

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MANDİBULAR MOLAR BÖLGEYE İMMEDİYAT
OLARAK YERLEŞTİRİLEN FARKLI KONUMLARA VE
TASARIMLARA SAHİP İMPLANTLARIN ÜÇ BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODU İLE
BİYOMEKANİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Tuğrul TÜREN

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Adnan KILINÇ**

**ERZURUM
2018**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İLGİLİ TEZ KONUSU

MANDİBULAR MOLAR BÖLGEYE İMMEDİYAT OLARAK YERLEŞTİRİLEN FARKLI KONOMLARA VE TASARIMLARA SAHİP İMPLANTLARIN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODU İLE BİYOMEKANİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Tuğrul TÜREN

Tez Savunma Tarihi : 13.12.2018

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Adnan KILINÇ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ertunç DAYI

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Adnan KILINÇ

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Ertan YALÇIN

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2018

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|----------|
| TEŞEKKÜR..... | V |
| ÖZET | VI |
| ABSTRACT..... | VII |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ..... | VIII |
| ŞEKİLLER DİZİNİ..... | IX |
| TABLolar DİZİNİ..... | XIV |
| 1. GİRİŞ..... | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 3 |
| 2.1. Dental İmplantlar | 3 |
| 2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi..... | 3 |
| 2.1.2. Dental İmplantlar Tipleri | 3 |
| 2.1.2.1. Endosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi | 4 |
| 2.1.3. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller..... | 5 |
| 2.1.4. İmplant Geometrisi | 5 |
| 2.1.4.1. İmplant Gövde Yapısı..... | 6 |
| 2.1.4.2. İmplant Çapı | 7 |
| 2.1.4.3. İmplant Uzunluğu | 7 |
| 2.1.4.4. İmplant Yiv Tasarımı..... | 8 |
| 2.1.4.5. İmplant Yüzey Özellikleri | 10 |
| 2.2. Kemik..... | 11 |
| 2.2.1. Kemiğin Yapısı..... | 11 |
| 2.2.2. Kemik Sınıflandırılması..... | 12 |
| 2.2.3. İmplant Geometrisi ve Kemik Yoğunluğu İlişkisi..... | 13 |
| 2.2.5. Diş Çekim Nedenleri | 14 |

| | |
|--|----|
| 2.3. Osseointegrasyon | 15 |
| 2.3.1. Osseointegrasyon Kavramı | 15 |
| 2.3.2. Osseointegrasyonu etkileyen Faktörler | 16 |
| 2.4. İmplant Cerrahisi Ve Yükleme Koşulları | 17 |
| 2.4.1. Dental İmplant Uygulamaları ve İmmediyat İmplantasyon | 17 |
| 2.4.2. İmplant Yükleme Protokolü..... | 20 |
| 2.4.2.1. İmmediyat(Hemen) Yükleme | 22 |
| 2.4.2.2. Erken Yükleme Protokolü | 24 |
| 2.4.2.3. Geç (Klasik-Konvansiyonel) Yükleme protokolü | 24 |
| 2.4.3. İmmediyat Yükleme protokolünde mikro hareketlilik | 24 |
| 2.4.4. İmmediyat Yükleme Protokolünde Primer Stabiliteye Etki Eden Faktörler | 25 |
| 2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler..... | 26 |
| 2.5.1. Çiğneme Kuvvetleri..... | 26 |
| 2.5.1.1. Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü | 27 |
| 2.5.1.2. Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi..... | 29 |
| 2.5.1.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü..... | 29 |
| 2.5.1.4. Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi | 30 |
| 2.5.1.5. Çiğneme Kuvvetlerinin Magnifikasyonu..... | 30 |
| 2.6. Kuvvet Analizleri..... | 31 |
| 2.6.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar | 31 |
| 2.6.1.1. Kuvvet..... | 31 |
| 2.6.1.2. Gerilme(Stres)..... | 31 |
| 2.6.1.3. Gerinim(Strain)..... | 33 |
| 2.6.1.4. Elastisite (Young's) Modülü..... | 33 |
| 2.6.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio) | 34 |

| | |
|---|-----------|
| 2.6.1.6. Homojen Cisim | 34 |
| 2.6.1.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim | 34 |
| 2.6.1.8. Lineer Elastik Cisim | 35 |
| 2.6.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri..... | 35 |
| 2.6.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi..... | 36 |
| 3. MATERYAL VE METOT..... | 41 |
| 3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri..... | 42 |
| 3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması | 42 |
| 3.2.1. Mandibula Modellerinin Hazırlanması | 42 |
| 3.2.2. Çalışma Modellerinin Hazırlanması | 46 |
| 3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi..... | 48 |
| 3.3.1. Materyal Özellikleri..... | 48 |
| 3.3.2. Sınır Koşulları..... | 49 |
| 3.3.3. Yükleme Koşulları..... | 49 |
| 3.4. Nihai Modeller | 50 |
| 4. BULGULAR..... | 54 |
| 4.1. İmplantların Üzerinde Oluşan Stres Değerleri..... | 54 |
| 4.2. Alveol Kemiğinde Oluşan Stres Değerleri ve Dağılımları | 55 |
| 4.2.1. Mezial Kök Soketine Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda Stres Değerleri ve Dağılımları | 55 |
| 4.2.1.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında | 55 |
| 4.2.1.2. Oblik Yönde Gelen Kuvvetler Altında | 58 |
| 4.2.2. Distal Kök Soketine Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda Stres Değerleri ve Dağılımları | 63 |
| 4.2.2.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında | 63 |

| | |
|--|------------|
| 4.2.2.2. Oblik Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında | 66 |
| 4.2.3. Septuma Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda Stres Değerleri ve Dağılımları | 71 |
| 4.2.3.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında | 71 |
| 4.2.3.2. Oblik Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında | 75 |
| 4.3. Vertikal ve Oblik Yüklemelerde İmplantların Yer Değiştirme Miktarları | 78 |
| 5. TARTIŞMA..... | 81 |
| 6. SONUÇLAR..... | 101 |
| KAYNAKLAR | 103 |
| EKLER | 132 |
| EK-1. ÖZGEÇMİŞ | 132 |
| EK-2. ETİK KURUL ONAYI..... | 133 |

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalıőmam sũresince bilgi ve deneyimlerini paylaőmaktan çekinmeyen, mesleki becerilerimi kazanmamda ũzerimde bũyũk hakkı olan danıőman hocam sayın Doç. Dr. Adnan KILINÇ'a en derin saygı ve Őukranlarımı sunarım.

Eğitim sũrecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bũlũmũmũzũn değerli Őđretim ũyeleri; Prof. Dr. Ertunç DAYI, Prof. Dr. ũmit ERTAŞ, Dr. Őđrt. ũyesi Ertan YALÇIN, Dr. Őđrt. ũyesi Gelengũl URVASIZOĞLU'na;

Birlikte çalıőmaktan mutluluk duyduğum bũtũn asistan arkadaőlarıma ve tũm anabilim dalı çalıőanlarına;

Son olarak bugũnlere gelmemde en bũyũk katkıyı sağlayan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini yanımda hissettiğim aileme sonsuz teőekkũrlerimi sunarım.

Tuğrul TũREN

ÖZET

Mandibular Molar Bölgeye İmmedyat Olarak Yerleştirilen Farklı Konumlara ve Tasarımlara Sahip İmplantların Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Metodu İle Biyomekanik Açıdan Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı; mandibular birinci molar diş bölgesine diş çekimini takiben immedyat dental implant uygulaması ile birlikte aynı seansta protetik üst yapının da immedyat olarak yüklenmesi sürecini içeren tedavi yaklaşımının, tam bir standardizasyon altında literatürde kabul görmüş olan farklı konumlara ve tasarımlara sahip implantlar kullanılarak sonlu elemanlar analizi metodu ile biyomekanik olarak değerlendirmektir.

Materyal ve Metod: Mandibular bölgeyi içeren bilgisayarlı tomografi yardımıyla sol birinci molar diş çekim soketi bulunan mandibula modeli oluşturuldu. 12mm boy, 4,5 mm çapa sahip silindirik gövde yapısında payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv tasarımlarına sahip titanyum implantlar modellendi. Tasarlanan implantlar mandibular birinci molar çekim soketi üzerinde konumları mezial, distal çekim soketi ve interradiküler septum olmak üzere 3 farklı pozisyonda yerleştirildi. Modellere protetik kronlar üzerinden 300 N kuvvet vertikal ve vertikal düzlemde 30 derece açı ile bukkolingual yönde uygulanarak statik lineer analizler gerçekleştirildi. Analizler sonucunda implantlar ve alveoler kemik üzerinde oluşan stres değerleri ve implantların mikrohareketlilik miktarları elde edildi.

Bulgular: Mezial çekim soketine yerleştirilen implantların interradiküler septum bölgesinde kemiğin fizyolojik sınırlarının üzerinde streslere neden olduğu, septum ve distal çekim soketine yerleştirilen implantların ise daha düşük stres değerleri oluşturduğu görülmüştür. İmplant bölgesi farketmeksizin stres iletimi ve mikrohareketlilik yönünden kare ve payanda yiv tasarımları üçgen ve ters payanda tasarımlara göre daha düşük değerler elde etmişlerdir.

Sonuçlar: Mandibular birinci molar immedyat implant uygulaması ve immedyat yüklemeleri açısından en uygun konum septum bölgesi olmakla birlikte immedyat implant yüklemeleri için kuvvetler altında oluşturdukları stres ve mikrohareketlilik miktarları açısından kare ve payanda yiv tasarımlarına sahip implantlar tercih edilmelidir.

Anahtar Kelimeler: İmmedyat implant, İmmedyat yükleme, Mikro hareketlilik, Sonlu elemanlar analizi, Yiv Tasarımı

ABSTRACT

Biomechanical Evaluation of Immediately Placed Implants With Different Locations and Designs In The Mandibular Molar Region with Three Dimensional Finite Element Analysis Method

Aim: The main purpose of the study was to evaluate the biomechanical environment of immediately placed implants followed by the extraction of the mandibular first molar tooth and immediate loading treatment procedure with finite element analysis method under accurately standardization by confirmed literature of using different located and designed implants.

Material and method: A mandible model with a left first molar tooth extraction socket was created with the help of computed tomography. Titanium implants with 12mm length, 4,5 mm diameter cylindrical body structure and butress, reverse butress, square and triangular groove designs were modeled. The designed implants were placed on the mandibular first molar extraction socket in three different positions: mesial, distal extraction sockets and interradicular septum. Static linear analyzes were performed on the models by applying a 300 N force on the prosthetic crowns vertically and obliquely to form an angle of 30 degrees according to vertical plane. As a result of the static linear analyzes, the stress values of the implants and alveolar bone and the micro-mobility of the implants were obtained.

Results: It caused stress beyond the physiological limits of the bone in the interradicular septum area of the implants placed on the mesial extraction socket. The implants placed in the septum and distal extraction sockets were found to have lower stress values. Regardless of the implant area, square and butress groove designs have lower values compared to triangular and reverse butress designs in terms of stress transmission and micro-mobility.

Conclusion: The most suitable position for the mandibular first molar immediate implantation and immediate loading is the septum. Square and butress groove designs should be preferred considering the amount of stress and micromotion.

Keywords: Immediate Implant, Immediate loading, Micromotion, Finite Element Analysis, Groove Design

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

| | |
|---------------|----------------------------|
| BT | : Bilgisayarlı tomografi |
| GPa | : Gigapaskal |
| Pmax | : Maksimum principal stres |
| Pmin | : Minimum principal stres |
| mm | : Milimetre |
| MPa | : Megapaskal |
| N | : Newton |
| SEA | : Sonlu elemanlar analizi |
| μm | : Mikrometre |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| <u>Şekil No</u> | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Şekil 2.1. İmplant yiv şekilleri(Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu)..... | 10 |
| Şekil 2.2. Densitelerine göre kemik sınıflaması | 13 |
| Şekil 3.1. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT) | 43 |
| Şekil 3.3. Mandibular birinci molar diş çekim soketini içeren mandibula modeli..... | 44 |
| Şekil 3.4. Mandibula modeli üzerinde kortikal ve trabeküler tabakalarının ayrımı | 45 |
| Şekil 3.5. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları ... | 45 |
| Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan dental implant modelleri (Sırasıyla payanda, ters payanda, üçgen ve kare yiv tasarımına sahip implantlar) | 46 |
| Şekil 3.7. İmplantların distal çekim soketine yerleşimi..... | 47 |
| Şekil 3.8. İmplantların interradiküler septuma yerleşimi | 47 |
| Şekil 3.9. İmplantların mezial çekim soketine yerleşimi..... | 47 |
| Şekil 3.10. İmplantların okluzal perspektiften çekim soketi üzerinde konumu | 48 |
| Şekil 3.11. Çalışma modellerinin sınır koşulları | 49 |
| Şekil 3.12. Yiyecek modeli üzerinden vertikal ve oblik yükleme koşulları..... | 50 |
| Şekil 3.13. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği örnek model..... | 50 |
| Şekil 3.14. İmplantların interradiküler septuma yerleştirildiği örnek model | 51 |
| Şekil 3.15. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği örnek model..... | 51 |
| Şekil 4.1. Mezial kök soketine yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagital kesitte stres dağılımı | 56 |
| Şekil 4.2. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 57 |

| | |
|--|----|
| Şekil 4.3. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 57 |
| Şekil 4.4. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 58 |
| Şekil 4.5. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 58 |
| Şekil 4.6. Mezial kök soketine yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı | 59 |
| Şekil 4.7. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 61 |
| Şekil 4.8. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 61 |
| Şekil 4.9. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 62 |
| Şekil 4.10. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 62 |
| Şekil 4.11. Distal kök soketine yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı | 63 |

- Şekil 4.12.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları 65
- Şekil 4.13.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları 65
- Şekil 4.14.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları 66
- Şekil 4.15.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları 66
- Şekil 4.16.** Distal kök soketine yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı 67
- Şekil 4.17.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları 69
- Şekil 4.18.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları 69
- Şekil 4.19.** Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları 70

| | |
|---|----|
| Şekil 4.20. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 70 |
| Şekil 4.21. Septuma yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı | 71 |
| Şekil 4.22. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 73 |
| Şekil 4.23. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 73 |
| Şekil 4.24. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 74 |
| Şekil 4.25. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları | 74 |
| Şekil 4.26. Septuma yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı | 75 |
| Şekil 4.27. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları..... | 77 |
| Şekil 4.28. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları | 77 |

Şekil 4.29. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları 78

Şekil 4.30. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları 78



TABLolar DİZİNİ

| <u>Tablo No</u> | <u>Sayfa No</u> |
|--|------------------------|
| Tablo 2.1. Farklı çalışmalarda dişlere gelen okluzal kuvvetler | 28 |
| Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları | 48 |
| Tablo 3.2. İmplantların Mezial Çekim Soketine Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları | 52 |
| Tablo 3.3. İmplantların İnterradiküler Septuma Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları | 52 |
| Tablo 3.4. İmplantların Distal Çekim Soketine Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları | 53 |
| Tablo 4.1. İmplantların Üzerinde Biriken Von Mises Stres Değerleri | 55 |
| Tablo 4.2. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 56 |
| Tablo 4.3. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 60 |
| Tablo 4.4. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 64 |
| Tablo 4.5. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 68 |
| Tablo 4.6. İmplantların septuma yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 72 |
| Tablo 4.7. İmplantların septuma yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri..... | 76 |

Tablo 4.8. Dört Farklı İmplant Dizaynının Farklı Konumlarda Vertikal ve Oblik Kuvvetler Altında Farklı Eksenlerde Yer Değiştirme Miktarları (Mikrometre cinsinden) 80



1. GİRİŞ

Dental implantlar günümüzde eksik dişlerin tedavisi için tercih edilen ilk tedavi seçeneği olmaktadır.¹ Standart implant tedavisi prosedürünün aşamalarına bakıldığında; öncelikle diş çekimini takiben çekim socketinin iyileşme sürecinin beklenmesi gerekmektedir.² Bu süreç yaklaşık olarak 3 ay sürmekle birlikte hastanın sistemik durumu, çekimin travmatik veya atravmatik olması ve lokal faktörler(şişme kullanımı, ağız hijyeninin düşük olması, mekanik irritasyon vb.) bu süreyi daha da uzatmaktadır.³ İyileşme sürecinin tamamlanmasını takiben ikinci cerrahi müdahale ile implantlar yerleştirilmektedir. Ardından implantın kemiğe osseointegrasyonu için kemiğin densitesine, implantın primer stabilizasyonuna ve hastanın sistemik durumuna bağlı olarak yaklaşık 3 ay kadar daha bekleme süresi olmaktadır. Osseointegrasyondan sonra ise implant üzerine dişeti formunun elde edilmesi için kullanılan iyileşme başlıklarının yerleştirilmesi amacıyla hastaya minör cerrahi işlem uygulanması gerekmektedir. Tüm bu safhalardan sonra hastanın protezi tamamlanıp tedavisi sonlandırılmış olur.^{2,4}

Bahsedilen uzun ve sıkıntılı tedavi sürecinin önüne geçebilmek için uzun yıllardır klinisyenler kemik implant kontağını, implantın primer stabilizasyonunu ve hasta konforunu arttırmayı, tedavi süresini ise kısaltmayı hedeflemişlerdir.⁵⁻⁷ İmplant tedavisinde, değişik implant yiv dizaynı ve mikro-pürüzlü yüzey ile kemik implant kontağının ve implantı çekim socketi içerisinde farklı konumlarda ve açılarda yerleştirerek implantın primer stabilitesinin arttırılabileceği gösterilmiştir.^{5,8,9} Bu gibi nedenlerle, yeni literatür immediyat implantasyon ve immediyat yükleme ile tedavi süresinin kısaltılabileceğini öngörmektedir.^{10,11} İmmediyat implantasyon ve yükleme yöntemi ile hasta; fonksiyon kaybı, birden fazla cerrahi ve uzayan tedavi seansları ve süreleri ile ilgili sıkıntı yaşamadan daha konforlu bir şekilde tedavi olmaktadır. Aynı zamanda hekim açısından da hem zaman hem de maliyet kazancı olmaktadır.^{12,13}

Literatüre bakıldığında, özellikle okluzyon ve çiğneme fonksiyonu açısından büyük öneme sahip mandibular birinci molar diş bölgesini içeren immediyat implantasyon ile ilgili çalışmaların sadece vaka serileri veya tek bir implant tasarımı ve yöntem kullanılarak yapıldığı tespit edilmiştir.^{14, 15} Protetik üst yapının da immediyat olarak yüklenmesi ile farklı implant konumlarının ve immediyat implant uygulaması için ideal implant yiv tasarımının değerlendirildiği hem klinik hem de klinik dışı çalışma izlenmemektedir.

Bu nedenle bu çalışmanın amacı; mandibular birinci molar dişin çekimini takiben immediyat dental implant uygulaması ile birlikte aynı seansta protetik üst yapının da immediyat olarak yüklenmesi sürecini içeren tedavi yaklaşımının, tam bir standardizasyon altında literatürde kabul görmüş olan farklı konumlara ve tasarımlara sahip implantlar kullanılarak sonlu elemanlar analizi metodu ile biyomekanik olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplantasyon kelimesi anlam olarak cansız doku veya biyomateryallerin canlı bir dokuya yerleştirilmesi ya da nakledilmesi anlamında kullanılmaktadır. Nakledilen bu cansız biyomateryaller ise implant olarak adlandırılmaktadır. Aynı zamanda implant eksik bir canlı dokusunu rekonstrakte etmek için vücut içine yerleştirilen yapay ağıtlara verilen isim olarak da değerlendirilebilir. Diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan implantlar da dental implantlar olarak isimlendirilmektedir. Dental implantoloji ise; diş hekimliğinin herhangi bir nedenle meydana gelmiş olan diş eksikliklerini dental implantlar aracılığı ile rehabilite eden dalıdır.^{16, 17}

Eksik dişlerin rehabilitasyonu insanlık tarihi kadar eski bir sürece dayanmaktadır. Antik çağlarda taş, tahta, deniz kabuğu ve hayvan dişlerinin alt ve üst çeneye insan dişine uygun form verilerek yerleştirilerek ilk dental implant çalışmalarının yapıldığı belirtilmektedir.^{18, 19} Modern diş hekimliğindeki diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi konsepti; İsveçli Bränemark ve arkadaşlarının²⁰ 1960'lı yıllarda başlatmış oldukları çalışmalar sonucunda ortaya attıkları osseointegrasyon kavramı ile birlikte ortaya çıkmış olup günümüze kadar sürekli bir ilerleme kaydedilmiştir.

2.1.2. Dental İmplantlar Tipleri

Dental implantlar temelde kemik ile olan ilişkilerine bağlı olarak 3 ayrı kategoride sınıflandırılmışlardır:^{21, 22}

1. Endosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi
2. Subperiostal İmplantlar-Kemik üzeri
3. Transmandibular (Transosteal) İmplantlar-Kemik boyunca

Günümüzde, bunlardan Endosseoz (endosteal) implantlar rutin kullanımda olup diğerlerinin kullanımı terkedilmiştir.

2.1.2.1. Endosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi

Dişsiz krete veya çekim soketi boşluğuna implant frezleri yardımıyla yuva açılarak tamamen kemik içerisine yerleştirilerek uygulanan implantlara endosteal implantlar denir. Endosteal implantlar kendi içerisinde dörde ayrılırlar:

1. Vida tipi implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar

Günümüz diş hekimliğinde en fazla tercih edilen implant tipi vida tipi implantlardır. Aynı zamanda kök formu implantlar olarak da adlandırılırlar. Vida tipi implantlarda stabilizasyon yivler aracılığıyla mekanik olarak gerçekleşmektedir ve implant çeşitleri arasında primer stabilizasyonu en başarılı olan implant formudur.²³ Vida tipi implantlar üzerlerine gelen kuvvetleri yivler aracılığı ile kemiğe iletmektedir.²⁴ Yivler aracılığı ile kuvvetler kemiğe hem daha düşük seviyelerde hem de daha homojen şekilde aktarılabilir.²⁵

Günümüzde vida tipi implantlara göre pek tercih edilmeyen implant çeşitlerinden olan silindirik implantlar primer retansiyonunu kemik içine kendi çapından daha dar olan yuvalara çakılarak sıkışması sonucu sağlayan implantlardır.²⁶ Blade tipi implantlar ise geçmişte silindirik implantların yerleştirilemediği dar kretlerde uygulanan bıçak şeklinde implantlardır. Endikasyon kısıtlılığı ve çıkarılmaları esnasında oluşan fazla kemik kaybı nedeniyle kullanımlarından vazgeçilmiştir.²⁷ Daha büyük hacimli implant tasarımlarını kullanma zorunluluğunun önüne geçebilmek adına geliştirilen, üzerlerinde ankrajı arttırmak amacıyla delikler bulunan implantlar vent tipi implantlardır. Vent tipi

implantlarda iyileşme sırasında kemiğin deliklerin içine yerleşmesi sonucu fizyolojik kuvvetlere karşı implant direnci artar daha başarılı bir retansiyon sağlanmış olur.²³

2.1.3. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller

İmplant materyalleri kimyasal bileşenlerine göre metaller, seramikler, karbonlar ve polimerler olarak yapılan sınıflandırılmaktadır.²⁸

Metal ve alaşımları, bütün materyaller arasında en başarılı implant biyomateryali olarak görülmektedir. Dental implant materyali olarak çok sayıda metal alaşımı araştırılmasına rağmen günümüzde tercih edilen metal, saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Bunun başlıca nedenlerinden biri dental implantlarda karşılaşılan baskı ve çekme tipi biyomekanik kuvvetlere karşı titanyum ve alaşımlarının biyomekanik özelliklerinin oldukça iyi seviyede olmasıdır. Ayrıca implant materyalleri arasında kemikle en yakın elastisite modülüne sahip olan materyaldir. Steril edilebilmeleri, kuvvetlere karşı dirençli olmaları, işlenebilmeleri, antibakteriyel özellikleri ve biyouyumlu olmaları nedeniyle dental implant materyali olarak titanyum ve alaşımları ilk seçenektir.²³

2.1.4. İmplant Geometrisi

İmplant gövdesinin dizaynı; implanta gelen dikey ve yatay kuvvetler altında stresin alveolar kemiğe nasıl dağılacağını belirlemede ve implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı yönünden önemli bir role sahiptir. İmplant geometrisinin değişmesi ile kemiğe iletilen stres miktarının ve alveolar kemiğe tutunmasının değişebildiğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur.²⁹⁻³²

Dental implant geometrisinden bahsederken, endosteal kök formu dental implantların aşağıdaki özelliklerinin dikkate alınması önemlidir:

- Gövde yapısı,
- Çapı,

- Uzunluğu,
- Yiv tasarımı,
- Yüzey özellikleri

2.1.4.1. İmplant Gövde Yapısı

Endosteal implantların gövde yapısı; boyun, gövde ve apeks olmak üzere 3 farklı kısımda değerlendirilir.³³

İmplantların boyun bölgesi, kemik seviyesi ve doku seviyesi olmak üzere iki başlık olarak incelenebilir. Doku ve kemik seviyesi implantlar arasında boyun bölgesinde oluşturdukları stres açısından kemik seviyesi implantlar lehine fark olsa da klinik kemik kaybı bakımından herhangi bir fark olmadığı görülmüştür.^{34,35} Dental implantların krestal modülü; pürüzsüz parlak yüzeyli veya pürüzlü olarak tasarlanabilmektedir. Özellikle boyun rezorpsiyonu gerçekleşen vakalarda pürüzsüz parlak krestal modüle sahip implantların plak retansiyonu açısından daha avantajlı olduğu gösterilmiştir.^{33,36}

İmplantların gövde yapısı silindirik, açılı veya basamaklı formda olabilmektedir.^{37,38} Klinik uygulamalarda; silindirik, konik veya bunların kombinasyonu olan endosteal implantlar kullanılmaktadır. Pürüzsüz yüzeyli implantlarda, implant tasarımının konik olması kesme tipi kuvvetleri, baskı tipi kuvvetlere çevirdiği için avantajlıdır. Günümüzde yiv tasarımına sahip implantlar kullanıldığı için kuvvetler kemiğe yivler aracılığı ile iletilmektedir. Konik veya silindirik ve konik tasarımların kombinasyonuna sahip tasarımlarda implantın yerleştirilmesi daha kolay olmaktadır.³³ Bununla birlikte sonlu elemanlar analizi çalışmalarında gösterildiği gibi bu tip implantlarda apikaldeki toplam yüzey alan azaldığı için kuvvetler krestal bölgede birikir.³² Toplam yüzey alanının azalmasına bağlı olarak implantın başlangıç fiksasyonu silindirik yapıdaki yivli implantlara göre daha düşüktür.³³

İmplantların apeks tasarımı; konik veya silindirik olmakla birlikte apikal bölgede implantların retansiyonunu arttırmak amacıyla oluklar ve yivler bulunabilir. İmplantların apikal uçları da sivri bir yapıda değil düz bir yapıda olmalıdır. Sivri apikal geometride daha az yüzey alanı vardır ve bu bölgede kemikte oluşan stresi artırır. Ek olarak komşu kortikal tabaka perfore edilirse sivri apikal geometriye sahip implantlar ilişkideki anatomik yapılara(mandibular kanal, sinüs membranı) zarar verebilir.³³

2.1.4.2. İmplant Çapı

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır.³⁹ İmplant çapındaki artış, kuvvet sonucu birim alanda oluşacak olan baskı ve gerilim tipi kuvvetlerin değerlerinin azalmasını sağlar. Kuvvetler daha yoğun olarak implantın boyun bölgesinde toplandığı için geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin kemik-implant ara yüzeyi boyunca daha iyi dağıtılmasını sağlar. Bunun sonucunda implant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilmenin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını artırır.⁴⁰ İmplantın çevresinde ortaya çıkan kuvvetlerin en çok krestal kemikte görülmesi nedeniyle çap, uzunluğa göre krestal bölgedeki kuvvetlerin azaltılması açısından daha önemli bir değişkendir.⁴¹

2.1.4.3. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanır.³⁹ İmplant boyu implantın yüzey alanının artmasını ve dolayısıyla stres dağılımının daha iyi olmasını sağlayan önemli unsurlardan biridir. Yapılan çalışmalarda en etkin stres iletiminin, implantın ilk 12mm'lik kısmında gerçekleştiği ve stres dağılımındaki artışın 12mm'den sonra etkin bir şekilde artmadığı görülmüştür.⁴²⁻⁴⁴

İlk yıllarda implantolojide genel kanı implant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulup implant başarı oranını artırılması idi, ancak günümüzde genel düşünce

gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir.^{39, 44}

Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde farklı implant boyları karşılaştırılarak stres dağılımını sağlayacak optimum boy bulunmaya çalışılmış ve optimum stres dağılımının 12mm'lik implant boyunda gerçekleştiği görülmüştür.^{45, 46}

2.1.4.4. İmplant Yiv Tasarımı

İmplant yiv tasarımı implantların biyomekaniği açısından en önemli unsurdur.^{8, 47} İmplant yivleri; yiv sayısı, derinliği ve şekline bağlı olarak implantın yüzey alanını arttırarak kemik-implant temasını optimum şekilde sağlayıp implantın primer stabilitesini, fonksiyonel kuvvetlerin kemiğe en az stres oluşturacak şekilde aktarılmasını doğrudan etkilemektedir.^{8, 32, 48} İmplant yiv geometrisi 3 farklı değişkenden oluşmaktadır: Yiv adımı, Yiv derinliği, Yiv şekli.

Yiv Adımı: Komsu iki yiv formunun tepe noktasından geçecek şekilde yivlerin uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir veya aynı aksiyel düzlemde, birim uzunluktaki yiv sayısıdır.⁴⁹ Yiv adımı azaldıkça diğer bir ifade ile yiv sayısı artıkça diğer tüm değişkenler sabit iken implantın fonksiyonel yüzey alanı artacaktır.

Günümüzde en çok kullanılan implant yiv adımları Straumann' da 1,5 mm; SteriOss' da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer, 3i ve LifeCore' da 0,6 mm; BioHorizons'da 0,4 mm' dir. İmplant yiv sayısı azaldıkça yani vida adımı artıkça özellikle daha yoğun (dens) kemiklerde cerrahi yerleştirme zorlaşacaktır. Klinik olarak bakıldığında implant yiv adımının implant yüzey alanını maksimum düzeye çıkartacak seviyede düşürülmesi aynı zamanda yivler arasında kemik oluşumunu sağlayacak kadar geniş tutulması gerekir. Ancak yiv sayısının artması implantın yerleştirilmesi sırasında kemik üzerinde istenmeyen streslerin oluşmasına neden olabilir.³³

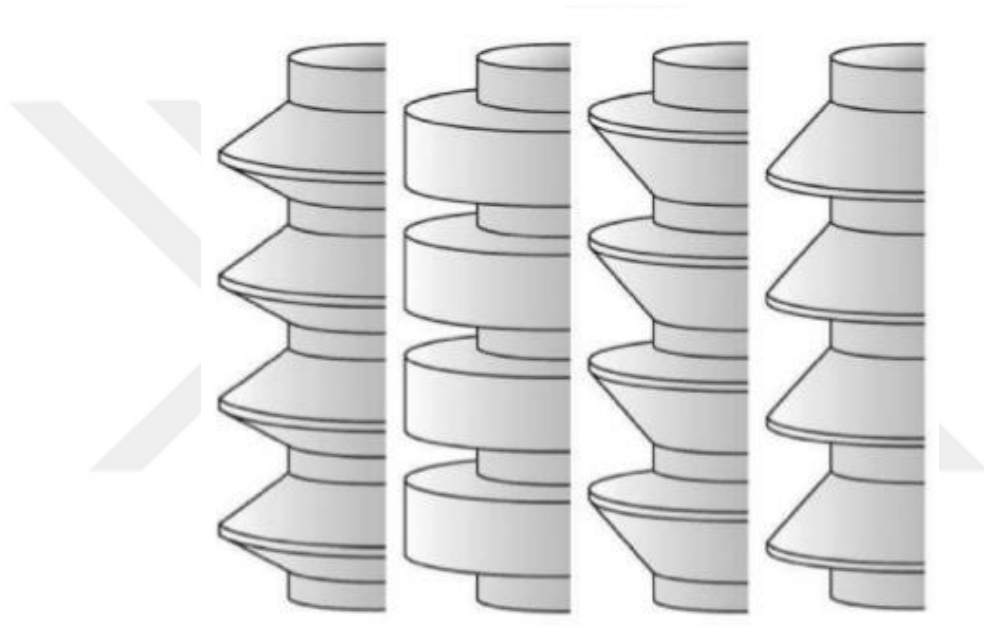
Yiv Derinliği: Yiv tasarımındaki diğer önemli unsur yiv derinliğidir. Yiv derinliği implantın gövdesinden yivin en uç kısmına kadar olan mesafe veya implantın en geniş çapı ve implant gövdesi arasındaki fark olarak ifade edilebilir.⁵⁰ Diğer değişkenler sabit olduğunda implant yiv derinliğinin artması fonksiyonel yüzey alanını arttıracaktır. Farklı implant firmaları değisik implant yiv derinliğinde implantlar üretmektedirler. Örneğin SteriOss; 0,24 mm, Straumann; 0,3 mm, Nobel Biocare, 3i, LifeCore, Paragon; 0,375 mm, Biohorizons 0,42 mm yiv derinliklerine sahiplerdir.³³

İmplant yiv derinliğinin azalmasıyla cerrahi işlem kolaylaşacak fakat implant yüzey alanı azalacaktır.⁵¹ 18 farklı yiv derinliğinin karşılaştırıldığı çalışmalarda en iyi stres dağılımını sağlayan yiv derinliğinin 0.25 mm den daha fazla olan yiv derinliklerinde olduğu stres dağılımının 0.25mm den 0.5mm'e kadar etkin bir şekilde arttığı ve optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30mm olduğu görülmüştür.⁵²⁻⁵⁵

Yiv Şekli: Fonksiyonel kuvvetlerin kemik-implant ara yüzeyine uygun şekilde iletilmesinde yiv şekli önemli role sahiptir. Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri azaltarak ve temasta oldukları kemik dokusuna homojen bir şekilde dağıtarak iletmeleridir. Ayrıca yivlerin kemik implant ara yüzeyinde yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi kuvvetleri en aza indirmesi beklenmektedir.^{44, 56}

Yiv şekilleri V yiv, payanda yiv, ters payanda yiv ve kare yiv olarak 4'e ayrılabilir.^{8, 33} (Şekil 2.1) Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme büyüklüğünü etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir.⁴⁴ Yapılan 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında karşılaştırılan 5 farklı yiv şekli arasında kare ve payanda tipi yivlerin kuvvet iletiminde daha başarılı olduğunu göstermişlerdir.⁵⁷ Kare yiv formlu implantlar, sıkıştırma (baskı) kuvvetlerini dağıtmada daha uygun yüzey alanı sergilerler. Yapılan sonlu elemanlar stres analizi

çalışmalarında yiv sayısı ve derinliğini sabit tutarak, yiv şeklinin kuvvet dağılımındaki etkisini incelenmiş ve kare şeklindeki yiv formlarının V ve ters açılı payanda tasarımlara göre makaslama ve sıkışma kuvvetleri karşısında daha az stres oluşturdukları bildirilmiştir. Ayrıca, kare yiv tasarımının; V ve ters açılı payanda formlara göre, daha fazla implant kemik temas alanı sağladığı, primer stabilizasyonda diğer yiv tasarımlarına göre daha başarılı olduğu ve aynı zamanda daha yüksek ters tork değeri gösterdiği belirtilmiştir.⁵⁸



Şekil 2.1. İmplant yiv şekilleri(Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu)

2.1.4.5. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplantın yüzey özellikleri, kemiğin implant yüzeyine tutunmasına olanak sağlayan en önemli özelliklerden biridir. İlk implantlar işlenmemiş yüzey olarak tabir edilen machined yüzeylere sahip implantlardı. Daha sonraları implant yüzeyine kemiğin daha kolay ve hızlı tutunabilmesi amacıyla implant yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Uygulanan bu işlemler ile yüzeylerdeki frezlerin oluşturduğu pürüzlülüğü arttırmak amacıyla treated (işlenmiş), kaplama ve kombine yüzeyler gibi

farklı yüzey özellikleri oluşturulmuştur. Bu işlemler ile implant yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünün artması ve implantın yüzey enerjisinin düşürülmesi hedeflenmektedir.⁵⁹⁻

64

Sonlu elemanlar analiz ile implant yüzey pürüzlülüğünün stres dağılımına olan etkisi incelendiğinde yüzeyi pürüzlü olan implantın etrafındaki implant-kemik kontağı arttığı için kemikte oluşan stres miktarının daha düşük seviyelerde olduğu görülmüştür.^{65.}

66

2.2. Kemik

2.2.1. Kemiğin Yapısı

Kemik, insan iskeletine mekanik destek sağlayan özelleşmiş bir mineralize bağ dokusudur. Üç boyutlu yapılarının farklı olması ve buna bağlı olarak farklı mekanik özellikler göstermesi nedeniyle kemik dokusu trabeküler (spongioz, kansellöz) ve kortikal (kompakt) tabakalardan meydana gelmiştir. Trabeküler kemik dokusu %70 oranında yumuşak bağ dokusundan meydana gelmesine karşın kortikal kemik %95'e kadar mineralizedir. Bu sebeple kortikal kemik trabeküler kemiğe göre 10-20 kat daha serttir. Bu sertliğe bağlı olarak kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre fonksiyon sırasında dental implantlara çok daha iyi desteklik sağlar.⁶⁷

Mandibula histolojik olarak değişken yoğunluktaki trabeküler kemiği saran dış kortikal tabaka bütününden oluşmuş tübüler, uzun bir kemiktir. Mandibulanın densitesi, posteriorda üst kenarda, anteriorda ise alt kenarda daha kalın bulunan yoğun kortikal kemik ile değerlendirilebilir.⁶⁷ Alveoler kemik seviyesinde posteriora doğru gidildikçe alveolar kemik kalınlıklarının arttığı görülmektedir. Yapılan çalışmalarda dişli mandibulada birinci molar diş bölgesinde ortalama değerlere bakıldığında; bukkal kortikal tabakanın 1,8 mm, lingual kortikal tabakanın ise 2 mm kalınlığında olduğu bildirilmiştir.^{68, 69}

Alveoler kemik ve dişler arasındaki hayat boyu devam eden bir ilişki bulunmaktadır. Wolff kanununa göre kemik dokusu üzerine gelen fonksiyonel kuvvetler sayesinde şekillenmektedir. Kemik fonksiyonunu kaybettiğinde ise yapısında belirgin değişiklikler görülür. Bu nedenle kemiğin mevcut formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için fonksiyonel kuvvetler ile uyarılmaya ihtiyacı vardır. Diş çekimi sonrası mevcut kemikteki uyarılma (stimulasyon) son bulduğu için bu bölgedeki kemik yoğunluğu ve trabekül miktarında azalma meydana gelir. Diş kaybından sonra kemik genişliği ilk yılda %25 oranında azalırken, kemik yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4mm azalma görülür.⁴⁴

2.2.2. Kemik Sınıflandırılması

Alveoler kemiğin kalitesini tanımlayan geçmişten günümüze birçok sınıflama yapılmıştır.

En sık kullanılanlardan biri olan, Misch tarafından 1999 yılında yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması şu şekildedir.³³

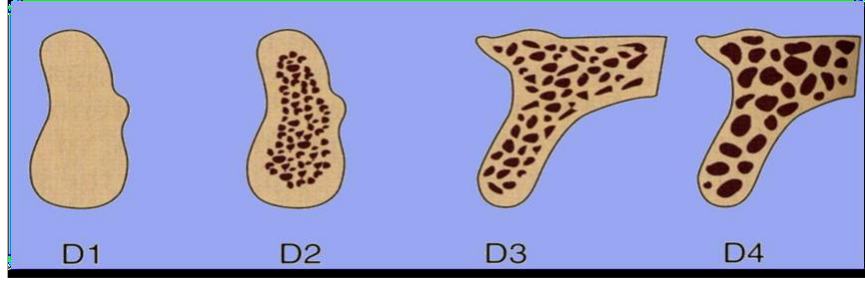
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemiktir. İleri derecede atrofik dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2 kemik: Yoğun ve kalın kortikal kemik ve altında kalın trabeküler kemikten oluşur; anterior ve posterior mandibulada ve anterior maksillada lokalizedir.

D3 kemik: İnce kortikal kemik ve altında ince trabeküler kemikten oluşur; anterior ve posterior maksillada görülür.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur. Tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik dokusu oluşturmaktadır. Posterior maksiller bölgede görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlamamış, kortikal tabakası bulunmayan ileri derecede yumuşak kemiktir. (Şekil 2.2.)



Şekil 2.2. Densitelerine göre kemik sınıflaması

İmplantların başarısında önemli bir faktör olan düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem implant kayıp oranına bakıldığında düşük yoğunluklu kemikte daha fazla sayıda implant kaybının bulunduğu bildirilmektedir.⁷⁰ Sevimay ve arkadaşları, dental implantların çevresindeki kemikte oluşan gerilmeyi farklı kemik yoğunluklarında değerlendirmek için yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizinde, 10 mm boyunda ve 4,1 mm çapında ITI marka implantlar ve üst yapı olarak metal destekli porselen kronlar modellemiştir. Kronların distal fossalarına ve bukkal tüberküllerine 300N'luk dikey kuvvet uygulanmıştır. D3 ve D4 tipteki kemikte elde edilen stres değerleri D1 ve D2 tipteki kemikteki stres değerlerine göre yüksek bulunmuştur.⁷¹ Kemik kalitesi implant başarısızlıklarında önemli bir risk faktörüdür.⁷²

2.2.3. İmplant Geometrisi ve Kemik Yoğunluğu İlişkisi

Dental implantların uygulandığı kemiğin kalitesinin implant başarısı üzerine önemli bir etkisi olması ile birlikte implantın uygulandığı kemiğin yoğunluğu azaldıkça kullanılan dental implantın fonksiyonel yüzey alanı artırılmalıdır. Bu ise implant sayısının, implantın boyunun ve çapının artırılması veya implant makro geometrisinin yüzey alanını pozitif yönde etkileyecek şekilde değiştirilmesi ile mümkündür. Örnek olarak tip IV densiteye sahip kemikte implantın diğer tüm koşulları aynı iken fonksiyonel yüzey alanı V şekilli yive sahip implanta göre daha fazla olan kare yiv formuna sahip implantlar kullanılabilir. Tip I kemikte ise cerrahinin daha kolay olması amacıyla V

şekilli yiv formlu implantlar tercih edilebilir. Bunun yanında kemik yoğunluğu düşüğe makro geometriyi değiştirmek dışında fonksiyonel yüzey alanı yüzeyi hidroksiapatit ile kaplanarak arttırılmış implantlar tercih edilebilir.⁴⁴

2.2.5. Diş Çekim Nedenleri

Çalışmalarda; diş çekiminin sebebinin, çekim öncesi var olan enfeksiyonun miktarının ve çekimin travma düzeyinin çekim sonucunda arda kalan (reziduel) kemiğin kalitesini etkilediği için önemli olduğu belirtilmiştir. Bölgede bulunan enfeksiyon miktarının ve süresinin iyileşme periyodunda yapacağı olumsuz etkilerin de unutulmaması gerektiği vurgulanmıştır. Çekim kararının olası sebepleri sayılacak olursa:

- Kurtarılamayacak derecede doku harabiyeti olan dişler
- Endodontik başarısızlıklar
- Periodontal başarısızlıklar
- Kök kırıkları
- İyatrojenik nedenler veya hepsinin bileşimi olarak sıralanabilir.⁷³

Manekar ve arkadaşlarının daimi dişlerin çekim nedenlerini araştırdıkları çalışmalarında hastaları yaş gruplarına ve cinsiyete göre gruplandırmışlardır. Buna göre bütün daimi diş gruplarında en fazla çekim nedeni yüksek oranda diş çürükleri olarak görülmüştür. Periodontal harabiyet nedeniyle gerçekleşen diş çekimleri ise ikinci sırada ve 56 yaş üstü hasta grubunda görülmektedir. Ayrıca en fazla çekimi gerçekleştirilen dişler ise %19.06 ile birinci molar dişler olmakla birlikte maksiller ve mandibular dişlerde bu oran eşit olarak bulunmuştur.⁷⁴ İngiltere’de üç farklı merkezde yürütölen başka bir çalışmada ise daimi birinci molar dişlerin çekim nedenleri araştırılmıştır. En fazla çekimi gerçekleştirilen dişler alt molar dişler olup, çekim nedeni ise büyük oranda diş çürükleri olarak görülmüştür.⁷⁵

2.3. Osseointegrasyon

2.3.1. Osseointegrasyon Kavramı

Dental implantoloji alanında kapsamlı ve ciddi çalışmalar osseointegrasyon kavramı ile başlamaktadır. Kemik-implant arasındaki ilişki konusunda iki temel teoriden bahsedilmektedir. Bunlardan biri ve ilk ortaya atılanı fibro-osseoz integrasyondur. Fibröz integrasyonda kemik ve implant yüzeyi arasında organize olmuş ince bir kollajen doku bulunur. İlk yıllarda implant etrafındaki kollajen fiberler doğal dentisyondaki periodontal ligamentlere benzetilmiş olsa da, periodontal ligamentlerin aksine implant yüzeyine paralel seyrettikleri için kemik implant ilişkisini zayıflatmaktadır. 1970’li yıllarda bazı araştırmacılar bu teoriyi destekleseler de, günümüzde kemik-implant ilişkisinde gerekli olan bağlantının osseointegrasyon tipi bağlantı olması gerektiği kabul edilmektedir.⁷⁶ İlk defa 1985 yılında Branemark ve ark. osteointegrasyonu “İmplant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında ışık mikroskobu seviyesinde, arada hiçbir doku bulunmaksızın, bağ dokusu tarafından engellenmeyen yapısal ve fonksiyonel direkt bağlantı” olarak tanımlamaktadır.² Osseointegrasyon biyolojik bir olaydır ve implantın stabilitesinin ve retansiyonunun sağlanabilmesi için elde edilmesi şarttır.⁷⁷

Osseointegrasyonun klinik gözlemlenen primer bulgusu implant immobilitesidir. İmplantların uzun dönem başarısında implantın stabilitesinin önemi büyüktür. Morfolojik ve fizyolojik açıdan bakıldığında, implant stabilitesi, implant yüzeyinin kemik ile doğrudan teması ile sağlanır.⁷⁸

İmplant yuvasının hazırlanması ve implant yerleşimi ile birlikte karmaşık bir hücrel ve moleküler reaksiyonlar meydana gelir. Bunlar temel olarak implant yüzeyi etrafında primer kemik iyileşmesi ve kemik depozisyonudur. Çalışmalarda maksimum kemik depozisyonunun 3-4 ayda elde edildiği bildirilmiştir. 4. Aydan sonra ara yüzeyin devamlılığı hayat boyu süren rezorpsiyon–apozisyon döngüsüyle sağlanır.⁷⁹

Fonksiyonel yükler altında dental implantlarda başarının ve stabilizasyonun sağlanabilmesi için olabilecek en fazla düzeyde kemiğin implanta sıkıca adapte olması gerekmektedir. Ancak implant-kemik ara yüzeyinde hiçbir zaman %100 osseointegrasyon meydana gelmemektedir. Işık mikroskobu düzeyinde kemik ile implant direkt temasta gibi görünse de daha ayrıntılı görüntüleme yöntemlerinde bu temasın yaklaşık %30-%95 arasında değişebildiği gösterilmektedir.⁸⁰

2.3.2. Osseointegrasyonu etkileyen Faktörler

İmplantın ağızda stabilitesini ve retansiyonunu artırmak ve uzun süreli sağlıklı bir şekilde fonksiyon görebilmesini sağlamak için tam bir osseointegrasyonun elde edilmesi şarttır. Başarılı bir osseointegrasyonun elde edilip implant başarısının sağlanabilmesi için birtakım faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.⁸¹

- **Hasta faktörü:**

Hastanın genel sağlık durumu

İmplant yerleştirilecek kemiğin kalitesi

- **İmplant faktörü:**

İmplant materyalinin doku uyumu

İmplant şekli

İmplant yüzeyi

İmplant genişliği ve uzunluğu

- **Cerrahi faktör:**

İki aşamalı cerrahi işlem

Tek aşamalı cerrahi işlem

Ayrıca implant yükleme zamanları ve koşulları da göz önünde bulundurulması gereken bir diğer faktördür.⁴⁹

2.4. İmplant Cerrahisi Ve Yükleme Koşulları

2.4.1. Dental İmplant Uygulamaları ve İmmediyat İmplantasyon

Branemark tarafından geliştirilen ve prensiplerinin tanımlandığı implant uygulamalarında tedavi süresinin uzun olması nedeniyle hastaların beklentilerini kısa sürede karşılamak için araştırmacılar yeni implant tedavisi yöntemlerinin arayışlarına yönelmişlerdir. Bu amaçla yapılan ilk çalışmalarda diş çekimi ile implant yerleştirilmesi arasında geçen bekleme süresini kısaltmak üzerine yoğunlaşmaktadır. Branemark tarafından ilk defa tanımlanan tedavi protokolüne göre diş çekiminden sonra implantların yerleştirilebilmesi için yaklaşık 6-12 ay süren alveol socketinin iyileşme periyodunun (remodeling) tamamlanması beklenmelidir. İmplantlar ise en az 6 ay sonra ikinci cerrahi işlemle yerleştirilmeli ve sonrasında implant üstü diş eti ile primer kapatılarak osseointegrasyonun tamamlanması için 3-6 ay arasında yükleme yapılmadan beklenmesi gereklidir.^{2, 4} Buna karşın yıllar içerisinde tedavinin toplam süresinin uzunluğu, birden fazla cerrahi işlem gerekliliği ve diş çekimi sonrası alveol kemiğindeki yatay ve dikey rezorpsiyonlar gibi sebepler nedeni ile diş çekimini takiben çekim kavitelerine dental implantlarının uygulanması, bir başka deyişle immediyat implantasyon kavramı 1970'lerde Schulte tarafından tanıtılmış ve o tarihten sonra günümüze kadar immediyat implantasyon üzerinde yoğun çalışmalar yapılmıştır.^{7, 82}

Diğer tekniklerde olduğu gibi immediyat implant uygulamasının da avantaj⁸³⁻⁸⁵ ve dezavantajları^{13, 86, 87} bulunmaktadır.

Avantajları:

- Tedavi süresinin kısalması,
- Cerrahi seansların azalması,
- Kemik rezorpsiyonunun kısmen önüne geçilebilmesi,

- Alveoler kret yüksekliği ve genişliği korunduğu için daha uzun ve geniş implant kullanılabilmesi,
- Rezorpsiyon gerçekleşmeden önce implant yerleştirildiği için implantın istenilen pozisyonda yerleştirilmesine imkan sağlanması,
- Diş eti iyileşmesi tamamlanmadığı için estetik diş eti konturlarının korunabilmesi ile diş eti estetiğinin arttırılması,
- İyileşme döneminde periimplant kemik dokusunun iyileşmesi sırasında yaranın iyileşme potansiyelinden yararlanılarak kanlanmanın daha iyi olması ve implantın başarisında önemli rol oynayan bukkal duvar rezorpsiyonunun önüne geçilmesi olarak belirtilmektedir.

Dezavantajları:

- Primer stabilite sağlanmasının daha zor olması,
- İmplant-kemik ara yüzeyinde iyileşme periyodunda oluşabilecek yumuşak doku sorunları,
- ekim soketi duvarlarındaki rezorpsiyon miktarının ve iyileşme sonrası geriye kalan kemik seviyesinin nasıl olacağını önceden tahminin zor olması,
- Yaranın primer kapatılmasının ve enfeksiyondan korumanın daha zor olması,
- Diş ekimi sırasında oluşan travmanın iyileşmeyi bozma ihtimali,
- Dental implant boyutu ile diş kökünün boyutları arasında hacimsel uyumsuzluk olması nedeniyle defekt oluşması.

Dental implantların diş çekimi sonrası yerleştirilme zamanlaması ile ilgili protokoller ve bunların avantaj ve dezavantajları başka bir sınıflama ile Hämmerle ve ark. tarafından aşağıdaki gibi belirlenmiştir:⁸⁸

Sınıf I: İmplantasyonun ve diş çekiminin ile aynı seansta yapılması,

Sınıf II: Çekim socketinin yumuşak doku ile kapanmasından sonra implantın uygulanması (Ortalama 4-8 hafta),

Sınıf III: Klinik ya da radyografik olarak sokette kemik oluşumu sonrasında implantın uygulanması (Ortalama 12.-16. haftalar)

Sınıf IV: İyileşmiş alveol kemiğine implantın uygulanması (16. haftadan daha fazla).

Block ve Kent⁸⁹ çalışmalarında immediyat implant uygulamaları için endikasyonlarını şu şekilde özetlemişlerdir:

- İleri kemik kaybına ve periodontal harabiyete neden olmamış travma nedeniyle diş çekimi
- Yaygın çürük ve kök/kron kırığı nedeniyle diş çekimi(Restore edilemeyecek dişler)
- Hatalı endodontik tedavi sonucunda oluşan diş çekim endikasyonu
- Kök ucu rezeksiyonuna imkan tanımayacak boyutta apikal periodontitis veya apikalde lezyon
- İmplantların kaybindan sonra yeterli kemik dokusunun bulunduğu durumlarda
- Yara iyileşmesinin gerçekleşebilmesi için sağlıklı ve yeterli miktarda yumuşak doku varlığı

İmmediyat implant uygulanmalarında kontrendikasyonlar ise şunlardır:⁸⁹

- Diş çekim alanında aktif enfeksiyon bulunması
- Komşu yumuşak dokularda iltihabi reaksiyon bulunması

- Çekim soketinin apikalinde yeterli kemik dokusu hacminin olmaması
- Mandibuler kanalın, maksiller sinüsün ve nazal kavitenin immediyat implantasyonu engelleyen lokalizasyonu
- Kalan kemik hacminin implant yerleştirilmesi sonrası ideal protez yapımını engelleyecek anatomik yapı.

Schwartz-Arad ve arkadaşları taze çekim soketlerine yerleştirilmiş implantların başarı oranlarının %93,9 ile %100 arasında değiştiğini ve immediyat implantasyonun uygulanabilir başarılı bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.⁹⁰

2.4.2. İmplant Yükleme Protokolü

İmplantların üzerine statik veya dinamik olarak uygulanan kuvvetlere yükleme denir. Yüklemenin fonksiyonel kuvvetlerden az veya çok olması durumunda kemikte rezorpsiyon meydana gelebilmektedir. Cerrahi sonrası aşırı yüklemeler sonucunda oluşabilecek mikrohareketin, kemik implant ara yüzünde osseointegrasyon yerine fibröz tamire yol açabildiği ileri sürülmüştür.⁹¹

Klinik çalışmalar, implant çevresinde kemik kaybının yükleme ile yakın ilişkili olabileceğini göstermiştir. Sonlu elemanlar analizi modellerinin ve fotoelastik tekniklerin kullanıldığı invitro deneyler, lateral veya oblik yüklemeler sonrasında özellikle implant boyun bölgesi çevresindeki kemikte yoğun stres birikimlerinin oluştuğunu göstermiştir. Bununla birlikte kemiğin histolojik yapısının da stres dağılımlarının miktarını doğrudan etkilediği bulunmuştur.⁹² Kemiğin fonksiyonel yüklemelere karşı verdiği cevabı araştıran çalışmalarda, yükleme ile ilgili implant başarısını etkileyen değişkenler belirtilmiştir:⁹³

- Yüklemenin tipi (dinamik veya statik)
- Yüklemenin yönü
- Yüklemenin miktarı
- Yüklemenin süresi

- İmplant Özellikleri (materyali, şekli ve yüzey özellikleri)
- Alveol kemiğinin özellikleri (miktarı ve kalitesi)
- Mukozanın yapısı (mukositis, peri-implantitis).

Branemark ilk defa 1960'lı yıllarda osseointegrasyon kavramını ve geç yükleme protokolünü implantoloji literatürüne tanıtmıştır. Geç yükleme protokolüne göre yerleştirilen implantlar hiçbir yükleme yapılmadan 3-6 ay süresince diş etinin altında gömülü bırakılıp, osseointegrasyonun tamamlanması beklenmektedir.² Bu yaklaşımda amaç, iyileşme periyodunda fonksiyonel kuvvetlerin implant kemik ara yüzünde oluşturabileceği osseointegrasyona engel olan mikrohareketlilik ile fibröz doku oluşumuna ve klinik başarısızlığa sebebiyet vermesinin istenmemesidir.⁴ Hatta implantın diş eti ile kapatılmasının, hem enfeksiyon riskini azalttığı bununla birlikte de implant kemik ara yüzünde oluşabilecek epitel göçünü engellediği bildirilmiştir.⁹⁴

Klasik implantoloji bilgileri yüklemenin cerrahiye takiben 3 ile 6 ay aralığında olması gerektiğini savunur. 'Klasik Yükleme Protokolü' olarak bilinen bu uygulama, geçmişte implant başarısının sağlanmasında olmazsa olmaz bir ön şart olarak kabul edilmekteydi. Ancak gelişen implantoloji ile immediyat yerleştirilen implantların immediyat yüklemeleri ile ilgili uzun dönem sonuçlarını başarılı olarak bildiren çalışmalar yoğun olarak yayınlanmaktadır.⁹⁵⁻⁹⁷

Yükleme zamanı implantın üzerine yapılan protezin zamanlamasını tanımlar:⁹⁸

- İmmediyat (Hemen) yükleme: İmplant cerrahisinden sonraki 48 saat içerisinde restorasyonun tamamlanmasıdır.
- Erken yükleme: İmplant yerleştirildikten 48 saat sonra ile 12 hafta aralığındaki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.
- Geç(konvansiyonel) yükleme: İmplant yerleştirildikten sonraki 3 ay ve sonraki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.

2.4.2.1. İmmediyat(Hemen) Yükleme

İmmediyat yükleme, implantların cerrahi sonrası ilk 2 gün içerisinde yüklenmesi esasına dayanır. İmplant üstü protezlerin immediyat yükleme prensipleri ilk olarak Schnitman ve ark.⁹⁹ tarafından açıklanmış olup, günümüze kadar bu alanda birçok çalışma yapılmıştır. Bu amaçla dental implantlar ile protetik tedaviler için tüm markalar, immediyat yüklenebilen tasarımlar geliştirmişlerdir.^{67, 100} Günümüzde özellikle tek diş implantlarda immediyat yüklemenin başarılı bir prosedür olabileceği desteklenmekte olup, taze çekim soketine yerleştirilen immediyat implantların immediyat yüklemesinin başarısından söz edilmektedir.^{101, 102}

Klasik iki aşamalı implant tekniği ile karşılaştırıldığında, tek aşamalı uygulamaların avantajları şunlardır:¹²

- Tedavi süresi kısalmır,
- Alveoler kemikteki rezorbsiyon miktarı azalır,
- Estetik olarak kabul edilebilir ve/veya başarılı sonuçlar elde edilir,
- Hasta psikolojisi bozulmaz,
- Daha hızlı bir şekilde fonksiyon ve estetik kazanılır,
- İyileşme döneminde hareketli protez kullanımı gerekliliği ortadan kalkar,
- Yumuşak doku profili korunur,
- Daha az cerrahi travma oluşur.

Buna karşın, immediyat yüklemenin fibröz iyileşmeye neden olabileceğini savunan çalışmalar da vardır.^{103, 104} Schnitman, tüm ark protezler için Branemark implantlarını kullanarak yapmış olduğu immediyat yükleme uygulamalarında 10 yıllık takipte % 90' ın altında bir başarı oranı ile karşılaşmıştır. Bu hastalardaki başarısızlıkların büyük çoğunluğu posterior bölgede gerçekleşmiştir.¹⁰⁵ Bunun yanı sıra klinik ve deneysel

çalışmalar, tek basamaklı cerrahi prosedürün iki basamaklı klasik Branemark sistemine uygun olabileceğini açıkça göstermiştir.⁶⁷

Birçok çalışma yapılan klinik gözlemlerin ve araştırmaların ışığında immediyat yüklemenin kurallarını şu şekilde açıklamıştır:¹⁰⁶

- İmmediyat yükleme için; mandibulada en az 5, maksillada ise en az 8 implant en iyi şekilde yerleştirilerek çift taraflı splintleme etkisi yaratacak şekilde planlanmalıdır.
- İmmediyat yüklenecek olan implantların uzunluğu en az 8 mm olmalıdır.⁹⁸
- Yerleştirme torku 40 N/cm' den fazla olan ve primer stabilitesi yüksek olan implantlar veya Osstell cihazı ile yapılan RFA ölçümünde 54 ve üzerindeki ISQ değeri sağlayan implantlar immediyat olarak yüklenebilir.^{12, 107}
- Uzunluğu ve yerleştirme torku istenilen değerleri veremeyen implantlar yüklenmemelidir.
- Vida tutuculu ve rijit metal dökümlü olan pasif geçici protezler daha başarılı sonuçlar verecektir.
- Geçici protezlerde kanat uzantılarından kaçınılmalıdır.
- Geçici protezler iyileşme döneminde çıkarılmamalıdır.

Yapılan bir çalışmada, bahsedilen koşulları yerine getiren ve immediyat olarak yüklenen 140 implantın 136'sının (% 97) 8 ile 24 aylık takipleri süresince osseointegre olduğu bulunmuştur.¹⁰⁶

Tüm bu olumlu sonuçlara karşın çalışmalarda peri-implant doku yanıtı ile ilgili yeterli veri olmadığı ortaya konmuştur.¹⁰⁸ Ayrıca immediyat yüklemede gözden kaçırılmaması gerekli risklerin bulunduğu bildirilmiştir:¹⁰⁶

- Yoğunluğu az kemik yapı(düşük densite)
- Hasar görmüş çekim soketi

- Okluzal yüklemenin büyüklüğü ve tipi
- Sigara kullanımı
- Bruksizm ve diş gıcırdatma.

İmmediyat yüklemenin uygulanacak olan bölgeye ve implant sayısına göre başarı oranları hesaba katıldığında sıralama şu şekilde belirtilmiştir: Total mandibula, Parsiyel mandibula, Tek diş eksikliği, Maksiller bölge implantları.¹⁰⁹

2.4.2.2. Erken Yükleme Protokolü

Literatürde immediyat yükleme ve geç yükleme arasındaki zaman aralığına denk gelen dönem için ayrı bir adlandırma yapılmaktadır. Bu dönemde yapılan yüklemeler 'Erken yükleme' olarak adlandırılmaktadır. Erken yükleme temel olarak, cerrahiden sonra 2. gün ile 3 aylık dönem arasındaki yüklemeyi kapsamaktadır. Çalışmalarda erken yükleme prosedürünü, yara iyileşmesine karşı yapılan meydan okuma şeklinde değerlendirilmektedir. Hemen hemen bütün çalışmalarda, implantlarda ölçülen stabilitenin en düşük olduğu dönemin bu dönem olması, bu durumu açıklamaktadır.¹¹⁰

2.4.2.3. Geç (Klasik-Konvansiyonel) Yükleme protokolü

Sekonder stabiliteyi ve implant başarısını arttırmanın bilinen en güvenli yolu, yükleme öncesi implant-kemik osseintegrasyonunu beklemektir. Branemark'ın 1977 yılında ortaya koyduğu çift basamaklı cerrahi teknik bu yöntemin ortaya çıkmasını sağlamıştır.¹¹¹ Uzun yıllardır uygulanan klasik yükleme protokolünün kabul görmüş ön şartlarından biri implantların yerleştirildikten 3 -6 ay sonra yüklenmesidir.^{112, 113}

2.4.3. İmmediyat Yükleme protokolünde mikro hareketlilik

Uzun dönemli klinik çalışmalar implant yerleşiminden hemen sonraki stabilitenin önemini belirtmiştir. Primer stabilite, implant yerleştirilecek bölgenin kemik kalite ve kantitesine, implantın geometrisine (uzunluk, çap, yiv tasarımı), yerleştirme tekniğine (frez ve implant çapı arasındaki oran) bağlıdır. İmplant yerleşimi sırasında yeterli primer

stabilite sağlanamazsa immediyat yüklemelerde limitler dışında mikrohareketlilik gerçekleşebilir.¹¹⁴ Bunun sonucunda da normal iyileşme prosesi bozularak, implant çevresinde fibröz doku kapsülünün oluşabildiği ileri sürülmüştür. Bu durumda implantta istenmeyen mobilitenin oluşması ve implantın osseointegre olmaması ile sonuçlanacağı belirtilmiştir.¹¹⁵ Brunski'nin açıkladığı teoriye göre 100 µm'lik bir mikrohareketlilik, iyileşmenin osseoz integrasyon yerine fibröz integrasyona yönünde değiştiği seviyedir.^{116, 117} 50 µm'nin üzerindeki mikro hareketin, iyileşme süresince osseointegrasyonu engellediği yönünde olan çalışmalar da mevcuttur.^{106, 118} Yine çalışmalarda, 150 µm ve üzerinde gerçekleşen mikrohareketin fibröz bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir.^{10, 11, 119} Van Damme ve arkadaşları immediyat yüklenen implanatlarda oluşan 30 µm ve 90 µm aralığındaki mikrohareketin osseointegrasyonda kemik sitimülasyonu sağladığını öne sürmüşlerdir.¹²⁰

2.4.4. İmmediyat Yükleme Protokolünde Primer Stabiliteye Etki Eden Faktörler

Primer stabilite temel olarak iki faktörden etkilenir. Bunlardan ilki kemik implant temas alanıdır. Çeşitli araştırmalar yoğun ve kalın olan kortikal kemikte implant stabilitesinin daha yüksek olduğunu göstermektedir.¹²¹⁻¹²³ Diğer faktör ise implant kemik ara yüzünde oluşan streslerdir. İmplant çapından daha küçük frez ile yuva hazırlandığında implant kemiğe sıkışarak girer. Bu sırada oluşacak kemiğin tolere edebileceği stresler primer stabiliteyi artırır. Ancak oluşabilecek yüksek stresler kemikte lokal iskemiye ve nekroza neden olabilir.³³ Uygulanan kuvvetlerin kemik içerisinde oluşturduğu stres değerleri kemiğin fizyolojik eşiğini aştığı zaman kemik-implant ara yüzünde başarısızlık meydana gelir. Yetersiz stresler kemiğin kullanılmamasına bağlı olarak atrofiye neden olurken, artmış lokal kuvvetler implant çevresindeki kemiğin nekrozuna, mikrofraktürlere, potansiyel implant başarısızlığı ile sonuçlanan marjinal kemik kaybına

neden olur. Çeşitli çalışmalar kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığını 43 MPa, en yüksek basma dayanıklılığını ise 121 MPa olarak belirlemişlerdir.^{124, 125}

2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik; biyolojik dokuların fonksiyonel veya nonfonksiyonel kuvvetlere karşı verdiği tepkilere mekanik prensipler dahilinde cevap arayan multidisipliner bir yaklaşımdır. Kapsamında tıp, biyoloji, fizyoloji ve mekanik konularını içerir. Başka bir deyişle biyomekanik kavramı; mühendislikteki mekanik kuralların insan vücudundaki uygulamasıdır.¹²⁶ Biyomekanik; dental implantoloji alanında yeni tasarımların geliştirilmesi ve bunun yanında mevcut tasarımları değerlendirilerek daha başarılı performans elde edebilecek yeni tasarımların ortaya çıkarılmasını sağlayan önemli bir etken olmuştur.¹²⁶

Dental implantların başlıca görevi fonksiyonel çiğneme kuvvetlerini yivler aracılığı ile çevre destek dokulara homojen şekilde iletmektir. İmplantlar çiğneme fonksiyonu esnasında çeşitli yönlerde ve şiddette kuvvetlere maruz kalırlar. Bu nedenle implant tasarımlarının amacı çiğneme kuvvetlerini en doğru şekilde dağıtarak implant destekli protezlerin fonksiyon görmesini sağlamaktır.³³

2.5.1. Çiğneme Kuvvetleri

Dental literatürde; dişler, dişleri destekleyen dokular ve fonksiyon görmesini sağlayan dokuların tümüne birden çiğneme sistemi adı verilir. Çiğneme sistemi; mandibula, maksilla, temporamandibular eklem (TME), çiğneme kasları, nöromusküler ve ligamentöz dokular ve bu dokuların beslenmesine aracılık eden vasküler sistem gibi birçok ünitelerden oluşmuştur. Birbirinden farklı birçok ünitelerden oluşmasına rağmen çiğneme sistemi tek bir fonksiyonel ünite olarak görev yapar bu nedenle fonksiyon açısından bu karmaşık sistemin bölümleri birbirlerinden ayrı olarak değerlendirilemez. Sistemin yapay elemanları olan dental implantlar uygulandıkları andan itibaren bu

sistemin birer parçası olurlar ve sistem üzerindeki mevcut kuvvet faktörlerinin etkisi altında kalırlar.

Dental implantlar doğal dişlerden farklı olarak kemikle direkt temas halinde oldukları için üzerilerine gelen kuvvetleri doğrudan alveoler kemiğe iletirler. Kemiğe iletilen fonksiyonel limitler dışındaki yükler kemikte rezorpsiyona neden olurken, iletilen kuvvetlerin kemiğe yetersiz transferi de benzer etkiyi yaratmaktadır. Bu nedenle kemik ile implant arasındaki bütünlüğün ve buna bağlı olarak oluşan osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin büyük bir önemi vardır.¹²⁷

Çiğneme sistemi bir bütün olarak düşünüldüğünde oldukça aktif bir sistemdir. Bu sistem içerisinde dental implantlara uygulanan kuvvetler 5 farklı başlık altında açıklanabilir: Büyüklük, süre, tip, yön ve magnifikasyon.³³

2.5.1.1. Çiğneme Kuvvetlerinin Büyüklüğü

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin büyüklüğü anatomik bölgenin fonksiyonuna ve dentisyonun durumuna göre değişir. Isırma kuvvetleri birçok çalışmada 42 N'dan 2440 N'a kadar değişebilen geniş bir aralıkta ölçülmüştür. Bu değerler posterior bölgelerde 440 Ibs (200 kg) kadar çıkabilmektedir.¹²⁸⁻¹³³ İmplant üstü sabit protez taşıyan kişiler ile doğal dişli kişiler ve köprü protezi taşıyan kişilerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları yakın özelliktedir. Total dişsiz alt çenelerin implant üstü sabit protezlerle restorasyonlarında, ısırma kuvvetlerinin ve çiğneme fonksiyonlarının arttığı gözlemlenmiştir.¹³⁴ İmplant destekli bölümlü sabit protezler ile tedavi edilen dişsizliklerde maksimum vertikal kuvveti; Richter 60-120 N olarak, Stern ise 2. premolar dişte 210-400 N ve 1. molar dişte ise 130-395 N olarak belirtmişlerdir. Molar bölgedeki ısırma kuvvetleri, kesici bölgedeki kuvvetlerden daha fazladır.¹³⁵

Farklı araştırmalarda çiğneme sırasında implantların üzerine değişen büyüklük, sıklık ve süre ile farklı yüklerin geldiği gösterilmiştir (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Farklı çalışmalarda dişlere gelen okluzal kuvvetler

| | Doğal Diş/Protez Tipi | Çiğneme Kuvveti |
|---|--|------------------------|
| Carr ve Laney¹³⁰ | Geleneksel Protez | 59,6 N |
| | İmplant destekli protez | 112,9 N |
| Brunski ve arkadaşları¹²⁹ | Keser dişler | 209 N |
| | Molar dişler | 819 N |
| Scott ve arkadaşları¹³⁶ | Keser dişler | 181 N |
| | Kanin Diş | 227 N |
| | Permolar dişler | 317 N |
| | Molar dişler | 590 N |
| Van Eijden¹³³ | Kanin Dişi | 469 ± 85 N |
| | 2. Premolar | 563 ± 99 N |
| | 2. Molar | 723 ± 138 N |
| Braun ve arkadaşları¹²⁸ | Doğal diş | 738 ± 209 N |
| Morneburg ve Proshchel¹³⁷ | Üç üyeli implant destekli sabit protez | 220 N |
| | Anterior tek implant | 91 N |
| | Posterior tek implant | 129 N |
| Mericske-Stern ve Zarb⁶ | Total Protez | 35 N |
| | İmplant destekli protez | 330 N |
| Gibbs ve arkadaşları¹³¹ | Bruksizm | 4340 N |

Dişlerin ısırma kuvvetleri dışında fonksiyon sırasında meydana getirdikleri kuvvetler de dişler ve dental implantlar için önemlidir. Çeşitli yiyeceklerin çiğneme fonksiyonu sırasında birinci molar dişlerde oluşturduğu kuvvetler incelendiğinde 39N ile 261N arasında değerlerin elde edildiği görülmüştür.¹³⁸⁻¹⁴¹ İmplant yüklemeleriyle ilgili biyomekanik çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan kuvvet miktarı Carr ve Laney'in (1987) çalışmasında¹³⁰ implant ısırma kuvveti olarak belirlemiş oldukları maksimum ısırma kuvveti olan 112,9 N'luk kuvveti 100 N'luk bir kuvvet olarak kullanılmıştır.^{55, 65, 66, 142} Çalışmaların diğer bir çoğunluğunda ise dişli bireylerdeki ortalama ısırma kuvveti olarak premolar bölgelerde oluşan kuvveti Mericske-Stern ve

Zarb (1996)¹³² tarafından implant destekli köprülerde ölçülmüş değer olan 330N'luk kuvveti baz alarak 300 N'luk kuvvet olarak kullanılmıştır.^{71, 143-145}

2.5.1.2. Çiğneme Kuvvetlerinin Süresi

Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü ve süresi bireyler arasında ve dental arkın farklı bölgelerinde farklı değerler gösterir. Fizyolojik şartlarda dişler sadece yutkunma ve çiğneme fonksiyonları sırasında kısa süreli temaslarda bulunurlar. Bu temasların gün içindeki toplam temas süresi ortalama 30 dakikadır. Buna karşın diş sıkma, bruksizm ve diğer parafonksiyonel alışkanlıklarda bu süre birkaç saate kadar çıkabilmektedir. Parafonksiyonel hareketler yalnızca temas süresini uzatmakla kalmaz, aynı zamanda temas yönünü ve temaslar sonucu sistemde meydana gelen kuvvetlerin miktarını da değiştirirler. Sistemde meydana gelen bu parafonksiyonel kuvvetler özellikle implant gibi sistemin sonradan üyesi olan öğelerin başarısını olumsuz yönde etkilerler. Bu nedenlerle implantlar ve protetik restorasyonlar, fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek şekilde tasarlanmalı ve materyal seçimleri de bu faktörler göz önüne alınarak yapılmalıdır.³³

2.5.1.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Yönü

İmplantların üzerindeki yükler, okluzal kuvvetlerin yönlerine göre farklılık gösterirler. Bu kuvvetler bileşkelerine ayrıldığında potansiyel olarak implant prognozu açısından tehlikeli olanlar lateral kuvvetlerdir. Lateral kuvvetler, implanta uyguladıkları dönme momentlerinin etkisiyle implantın boyun bölgesinde krestal kemik hizasında istenmeyen streslere neden olmaktadır.^{146, 147} İmplanta gelen açılı (oblik) kuvvetler, dik (vertikal) kuvvetlere göre implant üzerinde daha yıkıcı stresler oluştururlar. Lateral kuvvetler, vertikal kuvvetlerle kıyaslandığında %50 ile %200 arasında daha fazla basma stresi yaratırken, çekme tipi stresi de yaklaşık 10 kat kadar arttırmaktadır. Dolayısıyla bu tip kuvvetler, implant çevresindeki kemik rezorpsiyonunun en önemli nedenlerindedir.³³

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için gerçeğe yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır. Yani sadece vertikal yükler değil oblik yükler de modellere uygulanmalıdır.¹⁴⁸ Bu nedenle yapılan çalışmalarda kuvvetler hem vertikal olarak hem de çenenin lateral hareketlerini taklit etmesi amacıyla çeşitli açılarda oblik olarak uygulanmıştır.^{37, 57, 149, 150}

2.5.1.4. Çiğneme Kuvvetlerinin Tipi

Genel anlamda bir cisme etki eden kuvvetler normal kuvvetler ve kayma kuvvetleri olarak ikiye ayrılırlar. Bu iki tip kuvvetin cisimde oluşturduğu streslere göre üç alt gruba ayrılırlar;³³

- Çekme tipi kuvvetler: Aynı doğrultuda ancak ters yönde oluşan iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden uzaklaşmaya zorlanırlar.
- Basma tipi kuvvetler: Aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yakınlaşmaya zorlar
- Makaslama tipi kuvvetler: Farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir kısmını ters tarafa kaymaya zorlar.

Kemiğin en dayanıklı olduğu kuvvet basma tipi kuvvetlerdir. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az ve makaslama tipi kuvvetlere ise %65 oranında daha az dayanıklıdır.^{44, 146}

2.5.1.5. Çiğneme Kuvvetlerinin Magnifikasyonu

İmplantların yerleştirilmesi sırasında implantın ve tedavi planının doğru seçimi ile kuvvet dağılımı uygun hale getirilebilir. İmplant-kemik ara yüzeyine gelen stresleri en aza indirmek ve kemiği rezorpsiyona karşı korumak için implant tasarımı, implant

boyu, implant çapı, implant yüzey alanı, implant yüzey kaplaması ve kemik yoğunluğu dikkate alınmalıdır. Örneğin; D4 kemik kuvvetler karşısında en dirençsiz kemik tipidir. Bu duruma bağlı olarak da kemikte meydana gelen kuvvetlerin etkisi daha travmatik olacaktır. Yine kuvvetlerin etkisini düşürerek streslerin azaltılması için implant sayısının artırılması da başka bir etkili yoldur.³³

2.6. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri; bir cisme etkiyen kuvvetlerin, cismin içyapısında oluşturdukları stresleri belirlemek ve etkilerini değerlendirmek için yapılan analizlerdir. Kuvvet analizi yöntemlerini incelemeyen önce analizler sırasında kullanılan terimleri kavramak gerekmektedir.

2.6.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

2.6.1.1. Kuvvet

Kuvvet; duran bir nesneyi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, nesnelerin şeklini, yönünü ve doğrultusunu değiştiren etkiye denir. “N” (Newton) simgesi ile gösterilir.¹⁵¹ Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve belirli bir şiddeti, yönü, doğrultusu ve süresi bulunmaktadır.¹⁵² Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan kuvvetler de vektörel kuvvetler olup belirli yön ve şiddette uygulanır.

2.6.1.2. Gerilme(Stres)

Stres, birim alana düşen kuvvet miktarı olarak tanımlanabilir. Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır.^{33, 153, 154} Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, cismin iç yapısında kuvvet ile aynı miktarda ancak ters yönde gerçekleşen bir tepki gerilmesi meydana gelir. Kuvvet sonucunda oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de cismin içerisindeki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılarak etki eder.¹⁵⁵

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Birimi Paskaldır (P= N/m²). Ancak sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında gerilme birimi Megapaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa ise 1N/mm² ye eşittir.^{156, 157}

Formüle bağlı olarak stresin büyüklüğü; kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alanın kesit alanına bağlıdır. Hem kuvvetin büyüklüğü azaldıkça hem de dağılan yüzey alanı arttıkça oluşan stres miktarı azalacaktır. Kuvvetin büyüklüğü; eksen dışı yükler, kron yüksekliği ve kantilever uzunluğu indirgenerek azaltılabilir. Stresin dağıldığı yüzey alanı ise implant sayısının artırılması ve daha geniş yüzey alanına sahip implantların kullanılması ile artırılabilir.¹⁵⁸

Farklı açı veya doğrultudan aynı anda uygulanan kuvvetler daha karmaşık streslere neden olabilmektedir. Kuvvetlerde de olduğu gibi gerilmeler de üç alt tipe ayrılırlar: Çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi.¹⁵⁹

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat vektörleri birbirine doğru ters yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilme tipidir ve pozitif(+) işaret alır.
2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda fakat vektörleri birbirine doğru ters yöndeki iki kuvvetin etkisi ile oluşan gerilme tipidir ve (-) işaret alır.
3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olarak kabul edildiği, yalnızca dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) olarak adlandırılırlar. Asal gerilmeler; maksimum, ara ve minimum asal gerilmeler olarak üçe

ayrılır. Ancak kuvvet uygulanan cisimlerde tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilmeler meydana gelmektedir.^{160, 161}

Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Pozitif değerlerdir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. P_{max} ile gösterilir.

Minimum asal gerilme (Minimum principle): Negatif değerlerdir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder. P_{min} ile gösterilir.

Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir.¹⁶²

Von Mises gerilme tipi ise enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir”.¹⁶³ Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olan gerilim değeri olarak tanımlanabilir.¹⁶⁴ Kırılğan materyaller için principal stres degerleri daha önemlidir. Kemik kırılğan bir yapı olduğu için üzerindeki streslerin degerlendirilmesinde genellikle principal stresler kullanılır. Çekilebilir materyallerde ise Von Mises stres degerleri önemlidir. Bu nedenle implantlarda oluşan stres degerlerinin incelenmesinde Von Mises degerleri kullanılır.¹⁶⁵

2.6.1.3. Gerinim(Strain)

Gerinim, cisme uygulanan kuvvet sonucu cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet bir gerilim oluşturduğunda, aynı anda gerinim de oluşturmaktadır.¹⁶⁶ Gerinimin herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür.¹⁶⁷

2.6.1.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kalkmasıyla, eski şekline dönme yeteneğine

elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılması ile ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere ise elastik cisimler denir.^{160, 168}

Elastisite modülü; gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Elastisite modülü kg/cm² cinsinden ölçülür. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir.¹⁶⁰

Elastisite modülü arttıkça cismin sertliği de artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı yükün altında düşük elastisite modülüne sahip bir cisme göre daha az deformasyona uğrar.¹⁶⁹

2.6.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Cisme uygulanan basma veya çekmede aksiyel yükleme sırasında eş zamanlı aksial ve lateral boyut değişimi gerçekleşir. Çekme gerilmesi altında yükleme yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma görülür, basma gerilmesinde ise çapraz kesitte bir artış görülür. Poisson oranı; cisme uygulanan bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranını ifade eder.^{170, 171}

Poisson oranı 'ν' ile sembolize edilir. Birimi ise tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzadığı sırada eninin daralması örnek gösterilebilir.^{155, 172}

2.6.1.6. Homojen Cisim

İçyapısındaki her bir noktadaki elastik özelliklerin aynı olduğu cisimlerdir.¹⁶⁰

2.6.1.7. İzotropik ve Anizotropik Cisim

İzotropi; bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir.¹⁶⁰ İzotropik cisimler kuvvet sonucu oluşan basma, çekme ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultulardaki kuvvetler altında farklı elastiklik modülüne sahiptirler.^{173, 174}

2.6.1.8. Lineer Elastik Cisim

Elastik cisimler için gerilme ve gerinim ilişkisi belirli yük sınırları içerisinde doğrusal olarak kabul edilir. Bu kanun 1678 yılında Robert Hooke adlı fizikçi tarafından bulunmuştur ve Hooke kanunu olarak bilinmektedir.¹⁷⁵ Bu tip özellik gösteren cisimler lineer elastik cisim olarak adlandırılırlar.

2.6.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Analiz; bir maddenin veya verinin birleşiminin niteliğini ya da niceliğini anlamak için yapılan işlemlere verilen genel isimdir. Herhangi bir materyalin üretiminden önce tasarım aşamasında; tasarımının kontrol edilerek gerekli şartları sağlayıp sağlayamadığı, hangi kuvvetlere veya hangi şartlara dayanabildiğinin ve nesnenin uç limitlerinin ne olduğunun tespit edilmesi gereklidir. Bunun amacı; üretilmesi tasarlanan materyalin zayıf yönlerinin üretim öncesinde tespit edilerek üretim aşamasında oluşabilecek sorunların önün geçmektir. Bu amaçla da bu gibi materyallerde gelen kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını, nasıl dağılım gösterdiğini ve buna göre cismin şeklinin nasıl tasarlanması gerektiğini gösteren kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır.¹⁷⁶

Bu yöntemler;

Deneysel analizi yöntemleri:

1. Fotoelastik rezin gerilme analizi,
2. Gerilim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Holografik interferometri (Lazer Işınlı) kuvvet analizi
4. Kırılma vernik tekniği ile kuvvet analizi.
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Sayısal analizi yöntemleri:

1. Linear & Non-linear analiz,
2. Sonlu elemanlar analizi şeklinde sıralanabilir

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, özellikle implantoloji, maksillofasiyal cerrahi ve ortodonti alanlarında sıklıkla kullanılmaktadır. İmplantoloji alanında; yerleştirilen implant yapılara fonksiyon sırasında gelen kuvvetlerin çevre alveol kemiği üzerinde oluşturdukları gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin ve sonucunda çenelerde ve kemik dokunun yapısında meydana gelebilecek deformasyonların öngörülebilmesi amacıyla kullanılmaktadır.^{177, 178}

2.6.2.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi; yapıların veya nesnelerin kuvvet, stres ve gerinme problemlerini çözen bilgisayar tabanlı bir simülasyon analiz yöntemidir. Bu yöntem sayesinde karmaşık sistemler sanal ortama aktarılarak statik, dinamik, lineer ve non-lineer analiz yöntemleri kullanılarak gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılır.^{179, 180} İlk olarak havacılık sektöründe kullanılmış olup zaman içerisinde farklı alanlara yayılarak makine, inşaat, elektrik, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının dışında tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır.¹⁸¹ Sonlu elemanlar analizi yöntemi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır. Yöntem, karmaşık problemlerin daha basit alt problemlere ayrılarak her birinin problemin kendi içinde çözülmesiyle bütüne ulaşılan bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir.¹⁸²

Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang'ın 1968 yılında yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanarak yüklemelerin etkisiyle dişi çevreleyen dokularda meydana gelen stresler değerlendirilmiştir.¹⁸³ Dental implantoloji alanında ilk kullanımı ise 1970'li yıllarda gerçekleşmiştir. Tesk ve Widera¹⁸⁴ ilk defa 1973 yılında pin ve blade tipi iki farklı implantı 2 boyutlu olarak modelleyip stres ölçümleri yaparak birçok çalışmacıya yol gösterici olmuşlardır.

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri:¹⁸⁵

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar ile uyumluluk
2. Farklı yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği
4. Doğruluğun güvenilirliği
5. Hesaplama verimliliği

Sonlu elemanlar analizine başlarken ilk adım incelenecek olan cismin üç boyutlu modelinin hazırlanmasıdır. Bu modeller hazırlanırken bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans gibi farklı görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bu şekilde görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve modelin oluşturulması sağlanabilirken, modellenecek cismin yüzeyinin 3D tarayıcılar ile her bir detayının taranıp bilgisayar ortamına aktarılması ve ya üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile de çalışılacak modeller hazırlanabilir. Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik alt yapılara ayrılırlar. Elemanlar; geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile tam uyumludur ve ana yapının her bölgesinde istenilen mekanik özellikleri gösterirler.¹⁷⁹ İstenilen model bilgisayar ortamına ana hatlarıyla aktarılıp modelin analizinin gerçeğe yakın olarak yapılabilmesi ve daha basit bir modele indirgenebilmesi için elemanlara bölme işlemine "ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)" adı verilir. Elemanlar arasındaki köşe temas noktaları ise 'düğüm noktası (node)' olarak ifade edilir.¹⁴⁸

İkinci aşamada; ağ yapısı oluşturma işlemi ile elemanlara ayrılan modele kullanılan materyale özgü elastisite modülü, poisson oranı ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını, analiz sırasında yapılan gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini gösteren sınır koşulları

tanımlanır. Daha sonra cisme uygulanacak olan yükleme koşulları için kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı ayarlanarak analiz işlemi gerçekleştirilir.^{181, 186, 187} Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetin okluzal yükleri daha gerçekçi olarak taklit etmesi için sadece horizontal veya aksiyel yönde değil, oblik yönde de uygulanması gerekmektedir.¹⁴⁸

Analiz sonucunda her nesnenin alt elemanlarının çözümlenmesi ile yapının tümünün çözümlenmesi sağlanır ve elde edilen değerler yorumlanarak sonuca ulaşılır. Bu işlemler bilgisayar programları aracılığı ile yapılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinin yorumlanmasında kullanılan bazı değerler analizin sonuçlarını doğrudan etkiler. Bunlar:

1. Kemik ve implantın detaylı geometrisi
2. Materyal özellikleri
3. Sınır koşulları ve kuvvet özellikleri
4. İmplant kemik ara yüzeyinin özelliği.¹⁸¹

Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Avantajları:^{57, 179, 180, 182, 185, 188-190}

1. Düzgün geometriye sahip olmayan karmaşık katı yapılar ve kendi içerisinde farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılar kolaylıkla modellenebilir.
2. Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip çeşitli katmanlardan oluşan nesnelere, katmanlarının fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özellikleri tam olarak yansıtılarak gerçek yapıya çok yakın model elde edilebilir.
3. Farklı yüzeyler arasındaki temas, adaptasyon, sürtünme ve yapışma durumları gerçeğe en yakın şekilde belirlenebilir.

4. Gerilmeler (stres), gerinimler (strain) ve yer değiştirme miktarları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.
5. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak ayrı ayrı değerlendirilebilir.
6. Eleman boyutları kullanıcı tarafından ayarlanabilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
7. Gerçek ortamda madde bulunmadığı için birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı yeterli olur.
8. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin özellikleri gibi değişkenler değiştirilip, analiz istenildiği kadar tekrarlanabilir.
9. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilip ölçek renk skalasının modeller üzerinde daha net anlaşılması açısından istenildiği gibi ayarlanabilmektedir.

Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yönteminin Dezavantajları:^{148, 185, 191}

1. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar analizi yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.
2. Analizlerin yapılabilmesi için ihtiyaç olan donanıma sahip bilgisayar ve yazılımların maliyetleri yüksektir.

3. Gerekli yazılımların kullanılabilmesi için ileri seviye yazılım bilgisine sahip olunması gerekmektedir.
4. Gelişen teknoloji ile doğru orantılı olarak mevcut olan programların düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
5. Yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin ve gerekli model verilenin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesi gibi hassas kilit noktalara sahiptir.
6. Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen uygulanması zor olmaktadır.¹⁹⁰

3. MATERYAL VE METOT

Bu araştırma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Proje Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Sunulan çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışma kapsamında mandibular 1.molar diş çekim soketine; mezial ve distal çekim soketi ve interradiküler septum olmak üzere 3 farklı pozisyonda immediyat olarak yerleştirilmiş ve protetik yükleme yapılmış 4 farklı yiv tasarımına sahip (Üçgen, Payanda, Ters Payanda, Kare) implantlar analiz edilmiştir. Modellerin tamamında implantlar 12mm uzunluğunda 4,5mm çapa sahip olup krestal kemik seviyesinin 2mm altına ve kök apikalinin 2mm derinine yerleştirilmiştir. Ardından abutmentlar üzerine geçici kron amacıyla CAD-CAM tekniği ile aynı gün içinde imal edilmesi mümkün olan monolitik porselen kronlar yerleştirilmiştir. Modellere vertikal ve oblik kuvvetler uygulanarak statik lineer analizler yapılmıştır.

İmplant ile yakın ilişkide bulunan her kemik bölgesinde (kortikal kemik ve trabeküler kemik) mezial, distal, bukkal, lingual, septum ve yalnızca trabeküler kemikte apikal bölgelerde olmak üzere toplamda 11 adet referans noktası belirlendi. Bu simülasyonlar ile implant gövdesine etki eden uzamsal kuvvetler sonucu, alveoler kemiğin ve dental implantların üzerindeki stres değerleri, dağılımları, yoğunlaşma bölgeleri ve implantların mikrohareketliliği ölçüldü. Sonlu elemanlar analizi sonucunda ulaşılan veriler, her bir model için tek örnek oluşturularak ve varyansı olmayan değerlendirmeler ve hesaplamalar yapılarak elde edildiği için istatistiksel açıdan değerlendirmek mümkün olmamaktadır. Sonlu elemanlar analizinde; elde edilen verilerin ve stres dağılımlarının, incelenmesi ve referanslar ışığında (İmmediyat yüklenen implantlar için mikrohareketlilik limitleri ; <50 mikrometre ve kemiğin fizyolojik stres

limitleri kortikal tabaka için $P_{max} < 43 \text{ MPa}$, $P_{min} < 121 \text{ MPa}$) dikkatli bir şekilde yorumlanması ile sonuçlar anlamlandırılmaktadır.

3.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar Ve Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar kullanıldı.

Sonlu elemanlar analizi boyunca Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlandı.

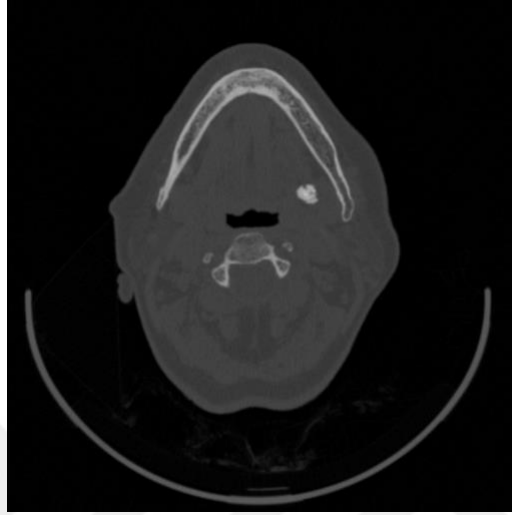
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtılmıştır. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

3.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması

3.2.1. Mandibula Modellerinin Hazırlanması

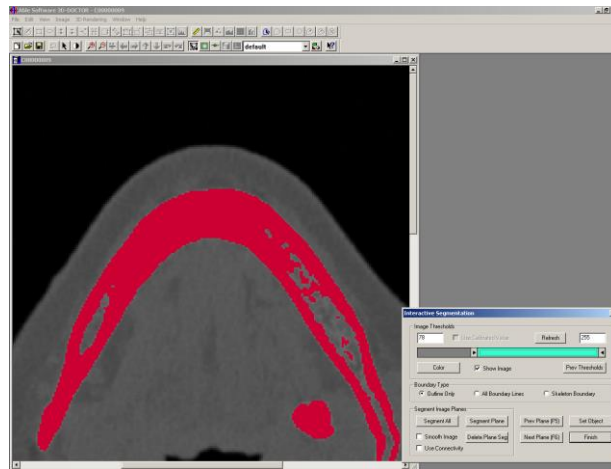
Çalışma kapsamında öncelikle diş eksikliği bulunmayan defektsiz standart bir mandibula modeli elde edilmiştir. Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M

Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı.



Şekil 3.1. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)

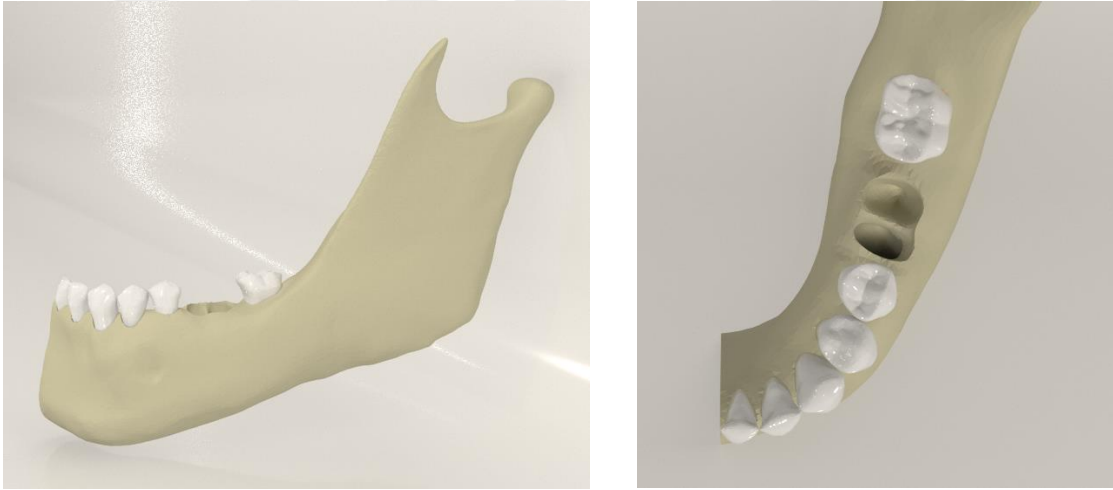
3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler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



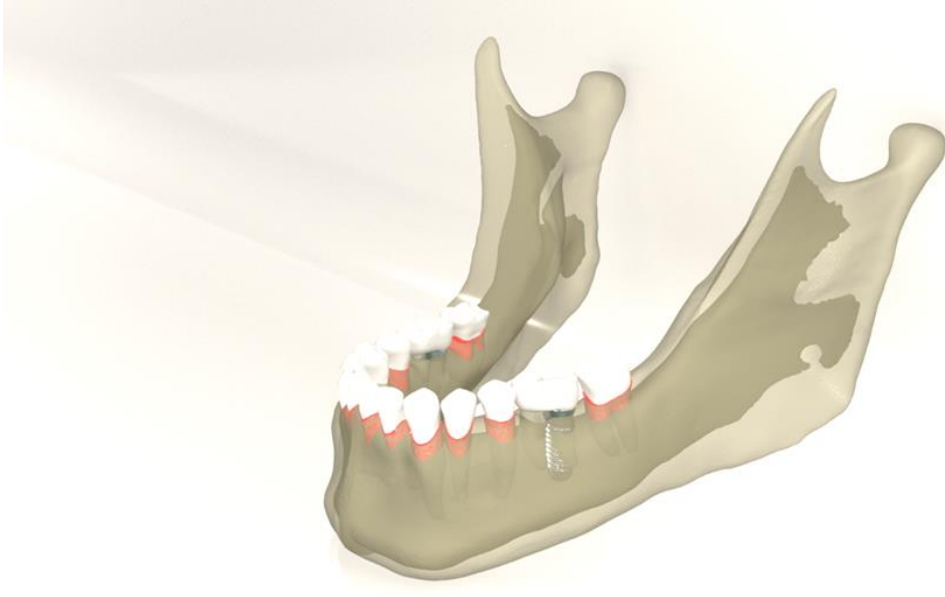
Şekil 3.2. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi.

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi. Ardından model üzerinde mandibular sol birinci molar dişin çekimi gerçekleştirildi. Çekim soketini tam taklit edebilmek adına soket duvarları içerisine 0,2 mm kalınlığında lamina dura işlendi. Tüm modeller lineer, ve izotropik materyaller olarak kabul edilerek mandibula tasarımları tamamlandı.

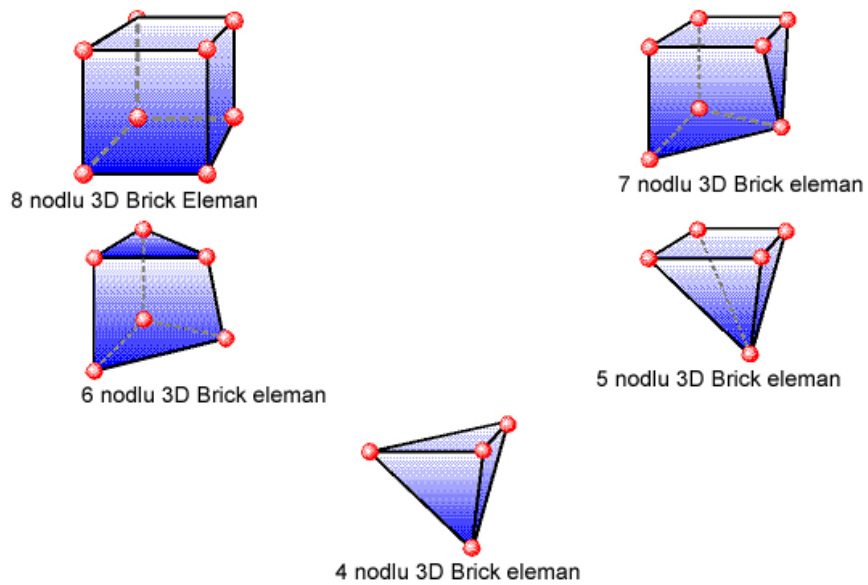


Şekil 3.3. Mandibular birinci molar diş çekim soketini içeren mandibula modeli



Şekil 3.4. Mandibula modeli üzerinde kortikal ve trabeküler tabakalarının ayrımı

Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro programı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.



Şekil 3.5. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları

3.2.2. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Sunulan çalışmada mandibular 1. molar diş çekim soketine immediyat implantasyon için 12mm uzunluğunda 4,5mm çapında implantlar kullanılmıştır. İmmediyat implantasyonda hem stres dağılımı ve büyüklüğünde hem de implantın primer stabilitesinde en başarılı yiv şeklini teşhis edebilmek adına literatürde kabul görmüş olan V şekilli(üçgen), kare, payanda(butress) ve ters payanda(reverse butress) yiv tasarımlarının karşılaştırılmasına karar verilmiştir. Doğru bir kıyaslama yapabilmek için tüm implantların yiv adımı 1mm, yiv derinliği 0,4 mm olarak belirlenmiştir. Yivler helikal tarzda modellenmiştir. Bu değerler ticari olarak kullanımda olan dental implant uzunlukları referans alınarak belirlenmiştir. Ancak ticari implant değerlerinin birbirinden çok farklı olması nedeniyle çalışmada bu değerlere yakın standart deneysel implantlar modellenmiştir.

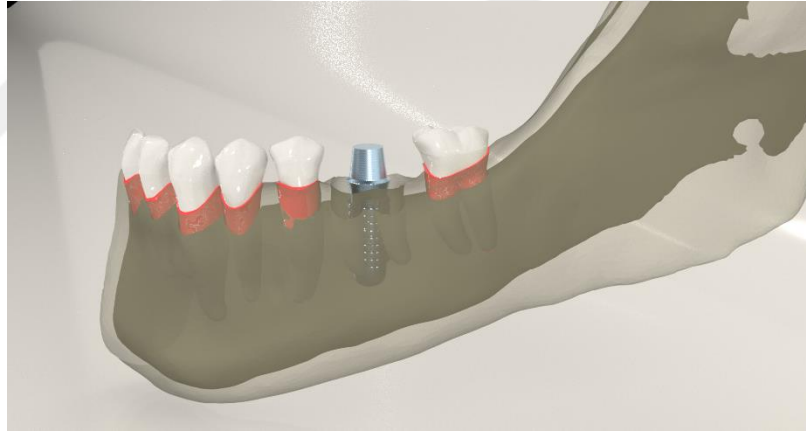


Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan dental implant modelleri (Sırasıyla payanda, ters payanda, üçgen ve kare yiv tasarımına sahip implantlar)

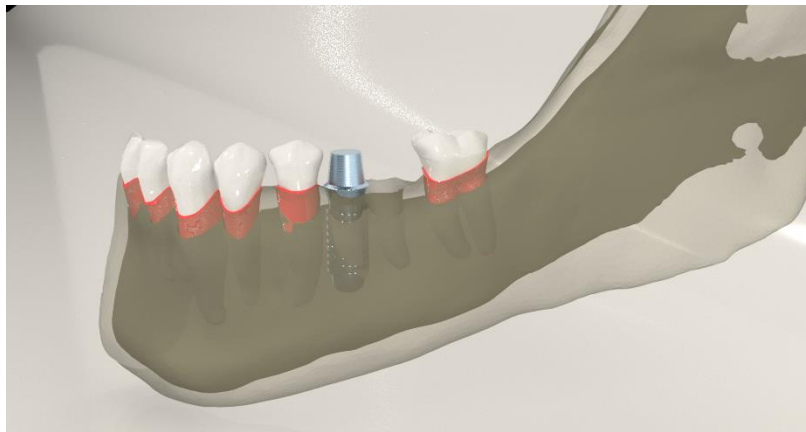
İmplantların yerleştirilme pozisyonları olarak; mezial ve distal çekim soketi ve interradiküler septum olmak üzere 3 farklı konum belirlenmiştir. Tasarlanan implantlar bu konumlara krestal kemiğin 2mm altına ve çekim soketinin 2mm derinine olacak şekilde yerleştirilerek 12 çalışma modeli elde edilmiştir.



Şekil 3.7. İmplantların distal çekim soketine yerleşimi



Şekil 3.8. İmplantların interradiküler septuma yerleşimi



Şekil 3.9. İmplantların mezial çekim soketine yerleşimi



Şekil 3.10. İmplantların okluzal perspektiften çekim soketi üzerinde konumu

3.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi

3.3.1. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve dağılımlarını doğrudan etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, lineer ve elastik davranış özellikleri iki materyal sabiti ile karakterize edilir; elastisite modülü (Young's modülü) ve Poisson oranı (Poisson's ratio).

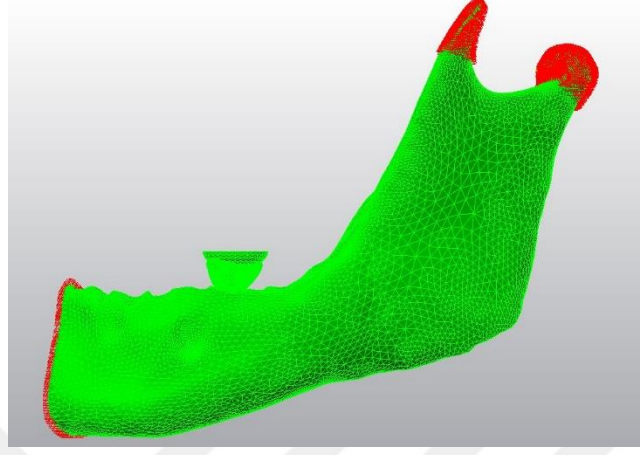
Çalışmada kullanılan materyallerin türleri, elastisite modüllerinin ve Poisson oranlarının değerleri tablo 3.1'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları^{10, 11, 71, 145, 192}

| Materyal | Elastisite Modülü (GPa) | Poisson Oranı |
|---|-------------------------|---------------|
| Titanium implant | 110 | 0.35 |
| Cortical bone | 13.7 | 0.30 |
| Trabecular bone (D2) | 1.37 | 0.30 |
| Titanium abutment | 110 | 0.35 |
| IPS e.max CAD Monolithic (Sabit Protez) | 95 | 0.20 |

3.3.2. Sınır Koşulları

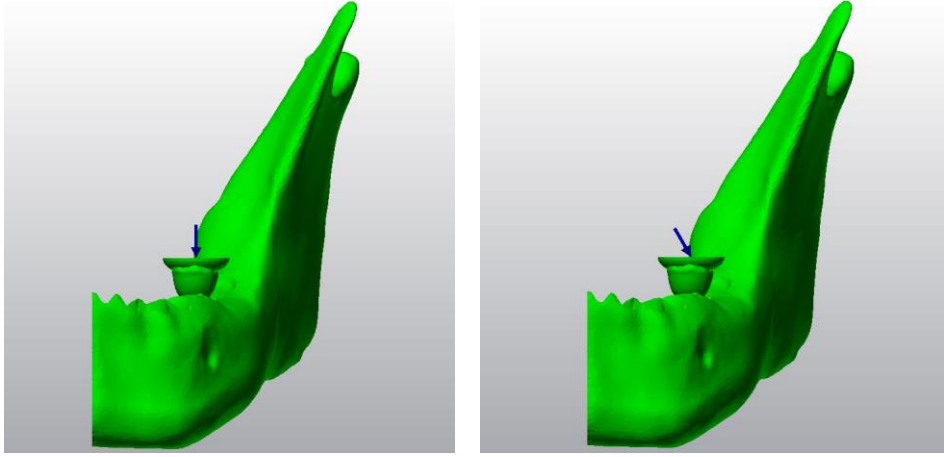
Çalışma modeli; mandibulanın ve dentisyonun alt, üst ve yan yüzeylerinden, 6 Degree of Freedom'da 0 hareket ve rotasyon olacak şekilde uzaysal düzlemde sabitlendi.



Şekil 3.11. Çalışma modellerinin sınır koşulları

3.3.3. Yükleme Koşulları

Hazırlanan üç boyutlu katı modellerde implant farklı konumlara yerleştirildiğinde stres yönünü ve büyüklüğünü doğru şekilde aktarmak amacıyla mandibular birinci molar dişin kronu tasarlandı. Çiğneme modelinde; fonksiyonda olmayan immediyat implant yüklemelerinde fonksiyon sadece çiğneme esnasında gerçekleştiği için kronun okluzal yüzeyine fonksiyonu taklit etmesi amacıyla yiyecek modeli(food stuff) yerleştirildi. Modelin üzerinden 300 N'luk kuvvet vertikal ve vertikal düzlemde 30 derece açı yapacak şekilde bukkolingual yönden uygulanarak 12 model üzerinden iki farklı yükleme koşulunda analizler gerçekleştirildi.



Şekil 3.12. Yiyecek modeli üzerinden vertikal ve oblik yükleme koşulları

3.4. Nihai Modeller

Mezial Çekim Soketine İmplantların Yerleştirildiği Modeller



Şekil 3.13. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği örnek model

Model 1: Mezial çekim soketine yerleştirilmiş üçgen yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 2: Mezial çekim soketine yerleştirilmiş payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 3: Mezial çekim soketine yerleştirilmiş ters payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 4: Mezial çekim soketine yerleştirilmiş kare yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

İnterradiküler Septuma İmplantların Yerleştirildiği Modeller



Şekil 3.14. İmplantların interradiküler septuma yerleştirildiği örnek model

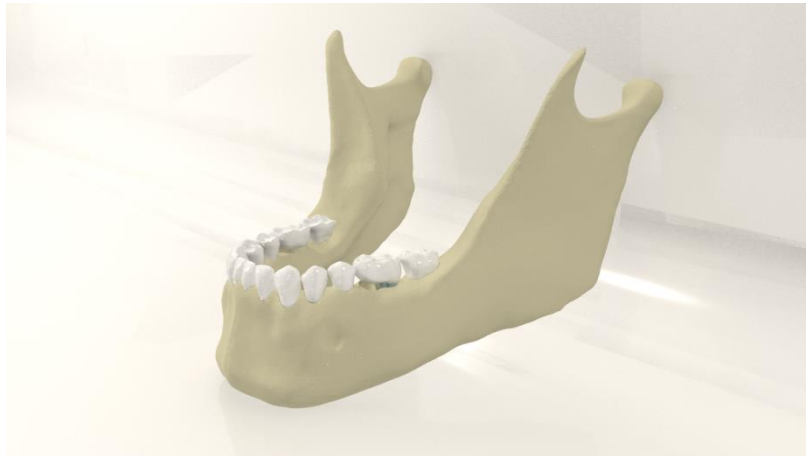
Model 5: İnterradiküler septuma yerleştirilmiş üçgen yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 6: İnterradiküler septuma yerleştirilmiş payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 7: İnterradiküler septuma yerleştirilmiş ters payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 8: İnterradiküler septuma yerleştirilmiş kare yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Distal Çekim Soketine İmplantların Yerleştirildiği Modeller



Şekil 3.15. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği örnek model

Model 9: Distal çekim soketine yerleştirilmiş üçgen yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 10: Distal çekim soketine yerleştirilmiş payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 11: Distal çekim soketine yerleştirilmiş ters payanda yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Model 12: Distal çekim soketine yerleştirilmiş kare yiv formuna sahip 12 mm boy ve 4,5mm çaptaki implant modellemesi

Tablo 3.2. İmplantların Mezial Çekim Soketine Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları

| | Düğüm Sayısı | Element Sayısı |
|--|--------------------------|-----------------------------|
| Payanda (Buttress) | Number of nodes = 128709 | Number of elements = 618261 |
| Ters Payanda (Reverse Buttress) | Number of nodes = 131546 | Number of elements = 630624 |
| Kare(Square) | Number of nodes = 128828 | Number of elements = 616518 |
| V Şekilli | Number of nodes = 128389 | Number of elements = 616157 |

Tablo 3.3. İmplantların İnterradiküler Septuma Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları

| | Düğüm Sayısı | Element Sayısı |
|--|--------------------------|-----------------------------|
| Payanda (Buttress) | Number of nodes = 123952 | Number of elements = 594834 |
| Ters Payanda (Reverse Buttress) | Number of nodes = 125351 | Number of elements = 599644 |
| Kare(Square) | Number of nodes = 124064 | Number of elements = 593332 |
| V Şekilli | Number of nodes = 122513 | Number of elements = 586709 |

Tablo 3.4. İmplantların Distal Çekim Soketine Yerleştirildiği Modellerdeki düğüm ve element sayıları

| | Düğüm Sayısı | Element Sayısı |
|--|--------------------------|-----------------------------|
| Payanda (Buttress) | Number of nodes = 127625 | Number of elements = 611267 |
| Ters Payanda (Reverse Buttress) | Number of nodes = 130886 | Number of elements = 626420 |
| Kare (Square) | Number of nodes = 127513 | Number of elements = 608023 |
| V Şekli | Number of nodes = 127357 | Number of elements = 609622 |



4. BULGULAR

Bu çalışma kapsamında tanımlanan modeller üzerine uygulanan dikey ve oblik kuvvetlere bağlı olarak kemik dokusunda ve implant içerisinde meydana gelen stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendi.

Analizler sonucunda elde edilen Von Mises stres, maksimum principal stres, minimum principal stres değerleri renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edildi. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan renk skalası ile belirtilmektedir. Von Mises ve gerilme stresi(Maximum Principle stres) genellikle pozitif değerler, basma stresi(Minimum Principle stres) değerleri ise genellikle negatif değerler olup skalanın alt tarafında hem renk koduyla hem de sayılarla gösterilmektedir.

4.1. İmplantların Üzerinde Oluşan Stres Değerleri

İmplant gibi katı cisimlerde basma ve çekme kuvvetlerinden ziyade cismin yüzeyi ve iç yapısında gerilimler meydana gelmektedir. Meydana gelen total gerilimin incelenmesi gerçeğe daha yakın sonuç oluşturduğu için katı model analizlerinde implant ve implant ünitelerinde oluşan gerilmelerin Von Mises gerilmesi ile değerlendirilmesi daha uygun olmaktadır.

Elde edilen değerler Tablo 4.1'de gösterilmektedir. Bulgulara bakıldığında implantlardaki en yüksek Von Mises stres değerlerinin oblik yüklemelerde ortaya çıktığı görülmektedir. Tüm implant tiplerinde, pozisyonlarında ve yükleme yönlerinde gerilimin implantın kemikle temas eden yüzeylerinde ve özellikle boyun bölgelerinde biriktiği gözlenmiştir. İmplant üzerindeki en yüksek Von Mises stres değerleri oblik kuvvetlerde mezial konumda bulunan kare ve ters payanda tipi implantlarda, en düşük Von Mises

stres değerleri ise kuvvetin daha dengeli dağıldığı septuma yerleştirilen üçgen ve payanda yiv tasarımı implantlarda izlenmektedir.

Tablo 4.1. İmplantların Üzerinde Biriken Von Mises Stres Değerleri

| Konum | Kuvvet | İmplant yiv tasarımı | | | |
|--------|----------|----------------------|--------------|---------|---------|
| | | Payanda | Ters Payanda | Kare | Üçgen |
| Mezial | Vertikal | 58,8343 | 62,9927 | 62,5772 | 65,9793 |
| | Oblik | 74,4567 | 77,2145 | 77,0763 | 71,0159 |
| Distal | Vertikal | 52,7658 | 55,9745 | 56,0145 | 58,9874 |
| | Oblik | 68,9858 | 70,2478 | 71,0456 | 67,8250 |
| Septum | Vertikal | 42,7858 | 47,6554 | 46,5441 | 46,1225 |
| | Oblik | 60,5582 | 62,4555 | 61,6578 | 58,4628 |

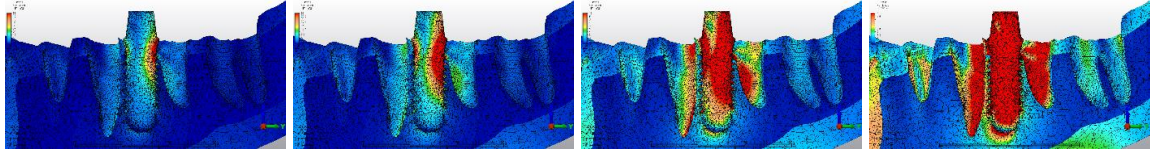
4.2. Alveol kemiğinde Oluşan Stres Değerleri ve Dağılımları

4.2.1. Mezial Kök Soketine Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda

Stres Değerleri ve Dağılımları

4.2.1.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında

Sunulan çalışmada SEA sonucunda vertikal kuvvetler altında kemik üzerindeki stresin alveol kemiği boyunca düzenli olarak dağılmasıyla birlikte kortikal kemikte fazla olduğu görölmektedir. İmplantın mezial köke yerleştirilmesini takiben okluzal yüzeye uygulanan kuvvet sonucunda implant üzerinde kantilever etki olduğu, stresin implant yiv farkı gözetmeksizin tüm modellerde septum üzerinde yoğunlaştığı daha sonra ise sırasıyla çekim soketinin bukkalinde, lingualinde, mezialinde ve distalinde biriktiği gözlenmiştir.



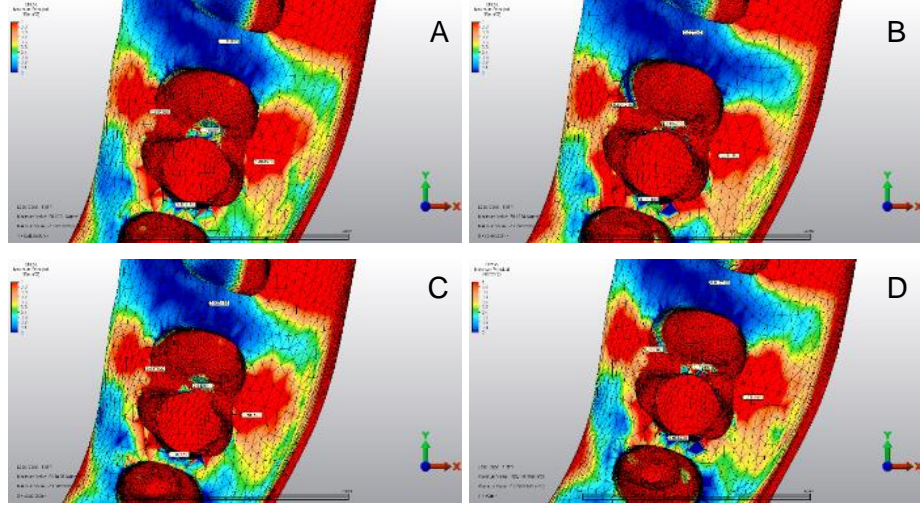
Şekil 4.1. Mezial kök soketine yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı
(İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

Vertikal kuvvetler altında alveol kemiğinde oluşan stresler çoğunlukla basma tipi minimum principal stresler yönünde oluşmuştur. Çekme tipi maksimum principal stresler oldukça düşük seviyelerdedir. Mezial kök soketine yerleştirilen implant tasarımlarının hepsinde vertikal kuvvetler altında stres değerleri açısından birbirlerine yakın değerler izlenmiştir. (Tablo 4.2)

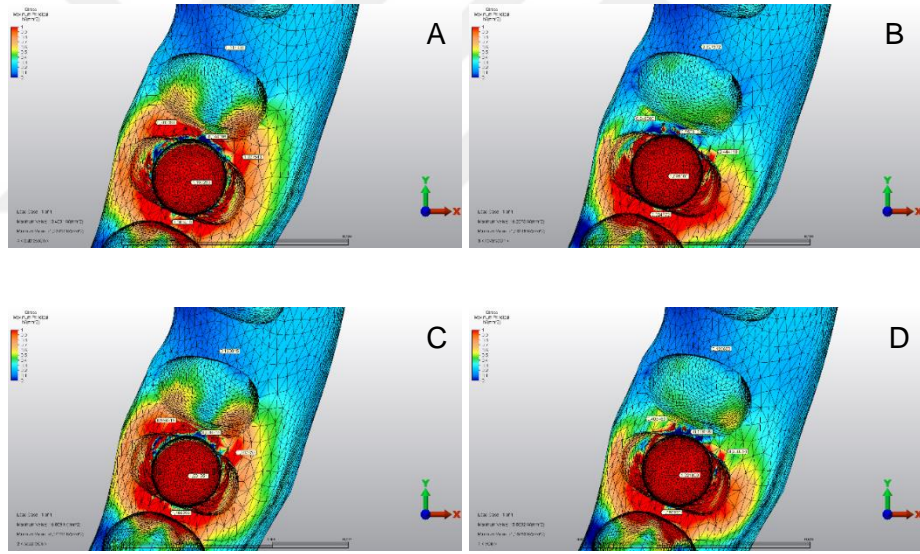
Tablo 4.2. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A | S |
|--------------|------------|------------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|
| Payanda | Kortikal | VM | 6,3580 | 1,1057 | 4,8583 | 3,8350 | - | 14,8617 |
| | | Max. P. | 0,1811 | 0,0180 | 1,4845 | 0,9353 | - | 1,1768 |
| | | Min. P.(-) | 6,5722 | 1,1698 | 3,9639 | 3,3200 | - | 14,9383 |
| | Trabekular | VM | 1,1211 | 0,2732 | 1,9466 | 1,5795 | 6,6857 | 2,7456 |
| | | Max. P. | 1,0014 | 0,1187 | 1,0275 | 0,9823 | 1,1592 | 0,1468 |
| | | Min. P.(-) | 0,2392 | 0,1871 | 1,2137 | 0,8349 | 5,6478 | 3,2619 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 6,0333 | 0,8763 | 4,9657 | 3,0070 | - | 5,4531 |
| | | Max. P. | 0,2344 | 0,0270 | 1,5080 | 0,8015 | - | 0,1347 |
| | | Min. P.(-) | 6,2932 | 0,9273 | 4,0684 | 2,5504 | - | 5,9217 |
| | Trabekular | VM | 1,8880 | 0,2131 | 2,3218 | 1,6546 | 8,7043 | 1,7772 |
| | | Max. P. | 2,0247 | 0,1279 | 0,4441 | 0,3405 | 1,8953 | 0,5508 |
| | | Min. P.(-) | 0,0615 | 0,1121 | 2,0273 | 1,4416 | 6,9558 | 1,4272 |
| Kare | Kortikal | VM | 6,2311 | 1,0790 | 5,0992 | 3,7123 | - | 11,7330 |
| | | Max. P. | 0,0804 | 0,0221 | 1,5065 | 0,9878 | - | 0,9458 |
| | | Min. P.(-) | 6,5873 | 1,1398 | 4,1220 | 3,1515 | - | 11,6227 |
| | Trabekular | VM | 1,1332 | 0,2549 | 2,1949 | 1,6004 | 6,7395 | 3,0364 |
| | | Max. P. | 1,1669 | 0,1230 | 1,2876 | 0,9669 | 1,2019 | 0,0987 |
| | | Min. P.(-) | 0,0767 | 0,1617 | 1,2185 | 0,8726 | 5,6352 | 3,3212 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 6,5901 | 0,9301 | 5,3356 | 3,3518 | - | 11,1919 |
| | | Max. P. | 0,0382 | 0,0157 | 1,6105 | 0,7471 | - | 1,1734 |
| | | Min. P.(-) | 6,9447 | 0,9892 | 4,3559 | 2,9786 | - | 11,1163 |
| | Trabekular | VM | 1,3097 | 0,2313 | 2,1807 | 1,5685 | 8,0036 | 2,3495 |
| | | Max. P. | 1,3589 | 0,1266 | 0,5000 | 0,4064 | 1,5218 | -1,5218 |
| | | Min. P.(-) | 0,0971 | 0,1321 | 1,8528 | 1,2922 | 6,5808 | 2,7486 |

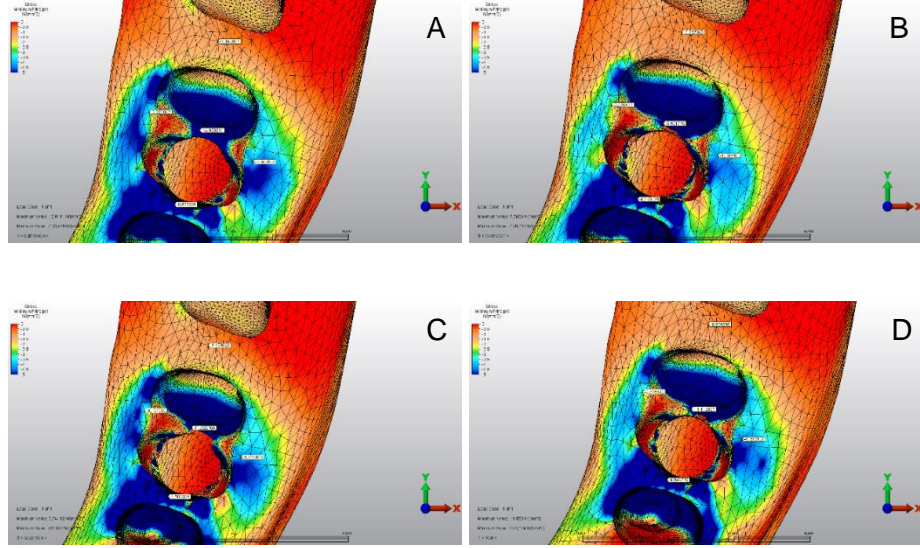
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



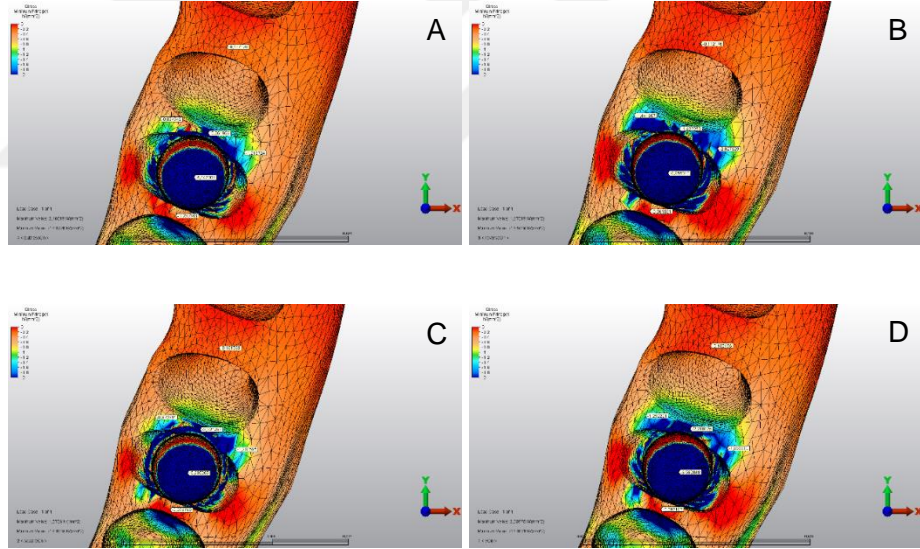
Şekil 4.2. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.3. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.4. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

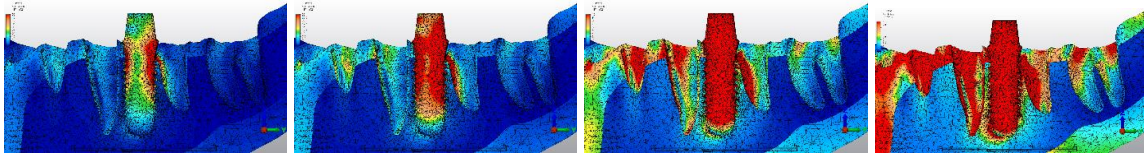


Şekil 4.5. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.2.1.2. Oblik Yönde Gelen Kuvvetler Altında

Yapılan analizlerde implantın mezial çekim soketine yerleştirildiği modellerde; kuvvet vertikal düzleme göre 30 derece açı ile olacak şekilde bukkolingual yönde yüklendiği zaman kemik üzerindeki stresin implantın boyun bölgesinde kortikal kemik

üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Okluzal yüzeye uygulanan oblik kuvvet sonucunda implant üzerinde kantilever etki olduğu, maksimum principal stresin implant yiv farkı gözetmeksizin tüm modellerde septum üzerinde kemik remodelasyonunu önleyecek derecede(>43MPa) yüksek değerlerde olduğu tespit edilmiştir. Septumu takiben stresin sırasıyla çekim socketinin bukkalinde, lingualinde, mezialinde ve distalinde biriktiği gözlenmiştir.



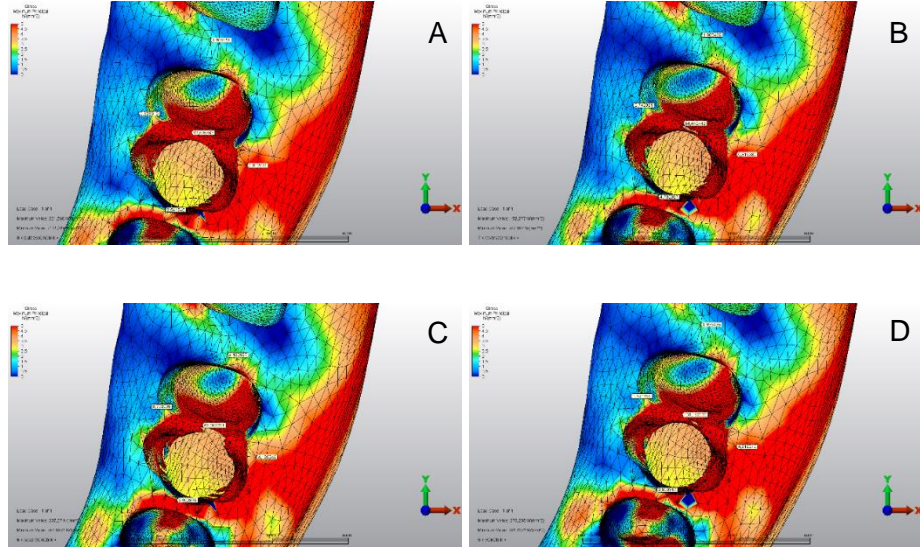
Şekil 4.6. Mezial kök socketine yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı (İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

Oblik kuvvetler altında oluşan stres tipi çoğunlukla çekme tipi olan maksimum principal streslerdir. Minimum principal stresler vertikal yüklemelerde oluşan stres değerlerine göre daha yüksek olmasına rağmen kemik dokunun fizyolojik sınırlarından (<121MPa) daha düşük seviyelerdedir. Çekim socketinin bukkal, lingual, mezial ve distal bölgelerinde kortikal tabakalarda fizyolojik limitlerde (Kortikal tabaka için $P_{max} < 43MPa$, $P_{min} < 121 MPa$) stres birikmesine rağmen septum üzerinde biriken değerler kemik rezorpsiyonuna neden olacak ve osteointegrasyonu etkileyecek seviyelerdedir (Tablo 4.3).

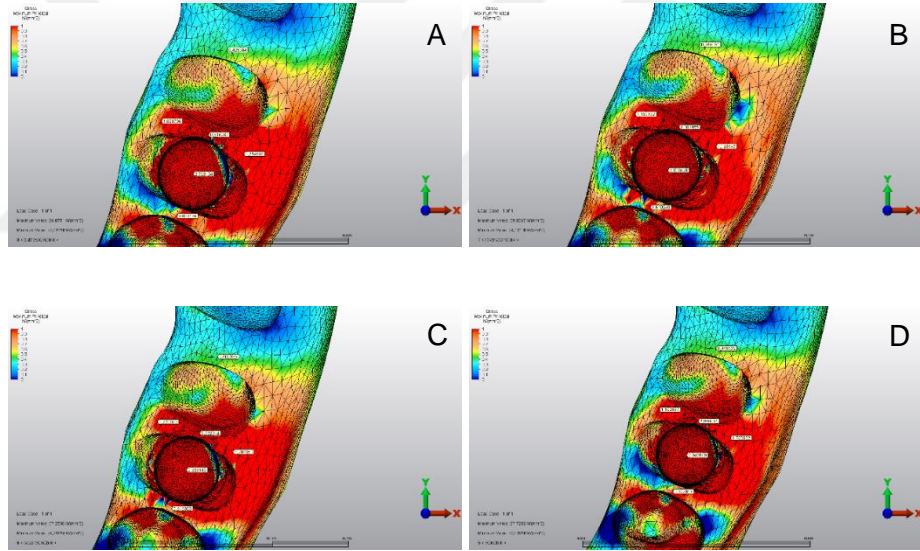
Tablo 4.3. İmplantların mezial çekim soketine yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A | S |
|--------------|------------|------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Payanda | Kortikal | VM | 4,4464 | 3,5793 | 10,7040 | 2,2286 | - | 54,7822 |
| | | Max. P. | 2,5419 | 1,9091 | 4,9826 | 0,8285 | - | 52,6958 |
| | | Min. P.(-) | 2,4771 | 2,1916 | 7,0485 | 1,6927 | - | 6,7390 |
| | Trabekular | VM | 1,1209 | 0,5112 | 11,1264 | 1,0427 | 5,8470 | 7,713 |
| | | Max. P. | 0,8331 | 0,4239 | 1,7549 | 1,0337 | 2,7631 | 0,5162 |
| | | Min. P.(-) | 0,4464 | 0,1546 | 10,149 | 0,0946 | 3,7382 | 7,8170 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 6,0577 | 3,9957 | 11,6020 | 2,0852 | - | 118,4676 |
| | | Max. P. | 4,7300 | 1,9084 | 5,8156 | 0,7429 | - | 64,4454 |
| | | Min. P.(-) | 2,0195 | 2,6586 | 7,2390 | 1,6118 | - | 69,1518 |
| | Trabekular | VM | 5,5687 | 0,5323 | 12,2494 | 1,1121 | 7,2390 | 5,5447 |
| | | Max. P. | 1,6102 | 0,4450 | 1,1691 | 1,1391 | 3,0216 | 4,0019 |
| | | Min. P.(-) | 4,6182 | 0,1546 | 11,9924 | 0,0521 | 4,8075 | 2,2842 |
| Kare | Kortikal | VM | 7,4870 | 4,1249 | 10,9364 | 2,1948 | - | 78,1579 |
| | | Max. P. | 5,9028 | 4,1003 | 4,1953 | 0,7920 | - | 59,8692 |
| | | Min. P.(-) | 2,3975 | 0,1858 | 7,9483 | 1,6876 | - | 27,6103 |
| | Trabekular | VM | 4,0467 | 0,4940 | 10,5672 | 1,2007 | 5,6582 | 7,5000 |
| | | Max. P. | 0,6163 | 0,4059 | 3,2066 | 1,2238 | 2,6261 | 2,2220 |
| | | Min. P.(-) | 3,8614 | 0,1502 | 8,2290 | 0,0791 | 3,6008 | 5,8874 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 4,7544 | 3,7870 | 11,1947 | 2,1018 | - | 105,7760 |
| | | Max. P. | 2,8003 | 1,9954 | 4,8122 | 0,6487 | - | 105,1620 |
| | | Min. P.(-) | 2,5555 | 2,3413 | 7,8440 | 1,7192 | - | 8,8024 |
| | Trabekular | VM | 1,2744 | 0,5361 | 12,5832 | 1,1380 | 6,6908 | 8,4352 |
| | | Max. P. | 0,8720 | 0,4485 | 1,7303 | 1,1523 | 2,8420 | 2,9460 |
| | | Min. P.(-) | 0,5781 | 0,1591 | 11,8554 | 0,0647 | 4,4476 | 6,5501 |

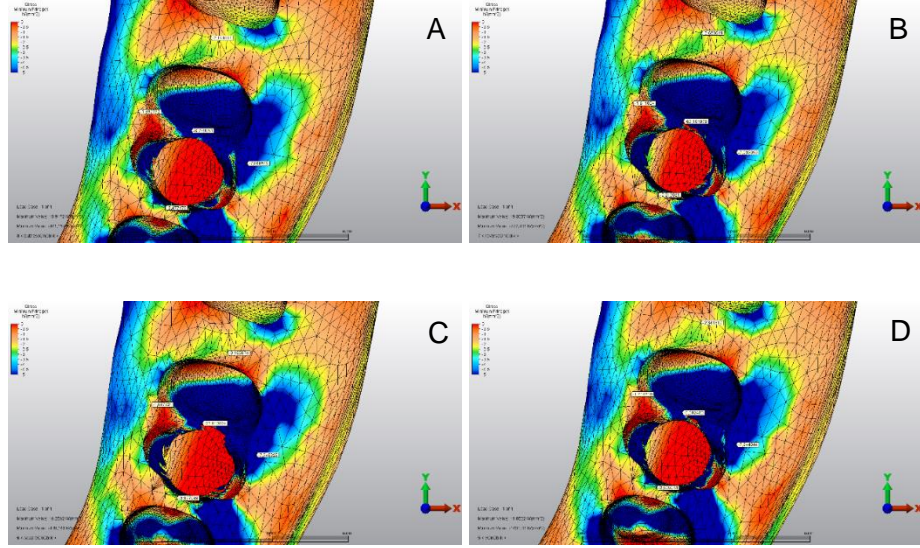
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



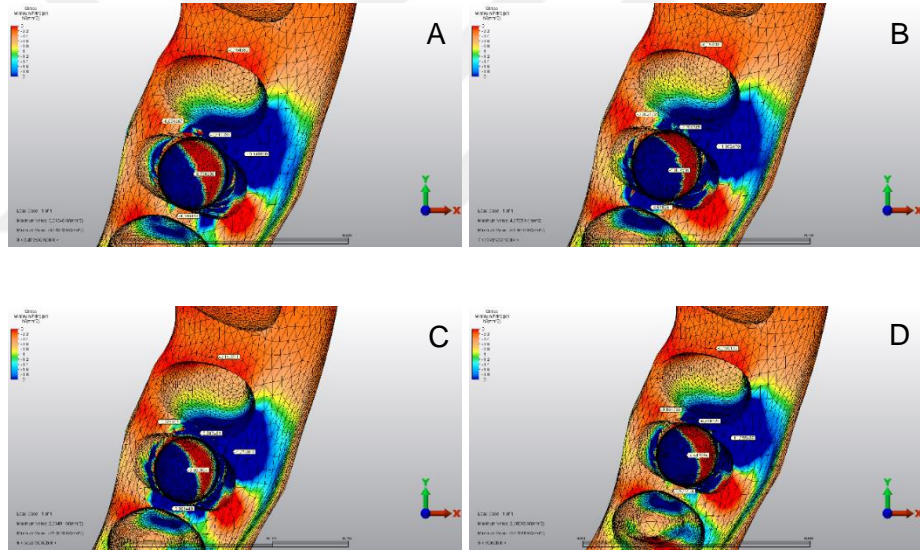
Şekil 4.7. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.8. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.9. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

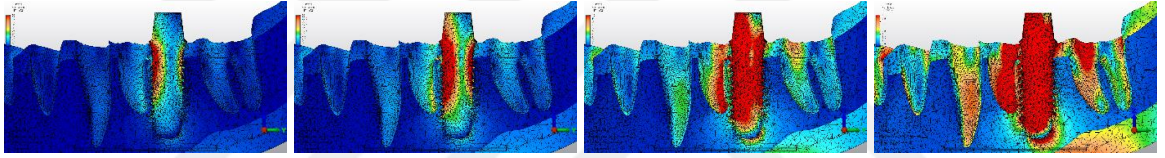


Şekil 4.10. Mezial köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.2.2. Distal Kök Socketsine Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda Stres Değerleri ve Dağılımları

4.2.2.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında

Distal çekim socketine yerleştirilen implantlarda vertikal kuvvetler altında kemik üzerindeki stresin alveol kemiği boyunca düzenli olarak dağılmasıyla birlikte kortikal kemikte daha fazla olduğu görülmektedir. İmplantın distal köke yerleştirilmesini takiben okluzal yüzeye uygulanan kuvvet sonucunda implant üzerinde kantilever etki olduğu, stresin implant yiv farkı gözetmeksizin tüm modellerde septum üzerinde yoğunlaştığı daha sonra ise sırasıyla çekim socketinin bukkalinde, lingualinde, distalinde ve mezialinde biriktiği gözlenmiştir.



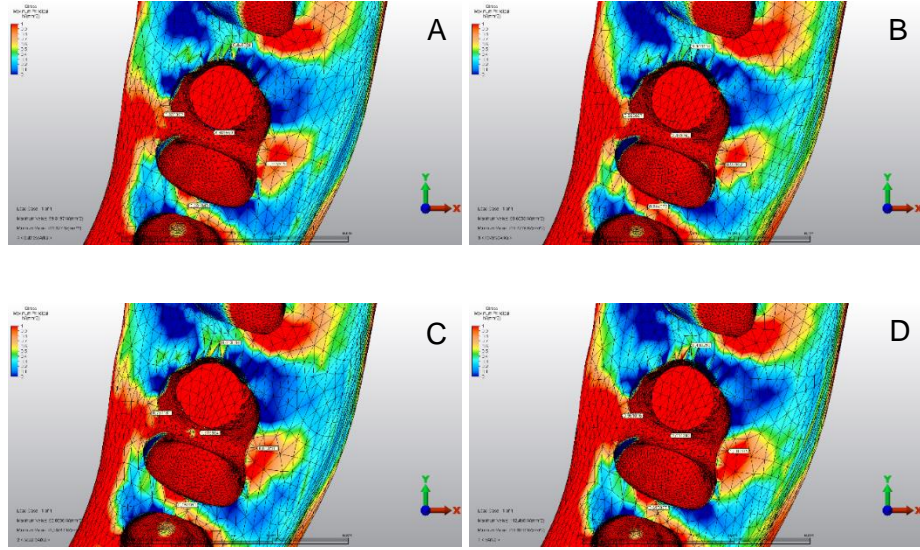
Şekil 4.11. Distal kök socketine yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı (İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

Vertikal kuvvetler altında alveol kemiğinde oluşan stresler çoğunlukla basma tipi minimum principal stresler yönünde oluşmuştur. Çekme tipi maksimum principal stresler oldukça düşük seviyelerdedir. Distal kök socketine yerleştirilen implant tasarımlarının hepsinde vertikal kuvvetler altında stres değerleri açısından birbirlerine yakın değerler izlenmiştir (Tablo 4.4).

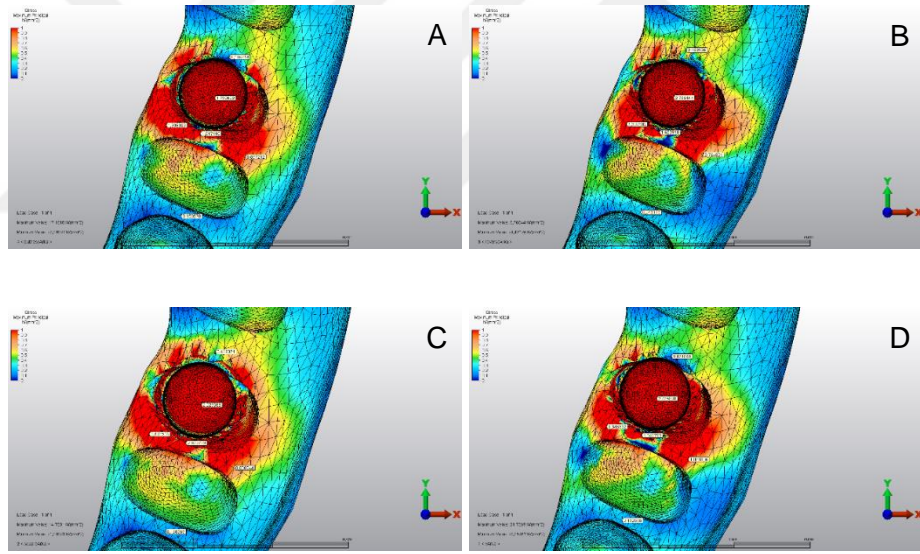
Tablo 4.4. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A | S |
|--------------|------------|------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Payanda | Kortikal | VM | 2,0759 | 4,8211 | 5,4057 | 6,5776 | - | 19,3543 |
| | | Max. P. | 0,6310 | 0,4480 | 0,8455 | 0,9383 | - | 4,8055 |
| | | Min.P.(-) | 1,6611 | 4,6606 | 5,0148 | 6,1095 | - | 16,6958 |
| | Trabekular | VM | 0,2548 | 0,5861 | 0,9738 | 2,9757 | 5,7425 | 1,7961 |
| | | Max. P. | 0,1505 | 0,1057 | 0,8972 | 1,1989 | 1,7906 | 1,0171 |
| | | Min. P.(-) | 0,1295 | 0,5518 | 0,2036 | 1,9505 | 4,0825 | 1,0061 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 2,1323 | 4,6580 | 5,2280 | 5,1125 | - | 12,9328 |
| | | Max. P. | 0,9443 | 0,3607 | 0,9396 | 0,8236 | - | 2,4637 |
| | | Min. P.(-) | 1,4539 | 4,5647 | 4,7678 | 4,7189 | - | 11,9255 |
| | Trabekular | VM | 0,3224 | 0,7349 | 0,7330 | 2,9092 | 8,3772 | 2,3663 |
| | | Max. P. | 0,2431 | 0,463936 | 0,7664 | 1,3076 | 2,7664 | 2,6509 |
| | | Min. P.(-) | 0,0971 | 0,3475 | 0,0605 | 1,9608 | 5,9498 | 0,9188 |
| Kare | Kortikal | VM | 2,1259 | 4,9557 | 5,0604 | 6,0506 | - | 12,9570 |
| | | Max. P. | 0,6570 | 0,4830 | 0,8335 | 0,7371 | - | 1,6765 |
| | | Min. P.(-) | 1,6880 | 4,7595 | 4,6300 | 5,7186 | - | 12,4749 |
| | Trabekular | VM | 0,2566 | 0,8025 | 0,8607 | 2,8377 | 6,1704 | 3,2520 |
| | | Max. P. | 0,1689 | 0,4193 | 0,8088 | 1,4785 | 2,0295 | 2,8797 |
| | | Min. P.(-) | 0,1109 | 0,4746 | 0,1599 | 1,7140 | 4,3188 | 2,1622 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 2,0259 | 4,7749 | 4,9324 | 7,0532 | - | 16,4310 |
| | | Max. P. | 0,6933 | 0,4602 | 1,0108 | 0,9610 | - | 2,6312 |
| | | Min. P.(-) | 1,5579 | 4,6109 | 4,3633 | 6,6732 | - | 15,3279 |
| | Trabekular | VM | 0,2826 | 0,4880 | 1,2173 | 3,1009 | 7,4797 | 2,2398 |
| | | Max. P. | 0,1925 | 0,0710 | 1,0668 | 1,3463 | 2,4658 | 1,3427 |
| | | Min. P.(-) | 0,1107 | 0,4741 | 0,2977 | 2,0857 | 5,2550 | 1,0769 |

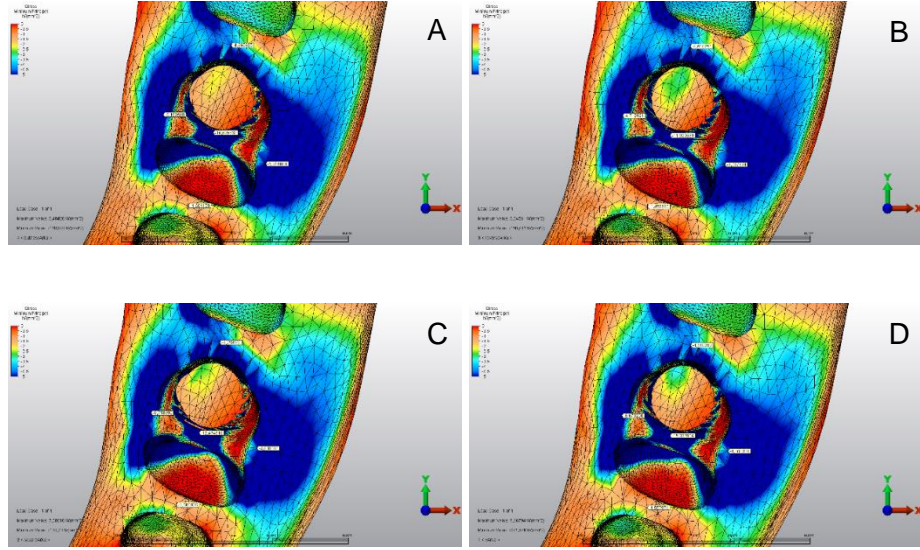
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



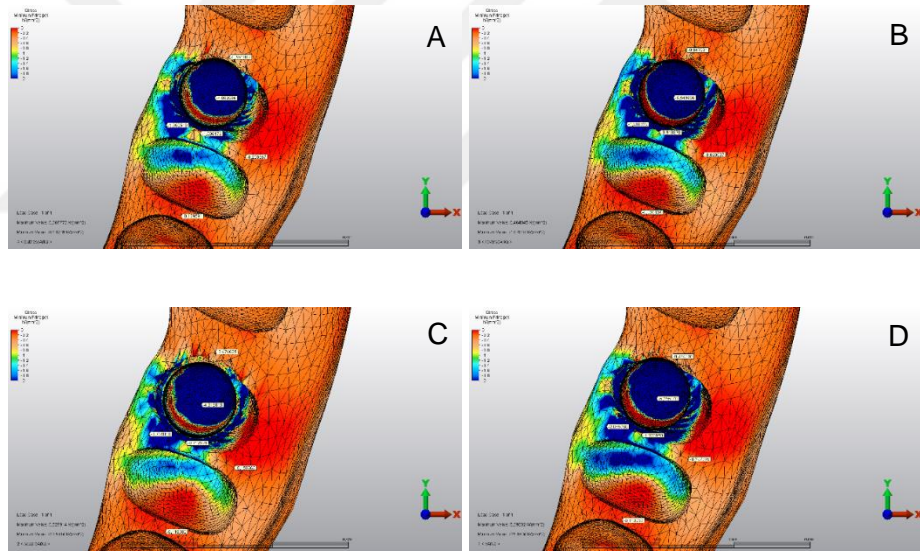
Şekil 4.12. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.13. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.14. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

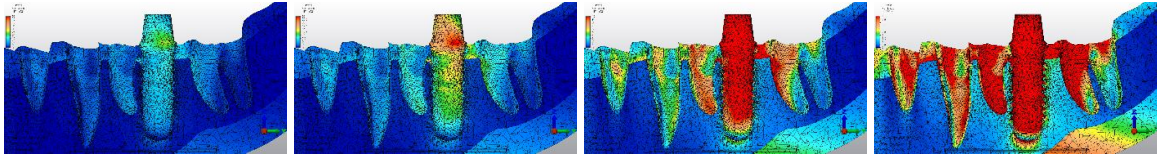


Şekil 4.15. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.2.2.2. Oblik Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında

Yapılan analizlerde implantın distal çekim soketine yerleştirildiği modellerde; kuvvet vertikal düzleme göre 30 derece açı ile olacak şekilde bukkolingual yönde yüklendiği zaman kemik üzerindeki stresin implantın boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Okluzal yüzeye uygulanan oblik kuvvet sonucunda

implant üzerinde kantilever etki olduğu buna karşın kemikte oluşan stres değerlerinin fizyolojik sınırlarda (kortikal tabaka için $P_{max} < 43\text{MPa}$, $P_{min} < 121\text{MPa}$) gerçekleştiği görülmüştür. En yüksek stres değerleri septum üzerinde olup, septumu takiben stresin sırasıyla çekim socketinin bukkalinde, lingualinde, distalinde ve mezialinde biriktiği gözlenmiştir (Tablo 4.5).



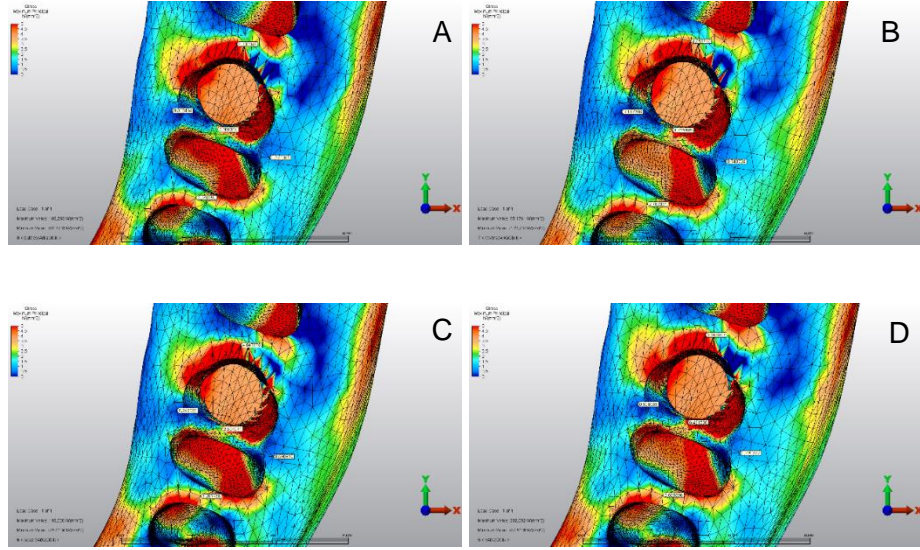
Şekil 4.16. Distal kök soketine yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı
(İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

Oblik kuvvetler altında oluşan stres tipi çoğunlukla basma tipi olan minimum principal streslerdir. Minimum principal stresler vertikal yüklemelerde oluşan stres değerlerine göre daha yüksek olmasına rağmen kemik dokunun tolere edebileceği fizyolojik sınırdan ($< 121\text{MPa}$) daha düşük seviyelerdedir. Çekim socketinin bukkal, lingual, mezial ve distal bölgelerinde kortikal kemikte oluşturduğu stres değerleri açısından en başarılı yiv tasarımı; payanda yiv tasarımı olmuştur. Ardından kare yiv formu yakın değerlerde bulunmuştur. Ters payanda ve üçgen yiv formu ise daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Ancak kantilever etkinin mezial köke göre düşük olması nedeniyle tüm yiv tasarımları fizyolojik limitlerin altında stres değerleri yakalamışlardır (Tablo 4.5).

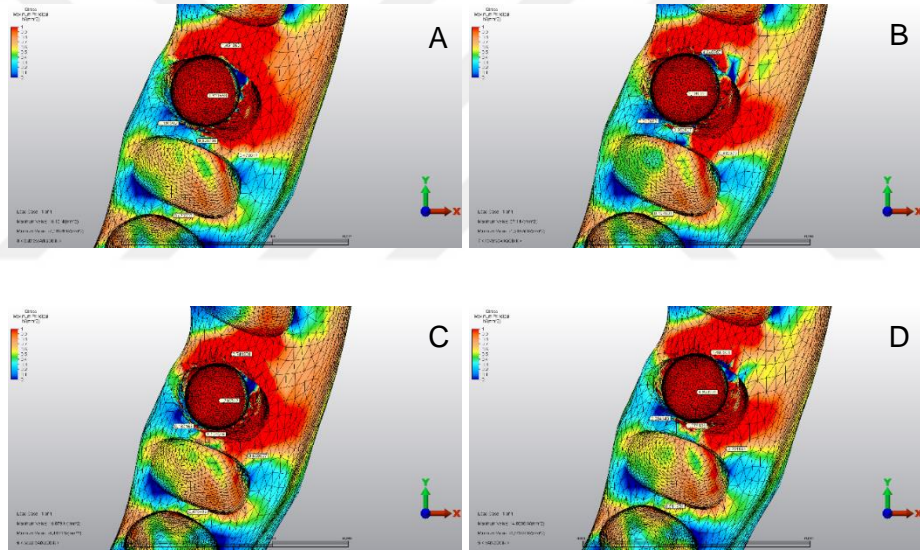
Tablo 4.5. İmplantların distal çekim soketine yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A | S |
|--------------|------------|------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Payanda | Kortikal | VM | 6,1698 | 10,1251 | 0,8321 | 1,1474 | - | 13,0049 |
| | | Max. P. | 2,7401 | 6,1238 | 0,6713 | 0,3024 | - | 2,0043 |
| | | Min. P.(-) | 4,1878 | 5,2823 | 0,2661 | 0,9907 | - | 12,0398 |
| | Trabekular | VM | 0,9304 | 2,0386 | 0,7239 | 0,5306 | 5,4668 | 1,4031 |
| | | Max. P. | 0,4732 | 1,4510 | 0,4785 | 0,1969 | 1,5215 | 0,3257 |
| | | Min. P.(-) | 0,5965 | 0,7825 | 0,3404 | 0,4086 | 4,1480 | 1,2040 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 5,7859 | 7,8103 | 0,9833 | 0,9753 | - | 16,4710 |
| | | Max. P. | 2,7833 | 4,6537 | 0,7407 | 0,1472 | - | 4,7259 |
| | | Min. P.(-) | 3,7591 | 4,1524 | 0,3794 | 0,9410 | - | 13,5296 |
| | Trabekular | VM | 0,9172 | 3,4875 | 1,0090 | 0,3726 | 7,0260 | 1,4911 |
| | | Max. P. | 0,4578 | 4,6409 | 0,8326 | 0,2136 | 2,1980 | 0,3525 |
| | | Min. P.(-) | 0,5966 | 0,7295 | 0,2896 | 0,2037 | 5,1288 | 1,3522 |
| Kare | Kortikal | VM | 6,3416 | 7,6631 | 0,8247 | 1,0018 | - | 14,5971 |
| | | Max. P. | 3,2014 | 4,8479 | 0,5808 | 0,2423 | - | 2,5940 |
| | | Min. P.(-) | 3,9596 | 3,7131 | 0,3555 | 0,8723 | - | 13,2715 |
| | Trabekular | VM | 0,9587 | 2,4964 | 1,0251 | 0,3917 | 5,5131 | 2,1420 |
| | | Max. P. | 0,4794 | 2,7413 | 0,6888 | 0,1871 | 1,7165 | 1,1045 |
| | | Min. P.(-) | 0,6234 | 0,0098 | 0,4689 | 0,2547 | 4,0068 | 1,3396 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 5,9863 | 9,8338 | 1,0401 | 1,0000 | - | 18,2095 |
| | | Max. P. | 2,8253 | 5,5685 | 0,8202 | 0,3005 | - | 6,4215 |
| | | Min. P.(-) | 3,9367 | 5,5075 | 0,3502 | 0,8321 | - | 13,8187 |
| | Trabekular | VM | 0,9527 | 1,5268 | 1,1340 | 0,4499 | 7,0496 | 2,3718 |
| | | Max. P. | 0,5116 | 1,4075 | 0,7910 | 0,2341 | 1,9902 | 1,3791 |
| | | Min. P.(-) | 0,5829 | 0,3130 | 0,4764 | 0,2721 | 5,3465 | 1,2995 |

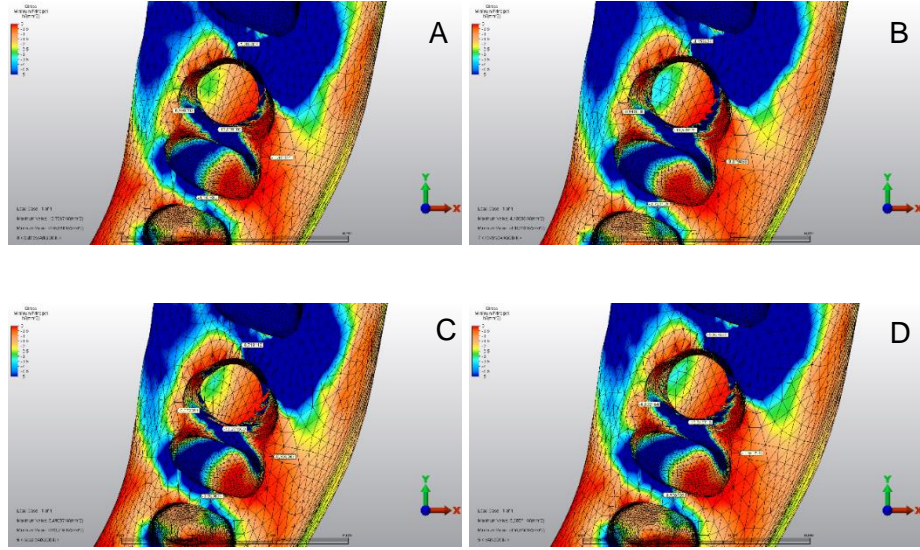
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



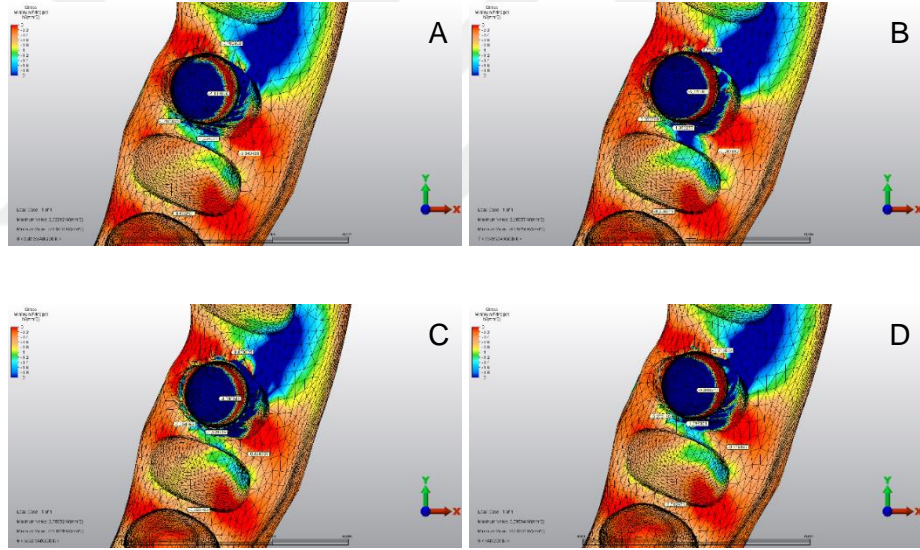
Şekil 4.17. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.18. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.19. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

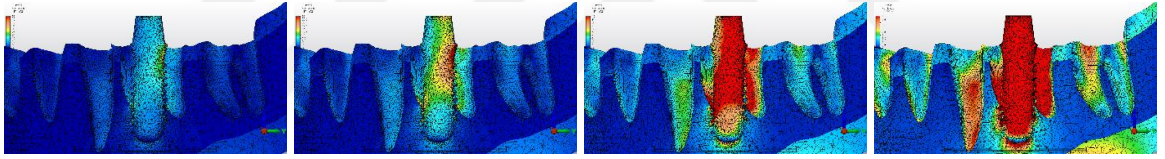


Şekil 4.20. Distal köke yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.2.3. Septuma Yerleştirilen İmplantların Bulunduğu Gruplarda Stres Değerleri ve Dağılımları

4.2.3.1. Vertikal Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında

Septuma yerleştirilen implantlarda vertikal kuvvetler altında kemik üzerindeki stresin alveol kemiğinin bukkal ve lingual yüzeyleri boyunca düzenli olarak dağılmasıyla birlikte kortikal kemikte fazla olduğu görülmektedir. İmplantın septuma yerleştirilmesini takiben okluzal yüzeye uygulanan kuvvet sonucunda kron üzerinden implanta dengeli bir kuvvet aktarımı olduğu görülmüştür. Mandibular birinci molar dişin beş tüberküllü olması nedeniyle kuvvet okluzal yüzeyin distal kısmında daha yoğundur. Stresin implant yiv farkı gözetmeksizin implantın septuma yerleştirildiği tüm modellerde bukkal ve lingual duvarlarda daha yüksek olacak şekilde eşit seviyelerde, mezial ve distal çekim soketi duvarlarında ise daha düşük ve eşit seviyelerde görülmüştür.



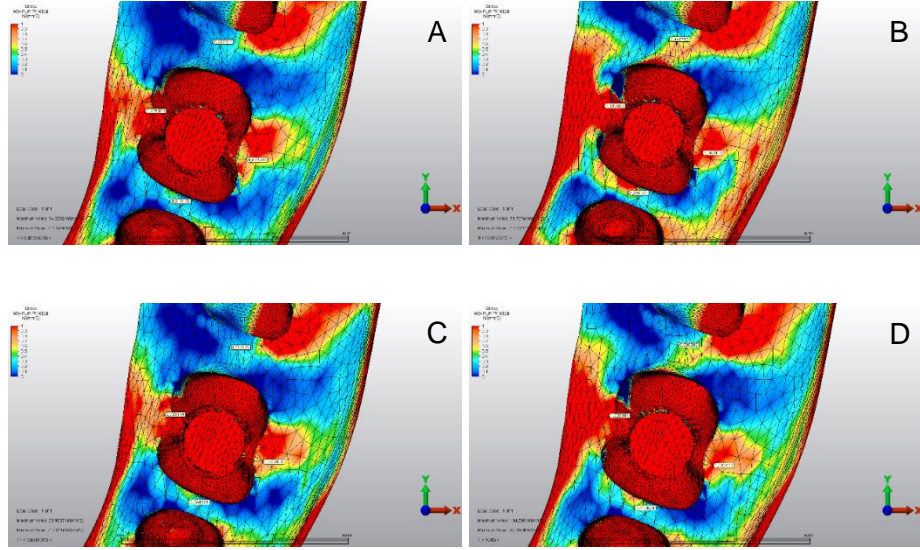
Şekil 4.21. Septuma yerleştirilen implant modellerinin vertikal kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı
(İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

İmplantların septuma yerleştirilmesi sonucunda da vertikal kuvvetler altında alveol kemiğinde oluşan stresler çoğunlukla basma tipi minimum principal stresler yönünde oluşmuştur. Çekme tipi maksimum principal stresler oldukça düşük seviyelerdedir. Septuma yerleştirilen implant tasarımlarının hepsinde vertikal kuvvetler altında stres değerleri açısından birbirlerine yakın değerler izlenmiştir. (Tablo 4.6)

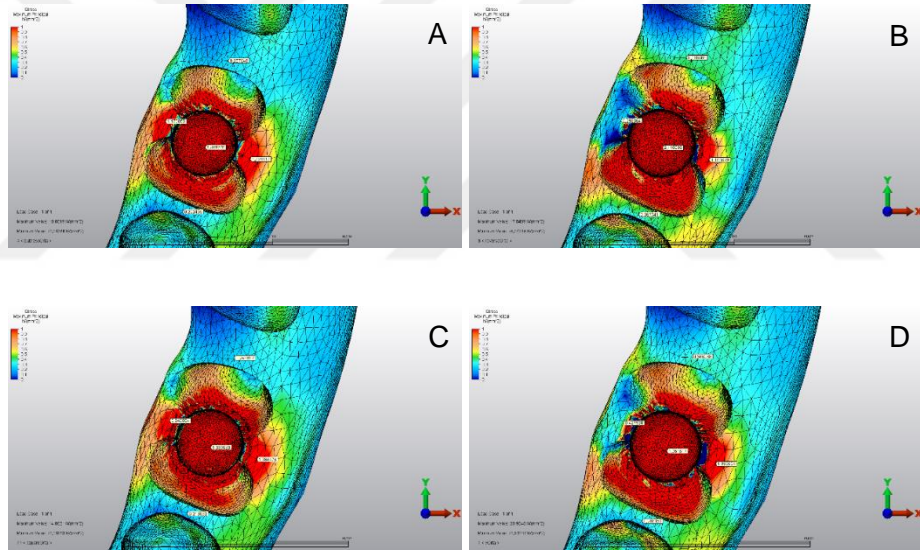
Tablo 4.6. İmplantların septuma yerleştirildiği modellerde vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A |
|--------------|------------|------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Payanda | Kortikal | VM | 2,6629 | 1,7387 | 6,3099 | 7,5678 | - |
| | | Max. P. | 0,3010 | 0,2173 | 1,1628 | 0,9753 | - |
| | | Min. P.(-) | 2,5114 | 1,6302 | 6,1020 | 7,1318 | - |
| | Trabekular | VM | 0,2597 | 0,3819 | 2,2152 | 3,0324 | 6,9485 |
| | | Max. P. | 0,2224 | 0,2576 | 1,7941 | 1,1700 | 1,4497 |
| | | Min. P.(-) | 0,0539 | 0,1538 | 0,7055 | 2,2783 | 5,6072 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 2,3995 | 1,6418 | 7,5188 | 6,8973 | - |
| | | Max. P. | 0,5960 | 0,4497 | 1,0620 | 1,1996 | - |
| | | Min. P.(-) | 2,0212 | 1,3643 | 7,0117 | 6,2924 | - |
| | Trabekular | VM | 0,3758 | 0,4584 | 2,9363 | 2,1810 | 9,5245 |
| | | Max. P. | 0,3677 | 0,3894 | 1,1836 | 0,2933 | 2,1155 |
| | | Min. P.(-) | 0,0440 | 0,1276 | 2,1761 | 2,1773 | 7,5667 |
| Kare | Kortikal | VM | 2,5820 | 1,6489 | 6,4396 | 7,1713 | - |
| | | Max. P. | 0,3441 | 0,2578 | 0,7798 | 0,7231 | - |
| | | Min. P.(-) | 2,3961 | 1,5131 | 6,1322 | 6,9264 | - |
| | Trabekular | VM | 0,2564 | 0,3659 | 3,6133 | 3,1943 | 6,9430 |
| | | Max. P. | 0,2130 | 0,2589 | 1,9844 | 0,8425 | 1,3395 |
| | | Min. P.(-) | 0,0625 | 0,1410 | 2,1212 | 2,7782 | 5,6932 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 2,4288 | 1,7167 | 7,1761 | 7,1523 | - |
| | | Max. P. | 0,4138 | 0,3905 | 1,0624 | 1,0208 | - |
| | | Min. P.(-) | 2,1955 | 1,4906 | 6,6905 | 6,6726 | - |
| | Trabekular | VM | 0,3038 | 0,4393 | 3,2152 | 2,1724 | 8,6510 |
| | | Max. P. | 0,2861 | 0,3462 | 1,9355 | 0,4279 | 1,9616 |
| | | Min. P.(-) | 0,0514 | 0,1446 | 1,7287 | 2,0399 | 6,8231 |

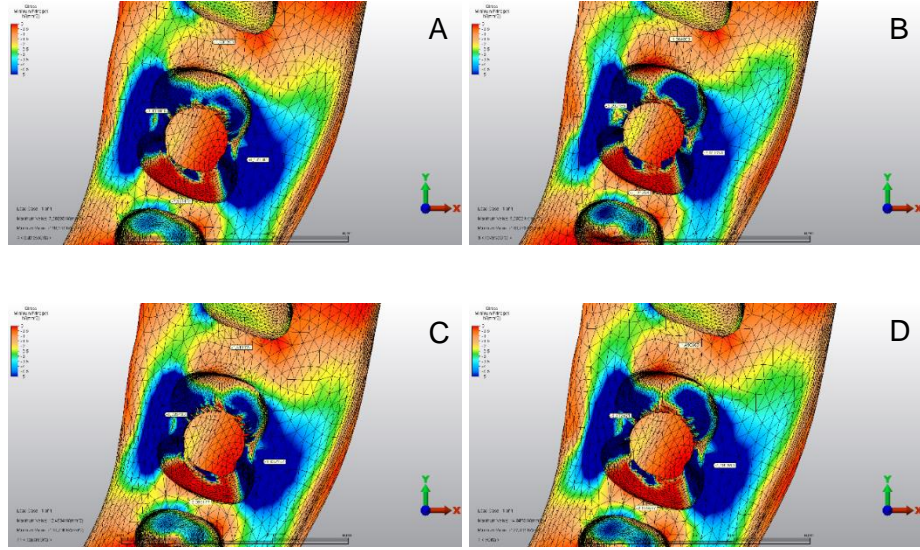
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



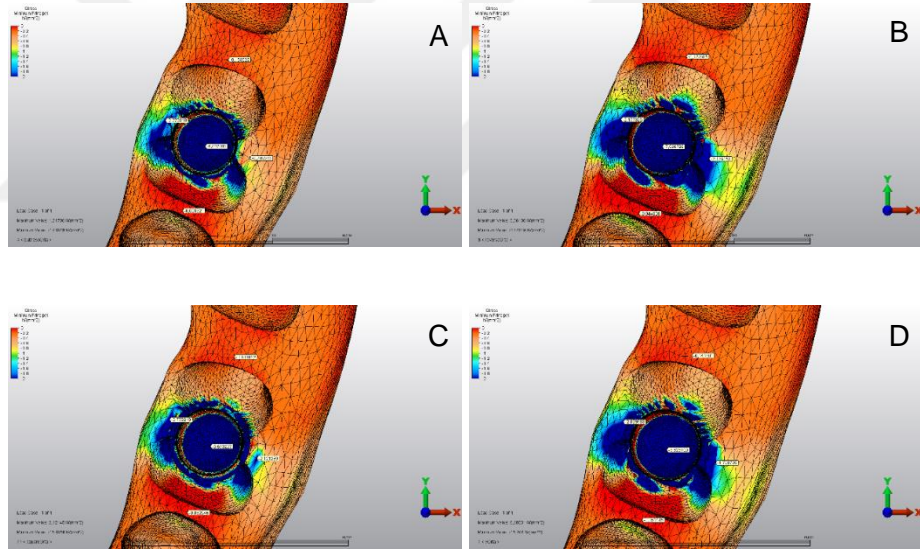
Şekil 4.22. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.23. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



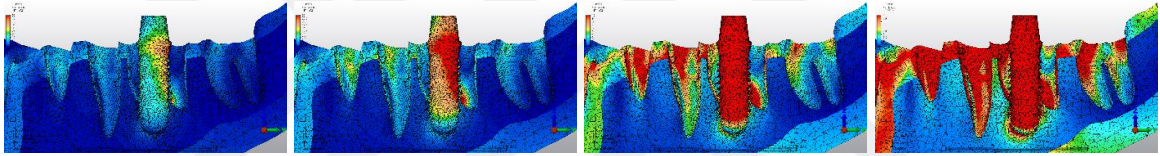
Şekil 4.24. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları



Şekil 4.25. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.2.3.2. Oblik Yönde Uygulanan Kuvvetler Altında

Yapılan analizlerde implantın septuma yerleştirildiği modellerde; kuvvet vertikal düzleme göre 30 derece açı ile olacak şekilde bukkolingual yönde yüklendiği zaman kemik üzerindeki stresin implantın boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Septuma yerleştirilen implant üzerinde kantilever etkinin olmaması nedeniyle stres, mezial ve distal köke yerleştirilen implantlara göre daha düşük seviyede oluşmuştur. Stresin implant yiv farkı gözetmeksizin tüm modellerde bukkal kemik yüzeyinde diğer yüzeylere göre daha yüksek olduğu ancak fizyolojik limitleri (kortikal tabaka için $P_{max} < 43\text{MPa}$, $P_{min} < 121\text{MPa}$) aşmadığı ve bu nedenle immediyat yükleme açısından uygun değerler sunduğu görülmüştür.



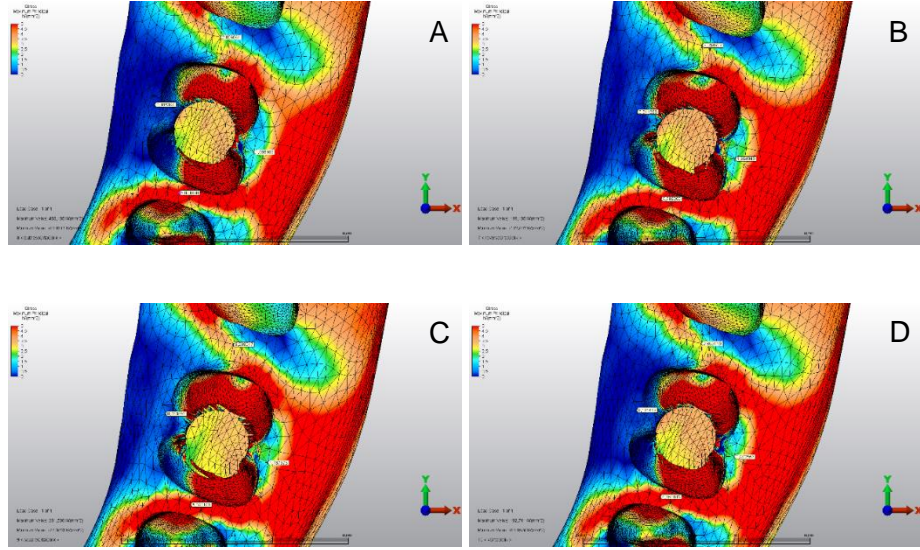
Şekil 4.26. Septuma yerleştirilen implant modellerinin oblik kuvvetler altında sagittal kesitte stres dağılımı
(İmajlar üzerinde renk skalası aralığı azaltılarak sırasıyla implant ve kemik üzerindeki stres dağılımları gösterilmiştir.)

Oblik kuvvetler altında oluşan stres tipi yine çoğunlukla basma tipi olan minimum principal streslerdir. Septuma yerleştirilen implantlarda oblik yükleme sonucu oluşturdukları stres açısından en başarılı yiv modeli payanda yiv formu olup, ardından kare yiv formu yakın değerlerde bulunmuştur (Tablo 4.7).

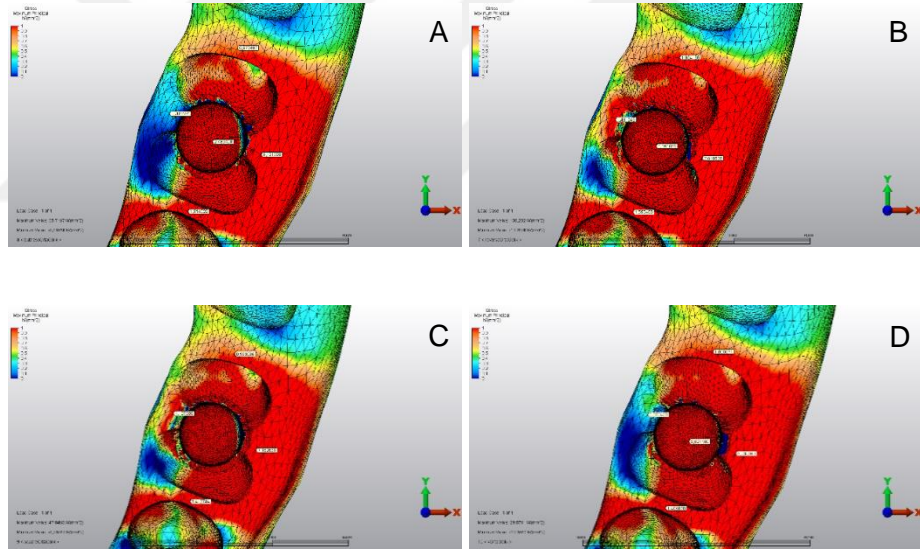
Tablo 4.7. İmplantların septuma yerleştirildiği modellerde oblik kuvvetler altında oluşan stres değerleri

| | | | M | D | B | L | A |
|--------------|------------|------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Payanda | Kortikal | VM | 9,0069 | 5,3101 | 14,1846 | 1,7513 | - |
| | | Max. P. | 5,8218 | 2,8068 | 1,6851 | 0,1853 | - |
| | | Min. P.(-) | 4,3208 | 3,2843 | 13,9241 | 1,6881 | - |
| | Trabekular | VM | 1,7572 | 0,9313 | 8,6846 | 0,3018 | 4,8953 |
| | | Max. P. | 1,3145 | 0,8774 | 5,1319 | 0,2064 | 2,4894 |
| | | Min. P.(-) | 0,6012 | 0,1345 | 4,7893 | 0,1354 | 2,8907 |
| Ters Payanda | Kortikal | VM | 9,0632 | 4,8623 | 12,8283 | 1,4021 | - |
| | | Max. P. | 5,9822 | 3,0345 | 1,6549 | 0,2112 | - |
| | | Min. P.(-) | 4,2568 | 2,5288 | 12,2468 | 1,3333 | - |
| | Trabekular | VM | 1,9172 | 1,0571 | 9,6446 | 1,4478 | 8,7910 |
| | | Max. P. | 1,5534 | 1,0341 | 2,6105 | 1,4815 | 3,0536 |
| | | Min. P.(-) | 0,5333 | 0,1109 | 8,4171 | 0,1474 | 6,2320 |
| Kare | Kortikal | VM | 8,7090 | 5,4962 | 13,4840 | 1,4806 | - |
| | | Max. P. | 5,8411 | 3,2885 | 1,7375 | 0,4636 | - |
| | | Min. P.(-) | 3,9710 | 3,0226 | 13,1068 | 1,1662 | - |
| | Trabekular | VM | 1,7385 | 0,9548 | 16,0878 | 1,2783 | 4,0254 |
| | | Max. P. | 1,4137 | 0,9330 | 7,1826 | 1,1078 | 2,0127 |
| | | Min. P.(-) | 0,4691 | 0,0892 | 11,1338 | 0,3320 | 2,5646 |
| Üçgen | Kortikal | VM | 9,2318 | 5,0294 | 16,3649 | 1,9560 | - |
| | | Max. P. | 6,1538 | 2,8591 | 1,9425 | 0,1914 | - |
| | | Min. P.(-) | 4,1965 | 2,8991 | 15,6990 | 1,8967 | - |
| | Trabekular | VM | 1,9203 | 1,0372 | 11,1198 | 0,5166 | 8,2308 |
| | | Max. P. | 1,4860 | 1,0086 | 6,0309 | 0,3734 | 2,8211 |
| | | Min. P.(-) | 0,5897 | 0,1285 | 6,6566 | 0,2129 | 5,9892 |

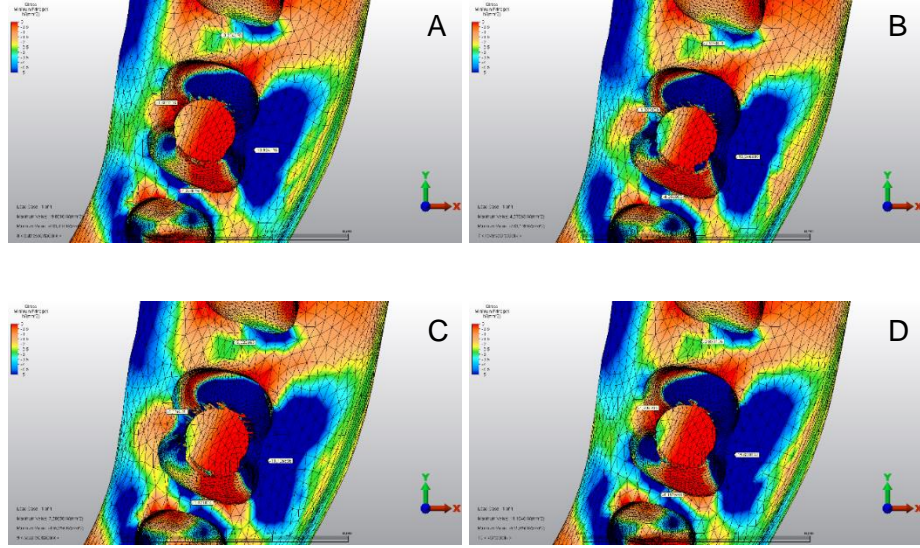
M: Mezial, D: Distal, B: Bukkal, L: Lingual, A: Apikal, S: Septum, VM: Von Mises, Max. P.: Maksimum Principal, Min. P.: Minimum principal



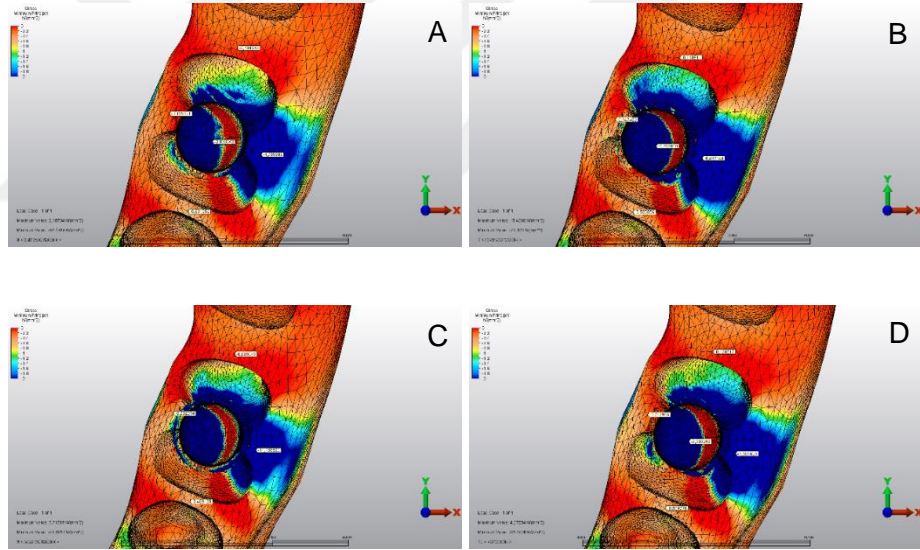
Şekil 4.27. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.28. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları maksimum principal stres dağılımları



Şekil 4.29. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları



Şekil 4.30. Septuma yerleştirilen sırasıyla payanda, ters payanda, kare ve üçgen yiv şekilli implantların oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşturdukları minimum principal stres dağılımları

4.3. Vertikal ve Oblik Yüklemelerde İmplantların Yer Değiştirme Miktarları

Osseointegre olmamış implantların kemik içindeki konumunu belirleyecek birçok faktör vardır. Çalışma kapsamında yapılan 12 model ve 24 farklı analiz sonucunda yer değiştirme değerlerinin vertikal yöndeki kuvvetler altında en az değişim gösterdiği izlenmektedir. Vertikal kuvvetler altında yer değiştirme Z eksenine yönünde vertikal olarak

gerçekleşmektedir. Birinci molar dişin kronunun okluzal yüzeyindeki kuvvet dağılımına bağlı olarak mezial ve distale yerleştirilen implantlarda oluşan kantilever etki sonucunda implantlarda Y ekseninde (meziodistal yönde) de bir miktar hareket izlenmektedir. Vertikal yüklemelerin tamamında implantların mikrohareketlilik değerlerinin 50 mikrometrenin altında olduğu görülmüştür.

Oblik yüklemelerdeki yer değiştirme miktarları vertikal yüklemelere göre yaklaşık 2 kat daha fazladır. Oblik yükleme sonucunda meziale ve distale yerleştirilen implantlar vertikal yüklemelerde olduğu gibi Z ekseninde vertikal yönde hareket etmekle birlikte Y ekseninde de aynı şekilde hareket etmektedir. Ancak septuma yerleştirilen implantlar Y ekseninde daha stabil bir tavır sergilemektedirler. Oblik yüklemeler sonucunda bütün modellerde bukkolingual yönde X ekseninde de hareket gözlenmektedir. yüklemelerde mikrohareketlilik açısından en stabil konumlar sırasıyla septum, distal kök soketi ve mezial kök soketidir.

İki yükleme tipinde de yiv tasarımları karşılaştırılacak olursa implantların en fazla hareket ettiği bileşke yönlerde vertikal yüklemelerde birbirine yakın değerler izlenmiştir. Oblik yüklemelerde ise en düşük mikrohareketlilik değerleri kare ve payanda yiv formlarına sahip implant tasarımlarında ortaya çıkmıştır. Ters payanda ve üçgen yiv formlarının mikrohareketlilik değerleri oblik yüklemelerde daha yüksek elde edilmiştir. Bulgular Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Dört Farklı İmplant Dizaynının Farklı Konumlarda Vertikal ve Oblik Kuvvetler Altında Farklı Eksenlerde Yer Değiştirme Miktarları(Mikrometre cinsinden)

| | | | Mezial | Distal | Septum |
|--------------|----------|-----------|---------|---------|----------|
| Payanda | Vertikal | X Düzlemi | 7,3110 | 3,5181 | 1,7158 |
| | | Y Düzlemi | 5,8171 | 11,0510 | 3,5592 |
| | | Z Düzlemi | 22,6491 | 28,2068 | 26,2815 |
| | | Bileşke | 25,4326 | 32,4651 | 26,9704 |
| | Oblik | X Düzlemi | 67,7967 | 36,8419 | 41,26953 |
| | | Y Düzlemi | 13,6870 | 11,4233 | 6,3591 |
| | | Z Düzlemi | 38,1205 | 36,0075 | 33,1693 |
| | | Bileşke | 77,0389 | 51,1751 | 45,2554 |
| Ters Payanda | Vertikal | X Düzlemi | 7,1309 | 3,8616 | 1,2152 |
| | | Y Düzlemi | 6,3380 | 7,9005 | 3,4997 |
| | | Z Düzlemi | 24,8974 | 30,4200 | 28,9384 |
| | | Bileşke | 26,7811 | 33,3659 | 30,2595 |
| | Oblik | X Düzlemi | 62,5885 | 36,1082 | 45,2145 |
| | | Y Düzlemi | 11,5772 | 11,7953 | 3,2271 |
| | | Z Düzlemi | 39,9362 | 37,0488 | 34,1996 |
| | | Bileşke | 73,7979 | 51,0687 | 50,4957 |
| Kare | Vertikal | X Düzlemi | 7,1807 | 3,8906 | 0,7849 |
| | | Y Düzlemi | 5,6429 | 7,0265 | 1,9903 |
| | | Z Düzlemi | 22,7560 | 27,6608 | 26,2334 |
| | | Bileşke | 25,4487 | 31,6973 | 25,2674 |
| | Oblik | X Düzlemi | 61,6313 | 31,4060 | 40,9293 |
| | | Y Düzlemi | 10,9328 | 11,0244 | 4,3484 |
| | | Z Düzlemi | 37,9198 | 36,7057 | 30,1145 |
| | | Bileşke | 71,3555 | 46,5184 | 43,2784 |
| Üçgen | Vertikal | X Düzlemi | 7,8426 | 2,3589 | 2,2052 |
| | | Y Düzlemi | 7,9471 | 6,3442 | 3,5884 |
| | | Z Düzlemi | 27,9173 | 29,3484 | 28,2028 |
| | | Bileşke | 26,4440 | 33,2716 | 28,5131 |
| | Oblik | X Düzlemi | 65,0753 | 36,7229 | 46,7889 |
| | | Y Düzlemi | 11,4508 | 15,3157 | 4,1196 |
| | | Z Düzlemi | 39,4692 | 37,0673 | 36,7575 |
| | | Bileşke | 75,7201 | 52,0521 | 51,2554 |

5. TARTIŞMA

Günümüzde tam veya kısmi dişsiz hastaların dental rehabilitasyonunda implantların kullanımı diş hekimliği pratiğinin önemli bir parçası haline gelmiştir. Dental implantolojinin ortaya çıkışından bugüne kadar hastaların beklentileri sürekli olarak artmaktadır. Buna bağlı olarak da dental implantlar ile tedavi süresinin azaltılması ve hasta konforunun artırılmasına yönelik çalışmalar hızla devam etmektedir. İmplant tedavisinin en kısa sürede gerçekleştirilmesi hasta için fizyolojik olarak konfor sağlamaktadır ve bunun yanında tedavinin süresini ve maliyetini de azaltmaktadır.^{12, 83-85}

Bu çalışmada; farklı yiv formlarına sahip 4 adet implantın mandibular birinci molar diş çekim soketi içerisinde farklı konumlara yerleştirilerek protetik üst yapının immediyat olarak yüklenmesi sonucu dik ve oblik yükler altındaki cevabı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu ile biyomekanik olarak değerlendirildi. Statik yüklemeler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerleri ve implant üzerinde oluşan stres dağılımları ile birlikte osseointegre olmamış implantların kuvvetler altındaki mikrohareketlilik miktarları analiz edildi.

Birçok araştırmacı sonlu elemanlar analizi ile farklı kemik özellikleri altında ve implantların osseointegre olup olmamasını dikkate alarak farklı tip implantları, farklı yiv tasarımlarını, çapları ve boyları değerlendirmiştir.^{5, 8, 37, 57, 71} Buna karşın taze çekim soketine uygulanan implantların immediyat yüklemelerinin biyomekanik olarak değerlendirildiği çalışmalar sınırlı sayıda. Bu çalışmalar ise sadece maksiller anterior bölgede yapılmış olup ticari implant formları karşılaştırılmıştır.^{10, 11} Sunulan çalışmada mandibular birinci molar diş çekim soketine immediyat implant uygulaması ve immediyat yükleme prosedürü biyomekanik olarak değerlendirilmiştir.

Biyomekanik kavramını klinik gözlemler veya invitro çalışmalar ile değerlendirmek hem sınırlı hem de oldukça zordur. Bu konuda üç boyutlu sonlu

elemanlar stres analiz yöntemi biyomekanik kavramların sonuçlarının açıklanmasında önemli bir yere sahiptir. Buna karşın bu yöntemin de tartışılması gereken kısıtlamaları ve zorlukları bulunmaktadır. Bu yöntem ile dental implantların kemik içerisindeki biyomekanik davranışları incelenirken temel problem kemik dokunun gerçeğe yakın olarak modellenmesidir. Çünkü kemik dokusu homojen bir yapıya sahip değildir (non-homojen) ve değişik bölgelerinde farklı özellikler gösterebilir(non-izotropik). Buna bağlı olarak da uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon kemiğin her bölgesinde eşit veya orantılı olmayabilir(non-lineer).¹⁹³ Ayrıca kemiğin spongiyöz yapısından dolayı kemik ile implant arasında yüzde yüz bir temas oluşmamaktadır.^{33, 194} Bu bahsedilen durumlar bilgisayar ortamına aktarılamamaktadır. Bu yüzden modelleme işleminin yapılması sırasında bir takım varsayımlarda bulunmak gerekir. Bu varsayımlar; kemiğin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi, implant ve kemik arasında tam bir temasın varsayılması, farklı çalışma modellerinde farklı sınır koşullarının belirlenmesi olarak sayılabilir.^{195, 196} Bunlarla birlikte pek çok çalışmada sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında birbiriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.^{186, 197-199} Sonuç olarak varsayımsal olarak kabul edilen çeşitli durumların analiz sonuçlarının gerçeğe örtüşmesini etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu gösterilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer stres analiz yöntemlerine göre üstünlükleri şöyle sıralanabilir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diğer yöntemlere göre daha basit ve etkili bir yöntemdir. Cismin gerçek durumuna çok yakın modeller hazırlanabilir. Matematiksel model sanal ortamda hazırlanabildiği için sonuçlar bilgisayar üzerinden tekrarlanabilir. Modelin parametreleri, geometrisi ve test koşulları kolaylıkla değiştirilebilir. Sonuçlar çok kısa sürede alınabilir. Lateral ve oblik gibi daha spesifik yüklemeler kolaylıkla yapılabilir ve analiz sonuçlarında elde edilen stres değerleri, dağılımları ve mikrohareketlilik değerleri gerçeğe çok yakındır.^{57, 179} Bu

nedenle çalışmada birçok araştırmacı tarafından öncelikli olarak tercih edilen sonlu elemanlar analizi metodu kullanılmıştır.^{10, 11, 57, 71, 144}

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde özellikle oluşturulacak modellerin geometrisi ve kemik yoğunluğu ile ilgili varsayımların daha güvenilir yapılabilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları kullanılabilir. Bu sayede homojen olmayan kemik modellemeleri yapılabilmesine olanak sağlanır.¹⁸¹ Hatta elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri sayesinde kişiye özel modelleme ile birlikte kemik yoğunluğu değerleri de bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilir.¹⁹⁷ Dijital görüntüleme tekniklerinden bilgisayarlı tomografi, magnetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemlerini karşılaştıran bir çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en detaylı üç boyutlu görüntüyü sağladığı gösterilmiştir.²⁰⁰ Literatürde dental implantlarla ilgili sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kemik modellemeleri farklı şekillerde yapılmıştır. Wang ve arkadaşları 42 mm uzunluğunda, 11 mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde kemik bloklar modellemiş, kortikal kemik kalınlığını ise 2 mm olarak belirlemişlerdir.²⁰¹ Bir diğer çalışmada 23,4 mm yüksekliğinde, 12,8 mm genişliğinde ve 9 mm kalınlığında kemik blok ve 1,3 mm kalınlığında kortikal kemik modellenmiştir.²⁰² Birbirinden farklı kemik blok boyutlarına sahip daha birçok çalışma literatürde mevcuttur.^{29, 144, 149, 150} Bu çalışmaların hepsinin ortak özelliği tüm mandibula yerine sadece implantlar ve çevreleyen kemik dokusunun anatomik olmayan şekillerde modellenmesidir. Pessoa ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında bilgisayarlı tomografi yardımı ile alveoler kreti anatomiye uygun olarak modellemişlerdir. Aynı zamanda tomografi yardımıyla kortikal ve trabeküler kemik kalınlıklarını da homojen olmayan şekilde gerçeğe uygun olarak modelleyebilmişlerdir.^{10, 11}

Canlı dokuların aktif bir modülasyon göstermesi ve kesin bir standartının olmaması veya başka bir deyişle aynı dokunun farklı bireylerde farklı materyal özellikler göstermesi nedeniyle analiz yapılacak programa girilen materyal bilgilerinin kesin bir doğruya ait olması mümkün değildir. Bu da elde edilen sonuçların gerçek ile uyuşması açısından bir sorun teşkil edebilir. Özellikle kalsifiye dokulardan yumuşak dokulara gidildikçe bu uyumsuzluk daha da artmaktadır. Kemik gibi kalsifiye dokuların materyal özellikleri yumuşak dokulara göre daha belirgin olsa da kortikal ve spongiyoz gibi kemik miktarlarının her bireyde farklılık göstermesi sert dokular için başka bir sorundur. Analiz edilen kemik modelinin kortikal-spongiyoz oranının ayarlanması sırasında yapılabilecek hatalar gerçek bireylerde olmayan kemik modellerinin oluşmasına neden olabilir. Ayrıca diğer çalışmalarda kullanılan implantların yerleştirildiği kemik blok yapısının basit bir şekilde anatomik formdan uzak silindirik veya dikdörtgen şeklinde modellenmesi yapılan analizleri gerçeklikten uzaklaştırmaktadır.²⁰³

Çalışma kapsamında sonlu elemanlar analizinin dezavantaj oluşturabilecek yönlerini mümkün olduğunca en aza indirmeye çalışarak en ideal model yapısı oluşturuldu. Bunun için kemik modellerinin hazırlanmasında kemiklerin gerçek anatomik yapıya en iyi şekilde benzeyebilmesi için kemik modellerini bilgisayar ortamında çizmek yerine BT'si olan bir hastanın mandibulası BT'den elde edilmiştir. Bu işlem; kortikal ve spongiyoz gibi iki farklı yapıyı barındıran kemiklerin elle çizilmesi sırasında oluşabilecek modelleme hatalarının da ortadan kalkmasını sağlamıştır.

Bir başka sorun olan düğüm ve eleman sayısında ise; BT'den elde edilen kemik modellerinden gerçeğe en benzer yapılar elde edilebilmesi için ve sonrasında sonlu elemanlar stres analizinin güvenilirliğini arttırmak için eleman ve düğüm sayıları mümkün olduğunca fazla tutulmalıdır.^{204, 205} Artan eleman ve düğüm sayısı gerçek modele en yakın geometrinin elde edilmesini sağlayacaktır. Araştırmamızda kullanılan toplam eleman ve

düğüm sayısı benzer araştırmalarda kullanılanlara göre oldukça fazladır.^{10, 11, 29, 206} Ayrıca sonlu elemanlar analizi için modelleme yapılırken materyal özellikleri ile ilgili olan değerler elastisite modülü ve poisson oranıdır. Bu oranlar ise literatürde çok farklı değerlerde ele alınmıştır.^{29, 31, 57, 149, 150} Sunulan çalışmada implantların, implantların üst yapılarının, kortikal ve trabeküler kemiğin materyal özellikleri güncel literatürlerden alınmıştır.^{10, 11, 192}

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında materyal özellikleri kadar kuvvet altında materyallerin birbiriyle olan etkileşimleri de önemlidir. İmplantlara gelen kuvvetler sonucu implant ve kemik arasında sürtünme meydana gelir ve bu da implantın hareketini etkiler. Literatürde titanyum implant materyali ile kemik dokusu arasındaki sürtünme katsayısı osseointegre olmamış implantlarda implantların 45N/mm² tork değeri ile yerleştirildiği varsayılarak 0,3 olarak kabul edilmiştir.^{10, 11, 181, 207, 208} Çalışma modellerinin materyal verileri girilirken implantlar ile kemik arasındaki sürtünme katsayısı 0,3 olarak değerlendirilmiştir.

Modeller oluşturulurken dikkat edilen bu ayrıntılar oluşan stresin kemiğin ve implantların her bir bölgesindeki miktarını, dağılımını ve gerçekleşen mikrohareketliliğin boyutunu daha ayrıntılı şekilde göstererek sonuçların doğruluğunu arttırmıştır.^{204, 205}

Çalışmada doğru çene modeli oluşturulmasının yanında yerleştirilen dental implantların tasarımı ve planlanan çalışmaya uygunluğu önemli bir konudur. İmplantta uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stres miktarını, stres dağılımını ve mikrohareketliliği etkileyen en önemli unsur implantın makrogeometrisidir.^{57, 148-150} Şu an ticari olarak kullanımda olan çok sayıda implant firması bulunmaktadır. Üretilen dental implantlar çok farklı çap ve uzunluklarda tasarımlara ve farklı yiv tasarımlarına sahiptirler.

İmplantların biyomekaniği açısından en önemli unsur implant yiv tasarımıdır.^{8, 47} İmplant yivleri; yiv sayısı, derinliği ve şekline bağlı olarak implantın yüzey alanını

arttırarak kemik-implant temasını optimum şekilde sağlayıp implantın primer stabilitesini, fonksiyonel kuvvetlerin kemiğe en az stres oluşturacak şekilde aktarılmasını doğrudan etkilemektedir.^{8,32,48} Yiv şekilleri V yiv, payanda yiv, ters payanda yiv ve kare yiv olarak 4'e ayrılabilir.^{8,33} Bu 4 farklı yiv tasarımı üzerine literatürde klinik veya klinik dışı birçok çalışma bulunmaktadır.^{8, 37, 57, 58, 149, 209} Ancak özellikle immediyat implantasyon ve immediyat yükleme durumlarında farklı implant yiv tasarımlarına sahip implantları biyomekanik açıdan tam bir standardizasyon altında değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Diğer yiv özellikleri incelenecek olursa günümüzde en çok kullanılan implant yiv adımları Straumann' da 1,5 mm; SteriOss' da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer, 3i ve LifeCore' da 0,6 mm; BioHorizons' da 0,4 mm' dir. Yiv adımları markalar arasında ciddi farklılıklar göstermekle birlikte ideal yiv adımının hem primer stabilizeyi sağlayacak hem de yivler arasında kemikleşmeyi engellemeyecek sıklıkta olması gerektiği savunulmaktadır. Yiv derinliklerinde ise SteriOss; 0,24 mm, Nobel Biocare, 3i, LifeCore, Paragon; 0,375 mm, Biohorizons 0,42 mm yiv derinliklerine sahiplerdir.³³ Ao ve ark.; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile immediyat yüklenen silindir gövde yapısındaki yivli implantları farklı yiv derinliklerine bağlı olarak kuvvetler altında kemikte oluşturdukları stresler açısından değerlendirmişlerdir. 0,20 mm ile 0,60 mm aralığında derinliklere sahip tasarımlarda en uygun stres dağılımının 0,44 mm'den sonraki yiv derinliklerinde olduğu gösterilmiştir.⁵² Kong ve ark.; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile osseointegre olmuş implantlarda 0,20 mm ile 0,60 mm arasındaki yiv derinliklerini vertikal ve oblik yükler altında karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda ideal yiv derinliğinin 0,34 mm ile 0,50 mm aralığında olduğunu öne sürmüşlerdir.⁵⁵ Chang ve ark.; 0,16 mm ile 0,50 mm aralığında yiv derinliklerini karşılaştırmış olup 0,25 mm'den 0,50 mm'ye kadar stres miktarının ve dağılımının optimum şekilde sağlandığını ve ideal yiv derinliğinin 0,30 mm olduğunu öne sürmüşlerdir.⁵⁴ Çalışmada asıl araştırma

değişkeni olarak; immediyat implant uygulamalarında etkinliği bütün değişkenler sabit tutularak tam bir standardizasyon altında araştırılmamış olan 4 farklı yiv şekli olarak belirlenmiştir. Bahsedilen bu standardizasyon amacıyla ise araştırmalar ve ticari markaların verileri incelenerek 1 mm yiv adımı, 0,4 mm yiv derinliği sabit tutulup baz alınarak deneysel implantların yivleri tasarlanmıştır.

Bu çalışmada farklı tasarımlara sahip yiv formlarının kemiğe iletilen stres miktarını implant uzunluğu ve genişliğinden bağımsız objektif olarak karşılaştırılabilmesi için implantların diğer makrogeometrik tasarımları da standardize edilerek deneysel implantlar modele edilmiştir. Modellenen implantlar planlanırken klinik uygulamalarında kullanılan genel tasarımlar benimsenmiştir. Bu çalışmada implantların boyun bölgesinde stres birikimi açısından doku seviyesi implantlara göre daha avantajlı olduğu bildirilen kemik seviyesi implantlar tercih edilmiştir.³⁴ İmplant gövde yapıları ise silindirik, konik, basamaklı veya bunların kombinasyonu şeklinde olabilmektedir. Yapılan çalışmalarda stres dağılımı ve mikrohareketlilik açısından çok büyük fark görülmesi de basamaklı implantların daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak basamaklı implant gövde tasarımlarının klinik uygulama zorluğu bulunmaktadır.^{148, 181} Günümüzde konik veya silindirik gövde yapısında yivli implantlar tercih edilmektedir.³³ Konik implantlarla kıyaslandığında silindirik implantların yüzey alanı daha fazladır. Bunun sonucunda stres dağılımı ve mikrohareketlilik yönünden özellikle immediyat implant uygulamalarında silindirik gövde yapısı avantaj sağlamaktadır. Bunun yanında silindirik implantların uygulaması sırasında stabilite kaybı problemi daha düşük seviyelerde görülmekte olup immediyat yüklemelerde avantaj sağlamaktadır.^{33, 181} Tüm bu nedenlerle çalışmada gövde yapısı olarak kemik seviyesi silindirik implantlar tercih edilmiştir.

İmplantların tasarımlarının dışında boyutları da implant başarısında önemli bir faktördür. Yapılan çalışmalarda stres iletiminin implantın ilk 12 mm'lik kısmında

gerçekleştiği ve 12 mm'den sonra anlamlı bir stres birikimi olmadığı görülmüştür.⁴²⁻⁴⁴ Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde farklı implant boyları karşılaştırılarak stres dağılımını sağlayacak optimum boy bulunmaya çalışılmış ve optimum stres dağılımının 12mm'lik implant boyunda gerçekleştiği görülmüştür.^{45,46} Himmlova ve ark. yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 3,6 mm ve 8 mm'ye kadar değişen çaplardaki implantlar ile 8 mm'den 18 mm'ye kadar farklı uzunluklardaki implantları modellemişlerdir. Çalışma sonucunda 4,2 mm çapındaki implant çevresindeki stresin 3,6 mm çapındaki implanta göre %31,5 daha az olduğu ve 5 mm çapındaki implant çevresinde ise streste fazladan %16'lık bir azalma olduğu görülmüştür.¹⁵⁰ Holmgren ve ark. ise yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında implant çapındaki 3,8 mm'den 5,5 mm'ye çıkan artışın seçilen mandibula modelinde stres dağılımında azalmaya neden olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte aynı çalışmada implant çapı 5,5 mm'den 6,5 mm'ye arttırıldığı zaman kemikte görülen streslerin en fazla olduğu görülmüştür. Araştırmacılar bu sonuca göre implant çapının optimum düzeyde tutulması gerektiği kanısına varmışlardır.¹⁴⁸

Molar bölgeye immediyat implant uygulamalarıyla ilgili gerçekleştirilen klinik çalışmalarda incelenen bölgenin anatomisine bağlı olarak farklı boylarda ve çaplarda implantların tercih edildiği görülmektedir.^{14, 15, 210-212} Mandibular molar bölgeye toplam 341 immediyat implantın uygulandığı bir çalışmada, 341 implantın 58'inin 4,1mm, 283 tanesinin ise 4,8mm çapında kullanıldığı izlenmiştir. Aynı zamanda bu implantların 139 tanesi 8mm, 112 tanesi 10mm, 18 tanesi ise 12mm boya sahiptir.¹⁴ Cafiero ve ark. yaptıkları çalışmada molar bölgeye toplam 82 adet immediyat implant uygulamışlardır. Mandibular molar bölgeye 61, maksiller molar bölgeye ise 21 adet implant yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen implantların tamamı 4,8mm çapında implantlar olmuştur. Anatomik kısıtlılıklar göz önüne alınarak 82 dental implantın; 43 tanesi 12mm, 32 tanesi

10mm, 7 tanesi ise 14 mm olarak seçilmiştir.²¹² Tüm bu çalışmalar göz önüne alındığında molar bölgeye immediyat implant uygulamalarında kullanılacak implantın çapı ve boyu çekim soketinin durumuna, dişin çekim nedenine ve anatomik kısıtlamalara bağlı olarak değişmektedir.

İmmediyat dental implantasyon çalışmalarında ilgili dişin çekim nedeni önemli bir unsurdur. Çalışmada planlanan mandibular birinci molar diş çekim soketi hazırlanırken çekim soketinin gerçeğe yakın modellenmesi için çekim nedenlerinin bilinmesi gerekmektedir. Manekar ve arkadaşlarının daimi dişlerin çekim nedenlerini araştırdıkları çalışmalarında hastaları yaş gruplarına ve cinsiyete göre gruplandırmışlardır. Buna göre bütün daimi diş gruplarında en fazla çekim nedeni yüksek oranda diş çürükleri olarak görülmüştür. Periodontal harabiyet nedeniyle gerçekleşen diş çekimleri ise ikinci sırada ve 56 yaş üstü hasta grubunda görülmektedir. Ayrıca en fazla çekimi gerçekleştirilen dişler ise %19.06 ile birinci molar dişler olmakla birlikte maksiller ve mandibular dişlerde bu oran eşit olarak bulunmuştur.⁷⁴ İngiltere’de üç farklı merkezde yürütülen başka bir çalışmada ise daimi birinci molar dişlerin çekim nedenleri araştırılmıştır. En fazla çekimi gerçekleştirilen dişler alt molar dişler olup, çekim nedeni ise büyük oranda diş çürükleri olarak görülmüştür.⁷⁵

Sunulan çalışmada mandibula modeli üzerinde çekimi gerçekleştirilen mandibular birinci moların boyutları yerleştirilecek implantın boyutu açısından önem taşımaktadır. Molar diş boyutlarının incelendiği bir araştırmada, 2180 adet mandibular molar diş üzerinde ölçüm yapılmış olup, bunların 281 tanesi mandibular birinci molar dişten oluşmaktadır. Mezial ve distal kök boyları izlendiğinde, mezial kök boyu 10,6 mm ile 20 mm aralığında olup ortalaması 14mm’dir, distal kök boyu ise 8,1 mm ile 17,7 mm aralığında olup ortalaması 13 mm olarak tespit edilmiştir.²¹³

Tüm bu klinik veriler ve immediyat implantasyon çalışmalarının ışığında mandibular birinci molar dişlere immediyat uygulanacak olan dental implant için çalışmada kullanılacak deneysel implantlar; 12mm boya, 4,5mm çapa sahip olacak şekilde silindirik gövde yapısında tasarlanmıştır.

Son yıllarda, immediyat dental implant uygulamaları klinisyenler tarafından uygun endikasyon kapsamında geleneksel yöntemlere göre ilk sırada tercih edilmektedir ve teknik olarak özel bir hassasiyet gerektirir. Özellikle, geleneksel yaklaşımda olduğu gibi implant çevresini saran bir kemik duvarı çekim soketlerinde olmadığı için, implantın primer stabilitenin sağlanması amacıyla çekim soketinin anatomik durumunun izin verdiği ölçüde apikalinden öteye doğru yerleştirilmesi teknik açıdan oldukça önemli bir durumdur.^{10, 11, 90, 214-216} Pessoa ve arkadaşları maksiller anterior bölge için yaptıkları çalışmada implantı apikalden 1 mm derine yerleştirmişlerdir.^{10, 11} Ramalingam ve arkadaşlarının yaptığı immediyat implant çalışmasında primer stabilizasyon için apikalden 3 mm ilerlenmesi gerektiğini savunmuşlardır.²¹⁵ Bir başka literatüde ise mandibular molar bölge immediyat implantları için ideal primer stabilizasyonun anatomik özellikler elverdiği sürece apikalden 3-4 mm ilerlenerek sağlanabileceği savunulmuştur.²¹⁶

Diş çekiminden sonra alveoler krette hızlı bir rezorpsiyon süreci başlar. İmplant uygulaması sonrasında da bu rezorpsiyon süreci devam edebilmektedir. Bu nedenle implantların immediyat olarak alveoler kretten nispeten daha alt seviyeye yerleştirilmesi gerekliliği doğmaktadır.^{214, 216} Çeşitli araştırmalarda immediyat implant uygulamalarında rezorpsiyon miktarı öngörülerek implantın kret seviyesinin 2 mm kadar altına yerleştirilmesi gerektiği ifade edilmektedir.^{10, 11, 215, 216} Tüm bu nedenlerden dolayı çalışma modellerinde implantlar yerleştirilirken apikal seviyenin 2mm derinine ve kret

seviyesinin 2mm kadar altına konulacak şekilde implantların yerleştirilmesi uygun görülmüştür.

Tek köklü dişlerin çekiminden sonra implant yerleştirilmesi çok köklü dişlere kıyasla basit bir prosedürdür. İmplantın soketin merkezine veya bukkal rezorpsiyon nedeniyle hafif palatinaline yerleştirilmesi söz konusudur.^{9-11, 215} Çok köklü dişlerde ise implantın taze çekim soketi üzerinde nereye yerleştirileceği biyomekanik açıdan önem teşkil etmektedir. İdeal implant konumu soketin merkezine implantın yerleştirilmesidir.^{33, 214, 216} Mandibular molar bölgeye immediyat implant uygulamalarının gerçekleştirildiği çeşitli klinik çalışmalarda implantların alveoler sokete interradiküler septum içerisine yerleştirildiği izlenmektedir.^{14, 15, 210} Al-Sabbagh ve arkadaşları mandibular molar bölgeye immediyat implant uygulamalarında ideal implant konumunun interradiküler septum olduğunu öne sürmüşlerdir. Ancak yetersiz septum varlığında implantın distal veya mezial köke yerleştirilmesini de bir seçenek olarak belirtmişlerdir.²¹⁶ İdeal seçeneğin septum olduğu öne sürülmesine rağmen molar dişlerin çekiminden sonra interradiküler septumun durumu ideal tedavi şansını düşürmektedir. Çekimden önce dişte bulunan bir enfeksiyon, dişin ankilozu veya çekimin travmatik olarak gerçekleştirilmesi soket anatomisini bozmaktadır. Bu çalışmada mandibular molar bölge immediyat implantlarında implantın mezial veya distal sokete yerleştirilmesi arasında bir fark olup olmadığını ve implantların septuma yerleştirilmesinin diğer konumlara göre avantaj yaratıp yaratmadığını belirlemek amacıyla seçilmiş olan 4 farklı yiv yapısına sahip implantlar mezial, distal çekim soketlerine ve interradiküler septuma yerleştirilerek biyomekanik açıdan değerlendirilmiştir.

Sunulan çalışmadaki 12 farklı model üzerinde implantlara statik kuvvetler uygulayabilmek için imlant üstü kronlar tasarlanmıştır. İmplant üst yapısında kullanılan üst yapı materyalinin ve protez tipinin kemiğe iletilen stres miktarını etkileyip

etkilemediği tartışmalı bir konudur. Skalak²¹⁷ akrilik resin gibi elastisite modülü düşük materyallerin üst yapıda kullanımı ile kemiğe daha az stres iletileceğini iddia etmişse de kemiğe iletilen stres miktarının altın, porselen veya resin gibi farklı sertlikteki üstyapı kullanımı ile değişmeyeceğini savunan araştırmacılar da vardır.^{218, 219} Bu çalışmada sadece farklı implant yiv formlarının çekim soketi içerisinde farklı konumlarda oluşturdukları stres karşılaştırıldığı için protetik üst yapının materyali değişken olarak seçilmemiştir. Kronlar bütün modellerde günümüzde üst yapı materyali olarak yoğun şekilde tercih edilen monolitik zirkonyum yapısında olacak şekilde tasarlanmıştır.²²⁰ Literatürde mandibular molar bölgeye uygulanan implantların immediyat yüklenmesi üzerine çalışmalar bulunmasına rağmen hem immediyat implant yerleştirilmesi hem de immediyat yüklemenin yapıldığı bir çalışma izlenmemiştir.^{14, 15, 212, 221, 222} Mandibular molar bölgeye immediyat yüklemenin yapıldığı çalışmalarda başarı oranı geleneksel yöntem ile karşılaştırıldığı ve birbirine yakın sonuçların elde edildiği bildirilmektedir.^{212, 223-225} Bununla birlikte immediyat yükleme yapılan implantlarda okluzal şema ve okluzal kontak implant başarısını primer olarak etkilemektedir. Bu nedenle immediyat restorasyonlarda okluzal temastan kaçınılması savunulmaktadır.²²⁶⁻²²⁹ Sunulan çalışmada bu veriler ışığında çiğneme kuvvetlerinden ziyade fonksiyon esnasında yiyeceklerin uyguladığı kuvvetler; yiyeceklerin davranışını simüle edecek şekilde katı yiyecek modeli üzerinden tüm okluzal şemaya uygulanmıştır. Bu sayede daha gerçekçi bir fonksiyon simülasyonu elde edilmiştir.²³⁰⁻²³⁴

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için gerçeğe yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır. Yani sadece vertikal yükler değil oblik yükler de modellere uygulanmalıdır.¹⁴⁸ Literatürde uygulanan kuvvetin yönü ile ilgili benzer çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda kuvvetler hem vertikal olarak hem de çenenin lateral

hareketlerini taklit etmesi amacıyla oblik olarak uygulanmıştır.^{37, 57, 149, 150} Kuvvetin büyüklüğü ise tartışma konusudur. Carr ve Laney¹³⁰ implant destekli protezlere 112,9 N kuvvet, Morneburg ve Proschel¹³⁷ posterior tek diş implantlara 129 N kuvvet geldiğini savunmuşlardır. Mericske-Stern ve Zarb¹³⁵ ise implant destekli protezlere 330N'luk bir kuvvetin geldiğini ileri sürmüştür. İmmedyat yüklemelerde okluzyona gelmeyen üst yapılar uygulandığını varsayarsak bu durumda yiyeceklerin çiğnenme esnasında yarattığı kuvvetler önem kazanmaktadır. Çeşitli yiyeceklerin çiğneme fonksiyonu sırasında birinci molar dişlerde oluşturduğu kuvvetler incelendiğinde 39 N ile 261 N arasında değerlerin elde edildiği görülmüştür.¹³⁸⁻¹⁴¹ Tüm bu veriler ve posterior bölge dental implantları araştıran sonlu elemanlar analizi çalışmaları incelendiğinde sunulan çalışmada 300N kuvvetin vertikal ve 30 derecelik açı ile bukkal yönde uygulanmasına karar verilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi sonucunda, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenen materyallerin mekanik özellikleri rol oynamaktadır. Principal stres (gerilme ve sıkışma stresleri) değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır. Kemik içerisinde fizyolojik limitler dahilinde; gerilme stresi en yüksek gerilme stresi kadar ya da daha fazlaysa, sıkışma stresi en yüksek sıkışma stresi kadar ya da daha fazlaysa başarısızlık meydana gelir. Bu nedenle principal stres kullanılması gerilme ve sıkışma tipi stresler arasındaki farklılığı belirleyerek değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Von Mises stres değerleri ise metal gibi bükülebilir özelliklere sahip materyallerin örneğin dental implantların analizinde kullanılmaktadır.²³⁵ Bu nedenle bu çalışmada kemik içerisindeki stres değerlerinin analizinde maksimum ve minimum pirincipal stresler, implantların içerisinde oluşan stres değerlerinin analizinde ise Von Mises stresler baz alınmıştır. Kortikal ve trabeküler kemikte; çekim socketinin aynı noktalarından

değerler alınarak ve implantlar üzerinde en yüksek stresin biriktiği noktalar referans alınarak elde edilen değerler incelenip modeller birbirleri ile karşılaştırılmışlardır.

Tepper ve ark. maksiller posterior atrofik bölgeye yerleştirdikleri implantlar üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizinde en yüksek stres değerlerinin implant içerisinde olduğunu belirtmişlerdir.²³⁶ Fanuşçu ve ark. farklı kalınlıktaki kemik tabakalarının oluşturulduğu maksiller posterior bölgeye yerleştirdikleri implantlar üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizinde aynı şekilde en yüksek stresleri implant içerisinde bulunmuştur.²³⁷ Huang ve arkadaşları ise mandibula modeli üzerinde 6 farklı implant tasarımını karşılaştırdıkları çalışmada en fazla stres birikimini implant üzerinde bulmuşlardır ancak belirgin bir fark elde etmemişlerdir.³⁷ Sunulan çalışmada önceki çalışmalarda olduğu gibi en yüksek stresler implantlar içerisinde görülmektedir. İmplant içerisindeki en yüksek stres miktarı implantların mezial çekim soketine konumlandırıldığı modellerde elde edilmiştir. Ayrıca oblik yüklemelerde elde edilen Von Mises stres değerleri vertikal yüklemelere göre daha yüksektir. Ancak implant yiv tasarımları, konumları ve yükleme yönleri açısından implantlar üzerinde biriken Von Mises stres değerlerinde önemli bir fark görülmemiştir. Titanyum alaşımlar 900 N/mm^2 strese kadar irreversible deformasyon göstermedikleri için çalışmada uygulanan 300 N kuvvet karşısında implant içerisinde bir başarısızlık meydana gelmeyeceği öngörülmektedir.²³⁸

Okluzal kuvvetler ilk olarak implanttan kortikal kemiğe geçerken çok az miktarı apikal kemiğe iletilir. Stresler en çok kortikal kemikte implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır.^{10, 11, 207} İmplant ile kemik arasında rijit bir bağlantının olması, implantların alveol kemiği içerisinde hareketliliğinin mikron seviyesinde olmasına neden olur. Bu nedenle implantların hareket merkezi doğal dişlere göre çok daha koronale yakındır. İmplantta gelen kuvvetler, implantın hareketine neden olarak streslerin kortikal kemikte birikmesine yol açarlar. Aynı zamanda implant çevresindeki kemik dokusunun

farklı elastisite modüllerine sahip trabeküler ve kortikal kemikten oluşması ve elastisite modülü yüksek olan rijit karakterdeki kortikal kemiğin dış yüzeyde bulunması da streslerin bu bölgede birikmesinin bir başka nedenidir.²³⁹⁻²⁴¹ Osseointegre olmamış implantların immediyat yüklenmesi ile ilgili yapılan çalışmada osseointegrasyon öncesi implantın mikrohareketliliğinin daha fazla olmasına bağlı olarak stres değerleri osseointegrasyon sonrasına göre çok daha yüksek bulunmuştur.²⁰⁸ Sunulan çalışmada elde edilen bulgular bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Sonuçlara bakıldığında kortikal kemik seviyesinde trabeküler kemiğe göre yüksek stres değerleri izlenmektedir.

Oluşan stres miktarları üzerine kullanılan implantın makrogeometrisinin ve konumunun etkisi önem teşkil etmektedir. Bu çalışmada kullanılan dört farklı yiv formuna sahip implantlar değerlendirilirken her birinin kendi konumu içinde karşılaştırılması doğrudur. Bunun nedeni kronlara gelen kuvvetlerin ve yönünün aynı olmasına rağmen implantın konumuna göre etkilerinin farklı oluşmasıdır. Mandibular birinci molar dişlere gelen kuvvetler incelendiğinde kuvvetlerin tüberkül tepelerinde ve tüberkül eğimlerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Sonlu elemanlar analizi kullanılarak çiğneme modelleri üzerinden yapılan çalışmalarda mandibular birinci molar dişler üzerinde biriken yüklerin okluzal tablanın distalinde yoğunlaştığı görülmektedir.^{242, 243} Sunulan çalışmada elde edilen veriler bu bilgiyi destekler nitelikte bulunmuştur. Mandibular birinci molar diş çekim soketine farklı konumlara yerleştirilen implantlar arasında oluşan stres ve mikrohareketlilik miktarına bakıldığında en dengeli kuvvete maruz kalan implantlar septuma yerleştirilen implantlar olarak görülmüştür. Sonrasında ise okluzal yüklerin distale yoğunlaşması nedeniyle distal çekim soketine yerleştirilen implantlar, mezial çekim soketine yerleştirilen implantlara göre daha iyi stres iletimi ve mikrohareketlere karşı koyma davranışı sergilemişlerdir.

Uygulanan kuvvetlerin kemik içerisinde oluşturduğu stres değerleri kemiğin fizyolojik eşiğini aştığı zaman kemik-implant ara yüzünde başarısızlık meydana gelir. Yetersiz stresler kemiğin kullanılmamasına bağlı olarak atrofiye neden olurken, artmış lokal kuvvetler implant çevresindeki kemiğin nekrozuna, mikrofraktürlere, potansiyel implant başarısızlığı ile sonuçlanan marjinal kemik kaybına neden olur. Kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı 43 MPa, en yüksek basma dayanıklılığı 121 MPa'dır.¹²⁴ ¹²⁵ Sunulan çalışmada mezial çekim soketine yerleştirilen implantlarda septumda oluşan stresler kemiğin fizyolojik limitlerinin üzerinde olup implant osseointegrasyonunu engelleyecek niteliktedir. Özellikle oblik kuvvetlerde bu etkinin daha da arttığı görülmektedir. Septuma ve distal çekim soketine yerleştirilen implantlarda ise stresler kabul edilebilir düzeylerde bulunmuştur.

Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme büyüklüğünü etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir.⁴⁴ Ayrıca osseointegre olmamış implantlarda görülen stres miktarları implantların hareketine bağlı olarak daha fazladır.²⁰⁸ Bu nedenle implant yiv tasarımı osseointegre olmamış yani immediyat yüklenen implantlarda daha çok ön plana çıkmaktadır. Literatürde immediyat yükleme altında stres miktarlarına yiv tasarımlarının etkisini değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Huang ve arkadaşları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu ile yaptıkları silindirik ve basamaklı implantları yivli ve yivsiz olarak tasarlayarak 4 farklı implant tasarımını maksilla posterior bölgeye yerleştirmiştir. İmplantlara vertikal ve oblik yönde kuvvetler uygulamışlardır. Çalışma sonucunda immediyat yüklenen implantlarda biriken streslerin daha yüksek olduğu ve implant üzerindeki yivlerin stres miktarını azalttığı bulunmuştur.⁵ Pessoa ve arkadaşları ise 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu ile maksilla anterior bölgeye immediyat olarak yerleştirdikleri implantlara yükleme yapıp

farklı implant tasarımlarını karşılaştırmışlardır. Farklı yiv özelliklerine sahip implantlar arasında immediyat yüklemelerde anlamlı bir farkın bulunduğu ve implant tasarımının önemi ortaya çıkmıştır.¹⁰

Chun ve arkadaşları kare, üçgen ve 3 farklı tasarıma sahip payanda olmak üzere 5 farklı yiv formunu 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu ile karşılaştırmışlardır. Kemik bloklara yerleştirdikleri implantları 100N kuvveti vertikal ve 15 derecelik açı ile oblik olarak yüklemişlerdir. Oluşan stresin implantın ilk yiv seviyesinde yoğunlaştığı ve oblik yüklemelerde iki katına çıktığı izlenmiştir. Sonuç olarak ise kare ve payanda yiv formlarının üçgen yiv formuna göre stres iletimi açısından daha başarılı ve birbirine yakın değerler sergilediği görülmüştür.⁵⁷ Geng ve arkadaşları yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında üçgen ve farklı kalınlıklara sahip kare yiv formlarını kıyaslamışlardır. Kemik bloklara yerleştirilen implantlara vertikal ve oblik yükler uygulamışlardır. Üçgen ve kare yiv formları arasında stres iletimi açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır ancak ince yiv kalınlığına sahip kare yiv formundan kaçınılması gerektiğini ileri sürmüşlerdir.¹⁴⁹ Rieger ve arkadaşları 6 farklı yiv tasarımı üzerine sonlu elemanlar analizi metodu ile stres dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışmada üçgen, kare, payanda ve ters payanda yiv formuna sahip implantlar karşılaştırılmıştır. Üçgen, ters payanda ve keskin kenarlı payanda formuna sahip implantların kemiğe iletilen stres miktarını arttırdığı ve bu streslerin implantın boyun bölgesinde birikerek kemik rezorpsiyonuna neden olacağı belirtilmiştir. Kare ve yuvarlak kenarlı payanda formunun ise stres birikimini azalttığı ve stresi optimum olarak kemiğe dağıttığı görülmüştür.³² Sunulan çalışmada kullanılan kare, payanda, ters payanda ve üçgen yiv formu implantların oluşturduğu stres değerleri önceki çalışmalarla kıyaslandığında benzer sonuçların elde edildiği görülmektedir.

Eraslan ve İnan'ın yaptığı çalışmada; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi metodu ile dört farklı yiv formu karşılaştırılmıştır. Çalışmada 10 mm boy ve 3,8 mm çapında implantlar kullanılmıştır. Yiv tasarımlarının stres dağılımındaki etkinliğini gözleyebilmek için eşit yiv adımı(1 mm) ve eşit yiv derinliğine(0,35 mm) sahip implantlar modellenmiştir. İmplantların kemik bloklar içinde osseointegre olduğu varsayılarak 100N kuvvet vertikal olarak uygulanmıştır. Analiz sonucunda stres büyüklüğü ve dağılımı yönünden birbirine yakın değerler bulunmasına rağmen üçgen yiv formuna sahip implanttaki stres değeri daha düşük bulunmuştur. Kare ve payanda birbirine benzer sonuçlar verirken ters payanda yiv tasarımı en yüksek stres oluşturan implant yiv tasarımı olarak belirtilmiştir.²⁰⁹ Bu çalışmada bizim bulgularımızın aksine üçgen yiv formunun daha az stres oluşturduğu görülmektedir. Ancak çalışma modelleri incelendiğinde çene özelliklerini tam olarak taklit etmeyen kemik blok modelleri kullanıldığı görülmektedir. Ayrıca implantlara uygulanan kuvvetlerin yalnızca vertikal yönde ve 100 N olması çalışmanın güvenilirliğini düşürmektedir.

İmplant yiv tasarımı üzerine çalışmalarda stres iletimi açısından genel bir düşünce bulunmasına rağmen hala net bir kanı olmaması nedeniyle tartışılmaya devam etmektedir. Mandibular birinci molar çekim soketine yerleştirilen 4 farklı yiv formlu implantlarda yerleştirildiği bölge ve gelen kuvvetin etki miktarı farketmeksizin oluşan stres miktarı ve dağılımında en başarılı yiv tasarımı payanda olarak bulunmuştur. Kare yiv formu ise payanda yiv formuna yakın değerler elde etmiştir. Ters payanda ve üçgen yiv formu implantlar ise çevre kortikal kemikte istenmeyen stres değerlerine neden olmuştur.

İmplant tasarımının önemi sadece stres açısından değil immediyat yüklenen implantlarda mikrohareketlilik açısından da önemli bir değişkendir. Mikrohareketlilik stres oluşumunun yanında osseointegrasyonu da primer olarak etkilemektedir. Limitlerin üzerinde oluşan mikrohareketlilik sonucunda normal iyileşme prosesi bozularak, implant

çevresinde fibröz doku kapsülünün oluşabildiği ileri sürülmüştür. Bu durumun sonucunda implantın osseointegre olmaması ile sonuçlanacağı belirtilmiştir.¹¹⁵ Brunski'nin açıkladığı teoriye göre 100 µm'lik bir mikrohareketlilik, iyileşmenin osseoz integrasyon yerine fibröz integrasyona yönünde değiştiği seviyedir.^{116,117} 50 µm'nin üzerindeki mikro hareketin, iyileşme süresince osseointegrasyonu engellediği yönünde olan çalışmalar da mevcuttur.^{106, 118} Yine çalışmalarda, 150 µm ve üzerinde gerçekleşen mikrohareketin fibröz bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir.^{10, 11, 119} Van Damme ve arkadaşları immediyat yüklenen implanatlarda oluşan 30 µm ve 90 µm aralığındaki mikrohareketin osseointegrasyonda kemik stimülasyonu sağladığını görmüşlerdir. Ayrıca kemik stimülasyonu için en uygun mikrohareketlilik değerinin 30 µm ile 50 µm aralığında olduğunu öne sürmüşlerdir.¹²⁰ Literatürde osseointegrasyona engel olmayacak mikrohareketin miktarı değişiklik göstermesine rağmen mikrohareketin mümkün olduğu kadar azaltılması gerektiği sonucu çıkmaktadır.

Huang ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında farklı gövde tasarımlarına sahip (silindirik ve basamaklı) yivli ve yivsiz implantları karşılaştırmışlardır. Osseointegre olmadığı varsayılan implantlara uyguladıkları kuvvetler sonucunda implantların mikrohareketlerini ölçmüşlerdir. Yiv yapısına sahip implantların primer stabilitesinin yivsiz tasarımlara göre daha yüksek olduğunu ve yiv yapısının primer stabiliteyi doğrudan etkilediğini tespit etmişlerdir.⁵ Literatür incelendiğinde implant yiv tasarımlarının primer stabiliteye etkisinin incelendiği çalışmalar kısıtlı sayıdadır. Steigenga ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı yiv yapısına sahip implantları tavşan tibialarına aynı torkla yerleştirdikten sonra ters tork değerleri ile birlikte implantların stabilizasyonları karşılaştırılmıştır. Kare yiv formunun ters payanda ve üçgen yiv formuna göre primer stabilizasyonda daha başarılı olduğu sonucunu elde etmişlerdir.⁵⁸ Bu çalışmaya benzer olarak çalışmamızda kullanılan kare,

payanda, ters payanda ve üçgen yiv formları karşılaştırıldığında primer stabilizasyon açısından en başarılı implant yiv tasarımı kare ve payanda yiv tasarımı olmuştur. Üçgen ve ters payanda yiv formları ise daha yüksek mikrohareket değerleri elde etmişlerdir. İmplant konumları açısından mikrohareketlilik değerleri incelendiğinde, septuma ve distal çekim soketine yerleştirilen implantların mikrohareketliliği osseointegrasyonu etkilemeyecek seviyelerde(<50 µm) görülürken mezial çekim soketine yerleştirilen implantlar daha yüksek mikrohareket değerlerine(>50 µm) ulaşmışlardır. Ayrıca oblik yüklemelerde vertikal yüklemelere göre yaklaşık 2 kat mikrohareket değerleri elde edildiği görülmüştür.



6. SONUÇLAR

1. Tüm çalışma modelleri üzerine uygulanan kuvvetlerde stresler kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Trabeküler kemikte oluşan stresler daha düşük seviyelerdedir.
2. Tüm implant modellerinde implant tasarımı ve implant konumu fark etmeksizin en fazla Von Mises stres birikimi ilk yiv seviyesinde oluşmaktadır. Stresin yoğunlaştığı bölgeler ise gelen kuvvet sonucu implantın hareket yönündedir.
3. Mandibular molar dişlere gelen okluzal kuvvetler, okluzal şemanın anatomisi nedeniyle okluzal şemanın distalinde yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle yerleştirilen implantın konumu implantın başarısı açısından önemlidir.
4. Mandibular birinci molar diş çekim soketine immediyat yerleştirilen ve immediyat yüklenen implantlar için fonksiyon sırasında oluşan stresler açısından en uygun implant konumu interradiküler septum bölgesidir. Sonrasında ise distal çekim soketidir. Mezial çekim soketine ise immediyat implant yerleşiminden kaçınılması gerekmektedir.
5. Vertikal ve oblik yüklemeler sonucu kemikte stres oluşumu açısından en başarılı implant yiv tasarımı payanda yiv tasarımıdır. Kare yiv tasarımı ise payanda yiv tasarımına yakın değerlere sahiptir. Üçgen ve ters payanda yiv tasarımı ise yüksek basma ve çekme tipi streslere neden olmaktadır.
6. Mandibular birinci molar bölge immediyat implant uygulamalarında immediyat yükleme sonucu mikrohareketlilik yönünden en stabil bölge interradiküler septum bölgesidir. Septumun immediyat implant yerleştirilmesine uygun olmadığı vakalarda ise distal çekim soketi tercih edilmelidir. Mezial çekim soketi ise en fazla mikrohareketliliğe neden olan implant konumudur.
7. Osseointegre olmamış implantlarda primer stabilizasyon açısından kuvvet altında en başarılı yiv tasarımı kare yiv tasarımıdır. Payanda yiv tasarımı kare yiv

tasarımına yakın mikrohareketlilik değerleri göstermiştir. Ters payanda ve üçgen yiv tasarımları ise osseointegrasyon açısından risk oluşturabilir.

8. Fonksiyon sırasında gerçekleşen stresler ve mikrohareketlilik değerleri oblik yüklemelerde vertikal yüklemelere göre çok daha yüksek seviyelerdedir. Bu nedenle immediyat implant yüklemelerinde oblik kuvvetlerden kaçınılması gerekmektedir.
9. Mandibular birinci molar bölge immediyat implant uygulamaları ve immediyat yüklemeleri; uygun implant seçimi ve uygun implant konumu tercihi ile primer stabilizasyonun sağlandığı vakalarda klinikte rutin olarak gerçekleştirilebilecek uygulamalardır.

KAYNAKLAR

1. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implantol*, 2003, 29: 111-116; discussion 117-119.
2. Branemark P. Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. 1985.
3. Bui CH, Seldin EB, Dodson TB. Types, frequencies, and risk factors for complications after third molar extraction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2003, 61: 1379-1389.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981, 10: 387-416.
5. Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent*, 2008, 36: 409-417.
6. Kotsovilis S, Fourmoussis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *Journal of Periodontology*, 2009, 80: 1700-1718.
7. Schulte W, Heimke G. [The Tubinger immediate implant]. *Quintessenz*, 1976, 27: 17 - 23.
8. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry*, 2003, 12: 306-317.
9. deM Sartori I, Cardoso L, Ponzoni D. Behaviour of the buccal crestal bone levels after immediate placement of implants subjected to immediate loading. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2015, 44: 389-394.

10. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio Jr E, Geraldo Vaz L, Vander Sloten J, Jaecques SV. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2011, 26.
11. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clinical implant dentistry and related research*, 2010, 12: 219-234.
12. Chung S, McCullagh A, Irinakis T. Immediate loading in the maxillary arch: evidence-based guidelines to improve success rates: a review. *Journal of Oral Implantology*, 2011, 37: 610-621.
13. Peñarrocha M, Uribe R, Balaguer J. Immediate implants after extraction. A review of the current situation. *Medicina oral: organo oficial de la Sociedad Espanola de Medicina Oral y de la Academia Iberoamericana de Patologia y Medicina Bucal*, 2004, 9: 234-242.
14. Fugazzotto PA. Implant placement at the time of mandibular molar extraction: description of technique and preliminary results of 341 cases. *Journal of periodontology*, 2008, 79: 737-747.
15. Schwartz-Arad D, Grossman Y, Chaushu G. The clinical effectiveness of implants placed immediately into fresh extraction sites of molar teeth. *Journal of periodontology*, 2000, 71: 839-844.
16. Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *Compend Contin Educ Dent*, 2008, 29: 232-237.

17. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 1992, 68: 809-812.
18. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1132, 1134, 1136 passim.
19. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1060, 1062, 1064 passim.
20. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969, 3: 81-100.
21. Misch CE. Generic root form component terminology. İçinde: *Contemporary Implant Dentistry*, 2 Baskı. St. Louis, 1999: 13-19.
22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2004, 15: 240-248.
23. Spiekermann H, Donald K, Hassell T. İçinde: Rateitschak KH (editör). *Color atlas of dental medicine Implantology*, Newyork, 1995: 25-34.
24. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49: 843-848.
25. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res*, 1999, 10: 8-15.
26. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1989, 4: 333-340.

27. English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc*, 1990, 121: 360, 364, 366 passim.
28. Anusavice K, Shen C, Rawls H. *Philliphs Science of Dental Materials*. 12 Baskı. St Louis, Elsevier Science, 2013.
29. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004, 92: 523-530.
30. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002, 29: 565-574.
31. Lin S, Shi S, LeGeros RZ, LeGeros JP. Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant dentistry*, 2000, 9: 53-60.
32. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1990, 63: 671-676.
33. Misch C. *Contemporary implant dentistry*, Elsevier Mosby-Year Book, Inc., St. Louis Nam PS, Sin HC (1981). 3 Baskı. 2007.
34. Eser A, Tonuk E, Akca K, Dard MM, Cehreli MC. Predicting bone remodeling around tissue-and bone-level dental implants used in reduced bone width. *Journal of biomechanics*, 2013, 46: 2250-2257.
35. Vouros ID, Kalpidis CD, Horvath A, Petrie A, Donos N. Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012, 27.

36. Yukna R. Optimizing clinical success with implants: maintenance and care. *Compendium (Newtown, Pa.). Supplement*, 1993: S554-561; quiz S565-556.
37. Huang H-L, Chang C-H, Hsu J-T, Faligatter AM, Ko C-C. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2007, 22.
38. Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *Journal of Oral Implantology*, 2004, 30: 125-133.
39. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 377-381.
40. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2008, 100: 422-431.
41. Misch C. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby, 1993: 33-66.
42. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1990, 48: 174-178.
43. Lum L, Osier J. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of oral implantology*, 1992, 18: 343-348.

44. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2014.
45. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2007, 33: 243-256.
46. Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 2011, 35: 446-456.
47. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993, 8.
48. Valen M. The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades. *The Journal of oral implantology*, 1983, 11: 49-71.
49. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981, 52: 155-170.
50. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, 15: 76-94.
51. Schwartz Z, Martin J, Dean D, Simpson J, Cochran D, Boyan B. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 1996, 30: 145-155.

52. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, Kong L. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: a finite element analysis. *Computers in biology and medicine*, 2010, 40: 681-686.
53. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials*, 2012, 28: 919-927.
54. Chang JZ-C, Chen Y-J, Tung Y-Y, Chiang Y-Y, Lai EH-H, Chen W-P, Lin C-P. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2012, 141: 279-288.
55. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2008, 23.
56. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry*, 1992, 1: 289-294.
57. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 565-574.
58. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*, 2004, 75: 1233-1241.
59. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 2004, 17.

60. Castellani R, de Ruijter A, Renggli H, Jansen J. Response of rat bone marrow cells to differently roughened titanium discs. *Clinical oral implants research*, 1999, 10: 369-378.
61. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clinical oral implants research*, 2002, 13: 144-153.
62. Kieswetter K, Schwartz Z, Dean D, Boyan B. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1996, 7: 329-345.
63. Säuberlich S, Klee D, Richter Ej, Höcker H, Spiekermann H. Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clinical oral implants research*, 1999, 10: 379-393.
64. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran D, Boyan B. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 74: 49-58.
65. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Júnior ACF, Ferraz FC, Machado LS, Rocha EP. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *Journal of prosthodontic research*, 2012, 56: 256-263.

66. Schrotenboer J, Tsao Y-P, Kinariwala V, Wang H-L. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *Journal of periodontology*, 2008, 79: 2166-2172.
67. Palacci P, Ericsson I. *Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management*. Baski. Quintessence Chicago, IL, 2001.
68. Swasty D, Lee JS, Huang JC, Maki K, Gansky SA, Hatcher D, Miller AJ. Anthropometric analysis of the human mandibular cortical bone as assessed by cone-beam computed tomography. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2009, 67: 491-500.
69. Katranji A, Misch K, Wang H-L. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of periodontology*, 2007, 78: 874-878.
70. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 1990, 6: 23.
71. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 93: 227-234.
72. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997, 55: 38-45.
73. Nir-hadar O, Palmer M, Soskolne WA. Delayed immediate implants: alveolar bone chamzes durinrr the healing period. *Clinical oral implants research*, 1998, 9: 26-33.

74. Varsha Sunil Manekar PK, Seema Kulkarni. Tooth Mortality: An Analysis of Reasons underlying the Extraction of Permanent Teeth. *World Journal of Dentistry*, 2015, 6: 93-96.
75. Albadri S, Zaitoun H, McDonnell S, Davidson L. Extraction of first permanent molar teeth: results from three dental hospitals. *British dental journal*, 2007, 203: E14.
76. Lang NP, Lindhe J. *Clinical periodontology and implant dentistry, 2 Volume Set*. Baskı. John Wiley & Sons, 2015.
77. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Advances in dental research*, 1999, 13: 153-161.
78. A. GB. Farklı Platform Boyutlarına Sahip İmplantların Peri-İmplanter Dokular Üzerindeki Etkilerinin Klinik İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2009.
79. C. D. Dental İmplant Sisteminde Hemen Yüklemenin Marjinal Kemik Kaybına ve İmplantın Stabilitesine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi Doktora Tezi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. İstanbul: Marmara Üniversitesi, 2006.
80. Carranza F, Newman M. *Clinical Periodontology*. WB Saunders Company. 1996.
81. Buser D, Von Arx T, Ten Bruggenkate C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 3*, 2000, 11: 59-68.
82. Schulte W, Kleineikenscheidt H, Lindner K, Schareyka R. [The Tubingen immediate implant in clinical studies]. *Dtsch Zahnarztl Z*, 1978, 33: 348-359.

83. Augthun M, Yildirim M, Spiekermann H, Biesterfeld S. Healing of bone defects in combination with immediate implants using the membrane technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10: 421-428.
84. Becker W, Lynch S, Lekholm U, Becker B, Caffesse R, Donath C, Sanchez R. A comparison of PTFE membranes alone or in combination with platelet derived growth factor-I, or demineralized freeze-dried bone in promoting bone formation around immediate extraction socket implants: A study in dogs. *J periodontol*, 1992, 63: 929-940.
85. Fontana E, Trisi P, Piattelli A. Freeze-dried dura mater for guided tissue regeneration in post-extraction dental implants: a clinical and histologic study. *Journal of periodontology*, 1994, 65: 658-665.
86. Douglass G, Merin R. The immediate dental implant. *Journal of the California Dental Association*, 2002, 30: 362-365, 368-374.
87. Covani U, Cornelini R, Barone A. Vertical crestal bone changes around implants placed into fresh extraction sockets. *Journal of periodontology*, 2007, 78: 810-815.
88. Hämmerle C, Chen ST, Wilson Jr TG. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19: 26-28.
89. Block MS, Kent JN. Placement of endosseous implants into tooth extraction sites. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 1991, 49: 1269-1276.
90. Schwartz-Arad D, Chaushu G. The ways and wherefores of immediate placement of implants into fresh extraction sites: a literature review. *Journal of Periodontology*, 1997, 68: 915-923.

91. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of biomedical materials research*, 1998, 43: 192-203.
92. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences*, 1998, 106: 721-764.
93. Gotfredsen K. *Bone reactions at implants with different surface topography and static load. Experimental studies in rabbits and dogs.* Bask1. 2001.
94. Blanchaert R. Implants in the medically challenged patient. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42: 35-45.
95. Schultes G, Gaggl A. Histologic evaluation of immediate versus delayed placement of implants after tooth extraction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2001, 92: 17-22.
96. Noelken R, Neffe BA, Kunkel M, Wagner W. Maintenance of marginal bone support and soft tissue esthetics at immediately provisionalized O sseo S peed™ implants placed into extraction sites: 2-year results. *Clinical oral implants research*, 2014, 25: 214-220.
97. Castelnuovo J, Sönmez AB. The autogenous immediate implant supported single-tooth restoration: a 5-year follow-up. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2012, 7.
98. Grütter L, Belser UC. Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009, 24.
99. Schnitman PA, Wohrle P, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *The Journal of oral implantology*, 1990, 16: 96-105.

100. Gallucci GO, Bernard J-P, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004, 19.
101. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D. Immediate loading of single-tooth implants: immediate versus non-immediate implantation. A clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2001, 16.
102. Kılınç A, Gündoğdu M, Aydın T, Baş Mz, Ertaş Ü, Ertunç D. An Assessment Of Success Of Dental Implants Placed With Immediate And Standard Methods In Periodontally Compromised Patients. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28: 216-221.
103. Misch CE, Wang H-L, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant dentistry*, 2004, 13: 207-217.
104. Misch CE, Wang H-L, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dentistry*, 2004, 13: 310-321.
105. Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang N-H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1997, 12.
106. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000, 15.
107. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency

- analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clinical oral implants research*, 2004, 15: 520-528.
108. Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kan JY, Kim JS, Campagni WV, Munoz CA. Peri-implant tissue response of immediately loaded, threaded, HA-coated implants: 1-year results. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 87: 173-181.
109. Sennerby L In *Immediate/Early implant loading biological prerequisites and clinical outcome*, 2nd International Congress of Osseointegration-İstanbul, (editör).^(editörler). 2003.
110. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 242-258.
111. Branemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*, 1977, 16.
112. Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2007, 22.
113. Corso M, Sirota C, Fiorellini J, Rasool F, Szmukler-Moncler S, Weber H-P. Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82: 428-435.
114. Heller JG, Estes BT, Zaouali M, Diop A. Biomechanical study of screws in the lateral masses: variables affecting pull-out resistance. *JBJS*, 1996, 78: 1315-1321.
115. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *International Journal of Prosthodontics*, 1998, 11.

116. Brunski JB, Moccia JR AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *Journal of dental research*, 1979, 58: 1953-1969.
117. Brunski JB, Moccia JR AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. *Journal of dental research*, 1979, 58: 1970-1980.
118. Gatti C, Haefliger W, Chiapasco M. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 2000, 15.
119. Geris L, Andreykiv A, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, Van Keulen F, Duyck J, Naert I. Numerical simulation of tissue differentiation around loaded titanium implants in a bone chamber. *Journal of biomechanics*, 2004, 37: 763-769.
120. Vandamme K, Naert I, Geris L, Sloten JV, Puers R, Duyck J. Influence of controlled immediate loading and implant design on peri-implant bone formation. *Journal of clinical periodontology*, 2007, 34: 172-181.
121. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1992, 7.
122. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005, 20.
123. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 2005, 37: 776-780.

124. Nagaraja S, Couse TL, Guldborg RE. Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. *Journal of biomechanics*, 2005, 38: 707-716.
125. Oh I-H, Nomura N, Masahashi N, Hanada S. Mechanical properties of porous titanium compacts prepared by powder sintering. *Scripta Materialia*, 2003, 49: 1197-1202.
126. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. Second Edition. Florida, CRC Press, 2001.
127. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*, 2003, 14: 97-102.
128. Braun S, Bantleon H-P, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*, 1995, 65: 367-372.
129. Brunski JB. Biomechanical considerations in dental implant design. *Int J Oral Implantol*, 1988, 5: 31-34.
130. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1987, 2: 101-108.
131. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 1986, 56: 226-229.
132. R. M-s, A. ZG. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 1996, 7: 153-161.
133. van Eijden TMGJ. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 1991, 36: 535-539.

134. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1994, 9: 90-94.
135. Mericske-Stern R. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995, 10: 345-353.
136. Scott I, Ash MM, Jr. A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1966, 16: 56-61.
137. Morneburg T. Measurement of masticatory forces and implant loads. A methodological and clinical study. *Int J Prosthodont*, 2002, 15: 20-27.
138. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puers R, Vander Sloten J, Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *Journal of oral rehabilitation*, 2000, 27: 744-753.
139. Howell A, Manly R. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *Journal of dental research*, 1948, 27: 705-712.
140. Howell A, Brudevold F. Vertical forces used during chewing of food. *Journal of Dental Research*, 1950, 29: 133-136.
141. Ortug G. A new device for measuring mastication force (Gnathodynamometer). *Anatomischer Anzeiger*, 2002, 184: 393.
142. Khurana P, Sharma A, Sodhi KK. Influence of Fine Threads and Platform-Switching on Crestal Bone Stress Around Implant—A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2013, 39: 697-703.
143. Freitas-Junior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assuncao WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro

- laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater*, 2012, 28: e218-228.
144. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 144-150.
145. Adnan Kılınç MA, Nesrin Saruhan, Mustafa Gündoğdu. Maksilla Posterior Bölgede Vertikal Kemik Miktarının Yetersizliği Durumunda Uygulanan Kısa İmplantların Üzerindeki ve Etrafındaki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *SDÜ Tıp Fak Derg / Med J SDU*, 2017.
146. Kuroe TCA, Ohata N, Itoth H. Biomechanical Effects of Cervical Legion and Restoration on Periodontally Compromised Teeth. *The Quintessence*, 2001, 20: 1501-1510.
147. J.-I. S, K. N, B. R, A. SS, P.-O. G. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 1996, 7: 55-63.
148. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 1998, 24.
149. Geng J, Ma Q, Xu W, Tan K, Liu G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation*, 2004, 31: 233-239.

150. Himmlova L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 20-25.
151. Asaro RJ LV. *Mechanics of solids and materials*. Baskı. New York, Cambridge University Press, 2006.
152. Y. T. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. Baskı. İzmir, Ege Üniversitesi Basımevi, 1999.
153. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical orthopaedics and related research*, 1987: 237-250.
154. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont*, 1993, 6: 106-117.
155. Craig RG, O'Brien, W.J., Powers, J.M. *Dental Materials. 6th ed.* . Baskı. St. Louis, Missouri: Mosby, 1996.
156. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002, 40: 76-83.
157. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006, 33: 690-697.
158. SC C. *Bone mechanics*. Baskı. Florida, CRC Pres., 1991.
159. Craig RG PJ. *Restorative dental materials*. 11 Baskı. St. Louis, Mosby, 2002.
160. M. I. *Cisimler in Mukavemeti*. 6 Baskı. İstanbul, İTÜ Vakfı., 1988.
161. DB. M. *Mechanical engineer's handbook*. Baskı. San Diego., Academic Press, 2001.

162. HÖ. G. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
163. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Implant Dentistry*, 1994, 3: 117-119.
164. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Abstract. *Clinical oral implants research*, 1997, 8: 18-22.
165. Gümüş HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
166. FE. F. *Stress Analysis Mechanical Engineers Handbook*. M. Kutz Baskı. New York, Wiley, 1998: 2352.
167. WJ. OB. *Dental materials and their selection*. 4 Baskı. Hanover Park, IL., Quintessence Pub. Co., 2008.
168. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 2008, 36: 463-471.
169. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010, 11: 18-23.
170. Legeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *Journal of Bone and Mineral Research*, 1993, 8: S583-S596.

171. Phillips AK. *Science of Dental Materials*. Baskı. USA, Elsevier, 2003.
172. Zaimoğlu A, Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993.
173. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*, 2000, 22: 359-370.
174. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2002, 122: 174-179.
175. Pickover C. *Archimedes to Hawking: laws of science and the great minds behind them*. Baskı. Oxford University Press, 2008.
176. Eskitaşıoğlu G YB. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A. *Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 1995: 201-205.
177. Holzapfel GA, Ogden RW. *Mechanics of biological tissue*. Baskı. Springer Science & Business Media, 2006.
178. Nicholson DW. *Finite element analysis: Thermomechanics of solids*. Baskı. CRC press, 2008.
179. Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Baskı. Pearson Education India, 2011.
180. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The finite element method*. Baskı. McGraw-hill London, 1977.
181. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 585-598.

182. ankaya MÖ. Alt ene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İSağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2005.
183. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 1968, 47: 427-432.
184. Tesk J, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *Journal of biomedical materials research*, 1973, 7: 251-261.
185. Moratal D. *Finite element analysis*. Baskı. Sciyo, 2010.
186. Keyak J, Fourkas M, Meagher J, Skinner H. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering*, 1993, 15: 505-509.
187. Shigley JE. *Shigley's mechanical engineering design*. Baskı. Tata McGraw-Hill Education, 2011.
188. Sonugelen M, ve Biyomekanik ACAP. Oral prostheses and biomechanics. *Izmir: Ege Univ Dis Hek Fak Yayınları*, 2002: 3À8.
189. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacial research*, 2004, 7.
190. Cheung YK, Yeo MF. *A practical introduction to finite element analysis*. Baskı. Pitman, 1979.
191. Daryl LL. A first course in the finite element method. *University of Wisconsin-Platteville*, 2007.

192. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of dentistry*, 2012, 40: 154-162.
193. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2*, 2000, 11: 33-58.
194. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*, 2001, 29: 100-105.
195. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 1999, 26: 288-291.
196. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology*, 1997, 23: 104-111.
197. Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote Jr C. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of biomedical engineering*, 1990, 12: 389-397.
198. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*, 2002, 30: 41-46.
199. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*, 2005, 16: 466-472.
200. Coward TJ, Brendan J, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for

- capturing 3-dimensional data from a natural ear to aid rehabilitation. *International Journal of Prosthodontics*, 2006, 19.
201. Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S, Lin L-D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002, 17.
202. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2003, 18.
203. Aylıkcı BU. Farklı implant ve abutment dizaynlarının farklı kemik modelleri üzerinde dikey ve açılı kuvvetler altında meydana getirdiği stres bölgelerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. *Periodontology*. Doktora, Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi, 2014.
204. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*, 1993, 20: 147-157.
205. Clelland NL, Ismail Y, Zaki H, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 1991, 6.
206. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998, 13: 82-90.

207. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clinical implant dentistry and related research*, 2009, 11: 279-287.
208. Mellal A, Wiskott H, Botsis J, Scherrer S, Belser U. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone: comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical oral implants research*, 2004, 15: 239-248.
209. Eraslan O, İnan Ö. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical oral investigations*, 2010, 14: 411-416.
210. Fugazzotto PA. Implant placement at the time of maxillary molar extraction: Technique and report of preliminary results of 83 sites. *Journal of periodontology*, 2006, 77: 302-309.
211. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of dentistry*, 2010, 38: 612-620.
212. Cafiero C, Annibali S, Gherlone E, Grassi F, Gualini F, Magliano A, Romeo E, Tonelli P, Lang NP, Salvi G. Immediate transmucosal implant placement in molar extraction sites: a 12-month prospective multicenter cohort study. *Clinical oral implants research*, 2008, 19: 476-482.
213. Scheid RC, Woelfel JB, Woelfel, Scheid. *Dental anatomy: its relevance to dentistry*. Baskı. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
214. Bhola M, Neely AL, Kolhatkar S. Immediate implant placement: clinical decisions, advantages, and disadvantages. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2008, 17: 576-581.

215. Ramalingam S, Al-Hindi M, Al-Eid RA, Nooh N. Clinical evaluation of implant survival based on size and site of placement: A retrospective study of immediate implants at single rooted teeth sites. *The Saudi dental journal*, 2015, 27: 105-111.
216. Al-Sabbagh M, Kutkut A. Immediate implant placement: surgical techniques for prevention and management of complications. *Dental Clinics*, 2015, 59: 73-95.
217. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, 49: 843-848.
218. Hobkirk J, Psarros K. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1992, 7.
219. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 361-364.
220. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016, 115: 672-677. e671.
221. Hu C, Gong T, Lin W, Yuan Q, Man Y. Immediate implant placement into posterior sockets with or without buccal bone dehiscence defects: A retrospective cohort study. *Journal of dentistry*, 2017, 65: 95-100.
222. Desai SR, Karthikeyan I, Gaddale R. 3D finite element analysis of immediate loading of single wide versus double implants for replacing mandibular molar. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 2013, 17: 777.
223. Ericsson I, Randow K, Nilner K, Peterson A. Early functional loading of Branemark dental implants: 5-year clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2000, 2: 70-77.

224. Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CH, Scharer P. Immediate occlusal loading of Brånemark implants applied in various jawbone regions: a prospective, 1-year clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2001, 3: 204-213.
225. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Rée A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading: successful vs. failing implants. *Clinical oral implants research*, 2004, 15: 428-434.
226. Glauser R, Lundgren A, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hämmerle CH. Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite™ implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003, 5: 47-56.
227. Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahi G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2005, 20.
228. Cannizzaro G, Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: a prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2003, 18.
229. Vogl S, Stopper M, Hof M, Wegscheider WA, Lorenzoni M. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of implants: a randomized clinical pilot study. *Clinical implant dentistry and related research*, 2015, 17: 589-597.
230. Bonnet A, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence

- of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31: 806-815.
231. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*, 2008, 30: 218-225.
232. Ramoglu S, Ozan O, Yılmaz SK. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2014, 17: 279-290.
233. Savadi RC, Goyal C. Study of biomechanics of porous coated root form implant using overdenture attachment: A 3D FEA. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2010, 10: 168-175.
234. Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology*, 2015, 41: e50-e59.
235. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2001, 16.
236. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research*, 2002, 13: 657-665.
237. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2004, 30: 59-68.

238. Arrazola P-J, Garay A, Iriarte L-M, Armendia M, Marya S, Le Maitre F. Machinability of titanium alloys (Ti6Al4V and Ti555. 3). *Journal of materials processing technology*, 2009, 209: 2223-2230.
239. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 1994, 78: 22-27.
240. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8.
241. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 68: 96-102.
242. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental materials*, 2012, 28: 433-441.
243. Wayne JS, Chande R, Porter HC, Janus C. Effect of restoration volume on stresses in a mandibular molar: A finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 112: 925-931.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler |
|--|
| Adı Soyadı: Tuğrul TÜREN |
| Doğum Tarihi: 01/08/1990 |
| Doğum Yeri: Üsküdar |
| Medeni Hali: Bekâr |
| Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti |
| Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Yakutiye/Erzurum |
| Tel: 0442 231 1801 |
| Faks: 0442 236 1375 |
| E-mail: tugrulturen@hotmail.com |
| Eğitim |
| Lise: Ankara Gazi Anadolu Lisesi |
| Lisans: |
| Yüksek Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-2013 |
| Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi |
| Yabancı Dil Bilgisi |
| İngilizce: YÖKDİL 2018 Eylül: 78,750 |
| Almanca: |
| Rusça: |
| Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar |
| |
| İlgi Alanları ve Hobiler |
| |

EK-2. ETİK KURUL ONAYI



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Bölümü : Dekanlık
Servisi : Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/193
Konu : Etik Kurul Kararı

07.06.2018

Sayın: Dr.Öğr.Üy.Adnan KILINÇ
Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz "Mandibular Molar Bölgeye İmmedyat Olarak Yerleştirilen Farklı Konumlara ve Tasarımlara Sahip İmplantların Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Metodu İle Biyomekanik Açından Değerlendirilmesi" isimli bilimsel tez çalışmasına ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Eki _____ :
1 Adet Etik Kurul Kararı



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ TIP
FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU



KARAR

| | | |
|--|---|--|
| ETİK KURULU BİLGİLERİ | ETİK KURULUN ADI | Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu |
| | AÇIK ADRESİ: | Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı |
| | TELEFON | +90 442 234 65 11 |
| | FAKS | +90 442 236 09 68 |
| | E-POSTA | atatipetikkurul@gmail.com |
| SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI | Dr.Öğr.Üy.Adnan KILINÇ | |
| ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI | Mandibular Molar Bölgeye İmmedyat Olarak Yerleştirilen Farklı Konumlara ve Tasarımlara Sahip İmplantların Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Metodu İle Biyomekanik Açından Değerlendirilmesi | |
| KARAR BİLGİLERİ | Toplantı Sayısı: 05 Karar No: 11 | Tarih: 07.06.2018 |
| | Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin TÜBİTAK tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi. Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz. | |

Prof.Dr.Zeynep ÇAKIR
Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.Mustafa GÜL
Üye

Prof.Dr.Zekai HALICI
Üye

Prof.Dr.M.Hamidullah UYANIK
Üye

Doç.Dr.Ayşenur AKSOY
Üye

Doç.Dr.Atilla ÇAYIR
Üye

Dr.Öğr.Üy.Binali FIRINCI
Üye

Dr.Öğr.Üy.Zahide KOŞAN
Üye

Dr.Öğr.Üy.İbrahim KARABULUT
Üye

Emrah MİLETLİOĞLU
Üye