kemiğin spongiyöz komponentinde meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.8. Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.8.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 1’de, en düşük ise model 2’de oluşmuştur. Tüm modellerde oluşan stres değerleri birbirine yakın olmuştur.

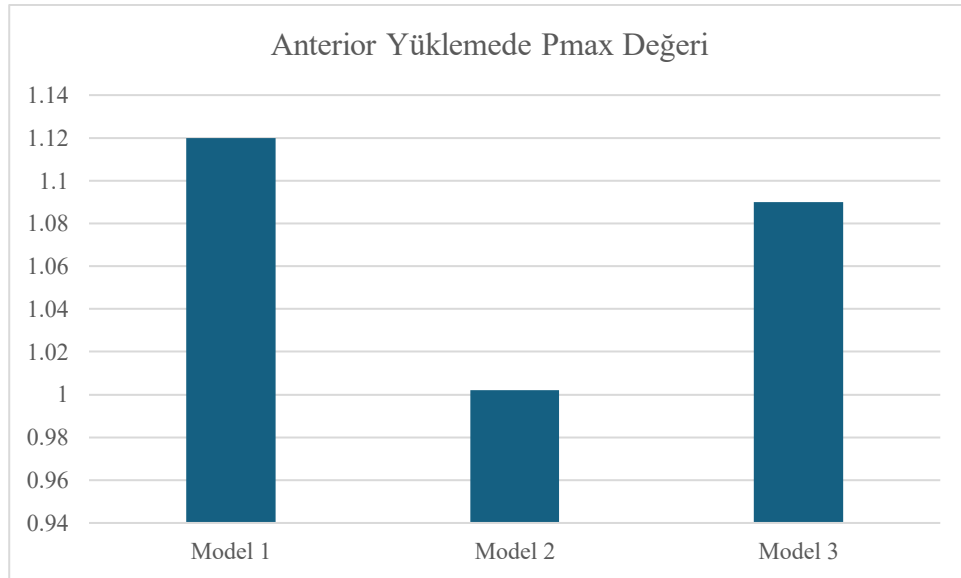
Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.15 ve Tablo 4.15’te gösterilmiştir.



Şekil 4.29. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.15. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri (MPa Cinsinden)

Zigomatik Kemik	Anterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	1,12
Model 2	1,002
Model 3	1,09

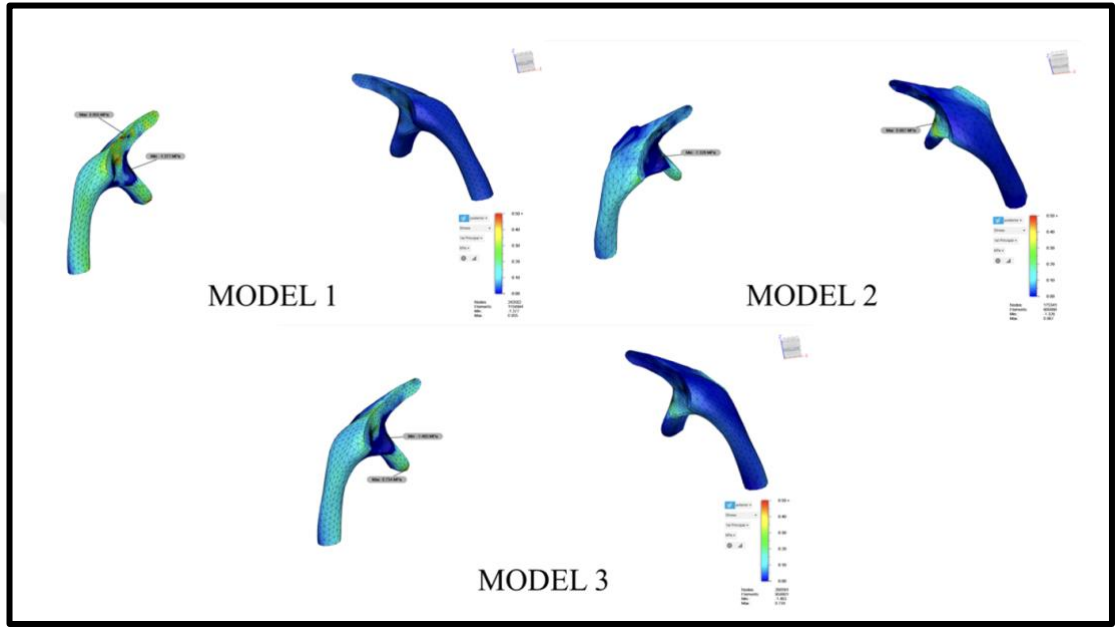


Şekil 4.30. Anterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.8.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Maksimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 3'te, en düşük ise model 1'de oluşmuştur. Tüm modellerde oluşan stres değerleri birbirine benzer olmuştur.

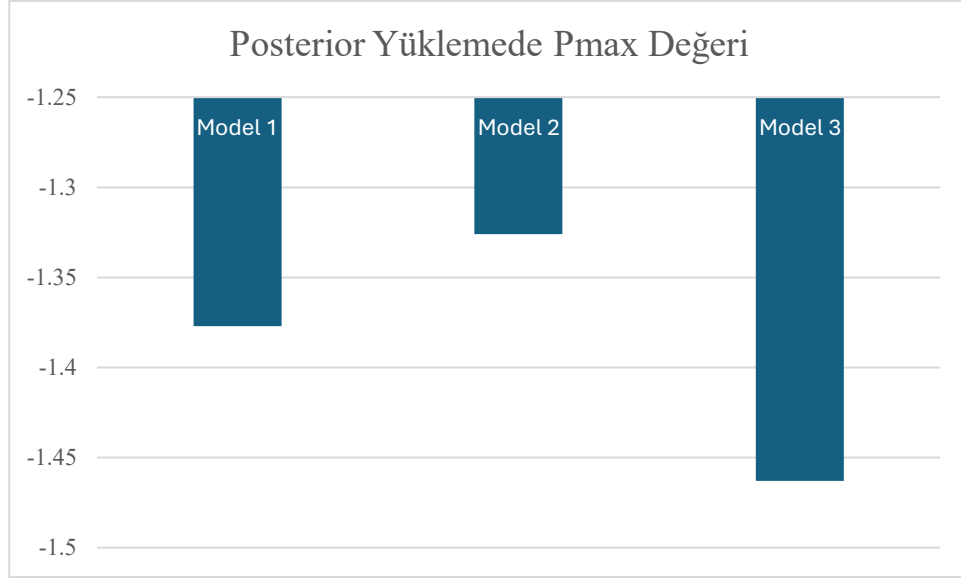
Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri Şekil 4.16 ve Tablo 4.16'de gösterilmiştir.



Şekil 4.31. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri

Tablo 4.16. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres(Pmax) değerleri(MPa Cinsinden)

Zigomatik Kemik	Posterior Yüklemede Pmax Değeri
Model 1	-1,377
Model 2	-1,326
Model 3	-1,463



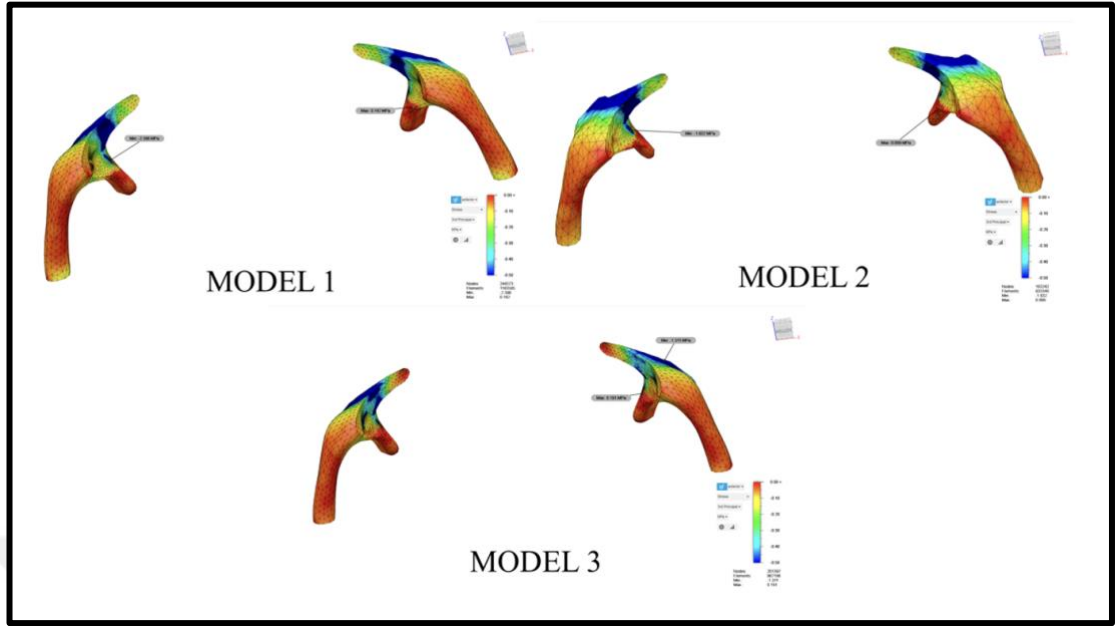
Şekil 4.32. Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.9. Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.9.1. Besin Materyali ile 150 N Anterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte oluşan minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 1’de, en düşük değer ise model 3’te oluşmuştur. Model 1’de oluşan stres değeri model 3’te oluşan stres değerinin yaklaşık 2 katı olmuştur.

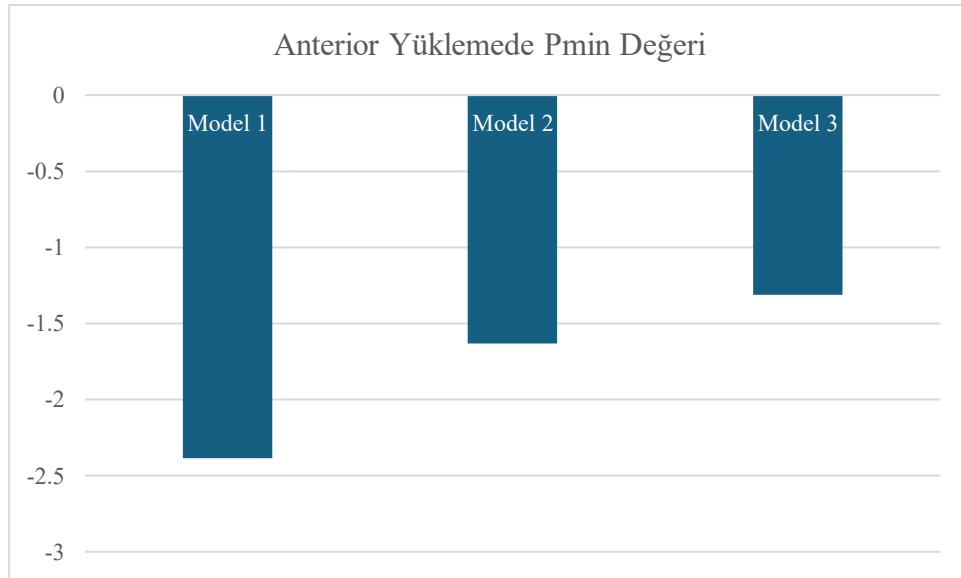
Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.17 ve Tablo 4.17’te gösterilmiştir.



Şekil 4.33. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.17. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden)

Zigomatik Kemik	Anterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-2,386
Model 2	-1,632
Model 3	-1,311

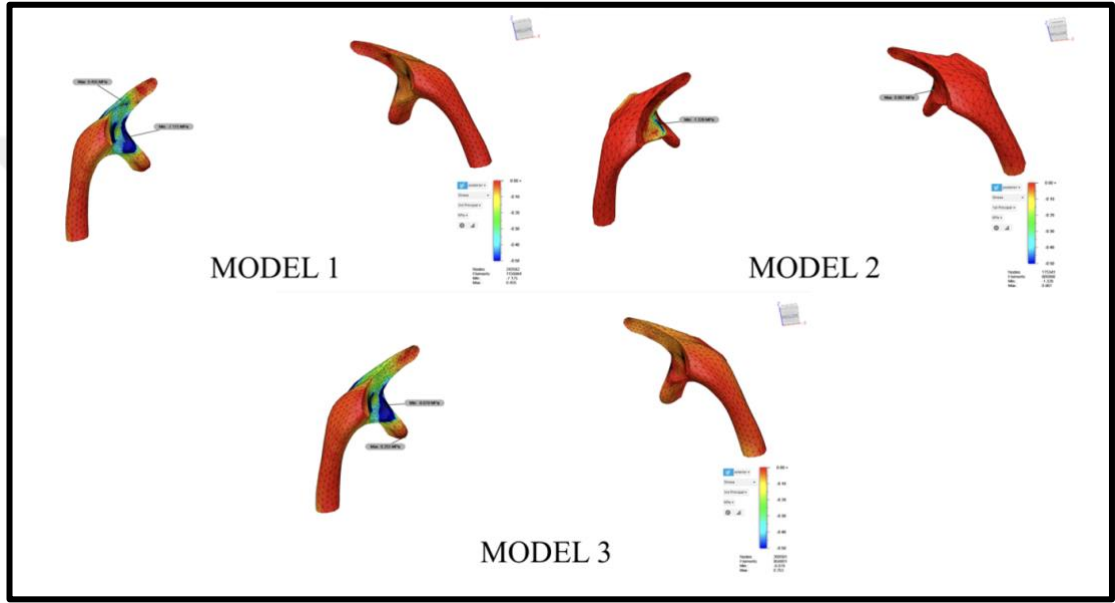


Şekil 4.34. Anterior yükleme esnasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

4.9.2. Besin Materyali ile 150 N Posterior Yükleme Sırasında Zigomatik Kemikte Meydan Gelen Minimum Asal Stres Değerlerine Ait Bulgular

Posterior yükleme esnasında zigomatik kemikte oluşan minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer model 3'te, en düşük değer ise model 2'de oluşmuştur. Model 1 ve Model 3'te oluşan değerler birbirine benzerlik gösterirken Model 2'de oluşan değer yaklaşık 6 katı olmuştur.

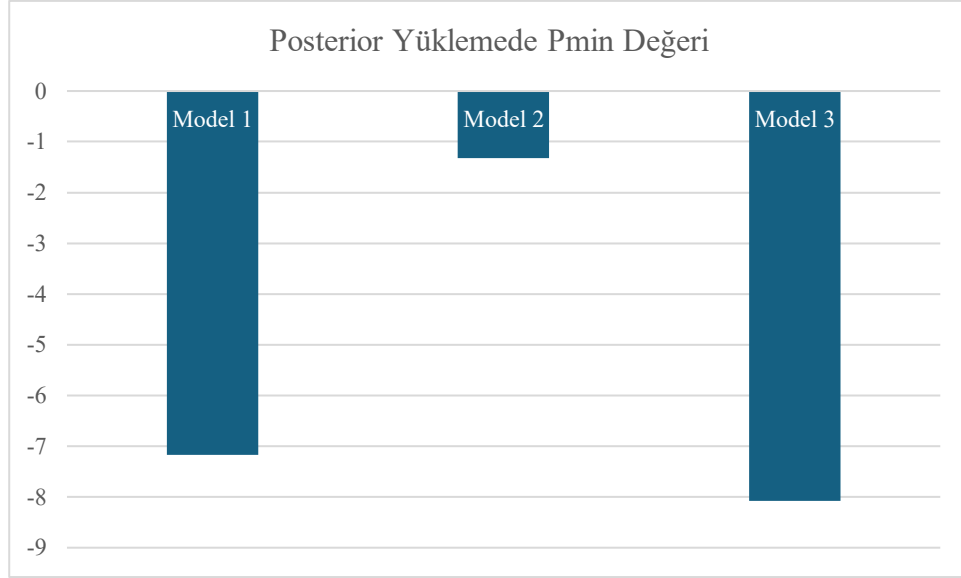
Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri Şekil 4.18 ve Tablo 4.18'te gösterilmiştir.



Şekil 4.35. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri

Tablo 4.18. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres(Pmin) değerleri(MPa Cinsinden)

Zigomatik Kemik	Posterior Yüklemede Pmin Değeri
Model 1	-7,175
Model 2	-1,326
Model 3	-8,078



Şekil 4.36. Posterior yükleme sırasında zigomatik kemikte meydana gelen minimum asal stres değerlerinin grafiksel gösterimi

5. TARTIŞMA

Birbirinin aynısı olacak şekilde deneylerin klinik olarak tekrarlanması neredeyse imkansızken sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri kullanılarak istenildiği kadar tekrar yapılarak deneyler yapılabilmektedir(Küçük Kurt, 2019). Bu deneylerdeki sonuçların güvenilir olması için modellerin gerçeğe yakın olması gerekmektedir. SESA'da oluşturulan modeller izotropik, homojen ve lineer elastik varsayılmaktadır(Akbaş vd., 2021). Bu sebeple çalışmamızda kullanılan modeller izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Kullanılan modellerdeki düğüm ve eleman sayıları mümkün olduğunca fazla sayıda tutulduğunda daha gerçekçi sonuçlar elde edilmektedir(Taşkınsel & Gümüş, 2015). Literatürde bildirilmiş benzer SESA çalışmalarında bulunan eleman ve düğüm sayılarından yola çıkıldığında çalışmamızda bulunan ortalama 900.000 eleman ve 200.000 düğüm sayısı yeterli görülmektedir(Alberto vd., 2025a; Tezerişener vd., 2024).

SESA yönteminde kullanılan implant, abutment, metal altyapı, kortikal kemik, spongiöz kemik ve PMMA gibi materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları için kabul edilen evrensel değerler bulunmamaktadır. Literatürde mevcut çalışmalarda kullanılan bu değerler daha önceki çalışmalar referans edilerek belirlenmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastik modül ve poisson oranı değerlerini literatürdeki çalışmalardan (Geng vd., 2001; Menicucci vd., 2002; Ishak vd., 2012; Romeed vd., 2015) referans alınarak belirlenmiştir.

Helkimo vd. (1977) yapmış oldukları bir çalışmada dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetini araştırmışlardır. Çalışmaya 57 erkek ve 68 kadın hastayı dahil etmişlerdir. Molar diş bölgesinde maksimum ısırma kuvveti erkeklerde ve kadınlarda sırasıyla 382 N-216 N ölçülürken, kesici diş bölgesinde maksimum ısırma kuvveti erkeklerde ve kadınlarda sırasıyla 176 N-108 N ölçülmüştür.

Haraldson ve Carlsson (1977) implant destekli hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda yapmış oldukları çalışmada ısırma kuvvetleri ve oral fonksiyonları değerlendirmişlerdir. 165 yetişkin hastadan randomize seçtikleri 19 hasta çalışmaya dahil edilmiş olup implant destekli hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda ortalama maksimum ısırma kuvveti 144,4 N olarak ölçülmüştür.

Daniel vd. (2024) sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada atrofik maksillada zigomatik ve pterygoid implantların uygulandığı farklı kemik tiplerinde oluşan stresi karşılaştırmışlardır. Yaptığımız çalışmada ise atrofik maksilla rehabilitasyonunda zigomatik ve pterygoid implantları kullanıldığı farklı konseptlerin biyomekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Uygulanan kuvvet büyüklüğü benzer iken kuvvet vertikal ve oblik olarak uygulanmıştır. Çalışmamızda ise küre şeklinde besin materyali ile benzer kuvvet ile anterior ve posteriordan ayrı iki kuvvet uygulanarak çiğneme kuvvetlerinin daha iyi taklit edilmesi amaçlanmıştır.

Ishak vd. (2012) iki farklı zigomatik implant uygulama tekniğini karşılaştırdıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında intrasinüs tekniğinin ekstramaksiller tekniğe göre daha tatmin edici olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Freedman vd.(2013) alveol kemik desteğinin zigomatik implantlar üzerindeki etkisini değerlendirdikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında alveol kemik desteğinin kuvvet dağılımında faydalı olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda tercih edilen teknikte de alveol ve zigomatik kemikten destek alınarak uygulanan intrasinüs tekniği kullanarak modelleme yapılmıştır.

Dişsiz çenelerin rehabilitasyonu amacıyla kullanılan implant ve protezleri içeren sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kuvvet uygulamayı küre şeklinde katı besin materyali kullanarak yapmış çalışmalar literatürde bildirilmiştir. Bu sayede uygulanan kuvvetin doğası gerçeğe en yakın olması hedeflenmiştir. Bu yapılan çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda anteriordan ve posteriordan küre şeklinde besin materyali ile 150 N'luk kuvvet modellenen implantlar üzerine uygulanmıştır(Ayali vd., 2020; Bozyel & Taşar Faruk, 2021; Dayan & Geckili, 2021; Güzelce Sultanoğlu, Özsağır, vd., 2023; Güzelce Sultanoğlu, Tokar, vd., 2023; Toprak, 2023).

Diş çekimi sonrası alveolar kretin yüksekliği ve genişliğinde %40-60 oranında bir rezorpsiyon beklenir ve bu rezorpsiyon çekimi takiben ilk 2-3 yıl içinde devam etmektedir. Alveol kemik yüksekliğinde esas kayıp diş çekimi sonrası ilk 3 aylık dönemde oluşmaktadır. Bunun sonucunda dental implant ve protez uygulamaları için gereken kemik miktarı olumsuz etkilenmektedir. (Ozzo & Kheirallah, 2024).

Doğal dişlerde alveol kemiğin yüksekliğini korumada periodontal ligamanın mekanik stimülasyonu önemli bir rol oynamaktadır. Diş kaybı sonrası alveol kemikte

mekanik stimölasyonun durmasıyla oluşan kemik yıkımını önlemek ve alveol atrofisini azaltmak için alveol duvarlarını desteklemek gerekmektedir(Ozzo & Kheirallah, 2024).

Diş çekimi sonrası alveolar kemik rezorpsiyonunu önlemek ve gelecekteki implantlar için kemik kütlesini iyileştirmek amacıyla çeşitli alveolar kemik koruma yöntemleri önerilmiştir. Farklı araştırmalarda alveolar soket koruma amacıyla sentetik kemik grefti, ksenograft, allotransplant ve trombositten zengin fibrin kullanıldığı literatürde bildirilmiştir. Soket koruma yapılmayan durumlara göre daha başarılı sonuçlar alınmıştır(Choi vd., 2025).

Dişsizlik sonrası rezidüel kemik yüksekliğinin ve hacminin azalmasıyla kemik kalitesinde düşüş gözlenmekte bu da geleneksel dental implantlar ile rehabilitasyonu zorlaştırmaktadır(Parhiz vd., 2024).

Kemik rezorpsiyonu sonucunda atrofiye uğramış maksillaya sahip hastalar çiğneme, yutkunma, fonasyon kalitesinin düşmesiyle beraber psikolojik olarak olumsuz etkilenirler. Bu nedenle hastaların atrofik kemik ve dişsizliğin rehabilite edilmesi gerekmektedir(Acocella vd., 2009). Atrofik maksillada uygun aç ve uzunlukta implant yerleştirmek zor hale gelmektedir. Sert doku greftleme işlemleri ile kemik miktarı artırılarak uygun pozisyon ve açda implant yerleştirilebilmektedir(Tamer vd., 2017).

Atrofiye uğramış maksillanın rehabilitasyonu için alveolar kret split greftleme, iliak kanat grefti, interpozisyonel greftlemeyle beraber Le Fort I osteotomisi, sinus lifting prosedürleri veya bu tekniklerin kombinasyonu kullanılabilmektedir. Birden fazla cerrahi prosedür gerektiren ve tedavi süresini uzatan bu prosedürler hastanın konforunu azaltmakta ve hasar riski oluştırmaktadır. Bu nedenle tek aşamalı olarak uygulanan zigoma implantları atrofik maksillanın rehabilitasyonu için greftleme prosedürlerine ihtiyaçı ortadan kaldırabilmektedir(Ömezli & Ertaş, 2015).

Atrofik maksillaların sabit protetik restorasyonu amacıyla uygulanan kısa implantlar da greftleme prosedürlerinin dezavantajlarını elimine edebilmektedir. Chaware vd. (2021) yapmış oldukları sistematik inceleme ve meta-analiz çalışmasında posterior atrofik maksillaya uygulanmış olan kısa implantları ve greft uygulanarak yapılan uzun implantları araştırmışlardır. 667 hasta ve 1595 implant (kısa implant: 767,

uzun implant: 835) yapılan toplam 22 adet randomize kontrollü klinik çalışma incelenmiştir. İmplant sağkalım ve marjinal kemik kayıp oranlarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Biyolojik komplikasyonlar uzun implantlarda, protez komplikasyonları kısa implantlarda daha yüksek oranda gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Iezzi vd. (2020) yapmış oldukları sistematik inceleme ve meta-analiz çalışmasında posterior atrofik çenelerde 7 mm'den kısa implant uygulaması ve dikey kemik artırım işlemleri sonrası implantları araştırmışlardır. 415 hastaya 7 mm'den kısa 650 implant; 403 hastaya 685 implant uygulanan 25 randomize kontrollü klinik çalışma dahil etmişlerdir. 1. ve 3. Yıl takiplerinde 7 mm'den kısa implant uygulanan gruplarda daha düşük komplikasyon insidansı gözlenirken 5. yılda anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır.

Aghaloo vd. (2016) yapmış oldukları sistematik incelemede atrofik maksillada kemik artırım prosedürlerini araştırmışlardır. Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, sinüs tabanı yükseltme, onlay kemik grefti, burun tabanı grefti ve Le Fort I interpozisyonel greftinin kullanıldığı 40 makale dahil etme kriterlerini karşılamıştır. Yöntemlerin hepsinin implant sağkalımı için başarılı olduğu sonucuna varmışlardır.

Chiapasco vd. (2007) ileri derece atrofik çenede Le Fort I osteotomisi ile interpozisyonel greft uygulanmış ve gecikmiş implant yapılmış 1-9 yıllık klinik takibi olan 39 hastadaki sonuçları araştırmışlardır. 39 hastanın 38'inde rekonstrüktif tedavi başarılı olmuş, implantların kümülatif sağkalım ve başarı oranları sırasıyla %94,5 ve %82,9 olduğu sonucuna varmışlardır. Bu yöntem kabul edilebilir olsa da implant başarı oranı doğal kemiğe yerleştirilen implantlardan daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır.

Varol vd. (2016) Le Fort I down greftleme ve iliak blok augmentasyonu uygulanan maksiller Cawood tip VI atrofi paternine sahip hastalarda implant sağkalım ve marjinal kemik kayıplarını retrospektif olarak incelemişlerdir. 4 yıllık takipte %93.75'lik implant sağkalım sonucuna varmışlardır.

Sjöström vd. (2007) iliak greft ile atrofik dişsiz maksilla rekonstrüksiyonu sonrası implant yapılan prospektif klinik çalışmaya 29 hasta dahil etmişlerdir. 3 yıllık

takip süresine 25 hasta uyum sağlamıştır. 3 yıllık takipte %90 sağkalım oranı elde etmişlerdir.

Balaji & Balaji (2020) yapmış oldukları retrospektif çalışmada zigomatik implant ve sinüs lift yapılarak rekonstrükte edilen atrofik maksillaları karşılaştırmışlardır. Her iki grupta herhangi bir majör komplikasyon görülmezken sinüs lift grubunda daha az komplikasyon oluştuğunu ve zigomatik implant grubunda daha az klinik ziyareti olmasının yanında daha az kemik kaybı meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Atrofik maksillanın rekonstrüksiyonunda zigomatik implantlar özellikle ileri yaş veya hareket etme zorluğu olan hastalarda klinik başvuru sayısı açısından avantaj sağlamaktadır. Tedavi ve dişsizlik süreci diğer greftlenerek gecikmiş dental implant uygulamalarına göre daha kısa olması büyük avantaj sağlamaktadır. İmplant sağkalım oranlarında anlamlı bir fark olup olmadığı konusunda uzun dönem takipli çalışmalarda literatürde farklılık göstermektedir. Zigomatik implant cerrahisinin en büyük dezavantajı ise geleneksel dental implant uygulamalarına göre daha yüksek komplikasyon riskinin oluşmasıdır. Orbita, maksiller sinüs, ekstraoral bölgeye yakınlık nedeniyle cerrahi sonrası oluşabilecek komplikasyonlar ciddi sorunlara sebep olabilmektedir. Bu nedenle zigomatik implant cerrahisi deneyimli cerrahlar tarafından yapılması gerekmektedir. Komplikasyonları azaltmak ve doğru konumda implant yerleştirmek amacıyla kişiye özel kemik destekli lazer sinterlenmiş titanyum rehberler literatürde tanımlanmıştır.

Esposito vd. (2018) yapmış oldukları çok merkezli randomize kontrollü çalışmada atrofik maksillaya zigomatik implant ve ksenogreft sonrası dental implant uygulanan hasta gruplarının protez sonrası 4 aylık sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Protetik tedavinin tamamlanma süresi, protetik tedavi başarısı ve implant sağkalımında gruplar arasında zigomatik implant grubu lehine anlamlı bir fark olduğu sonucuna varmışlardır.

Davó vd. (2018) yapmış oldukları çok merkezli randomize kontrollü çalışmada atrofik maksillaya zigomatik implant ve ksenogreft sonrası dental implant uygulanan hasta gruplarının protez sonrası 1 yıllık sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Protetik tedavinin tamamlanma süresi ve protetik tedavi başarısında gruplar arasında zigomatik

implant grubu lehine anlamlı bir fark olduğu ayrıca implant sağkalımında da gruplar arasında zigomatik implant grubu lehine anlamlı bir fark olduğu sonucuna varmışlardır.

Yapılan bu iki çok merkezli randomize kontrollü klinik çalışmanın ışığında atrofik maksilla rehabilitasyonunda zigomatik implantların kullanımının tedavi süreci ve uzun dönem başarı açısından greftleme işlemlerine göre daha başarılı olduğu görülmektedir. Aynı zamanda protetik başarı ve implant sağkalımı her iki çalışmanın takiplerinde zigomatik implantlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede olumlu sonuçlar göstermektedir. Zigomatik implantlar için daha fazla komplikasyon bildirilmiş olsa bile, ciddi şekilde atrofik maksillalar için daha iyi bir rehabilitasyon yöntemi oldukları kanıtlanmıştır.

Moraschini vd. (2023) yapmış oldukları sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında en az 5 yıllık takibi olan zigomatik implant ve geleneksel implantları içeren çalışmaları araştırmışlardır. İmplant sağkalım ve komplikasyonlarının araştırıldığı çalışmada ve uzun dönem implant başarısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptamamışlardır. En yaygın zigomatik implant biyolojik komplikasyonun sinüzit olduğu ve bu komplikasyonun daha çok intrasinüs tekniğinde ortaya çıktığı sonucuna varmışlardır.

Atrofik posterior maksillanın rehabilitasyonunda pterygoid implantlar alternatif bir tedavi yöntemidir(Curi vd., 2015).

Curi vd. (2015) yapmış oldukları retrospektif çalışmada atrofik maksillaya uygulanmış olan pterygoid implant ve protez sağkalımını değerlendirmişlerdir. 3 yıllık takipte implant sağkalım oranının %99, protez sağkalım oranının ise %97.7 olduğunu ve protetik yüklemekten sonra implant etrafındaki ortalama kemik kaybı 1,21 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Araujo vd. (2019) yapmış oldukları sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında pterygoid implantların klinik sonuçlarını araştırmışlardır. Ortalama implant sağkalım oranı %94.87 olduğu sonucuna varmışlardır. Pterygoid implantların atrofik posterior maksillası olan hastalarda başarıyla kullanılabileceği sonucuna varmışlar fakat dahil etme kriterlerini karşılayan çalışmaların retrospektif analizler olması zayıf kanıt özelliği taşımaktadır.

Wu vd. (2021) yapmış oldukları retrospektif çalışmada posterior atrofisi olan dişsiz maksillanın rehabilitasyonunda anterior ve pterygoid implantların kısa dönem klinik sonuçları ve hasta memnuniyeti değerlendirmişlerdir. Bir yıllık takipte anterior ve pterygoid implantlar için sağkalım oranları sırasıyla %96,5 ve %97,8 olarak bulmuşlardır. İki implant tipi arasında sondalama derinliği, modifiye sulkus kanama indeksi ve plak indeksi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiş , hastalar anterior ve pterygoid implantlarla desteklenen tam ark protezlerinden yüksek derecede memnuniyet duyduklarını belirtmişlerdir.

Signorini vd. (2021) yapmış oldukları prospektif bir kohort çalışmasından 1 yıllık yükleme sonrası sonuçları araştırmışlardır. Çalışmaya tamamen dişsiz veya üst çene arkında diş eksikliği olan ve posterior üst çenede ciddi atrofisi olan on beş katılımcı dahil etmişlerdir. 1 yıllık takip süresince, tüm katılımcılarda yüksek protez stabilitesi oluşmuş ve implant kaybı gözlenmemişlerdir. Ayrıca, katılımcılar herhangi bir ağrı veya parestezi bildirmemişler. Panoramik radyografilerde peri-implant radyolusensi saptanmamış. Takip döneminde sağkalım ve başarı oranları %100 olarak bulmuşlardır.

D'Amario vd. (2024) yapmış oldukları sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında farklı maksilla bölgelerine yerleştirilen implantlarla karşılaştırıldığında pterygoid implantların sağkalım oranlarını değerlendirmişlerdir. Pterygoid implantlar, posterior maksilla atrofisi sunan hastalarda geçerli bir alternatif olabileceği ancak cerrahi tekniğin zorluğu nedeniyle sonuçlar dikkatli bir şekilde yorumlanmasını önermişlerdir.

Cea-Arestín vd. (2024) yapmış oldukları pterygoid implantları retrospektif olarak değerlendirilmiştir. 113 hastaya yerleştirilen toplam 178 pterygoid implantın değerlendirildiği çalışmada başarı oranı %98.3 olduğu sonucu çıkmıştır.

Pterygoid implantlar, özellikle atrofik maksilla rehabilitasyonunda geleneksel dental implantlara benzer veya daha yüksek biyomekanik, başarı/sağkalım oranı göstermektedir.

Posterior atrofisi olan dişsiz maksilla için, anterior ve pterygoid implantlarla desteklenen sabit protezler kabul edilebilir kısa vadeli klinik sonuçlara ve mükemmel

hasta memnuniyetine sahiptir. Maksiller rehabilitasyon için öngörülebilir ve uygulanabilir bir yöntem olarak düşünülebilir(Wu vd., 2021).

Wilkirson vd. (2021) atrofik maksilla rehabilitasyonunda pterygoid implant kullanımı sonucu oluşan stresi analiz ettikleri çalışmada incelenen tüm vakalarda çevreleyen kemikteki stres ve gerginlik seviyesini azalttığı sonucuna varmışlardır. Bu verilerden yola çıkarak çalışmamızda atrofik maksilla rehabilitasyonunda 4 zigomatik implant kullanımının alternatifi olarak zigomatik kemikte oluşan stresi azaltmak, posteriordaki çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu kantilever etkisini ortadan kaldırmak, zigomatik implant cerrahisinde oluşan komplikasyonları en aza indirmek için pterygoid ve zigomatik implant konseptinin biyomekanik olarak başarılı olacak durumunu araştırdık. Zigomatik implantlarla beraber pterygoid implantların beraber kullanıldığı konseptlerin klinik başarısı ile çevre dokularda ve zigomatik kemikte oluşacak stresi azaltıp posteriorda oluşan kantilever etkisi ortadan kaldırılabilir.

İmplantlar ve abutmentlerin anterior yüklemedeki stres değerleri incelendiğinde 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz daha başarılı gözükmemektedir. Posterior yüklemede 15 ve 25 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implant daha başarılı gözükse de 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz Quad zigoma konseptine benzer sonuçlar göstermektedir ve quad zigoma implantına alternatif model olarak değerlendirilebilir.

Protetik metal altyapıda oluşan stres değerleri incelendiğinde anterior yüklemede en iyi sonucu yine 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz vermektedir. Posteriordan yapılan yüklemede 15 ve 25 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz verse de anterior yüklemede en kötü sonucu vermesi nedeniyle 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz anterior ve posterior kantilever etkiyi ortadan kaldıracak şekilde tasarımı daha başarılı gibi gözükmemektedir.

Alveol kemiğın kortikal komponentindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendiğinde anterior yüklemede Quad zigoma konsepti iki ayrı bölgeden yakın Şekilde aldığı ankrajla daha iyi bir stres dağılımı göstermektedir. Fakat posterior yükleme sonuçları kantilever etki nedeniyle Quad zigoma konseptinin başarısının ikinci plana itiyor gibi gözükmektedir. Bu nedenle anterior ve posterior kuvvetlerin değerlendirilmesinde 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz alternatif olabilecek gibi gözükmektedir.

Alveol kemiğın spongiyoz komponentindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendiğinde anterior ve posterior yüklemede 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz alternatif olabilecek gibi gözükmektedir.

Zigomatik kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendiğinde anterior ve posterior yüklemede quad zigoma konseptinde oluşan stres değerlerinin daha yüksek olması nedeniyle 12 ve 22 numaradan uygulanan zigoma implantı ile 17 ve 27 numaradan uygulanan pterygoid implantı içeren modelimiz alternatif olabilecek gibi gözükmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda atrofik maksilla rehabilitasyonu amacıyla 3 model oluşturulmuştur. İmplant, abutment, protetik metal altyapı ve çevre kemik komponentlerinde oluşan stresler analiz edilmiştir.

Çalışmamızda yaptığımız stres analizlerinin sonucunda quad zigomatik implantların cerrahi komplikasyonlarını azaltmak ve özellikle posterior kuvvetlerde oluşan kantilever etkileri ortadan kaldırmak amacıyla 12 ve 22 numara bölgesinden uygulanan zigomatik implantlar ile 17 ve 27 numara bölgesinden uygulanan pterygoid implantları içeren modelimizin quad zigomatik implantlara bir alternatif olabileceği kanaatine varılmıştır.

Bu tez çalışmasında in vitro şartlar kullanılmış olup, in vivo faktörlerin de dikkate alınması gerekmektedir. Yapmış olduğumuz analizde ortaya çıkan sonuçların klinik yansımalarını görmek amacıyla uzun takip süreli benzer in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7.KAYNAKLAR

- Abraham, C. M. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8(1), 50. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010050>
- Acocella, A., Sacco, R., Niardi, P., & Agostini, T. (2009). Early implant placement in bilateral sinus floor augmentation using iliac bone block grafts in severe maxillary atrophy: a clinical, histological, and radiographic case report. *The Journal of oral implantology*, 35(1), 37-44. <https://doi.org/10.1563/1548-1336-35.1.37>
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10(6), 387-416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4)
- Aghaloo, T., Misch, C., Lin, G.-H., Iacono, V., & Wang, H.-L. (2016). Bone Augmentation of the Edentulous Maxilla for Implant Placement: A Systematic Review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 31 Suppl, s19-s30. <https://doi.org/10.11607/JOMI.16SUPPL.G1>
- Akbaş, M., Akbulut, M. B., & Belli, S. (2021). Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı. *European Journal of Research in Dentistry*, Cilt:5 sayı:2(Cilt:5 sayı:2), 85-94. <https://doi.org/10.29228/erd.15>
- Alberto, L. H. J., Griggs, J. A., Roach, M. D., Williamson, R. S., Chandran, R., Priddy, M. W., Lu, Y. J., Bergin, P. F., & Duan, Y. (2025). Biomechanical assessment of zygomatic implants in clinical rehabilitation scenarios: A finite element and fatigue analysis. *Dental Materials*. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2025.03.006>
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1(1), 11-25.
- Alevizakos, V., Mosch, R., Platte, A., & See, C. von. (2025). Effects of Repeated Use and Sterilization on the Wear of Zirconia Implant Drills: A SEM-Based Analysis. *Clinical and Experimental Dental Research*, 11(1), e70088. <https://doi.org/10.1002/CRE2.70088>
- Alshamrani, A. M., Mubarki, M., Alsager, A. S., Alsharif, H. K., AlHumaidan, S. A., & Al-Omar, A. (2023). Maxillary Sinus Lift Procedures: An Overview of Current Techniques, Presurgical Evaluation, and Complications. *Cureus*, 15(11), e49553. <https://doi.org/10.7759/CUREUS.49553>
- Amler, M. H. (1969). The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 27(3), 309-318. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(69\)90357-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(69)90357-0)
- Anderson, B. W., Kortz, M. W., Black, A. C., & Kharazi, K. A. Al. (2023). Anatomy, Head and Neck, Skull. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499834/>
- Aparicio, C. (2011). A proposed classification for zygomatic implant patient based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *European journal of oral implantology*, 4(3), 269-275.
- Araujo, R. Z., Santiago Júnior, J. F., Cardoso, C. L., Benites Condezo, A. F., Moreira Júnior, R., & Curi, M. M. (2019). Clinical outcomes of pterygoid implants:

- Systematic review and meta-analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 47(4), 651-660. <https://doi.org/10.1016/J.JCMS.2019.01.030>
- Atwood, D. A. (1963). Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 13(5), 810-824. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(63\)90225-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(63)90225-7)
- Atwood, D. A. (2001). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(2), 119-125. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.117609>
- Ayali, A., Altagar, M., Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2020). Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 123, 103880. <https://doi.org/10.1016/J.COMPBIOMED.2020.103880>
- Baj, A., Trapella, G., Lauritano, D., Candotto, V., Mancini, G. E., & Gianni, A. B. (2016). An overview on bone reconstruction of atrophic maxilla: success parameters and critical issues. *Journal of biological regulators and homeostatic agents*, 30(2 Suppl 1), 209-215.
- Birgfeld, C. B., Munding, G. S., & Gruss, J. S. (2017). Evidence-Based Medicine: Evaluation and Treatment of Zygoma Fractures. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 139(1), 168e-180e. <https://doi.org/10.1097/PRS.0000000000002852>
- Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Baslé, M. F., & Chappard, D. (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72(3), 215-221. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2004.03.007>
- Bonyadi Manesh, M., Vatankhah, N., & Bonyadi Manesh, F. (2024). Comparison of Microbiota in Zirconia and Titanium Implants: A Qualitative Systematic Review. *International Dental Journal*, 75(1), 51. <https://doi.org/10.1016/J.IDENTJ.2024.08.001>
- Bozyel, D., & Taşar Faruk, S. (2021). Biomechanical Behavior of All-on-4 and M-4 Configurations in an Atrophic Maxilla: A 3D Finite Element Method. *Medical Science Monitor*, 27. <https://doi.org/10.12659/MSM.929908>
- Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(3), 399-410. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)
- Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3(2), 81-100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Brånemark, P. I., Gröndahl, K., Öhrnell, L. O., Nilsson, P., Petrusen, B., Svensson, B., Engstrand, P., & Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 38(2), 70-85. <https://doi.org/10.1080/02844310310023918>
- Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, 1-132.

- Buck, D. W., & Dumanian, G. A. (2012a). Bone biology and physiology: Part I. the fundamentals. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 129(6), 1314-1320. <https://doi.org/10.1097/PRS.0B013E31824ECA94>
- Buck, D. W., & Dumanian, G. A. (2012b). Bone biology and physiology: Part II. clinical correlates. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 129(6). <https://doi.org/10.1097/PRS.0B013E31824EC354>
- Caputo A. Standlee. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Illinois: Quintessence Pub. Co
- Cawood, J. I., Stoelinga, P. J. W., & Blackburn, T. K. (2007). The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36(5), 377-385. <https://doi.org/10.1016/J.IJOM.2007.01.024>
- Cea-Arestín, P., Bilbao-Alonso, A., & Hernández-Deoliveira, M. (2024). Retrospective study of a serie of pterygoid implants. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 29(5), e650-e654. <https://doi.org/10.4317/MEDORAL.26633>
- Cebrián Carretero, J. L., Del Castillo Pardo de Vera, J. L., Montesdeoca García, N., Garrido Martínez, P., Pampín Martínez, M. M., Aragón Niño, I., Navarro Cuéllar, I., & Navarro Cuéllar, C. (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. <https://doi.org/10.3390/JCM11154594>
- Chaware, S., Thakare, V., Chaudhary, R., Jankar, A., Thakkar, S., & Borse, S. (2021). The rehabilitation of posterior atrophic maxilla by using the graftless option of short implant versus conventional long implant with sinus graft: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trial. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 21(1), 28-44. https://doi.org/10.4103/JIPS.JIPS_400_20
- Chiapasco, M., Brusati, R., & Ronchi, P. (2007). Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and delayed oral implants for the rehabilitation of extremely atrophied maxillae: a 1-9-year clinical follow-up study on humans. *Clinical oral implants research*, 18(1), 74-85. <https://doi.org/10.1111/J.1600-0501.2006.01287.X>
- Choi, Y., Cheong, J., Song, Y., Kim, J., Kang, D.-Y., Ahn, H.-S., Park, S., Esposito, M., Shin, H.-S., & Park, W. (2025). Moldable and Particulate Bone Material in Alveolar Ridge Preservation: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 27(2), e70011. <https://doi.org/10.1111/CID.70011>
- Chow, J., Wat, P., Hui, E., Lee, P., & Li, W. (2010). A new method to eliminate the risk of maxillary sinusitis with zygomatic implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 25(6), 1233-1240.
- Chrcanovic, B., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2017). Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International journal of prosthodontics*, 30(3), 219-237. <https://doi.org/10.11607/IJP.5142>
- Cochinski, R., Agarwal, M., Albuquerque, J., de Almeida, C. A., Stricker, R. P., Uberti, M. F., Casqueiro, A. P. K., Mendonça, G. S., Do Nascimento, G. R. S., Miraldi,

- F., & Decnop, M. (2022). Anatomy and Diseases of the Greater Wings of the Sphenoid Bone. *Radiographics*, 42(4), 1177-1195. <https://doi.org/10.1148/RG.210094/ASSET/IMAGES/LARGE/RG.210094.TBL.5.JPEG>
- Curi, M. M., Cardoso, C. L., & Ribeiro, K. de C. B. (2015). Retrospective study of pterygoid implants in the atrophic posterior maxilla: implant and prosthesis survival rates up to 3 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 30(2), 378-383. <https://doi.org/10.11607/JOMI.3665>
- Dal, C., Linkow, L., Pasqualini, M., Shulman, M., Grivet, B., & Nardone, M. (2013). Blade implants in the rehabilitation of severely atrophic ridges: 40 years case report, technical improvements, statistical data over 605 implants. *Annals of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1(4). <https://doi.org/10.13172/2052-7837-1-4-956>
- Dalgorf, D., & Higgins, K. (2008). Reconstruction of the midface and maxilla. *Current Opinion in Otolaryngology & Head & Neck Surgery*, 16(4), 303-311. <https://doi.org/10.1097/MOO.0b013e328304b426>
- D'Amario, M., Orsijena, A., Franco, R., Chiacchia, M., Jahjah, A., & Capogreco, M. (2024). Clinical achievements of implantology in the pterygoid region: A systematic review and meta-analysis of the literature. *Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery*, 125(5S1). <https://doi.org/10.1016/J.JORMAS.2024.101951>
- Danesh-Sani, S. A., Loomer, P. M., & Wallace, S. S. (2016). A comprehensive clinical review of maxillary sinus floor elevation: anatomy, techniques, biomaterials and complications. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 54(7), 724-730. <https://doi.org/10.1016/J.BJOMS.2016.05.008>
- Daniel, D., Pande, D., Bakshi, J. H. I., & Jose, J. (2024). Biomechanical Evaluation of Zygomatic Implant Versus Pterygoid Implant in Atrophic Maxilla: An In vitro Finite Element Study. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 23(3), 734-744. <https://doi.org/10.1007/S12663-024-02128-1>
- Davó, R., & David, L. (2019). Quad Zygoma: Technique and Realities. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 31(2), 285-297. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2018.12.006>
- Davó, R., Felice, P., Pistilli, R., Barausse, C., Marti-Pages, C., Ferrer-Fuertes, A., Ippolito, D. R., & Esposito, M. (2018). Immediately loaded zygomatic implants vs conventional dental implants in augmented atrophic maxillae: 1-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *European journal of oral implantology*, 11(2), 145-161.
- Davó, R., & Pons, O. (2015). 5-year outcome of cross-arch prostheses supported by four immediately loaded zygomatic implants: A prospective case series. *European journal of oral implantology*, 8(2), 169-174.
- Dawood, A., & Kalavresos, N. (2017). Management of Extraoral Complications in a Patient Treated with Four Zygomatic Implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 32(4), 893-896. <https://doi.org/10.11607/JOMI.5484>
- Dayan, S. C., & Geckili, O. (2021). The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental implants: a three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(14), 1606-1617. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1903450>

- de Moraes, E. J. (2012). The buccal fat pad flap: an option to prevent and treat complications regarding complex zygomatic implant surgery. Preliminary report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(4), 905-910.
- Elgali, I., Omar, O., Dahlin, C., & Thomsen, P. (2017). Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *European Journal of Oral Sciences*, 125(5), 315. <https://doi.org/10.1111/EOS.12364>
- Elias, C. N. (2011). Factors Affecting the Success of Dental Implants. İçinde *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. InTech. <https://doi.org/10.5772/18746>
- Esposito, M., Davó, R., Marti-Pages, C., Ferrer-Fuertes, A., Barausse, C., Pistilli, R., Ippolito, D. R., & Felice, P. (2018). Immediately loaded zygomatic implants vs conventional dental implants in augmented atrophic maxillae: 4 months post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *European journal of oral implantology*, 11(1), 11-28.
- Evasic R. W. (1983). Intramucosal implants: a review of concepts and techniques--single inserts and tandem denserts. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(5), 695-701. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90399-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90399-2)
- Fischer-Brandies, E., Dielert, E., & Feder, F. H. (1986). The response of cortical bone to hydroxyapatite ceramic. *Clinical Materials*, 1(1), 23-28. [https://doi.org/10.1016/S0267-6605\(86\)80059-2](https://doi.org/10.1016/S0267-6605(86)80059-2)
- Frank, A. L. (1967). Improvement of the crown-root ratio by endodontic endosseous implants. *The Journal of the American Dental Association*, 74(3), 451-462. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1967.0083>
- Freedman, M., Ring, M., & Stassen, L. F. A. (2013). Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 42(5), 671-676. <https://doi.org/10.1016/J.IJOM.2012.12.006>
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>
- Giannoudis, P. V., Dinopoulos, H., & Tsiridis, E. (2005). Bone substitutes: An update. *Injury*, 36(3), S20-S27. <https://doi.org/10.1016/J.INJURY.2005.07.029>
- GÜMRÜKÇÜ, Z., & KURT, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017(2017). <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.296433>
- Güzelce Sultanoğlu, E., Özsağır, Z. B., Çiftçi Şişman, A., & Tokar, E. (2023). Evaluation of the Effect of Cortical Bone Thickness on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prostheses. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 43(5), 633-647. <https://doi.org/10.1007/s40846-023-00830-y>
- Güzelce Sultanoğlu, E., Tokar, E., & Karacer, Ö. (2023). Finite Element Analysis of Different Framework Materials on Maxillary Palateless Implant-Supported Overdenture Prosthesis. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 43(3), 239-248. <https://doi.org/10.1007/S40846-023-00786-Z/TABLES/2>
- Haghnegahdar, A., Khojastepour, L., & Naderi, A. (2018). Evaluation of Infraorbital Canal in Cone Beam Computed Tomography of Maxillary Sinus. *Journal of Dentistry*, 19(1), 41. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5817342/>
- Hämmerle, C. H. F., & Jung, R. E. (2003). Bone augmentation by means of barrier membranes. *Periodontology 2000*, 33(1), 36-53.

- Haraldson, T., & Carlsson, G. E. (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scandinavian journal of dental research*, 85(3), 200–208. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1977.tb00554.x>
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta odontologica Scandinavica*, 35(6), 297–303. <https://doi.org/10.3109/00016357709064128>
- Heary, R. F., Parvathreddy, N., Sampath, S., & Agarwal, N. (2017). Elastic modulus in the selection of interbody implants. *Journal of Spine Surgery*, 3(2), 163. <https://doi.org/10.21037/JSS.2017.05.01>
- Iezzi, G., Perrotti, V., Felice, P., Barausse, C., Piattelli, A., & Del Fabbro, M. (2020). Are <7-mm long implants in native bone as effective as longer implants in augmented bone for the rehabilitation of posterior atrophic jaws? A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 22(5), 552-566. <https://doi.org/10.1111/CID.12946>
- Ishak, M. I., Abdul Kadir, M. R., Sulaiman, E., & Abu Kasim, N. H. (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(9), 1077-1089. <https://doi.org/10.1016/J.IJOM.2012.04.010>
- İlgün, A., Korkmaz, H. H., Malkoç, S., Başçiftçi, F. A. (2004). İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim Ve Teknoloji Dergisi, 19(1), 29-38.
- Jamil, R. T., Waheed, A., & Callahan, A. L. (2023). Anatomy, Sphenoid Bone. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK544308/>
- Karabekmez, F. E., Irgin, C., Saglam, I., & Gorgu, M. (2012). Maxillofacial distraction osteogenesis. *Abant Medical Journal*, 1(1), 1-7. <https://doi.org/10.5505/abantmedj.2012.32042>
- Kumar, P., Vinitha, B., & Fathima, G. (2013a). Bone grafts in dentistry. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 5(Suppl 1), S125. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.113312>
- Kumar, P., Vinitha, B., & Fathima, G. (2013b). Bone grafts in dentistry. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 5(Suppl 1), S125. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.113312>
- KÜÇÜKKURT, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.328138>
- Kühnel, T. S., & Reichert, T. E. (2015). Trauma of the midface. *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery*, 14, Doc06. <https://doi.org/10.3205/CTO000121>
- Lekholm U Z. G. (1985). Osseointegration in Clinical Dentistry: Quintessence Publ Co. S: 199-209.
- Linkow, L. I., Winkler, S., Shulman, M., Carlo, L. D., Pasqualini, M. E., Rossi, F., & Nardone, M. (2016). A New Look at the Blade Implant. *Journal of Oral Implantology*, 42(4), 373-380. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-16-00015>
- Lisiak-Myszkę, M., Marciniak, D., Bieliński, M., Sobczak, H., Garbacewicz, Ł., & Drogoszewska, B. (2020). Application of Finite Element Analysis in Oral and

- Maxillofacial Surgery—A Literature Review. *Materials* 2020, Vol. 13, Page 3063, 13(14), 3063. <https://doi.org/10.3390/MA13143063>
- Lorenz, J., Giuliani, N., Hölscher, W., Schwiertz, A., Schwarz, F., & Sader, R. (2019). Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(2), 263-271. <https://doi.org/10.1111/CID.12720>
- Lubar, R. L., & Katin, R. A. (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 121(3). <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1990.0174>
- Maló, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, I. (2008). A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 354-366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60237-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60237-1)
- Mary Crispin, P., Agarwal, N., Kumar, A. K., & Graduate, P. (t.y.). PTERYGOID IMPLANT-For Atrophic Posterior Maxilla. *TMU J Dent*, 8.
- McMillan, D. C., McMillan, K. B., Viozzi, C. F., Shivers, P., Gellrich, N. C., & Powers, D. B. (2024). 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*. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2024.10.005>
- Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., & Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*, 13(3), 334-341. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130315.x>
- Migliorança, R. M., Coppedê, A., Dias Rezende, R. C. L., & de Mayo, T. (2011). Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 26(3), 665-672.
- Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology : implantologist*, 6(2), 23-31.
- Carl E. Mish. (2005). Dental Implant Prosthetics. 1th ed. St. Louis: Mosby, Inc., Chapter 14-19-20.
- Mitchell D. A. (2015). An Introduction to Oral and Maxillofacial Surgery: Taylor and Francis.
- Molina, A., Sanz-Sánchez, I., Sanz-Martín, I., Ortiz-Vigón, A., & Sanz, M. (2022). Complications in sinus lifting procedures: Classification and management. *Periodontology 2000*, 88(1), 103-115. <https://doi.org/10.1111/PRD.12414>
- Moraschini, V., de Queiroz, T. R., Sartoretto, S. C., de Almeida, D. C. F., Calasans-Maia, M. D., & Louro, R. S. (2023). Survival and complications of zygomatic implants compared to conventional implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 5 years: A systematic review and meta-analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 25(1), 177-189. <https://doi.org/10.1111/CID.13153>
- Muñoz, D. G., Aldover, C. O., Zubizarreta-Macho, Á., Menéndez, H. G., Castro, J. L., Peñarrocha-Oltra, D., Montiel-Company, J. M., & Montero, S. H. (2021). Survival Rate and Prosthetic and Sinus Complications of Zygomatic Dental

- Implants for the Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biology* 2021, Vol. 10, Page 601, 10(7), 601. <https://doi.org/10.3390/BIOLOGY10070601>
- Nunes de Sousa, B. L., & Leitão de Almeida, B. (2020). Pterygoid implants for the immediate rehabilitation of the atrophic maxilla: A case report of a full arch on 4 implants. *Oral and Maxillofacial Surgery Cases*, 6(4), 100192. <https://doi.org/10.1016/J.OMSC.2020.100192>
- Ogle, O. E., Weinstock, R. J., & Friedman, E. (2012). Surgical anatomy of the nasal cavity and paranasal sinuses. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 24(2), 155-166. <https://doi.org/10.1016/J.COMS.2012.01.011>
- Okay, D. J., Genden, E., Buchbinder, D., & Urken, M. (2001). Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: A classification system of defects. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(4), 352-363. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.119524>
- Ozzo, S., & Kheirallah, M. (2024). The efficiency of two different synthetic bone graft materials on alveolar ridge preservation after tooth extraction: a split-mouth study. *BMC Oral Health*, 24(1), 1-8. <https://doi.org/10.1186/S12903-024-04803-8/FIGURES/4>
- ÖMEZLİ, M. M., & ERTAŞ, Ü. (2015). Zigoma implantları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(10). <https://doi.org/10.17567/dfd.25045>
- Özçelik E. (2010). Farklı İmplant Ataşman Sistemlerinin Kemik Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yoluyla İncelenmesi. İstanbul.
- Özyürek, T., Uslu, G., Arıcan, B., Gündoğar, M., Nekoofar, M. H., & Dummer, P. M. H. (2024). Influence of endodontic access cavity design on mechanical properties of a first mandibular premolar tooth: a finite element analysis study. *Clinical Oral Investigations*, 28(8), 433. <https://doi.org/10.1007/S00784-024-05808-X>
- Parhiz, A., Nourishirazi, R., Asadi, A., & Karimpour, M. (2024). Finite Element Assessment of a Novel Patient-Specific Mandibular Implant for Severely Atrophic Ridge. *BioMed Research International*, 2024, 9735427. <https://doi.org/10.1155/2024/9735427>
- Park, Y. S., Lee, B. A., Choi, S. H., & Kim, Y. T. (2022). Evaluation of failed implants and reimplantation at sites of previous dental implant failure: survival rates and risk factors. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 52(3), 230-241. <https://doi.org/10.5051/JPIS.2105020251>
- Pham, A. V., Abarca, M., De Mey, A., & Malevez, C. (2004). Rehabilitation of a Patient with Cleft Lip and Palate with an Extremely Edentulous Atrophied Posterior Maxilla Using Zygomatic Implants: Case Report. <https://doi.org/10.1597/03-105.1>, 41(5), 571-574. <https://doi.org/10.1597/03-105.1>
- Reiser, G. M., Nevins, M., & Mellonig, J. T. (1998). *Implant Use in the Tuberosity, Pterygoid, and Palatine Region: Anatomic and Surgical Considerations*.
- Rodgers, M. M., & Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical therapy*, 64(12), 1886–1902. <https://doi.org/10.1093/ptj/64.12.1886>
- Romeed, S. A., Hays, R. N., Malik, R., & Dunne, S. M. (2015). Extrasinus zygomatic implant placement in the rehabilitation of the atrophic maxilla: three-dimensional finite element stress analysis. *The Journal of oral implantology*, 41(2), e1–e6. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00276>

- Sadid-Zadeh, R., Stylianou, A., & Aponte Wesson, R. (2018). Prosthetic management of an existing transmandibular implant: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 693-697. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.06.021>
- Sadrameli, M., & Mupparapu, M. (2018). Oral and Maxillofacial Anatomy. *Radiologic clinics of North America*, 56(1), 13-29. <https://doi.org/10.1016/J.RCL.2017.08.002>
- Saffar, J., Lasfargues, J., & Cherruau, M. (1997). Alveolar bone and the alveolar process: the socket that is never stable. *Periodontology 2000*, 13(1), 76-90. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1997.tb00096.x>
- Saini, R. S., Mosaddad, S. A., & Heboyar, A. (2023). Application of density functional theory for evaluating the mechanical properties and structural stability of dental implant materials. *BMC Oral Health*, 23(1), 958. <https://doi.org/10.1186/S12903-023-03691-8>
- Sartori, E. M., Padovan, L. E. M., De Mattias Sartori, I. A., Ribeiro, P. D., Gomes De Souza Carvalho, A. C., & Goiato, M. C. (2012). Evaluation of Satisfaction of Patients Rehabilitated With Zygomatic Fixtures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(2), 314-319. <https://doi.org/10.1016/J.JOMS.2011.03.044>
- Sennerby, L., Carlsson, G. E., Bergman, B., & Warfvinge, J. (1988). Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontologica Scandinavica*, 46(3), 135-140. <https://doi.org/10.3109/00016358809004759>
- Sertgöz A. (2005). Osseointegrasyon-II (3. bs.). Ankara: İmplantr S: 40-45.
- Shapoff, C. A. (2002). Clinical advantages of tapered root form dental implants. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 23(1), 42-44, 46, 48 passim.
- Signorini, L., Faustini, F., Samarani, R., & Grandi, T. (2021). Immediate fixed rehabilitation supported by pterygoid implants for participants with severe maxillary atrophy: 1-Year postloading results from a prospective cohort study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(1), 67-75. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2020.04.005>
- Sjöström, M., Sennerby, L., Nilson, H., & Lundgren, S. (2007). Reconstruction of the atrophic edentulous maxilla with free iliac crest grafts and implants: a 3-year report of a prospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 9(1), 46-59. <https://doi.org/10.1111/J.1708-8208.2007.00034.X>
- Soriano, R. M., & Das, J. M. (2022). Anatomy, Head and Neck, Maxilla. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538527/>
- Stadlinger, B., Hennig, M., Eckelt, U., Kuhlisch, E., & Mai, R. (2010). Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(6), 585-592. <https://doi.org/10.1016/J.IJOM.2010.01.015>
- Stein, E. (2014). *History of the Finite Element Method – Mathematics Meets Mechanics – Part I: Engineering Developments*. 399-442. https://doi.org/10.1007/978-3-642-39905-3_22
- Stella, J. P., & Warner, M. R. (2000). Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomatic dental implants: a technical note. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(6), 889-893.

- Summers, R. B. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(2), 152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
- Sutter, F., Schroeder, A., & Buser, D. A. (1988). The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(3), 161-172.
- Tamer, Y., Somay, D., & Pektaş, Z. Ö. (2017). Otojen iliak kemikle greftlenen atrofik maksillanın 4 implant üstü zirkonyum sabit protezle rekonstrüksiyonu: Olgu sunumu. *Selcuk Dental Journal*. <https://doi.org/10.15311/1441.330625>
- Taniguchi, S., Yamamoto, M., Tanaka, T., Yang, T., Watanabe, G., Sugiyama, Y., Takagi, T., Murakami, G., Hayashi, S., & Abe, S. (2024). Anatomical study of pterygoid implants: artery and nerve passage through bone dehiscence of the greater palatine canal. *International Journal of Implant Dentistry*, 10(1), 51. <https://doi.org/10.1186/S40729-024-00560-Z>
- Taşkınsel, E., & Gümüş, H. Ö. (2015). SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZİ VE RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(8). <https://doi.org/10.17567/dfd.18264>
- Tezerişener, H. A., Özalp, Ö., Altay, M. A., & Sindel, A. (2024). Comparison of stress distribution around all-on-four implants of different angulations and zygoma implants: a 7-model finite element analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 176. <https://doi.org/10.1186/S12903-023-03761-X>
- Toprak, M. E. (2023). Does a sloped neck implant design facilitate All-on-4 surgeries? A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Medical and Dental Investigations*, 4, e230310. <https://doi.org/10.5577/jomdi.e230310>
- Tulasne, J. F. (1989). Implant treatment of missing posterior dentition. Albrektsson, T., Zarb, G. A. (Ed.) *The Branemark Osseointegrated Implant*. (1. Baskı, s. 103). Quintessence.
- Vanaclocha, V., Atienza, C., Vanaclocha, A., Peñuelas, A., Gómez-Herrero, J., Pérez-Carrió, F., Diego-Leyda, J. A., Sáiz-Sapena, N., & Vanaclocha, L. (2025). New Subperiosteal Dental Implant Design with Finite Element Analysis and Mechanical Validation: A Design Validation Study. *Materials*, 18(3), 622. <https://doi.org/10.3390/MA18030622>
- Varol, A., Atali, O., Sipahi, A., & Basa, S. (2016). Implant Rehabilitation for Extremely Atrophic Maxillae (Cawood Type VI) with Le Fort I Downgrafting and Autogenous Iliac Block Grafts: A 4-year Follow-up Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 31(6), 1415-1422. <https://doi.org/10.11607/JOMI.4740>
- Wilkirson, E., Chandran, R., & Duan, Y. (2021). Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla with Pterygoid Implants: A 3D Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 36(3), e51-e62. <https://doi.org/10.11607/JOMI.8185>
- Wu, J., Liu, K., Li, M., Zhu, Z., & Tang, C. (2021). Clinical assessment of pterygoid and anterior implants in the atrophic edentulous maxilla: a retrospective study. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi = Huaxi kouqiang yixue zazhi = West China journal of stomatology*, 39(3), 286-292. <https://doi.org/10.7518/HXKQ.2021.03.007>

- Yang, S., Wang, N., Ma, Y., Guo, S., Guo, S., & Sun, H. (2022). Immunomodulatory effects and mechanisms of distraction osteogenesis. *International Journal of Oral Science*, 14(1), 4. <https://doi.org/10.1038/S41368-021-00156-Y>
- Zielinski, R., Okulski, J., Piechaczek, M., Łoś, J., Sowiński, J., Sadowska-Sowińska, M., Kołkowska, A., Simka, W., & Kozakiewicz, M. (2025). Five-Year Comparative Study of Zygomatic and Subperiosteal Implants: Clinical Outcomes, Complications, and Treatment Strategies for Severe Maxillary Atrophy. *Journal of Clinical Medicine*, 14(3), 661. <https://doi.org/10.3390/JCM14030661>



EKLER

EK 1. Ordu Üniversitesi Girişimsel Olmayan Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu Kararı



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Oğuzhan TAPCI

Yabancı Dili : İngilizce

Öğrenim Durumu : Yüksek Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Kocaeli Üniversitesi	2015-2020

İş Deneyimi:

Görev	Görev yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	2021-
Rotasyonlu Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi Acil Tıp Anabilim Dalı	2023
Rotasyonlu Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Tıp Fakültesi Anestezi ve Reanimasyon Anabilim Dalı	2023
Rotasyonlu Araştırma Görevlisi	Giresun Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak, Burun ve Boğaz Baş, Boyun Cerrahisi Anabilim Dalı	2024
Rotasyonlu Araştırma Görevlisi	OMÜ Tıp Fakültesi Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Anabilim Dalı	2024-2025

