

**T.C.
MANİSA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKANİK ANABİLİM DALI
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI**

**MİNİ DENTAL İMPLANTLARIN TASARIMI VE SONLU
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE MEKANİK ANALİZİ**

Alp EREN

**Danışman
Prof. Dr. Bozkurt Burak ÖZHAN**

MANİSA-2024

**ALP
EREN**

**MINİ DENTAL İMPLANTLARIN TASARIMI VE SONLU
ELEMENTLER YÖNTEMİ İLE MEKANİK ANALİZİ**

2024

TAAHHÜTNAME

Bu tezin Manisa Celal Bayar Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalında akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını, tamamen kendi çalışmam olduğunu, her alıntıya kaynak gösterdiğimi, tezin yazımında akademik ve etik kurallara aykırı herhangi bir yapay zeka ve program kullanmadığımı beyan ederim.

İmza
Alp EREN



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Alp EREN

Manisa Celal Bayar Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman:

Prof. Dr. Bozkurt Burak ÖZHAN

Diş eksikliği durumunda uygulanan dental implant tedavisinde, hastanın durumuna göre farklı dental implant sistemleri kullanılmaktadır. İmplant tedavisinde, geleneksel implantlar sıkça kullanılmaktadır. Her durumda kullanılamayan bu sistemlerin yerine mini dental implant adı verilen küçük çaplı dental implant sistemleri ortaya çıkmıştır. Mini dental implant sistemlerinin kemik içerisindeki davranışları merak konusudur. Bu çalışmada, mini dental implant sistemlerinin çeşitli kuvvetler etkisi altındaki davranışları incelenmiştir. Kemik modeli olarak implantı çevreleyen, 0,5mm, 1mm, 2mm ve 3mm kalınlığındaki kemik modelleri kullanılmıştır. Kemik yoğunluğu olarak Tip 1 ve Tip 2 kemik yoğunluğu kullanılmıştır. Mini dental implant modeli olarak 10mm, 11,5mm ve 15mm uzunluğundaki üç farklı mini dental implant modeli tasarlanmıştır. İmplant-kemik modellerine yatay ekseninde 50N, 100N, 150N ve 200N büyüklüğünde kuvvetler uygulanmıştır. Kuvvet etkisi altındaki gerilme ve şekil değiştirme davranışları incelenmiştir. Sonuç olarak Tip 1 ve Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan mini dental implantların kuvvet etkisi altında güvenli olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: mini dental implant, sonlu eleman yöntemi, gerilme, şekil değiştirme, kemik malzeme modeli, tasarım

2024, 109 sayfa

ABSTRACT

M.Sc Thesis

Alp EREN

**Manisa Celal Bayar University
Graduate School of Education
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor:

Prof. Dr. Bozkurt Burak ÖZHAN

Different dental implant systems are utilized for tooth loss depending on the patient's condition. Traditional implants are frequently used in implant treatment; however, they are not suitable for every situation, leading to the development of small-diameter dental implant systems known as mini dental implants. The behavior of mini dental implant systems within the bone is an interesting topic. This study investigates the behavior of mini dental implant systems under the influence of force. Bone models surrounding the implant with thicknesses of 0,5mm, 1mm, 2mm, and 3mm were used. Bone densities of type 1 and type 2 were considered. Three different mini dental implant models with 10mm, 11,5mm, and 15mm lengths were employed. Horizontal forces of 50N, 100N, 150N, and 200N were applied to the implant-bone models. The stress and deformation behaviors under the influence of force were analyzed. As a result, it was observed that mini dental implants applied to type 1 and type 2 bone densities are safe under the influence of force.

Keywords: mini dental implant, finite element methods, stress, deformation, bone material modeling, design

2024, 109 pages

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasında Tip 1 ve Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan mini dental implantların yatay yük etkisi altındaki gerilme ve şekil değiştirme davranışları hesaplamalı olarak çalışılmıştır. Mini dental implantların hangi boyda kullanılmasının ve hangi kemik tiplerine uygulanmasının daha uygun olduğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada özgün olarak yeni bir mini dental implant tasarımı ele alınmıştır ve hesaplamalı analiz için ortotropik elastik özelliklere sahip kemik modeli kullanılmıştır.

Çalışmanın her aşamasında bana destek olan, bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren akademik hayatın tüm aşamalarında bana rehberlik eden ve desteğini hiç esirgemeyen danışmanım Prof. Dr. Sayın Bozkurt Burak ÖZHAN'a gönülden teşekkür ederim.

Çalışma boyunca dental implantoloji hakkında teorik bilgilerini benimle paylaşan, bana destek olan diş hekimi Dennis FLANAGAN'a ve diş hekimi Bengisu ÇAKIR'a teşekkür ederim.

Çalışma hayatımda akademik olarak beni sürekli motive eden isimlerini yazamadığım bütün mesai arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Beni bugüne tek başına getiren, her anlamda bana destek olan ve motivasyonumu yüksek tutmak için elinden geleni yapan anneme çok teşekkür ederim.

Alp EREN

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Tarihteki ilk diş implantı (Stević vd., 2021)	6
Şekil 2. Subperiostal implant örneği A) bukkal görüntü; B) oklüzal görüntü (Mangano vd., 2020)	8
Şekil 3. Endosteal implantlar, (Zheng vd., 2019).	9
Şekil 4. Transmandibuler implant (Sakal, 2023).	10
Şekil 5. Mini dental implant	11
Şekil 6. Kısa dental implant	12
Şekil 7. Lekholm ve Zarb kemik sınıflandırması (Alghamdi, 2018)	14
Şekil 8. Misch kemik sınıflandırması (C. Misch, 1999)	15
Şekil 9. Mandibula anatomisi	16
Şekil 10. Alt çene (Mandibula) (Mandible, t.y.)	17
Şekil 11. Üst çene (Maksilla) (Maxilla, t.y.)	18
Şekil 12. Temporomandibular Eklem Anatomisi	19
Şekil 13. 1 Boyutlu eleman (Güler & Şen, 2016)	20
Şekil 14. 2 boyutlu eleman (Güler & Şen, 2016)	21
Şekil 15. 3 Boyutlu elemanlar (Güler & Şen, 2016)	21
Şekil 16. Kabuk eleman	22
Şekil 17. Normal gerilme	23
Şekil 18. Kayma gerilmesi	24
Şekil 19. Gerilme - Birim Şekil Değiştirme Eğrisi	25
Şekil 20. Mini dental implant tasarımları	26
Şekil 21. Mini dental implant teknik resmi	27
Şekil 22. Mini dental implant diş profili	28
Şekil 23. Kemik modeli	28
Şekil 24. İmplant - kemik uygulama modeli	29
Şekil 25. Sınır koşulları (Lacivert bölge ankastre mesnet, kırmızı bölge kuvvet vektörü)	31
Şekil 26. Kemik modellerinin ağ yapısı	33
Şekil 27. İmplant modellerinin ağ yapısı	34
Şekil 28. Maksimum gerilme değeri grafikleri	37
Şekil 29. Maksimum şekil değiştirme değeri grafikleri	38
Şekil 30. İzotropik kemik modeli ve ortotropik kemik modelinin gerilme dağılımı açısından karşılaştırılması	39
Şekil 31. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	40
Şekil 32. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	41
Şekil 33. Tip 1 kemik 15 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	42
Şekil 34. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	43
Şekil 35. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	44

Şekil 52. Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	61
Şekil 53. Tip 2 kemik 11,5 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	62
Şekil 54. Tip 2 kemik 15 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	63
Şekil 55. İzotropik kemik modeli ile ortotropik kemik modelinin şekil değiştirme dağılımı açısından karşılaştırılması	64
Şekil 56. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	65
Şekil 57. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	66
Şekil 58. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	67
Şekil 59. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	68
Şekil 60. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	69
Şekil 61. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	70
Şekil 62. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	71
Şekil 63. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	72
Şekil 64. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	73
Şekil 65. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	74
Şekil 66. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	75
Şekil 67. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	76
Şekil 68. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	77

Şekil 69. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	78
Şekil 70. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	79
Şekil 71. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	80
Şekil 72. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	81
Şekil 73. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	82
Şekil 74. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	83
Şekil 75. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	84
Şekil 76. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	85
Şekil 77. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	86
Şekil 78. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	87
Şekil 79. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı	88

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Ti6Al4V mekanik özellikleri (U.S. Titanium Industry Inc., 2002)	30
Tablo 2. Kemik malzemelerinin mekanik özellikleri (Liao vd., 2007)	30
Tablo 3. Düğüm noktası ve eleman sayısı	32
Tablo 4. 0,5mm ve 1mm kemik kalınlığı için maksimum gerilme (MPa) ve maksimum şekil değiştirme değerleri (mikrometre)	35
Tablo 5. 2mm ve 3mm kemik kalınlığı için maksimum gerilme (MPa) ve maksimum şekil değiştirme değerleri (mikrometre)	36



İÇİNDEKİLER

ÖZET	II
ABSTRACT	III
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
TABLolar DİZİNİ	IX
1. GİRİŞ.....	1
2. TARİHÇE	4
2.1. Diş Hekimliği Tarihçesi	4
2.2. Dental İmplantoloji Tarihçesi	5
2.3. Sonlu Eleman Yöntemleri Tarihçesi.....	6
3. DENTAL İMPLANTLAR.....	8
3.1. Dental İmplant Çeşitleri	8
3.1.1 Kemik Bağlantısına Göre Sınıflandırılmış İmplant Çeşitleri.....	8
3.1.1.1. Subperiostal İmplantlar	8
3.1.1.2. Endosteal (Kemik İçi) İmplantlar.....	9
3.1.1.3. Transmandibuler İmplantlar	9
3.1.2. Geometrisine Göre Sınıflandırılmış İmplant Çeşitleri	10
3.1.2.1. Mini Dental İmplantlar	10
3.1.2.2. Kısa İmplantlar	11
4. BİYOLOJİK YAPILAR	13
4.1. Kemik Dokusu	13
4.1.1. Kemik Dokusu Sınıflandırması	13
4.1.1.1. Linkow ve Chercheve Sınıflandırması	13
4.1.1.2. Lekholm ve Zarb Sınıflandırması	13
4.1.1.3. Misch Sınıflandırması	14
4.1.2. Osseointegrasyon Kavramı	15
4.2. Çene Kemiği.....	15
4.2.1. Alt Çene (Mandibula).....	16
4.2.2. Üst Çene (Maksilla)	17
4.2.3. Temporomandibular Eklem (TME)	18
5. SONLU ELEMAN YÖNTEMİ.....	20
5.1. Eleman Çeşitleri	20
5.1.1. 1 Boyutlu Elemanlar (Çubuk Elemanlar).....	20
5.1.2. 2 Boyutlu Elemanlar (Yüzey Elemanlar).....	20
5.1.3. 3 Boyutlu Elemanlar (Hacim Elemanları).....	21
5.1.4. Kabuk ve Plak Elemanlar	21
5.2. Yapısal Analiz	22
5.2.1. Gerilme Kavramı	22
5.2.2. Hooke Yasası.....	24
6. MİNİ DENTAL İMPLANTIN MODELLENMESİ.....	26
6.1. Katı Modellerin Oluşturulması.....	26

6.2. Sonlu Eleman Modelinin Oluşturulması.....	29
7. ANALİZ SONUÇLARI	35
7.1. Gerilme Dağılımları	38
7.2. Şekil Değıştirme Dağılımı	64
8. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME	90
KAYNAKÇA	92



1. GİRİŞ

İnsan hayatı boyunca beslenme ve konuşma gibi hayati fonksiyonlarda önemli rolü olan dişler genetik etkiler veya çevresel faktörlerden kaynaklı olarak işlevini yitirebilmektedir. Biyolojik olarak işlevini yitiren dişler cerrahi müdahale olmadan yenilenemez. Bu durumda uygulanan en yaygın tedavi yöntemi implant uygulama tedavisidir. Diş ve çene bölgesinde uygulanan implantlara “dental implant” adı verilir. Dental implant tedavisinde kullanılacak olan implantın çeşidi, uygulanacak olan bölgeye ve hastanın durumuna göre değişkenlik göstermektedir. Yaygın olarak kullanılan çapı 3mm’den büyük olan geleneksel implantların, başarı oranının yaşlı hastalarda ve şeker hastalığına sahip olan hastalarda düşük olduğu gözlemlenmiştir (Flanagan, 2021). Bu tarz durumlar için alternatif olarak çapı 3mm’den küçük olan “mini dental implantlar” uygulanabilmektedir. Cerrahi açıdan mini dental implantlar, geleneksel implantlara göre daha kolay uygulanabilmektedir (Sendax, 2013). Küçük çaplı olmalarından dolayı tedavi sonrasında hastaların iyileşme süreci daha rahat geçmektedir (Soğancı Ünsal & Hasanoğlu Erbaşar, 2020). Ayrıca mini dental implantlar geleneksel implantlara göre daha ekonomiktir. Bu sebeple mini dental implantların uygulanabilecek durumlarda öncelikli olarak tercih edilmektedir. Kullanım durumuna göre mini dental implantlar tutucu veya destek amaçlı kullanılabilir. Tutucu olarak kullanılan mini dental implantların başarı oranı destek olarak kullanılan mini dental implantlara göre daha düşüktür (Töre, 2004). Mini dental implantların avantajlarının yanı sıra dezavantajları da mevcuttur. En önemli dezavantajı ömürlerinin kısa olması ve yük etkisi altında geleneksel implantlara göre dayanımlarının düşük olmasıdır. Mini dental implantlarla ilgili olarak dayanımı ve klinik başarısı açısından deneysel ve hesaplamalı analizleri içeren çalışmalar yapılmaya devam etmektedir.

Töre (Töre, 2004), mini dental implantların klinik başarısını incelediği bir yüksek lisans tezi yapmıştır. Bu tezin sonucunda mini dental implantların, Misch sınıflandırmasına göre D1 ve D2 kalitesindeki kemiklere uygulanması gerektiğini, diğer kemik kalite sınıflarında kesinlikle uygulanmaması gerektiği sonucuna varmıştır.

Pisani ve arkadaşları (Pisani vd., 2022), implant üstü protez anlamına gelen overdenture protezlerde, geleneksel implant ve mini dental implant kullanımını biyomekanik olarak karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda mini dental implant kullanmanın protezde daha düşük gerilme oluşturduğunu gözlemlemişlerdir.

De Melo ve arkadaşları (Moreira De Melo & Francischone, 2020), dört implant ile desteklenmiş implant üstü protezlerde (all on four protez) implant çaplarını kıyasladıkları bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, çapı büyük olan implantların, çapı küçük implantlara kıyasla protezde yüksek gerilme meydana getirdiğini gözlemlemişlerdir.

Dörsam ve arkadaşları (Dörsam vd., 2020), mini dental implant uygulamalarında yapılan delme işlemi sırasında uygulanması gereken torkun büyüklüğünün kemik kalitesine göre farklılıklarını incelemişlerdir. Q1 kemik kalitesindeki kemiklerde, delme işleminin yapılması için daha yüksek tork uygulanması gerektiği sonucuna varmışlardır.

Flanagan ve arkadaşları (Flanagan vd., 2008), mini dental implantların yorulma ömrünü ele almışlardır. 2 mm çapındaki implantın bir milyon çevrimden sonra kırıldığını gözlemlemişlerdir.

Motoyoshi ve arkadaşları (Motoyoshi vd., 2006), kortikal (kemiğin dış yüzeyini oluşturan sert doku) kemik kalınlığının, implant yerleşimi sırasında uygulanması gereken torku nasıl değiştirdiğini incelemişlerdir. Sonuç olarak, 10 Ncm ve üstü değerlerdeki kalınlıklar için kontrollü bir şekilde uygulanması gerektiğini ortaya koymuşlardır.

Geramy ve arkadaşları (Geramy vd., 2012), mini implant kayıplarını sonlu eleman analizi ile incelemişlerdir. Kayıpta, diş kökü ile mini implant arasındaki mesafenin doğrudan etkisinin olduğunu gözlemlemişlerdir.

Sidhu ve arkadaşları (Sidhu vd., 2020), farklı açılarda uygulanan mini implantların kemik yüzeyinde oluşturduğu gerilmeleri kıyaslamışlardır. 90 derece açı ile uygulanan implantın daha düşük gerilme oluşturduğunu gözlemlemişlerdir.

Borges ve arkadaşları (Borges vd., 2021), mini implantların biyomekanik olarak uygunluğunu tartışmışlardır. Mini implantların, standart implantlara göre kemikte daha düşük gerilme oluşturduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Hisam ve arkadaşları (Hisam vd., 2019), implant çevresindeki kemik üzerinde mini dental implantların kullanımını çalışmışlardır. Farklı hatve aralığına sahip mini dental implantların uygulanmasının güvenli olduğu sonucuna varmışlardır.

Valente ve arkadaşları (Valente vd., 2021), mini implantların, implant üstü protezlerde başarılarını ele almışlardır. Mini dental implantların düşük gerilme oluşturdıklarını gözlemlemişlerdir.

Patil ve arkadaşları (Patil vd., 2021), iki standart implant ve iki mini implantın implant üstü protezlerde oluşturdıkları gerilmeleri incelemişlerdir. iki standart implant kullanmanın daha uygun olduğunu söylemişlerdir.

Sana ve arkadaşları (Sana vd., 2020), mini implantlarda hatve geometrisi farkının kemik üzerindeki etkisini incelemişlerdir. 1 mm'den düşük derinliğe sahip implantların diğer implantlara göre daha fazla gerilme meydana getirdiğini gözlemlemişlerdir.

Marimuthu ve arkadaşları (Marimuthu vd., 2015), ortodontik kuvvet etkisi altında uygulanan mini implantların kararlılığına (stabiliteye) etkisini incelemişlerdir. Ortodontik kuvvetin yönünün stabiliteye hiçbir etkisinin olmadığı sonucuna varmışlardır.

Hung ve arkadaşları (Hung vd., 2022), mini implant uygulaması sırasında uygulanan torkun, implant çevresi kemik anlamına gelen “peri implant” kemik ile bağlantısını çalışmışlardır. Uygulanan torkun, implant uygulaması için önemli bir parametre olduğunu ortaya koymuşlardır.

Mesic ve arkadaşları (Mešić vd., 2021), iki farklı mini dental implantın kemik üzerinde oluşturduğu gerilmeleri hem deneysel hem de hesaplamalı olarak çalışmışlardır. Sonuç olarak Perfect Anchor isimli implantın kemik üzerinde daha düşük gerilme oluşturduğunu gözlemlemişlerdir.

Yapılmış hesaplamalı analiz çalışmalarına bakılınca kemik modeli olarak büyük çoğunlukla izotropik model kabulü yapılmaktadır. Kemiğin malzeme mekaniği açısından anizotropik olduğu bilinmektedir. İzotropik kemik kabulünün uygun olup olmadığının ortaya konulması önemlidir. Bu çalışmada hesaplamalı analizde kullanılan yazılımın kapasitesi dikkate alınarak uygun yakınsama analizlerini ortaya koyabilmek adına anizotropik modele yakın ortotropik kemik modelinin analizleri ortaya konulmuştur. Bu çalışmada 2.5mm çapa sahip mini dental implantların yatay yük etkisi altındaki davranışları hesaplamalı olarak çalışılmıştır. Farklı uzunluktaki mini dental implantlar, bu implantların uygulanabildiği kemik yoğunlukları ve implantları çevreleyen kemik kalınlıkları parametreleri göz önünde bulundurularak sonuçlar kıyaslanmıştır.

2. TARİHÇE

2.1. Diş Hekimliği Tarihçesi

Dünyada diş tedavilerine dair ilk bulgular milattan önceki zaman dilimine dayanmaktadır. İlk kez M.Ö 7000’li yıllarda Pakistan’da dönemin çeşitli delici aletleri kullanılarak çürük diş çekimi yapılmıştır (Yakıncı vd., 2023). Diş hekimliğinde ilk diş operasyonu M.Ö. 2700’lü yıllarda Mısır’da yapılmış ve operasyon ile ilgili rapor yayınlanmıştır (Yakıncı vd., 2023). Antik Mısır’da diş hekimi olarak uzman olan ilk kişinin M.Ö. 2700’lü yıllarda yaşayan Hesi-Re olduğu ortaya konulmuştur. Hesi-Re’nin Mısır’da ölülerin ağızlarına altından yapılmış diş telleri takarak deney yapmaya çalıştığı bilinmektedir (Nunn, 1996). Hipokrat ve Aristo’nun diş çekimi, çürük tedavisi ve diş ağrısı gibi konularda bilimsel yazılar yazdığı bilinmektedir (Dummett, 1969). Orta Çağ’da Ebu’l Kasım el-Zehravi (Albucasis), diş hekimliği ile ilgili yazılar yazmıştır. Bu yazılarda diş çekme, diş dolgusu ve diş temizliği ile ilgili bilgiler vermiştir. Aynı yazıda diş cerrahisinde kullanılan aletleri de tanıtmıştır. Bu dönemde Avrupa’da diş tedavileri, hekim tarafından değil berberler tarafından yapıldı. Berber cerrahlar, diş çekme gibi birçok cerrahi işlem yapmışlardır (Fauchard, 1728). Aynı dönemlerde eş zamanlı olarak dünyanın farklı bölgelerinde birçok diş hekimi olduğu bilinmektedir. Rönesans dönemiyle birlikte diş hekimliği ile ilgili araştırmalar hızlanmıştır. Ambroise Pare, cerrahinin kurucularından biri olarak kabul edilir ve diş hekimliği konusunda da çalışmaları mevcuttur. Diş hekimliği tarihindeki en önemli insanlardan birisi sayılan Pierre Fauchard, modern diş hekimliğinin kurucusu olarak da bilinir. 1728 yılında diş hastalıkları tedavisi, protezler ve cerrahi müdahaleler gibi konularla ilgili *Le Chirurgien Dentiste* adlı bir eser yayınlamıştır (Fauchard, 1728). 18. yüzyıldan önce diş hekimliği, bir tıp dalı olarak kabul görüyordu. 18. yüzyıldan sonra Leonardo Da Vinci’nin öncülüğünde tıp dallarından ayrılarak farklı bir bilim dalı olarak günümüze kadar gelmiştir (Schuez & Alt, 2022). 1840 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nde Baltimore College of Dental Surgery, dünyanın ilk diş hekimliği okulu olarak kurulmuştur. Bu diş hekimliği eğitiminde bir dönüm noktası olmuştur (Hyson, 2003).

Türkiye’de sağlık hizmetleri Osmanlı İmparatorluğu’nda usta çırak ilişkisi ile sürdürülmekteydi. Diş hekimliği olarak bağımsız bir kurum 1909 yılına kadar mevcut değildi (Efeoğlu A, 2001) . 19. YY’da Osmanlı İmparatorluğu’nda belgesiz diş hekimliği yapılması yasaklandığı için hastanelerde diş tedavisi yapan hekimlerin yanında onlara

destek olan kişiler sonrasında ruhsat alarak diş tedavisi yapmaya başlarlar, ardından aldıkları ruhsat ile sınava girerek cerrah olurlardı. 1923-1928 yılları arasında ilk diş hekimliği okulu -bugün İstanbul Üniversitesi olan- Darülfünun Tıp Fakültesi'ne (Dârülfünûn-u Osmanî Tıp Fakültesi Eczacı ve Dişçi ve Kabile (Kıbâle = Ebelik) ve Hastabakıcı Mektepleri) bağlı olarak kuruldu. Diş hekimliği uygulama yetkisi 1928'den sonra diş hekimliği okulundan mezun olan kişilere verilmiştir (Yakıncı vd., 2023).

2.2. Dental İmplantoloji Tarihçesi

İnsanlar için hayati önem taşıyan diş çeşitli şekillerde işlevini yitirebilir ve diş kaybı oluşabilir. Diş kaybı geçmişten günümüze insanlık için önemli bir sorun olmuştur. Bu sebeple geçmiş tarihlerden itibaren diş kaybını önleme adına tedavi yöntemleri geliştirmek için araştırmalar yapılmıştır.

Yapay diş kökü olarak bilinen dental implantlar, işlevini yitiren dişlerin yerine kullanılacak olan dişlerin çene kemiğine sabitlenmesi için gereken yapılardır. M.Ö. 3200'lü yıllarda Çin'de dişlerin yerine bambu çubuklar kullanılarak ilk implant denemeleri yapılmıştır. M.Ö. 2500'lü yıllarda Mısır'da altından yapılmış teller kullanılarak diş kaybı önlenmeye çalışılmıştır. M.Ö. 500'lü yıllarda ise Mayalar diş eksikliğini gidermek için eksik dişlerin yerine özel taşlar, hayvan dişi, ölü insan dişi ve deniz kabuğu gibi malzemeler kullanmışlardır (YILMAZ, t.y.). Hipokrat bir yazısında diş eksikliğinde çıkarılmış olan dişin diğer dişlere altın bir yapı ile bağlanmasını tavsiye etmiştir. Bu öneri 1800'lü yıllara kadar diş kayıplarında uygulanan tedavi yöntemi olarak kabul görmüştür (Garg, 2009). Metal implantların ilk örneğinin 1809 yılında İtalyan Maggiolo tarafından uygulandığı bilinmektedir. Maggiolo altından yapılmış postları diş kökü olarak kullanarak üzerine kron koyup tedavi etmiştir. 1900'lü yıllarda implantlar, farklı materyallerden üretilmiş vidalar şeklinde kullanılmaya başlanmıştır (KELEŞ, t.y.).



Şekil 1. Tarihteki ilk diş implantı (Stević vd., 2021)

2.3. Sonlu Eleman Yöntemleri Tarihçesi

Sonlu Eleman Yöntemi ilk olarak 1920’li yıllarda diferansiyel denklemleri çözmek için kullanılan Rayleigh-Ritz yöntemi ile literatürde yerini almıştır (Leissa, 2005). Bu yöntem ilk kez 1940’larda uçak yapıları gibi karmaşık mühendislik problemlerini çözmek için geliştirilmiştir (Reddy, 1984). 1943 yılında Courant, bir çalışmada elastisite problemlerini çözerken cisimleri üçgen elemanlara bölmüştür. Bu çalışma ile sonlu eleman yöntemlerinin temelleri atılmış olup mühendislik problemlerine çözüm sağlayabildiği kanıtlanmıştır (Courant, 1943). Yöntem, 20. yüzyılın ortalarında sonlu eleman yöntemi adı altında bir yöntem olarak literatüre girmiş ve geliştirilmeye başlamıştır (Clough, 1960). Turner ve diğerleri, sonlu eleman yöntemi kullanarak ilk kez bir katı cismin analizini yapmışlardır (TURNER vd., 1956). Bu zamana kadar yapılan çalışmalar genellikle doğrusal (lineer) problemleri kapsıyordu. Doğrusal olmayan (nonlinear) problemlerin sonlu eleman yöntemi ile çözümü için çalışmalar 1960’lı yıllarda başlamıştır. 1970’li yıllarda yöntem dünyada fazlaca yaygınlaşmıştı bu yüzden daha büyük çaplı hesaplamalar için kullanılma adımları atıldı. 1970’li yıllarda Reddy sonlu eleman yönteminin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapmıştır. Reddy’nin en önemli katkılarından biri sonlu eleman yönteminin diferansiyel denklemler ile ilişkisini geliştirmektir. Elastisite, akışkanlar dinamiği, ısı transferi gibi konularda, sonlu eleman yönteminin kullanımını yaygınlaştıran teorik çalışmalar yapmıştır. Bunun dışında Galerkin yöntemini sonlu eleman yöntemine entegre eden çalışmalar yaparak, sonlu eleman yönteminde daha hassas sonuçlar elde etmiştir. Doğrusal (lineer) problemlerinin çözümünün dışında doğrusal olmayan (nonlinear) problemlerin de çözülebilmesi için çalışmalar yapmıştır. (Reddy, 1984). 1973

yılında Bathe, ilk sonlu eleman yazılımı sayılabilecek olan ADINA yazılımını geliştirmiştir (Bathe & Bolourchi, 1979). 1980'lerde sonlu eleman yöntemi endüstride kullanılmaya başlandı. İhtiyaç arttıkça daha fazla bilgisayarlı yazılımlar geliştirildi. ANSYS, NASTRAN, ABAQUS gibi ismini bildiğimiz yazılımlar bu dönemde piyasaya çıkmıştır. Oden, problemlerin çözümünün doğruya yaklaşması için uygulanan ağ oluşturma (meshing) işleminin geliştirilmesinde büyük rol oynamıştır. Adaptif sonlu eleman yöntemi adı altında, çözüm bölgelerindeki ağ yapısını optimize ederek daha doğru sonuç alınmasını hedeflediği çalışmalar yapmıştır. Bu sayede büyük ve karmaşık sistemlerde sonlu eleman yönteminin uygulanabilirliğini arttırmıştır (Oden, 1983). Ayrıca farklı disiplinlerde sonlu eleman yönteminin kullanılmasının öncülerindendir. Özellikle biyomekanik, nanomekanik ve malzeme bilimi gibi alanlarda kullanılmasının önünü açmıştır (Oden, 1991). Sonlu eleman yöntemi mühendislik başta olmak üzere, tıp ve diş hekimliği gibi sağlık bilimlerinde de oldukça önemli bir yere sahiptir. Herhangi bir problemi çözmek için tarih boyunca birçok yerde kullanılmış ve gelecekte de kullanılmaya devam edecektir. Gelecekte bu yöntemin daha da geliştirileceği ve daha yaygın kullanılacağı düşünülmektedir.

3. DENTAL İMPLANTLAR

İmplant kelimesi literatüre Latince’ den geçmiştir. Latince içinde anlamını veren “im”, yerleştirme, ekme anlamına gelen “planto” kelimelerinin birleşiminden meydana gelmiştir (Abraham, 2014). Genel anlamda implant kavramı, eksik uzuvların bulunduğu biyolojik dokulara uyumlu olan malzemelerden oluşan yapay parçalara verilen isimdir. Diş sağlığı, diş bakımı ve diş tedavileri gibi diş ile ilgili olan her türlü tıbbi alanı ifade ederken “dental” kelimesi kullanılmaktadır. Dental implantlar ise işlevini kaybeden diş ve diş kökleri yerine kullanılan, çene kemiğine uygulanan yapay diş kökü ve yapay dişler olarak tanımlanır. Dental implantların kullanım alanlarına göre değişen çeşitleri vardır.

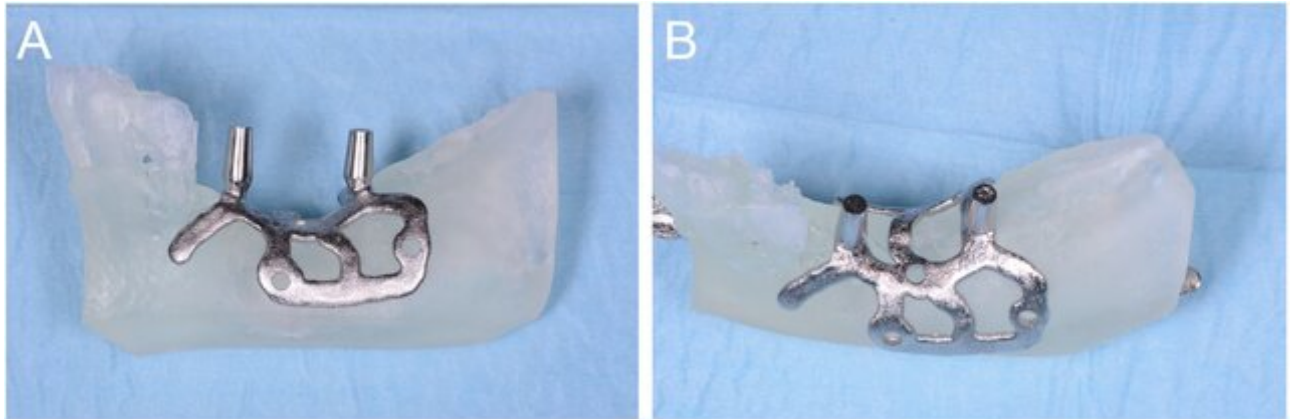
3.1. Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantlar kemik ile olan etkileşimine göre ve geometrisine göre sınıflandırılmaktadır.

3.1.1 Kemik Bağlantısına Göre Sınıflandırılmış İmplant Çeşitleri

3.1.1.1. Subperiostal İmplantlar

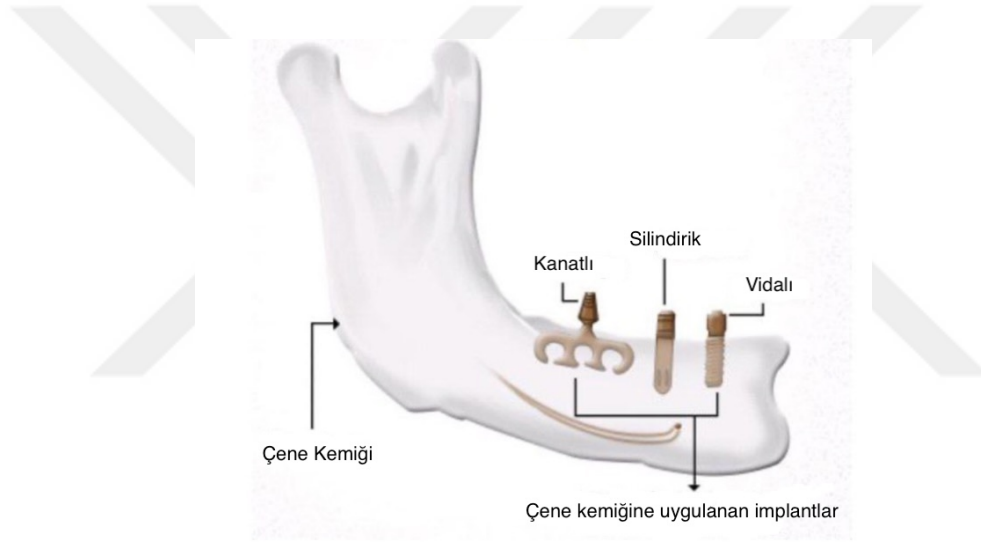
Subperiostal implantlar, çene kemiğinin üzerine yerleştirilen metal çerçeveli implant sistemleridir. Bu implantlar, kemik kaybı görülen hastalarda kemik dolgusu (greft) yapılamayan hastalarda kullanılır. Şekil 2’de belirtilen bukkal görüntü, dişlerin yanağa bakan yüzeyini, oklüzal görüntü ise dişlerin çiğneme yüzeyini göstermektedir.



Şekil 2. Subperiostal implant örneği A) bukkal görüntü; B) oklüzal görüntü (Mangano vd., 2020)

3.1.1.2. Endosteal (Kemik İçi) İmplantlar

Cerrahi işlem uygulanarak kemik içine yerleştirilen implant türüdür. Günümüzde en çok uygulanan implant çeşidir. Bu implantlar, vida formunda olup kemiğe vidalanarak sabitlenir bu sayede eksik diş kökünün yerini alır ve protezleri destekler. Üç farklı endosteal implant vardır Bunlar; vidalı implantlar, silindirik implantlar ve kanatlı implantlardır. En yaygın implant türü vidalı implantlardır. Geometrileri sayesinde kemiğe sıkı şekilde tutunabilirler. Silindirik implantların yüzeyi vidalıya göre daha düzdür çene kemiğinin dar olduğu durumlarda kullanılırlar. Kanatlı implantlar ise kemik kalınlığının kısıtlı olduğu durumlarda kullanılırlar geometrik olarak düz ve geniş yapıdadırlar (Linkow vd., 1998).



Şekil 3. Endosteal implantlar, (Zheng vd., 2019).

3.1.1.3. Transmandibuler İmplantlar

Transosseoz implant olarak da bilinen bu implant çeşitleri kemiği boylu boyunca geçerek uygulanan implant çeşitleridir. Kemik yoğunluğunun çok düşük olduğu durumlarda kullanılırlar (Brånemark vd., 1983).



Şekil 4. Transmandibuler implant (Sakal, 2023).

3.1.2. Geometrisine Göre Sınıflandırılmış İmplant Çeşitleri

Dental implantlar, günlük hayatta çiğneme durumunda veya çeşitli hastalıklar kaynaklı olarak ağız içinde sürekli olarak kuvvet etkisi altında kalabilmektedirler. Kuvvet etkisi altında olan implantlarda gerilmeler oluşmaktadır. Koşullara göre bu gerilmeler kemik çevresinde de oluşabilmektedir. Bu gerilmeler büyüklüğüne göre hem kemikte hem de implantta kalıcı hasarlara sebep olabilmektedir. Bu kalıcı hasarları azaltmak için implantın geometrisi büyük önem taşımaktadır. İmplant geometrisinde, implant çapı, implant uzunluğu, yiv şekli ve hatve önemli parametrelerdir.

3.1.2.1. Mini Dental İmplantlar

Mini dental implantlar, dar çaplı implantlar olarak da bilinirler. Geleneksel implantlardan en önemli farkı çap değerlerinin küçük olmasıdır. Literatürde bazı çalışmalarda çapları 3.3 mm'den küçük olduğu belirtilse de genellikle 3 mm'den küçük olan implantlar için mini dental implant tanımı yapılmaktadır. Geleneksel implantlar;

- implant
- abutment
- kron

adları verilen üç ayrı parçadan oluşur. Mini dental implantlar ise implant ve kron olmak üzere iki ayrı parçadan oluşurlar. Cerrahi açıdan geleneksel implantlara göre uygulanması daha rahattır. Mini dental implantların tercih edilme sebeplerinden en önemlisi ise daha ekonomik olmaları ve iyileşme süreçlerinin hızlı olmalarıdır (Flanagan, 2006). Küçük çaplı oldukları için kemik içinde daha az hacim kaplarlar bu yüzden işlem sonrasında geleneksel implant

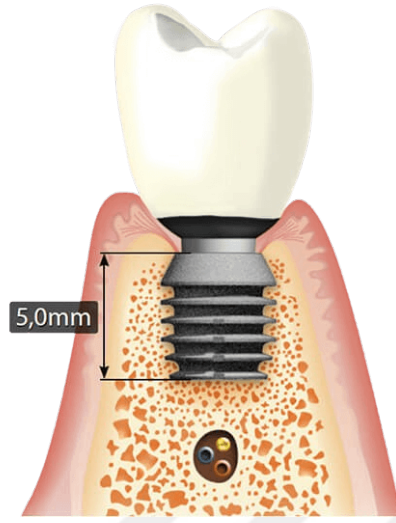
uygulamasına göre hastalar daha hızlı iyileşirler. Avantajlarının yanı sıra bu implantların dezavantajları da vardır. Mini dental implantların dezavantajları yüksek kuvvet etkisi altında kırılmaları ve ömürlerinin kısa olmasıdır (Flanagan, 2017; Flanagan vd., 2008). Dar çaplı olduklarından her durumda uygulanmaları mümkün olmadığı için uygulama alanı kısıtlıdır (Flanagan, 2021). İmplantların kullanım ömrünün uzatılması için çalışmalar devam etmektedir.



Şekil 5. Mini dental implant (Sendax, 2013)

3.1.2.2. Kısa İmplantlar

Kısa implantlar, geleneksel implantlara göre uzunlukları daha kısa olan ve diş eksikliğinden farklı klinik vakaların da bulunduğu hastalarda uygulanan implantlardır (Küçükkurt, 2018). Uzunlukları 8 mm'yi geçmeyen dental implantlar kısa dental implant olarak tanımlanırlar. Çene kemiği yüksekliğinin kısıtlı olduğu durumlarda tercih edilirler. Kısa dental implantlar, geleneksel implantlar gibi implant gövdesi, abutment ve kron olmak üzere 3 parçadan oluşurlar (Fugazzotto, 2008). Kısa dental implantlar kemik grefti gerektirmeden uygulanabildiği için avantajlıdır. Geleneksel implantlara göre daha kısa oldukları için cerrahi işlem az invazivdir (vücudun delinmesi veya kesi ile vücut bütünlüğünün bozulması invaziv kelimesi ile tanımlanmaktadır) ve hastalar daha hızlı iyileşirler (Annibali vd., 2012). Boyutları daha küçük olduğu için de maliyetleri düşüktür bu sebeple ekonomiktirler. Bu implantların dezavantajı ise boyutlarından kaynaklı olarak daha az yük taşımalarıdır. Yüksek yükleme durumlarında çabuk kırılabilirler. Küçük oldukları için uygulama alanları kısıtlıdır.



Şekil 6. Kısa dental implant (Annibali vd., 2012)

4. BİYOLOJİK YAPILAR

4.1. Kemik Dokusu

Kemik dokusu vücudu desteklemek, organları korumak gibi önemli görevleri olan bir bağ dokudur. Kemik dokusunu oluşturan iki ana yapı vardır:

- Kompakt (Kortikal) kemik: Kemiklerin dış yüzeyinde bulunan sert dokudur.
- Süngerimsi (Trabeküler) kemik: Kemiklerin iç kısmında bulunan yumuşak ve gözenekli dokudur.

İmplant cerrahisinde hastaların kemik yapılarının dikkatli değerlendirilmesi gerekmektedir. Kemik yapıları, bulunduğu bölgeye göre değişim göstermektedir. Bu yüzden kemik yapılarını sınıflandırmaya ihtiyaç duyulmuştur. Günümüzde kullanılan üç kemik dokusu sınıflandırması vardır (KELEŞ, t.y.).

4.1.1. Kemik Dokusu Sınıflandırması

Kemikteki kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğu dikkate alınarak kemik dokusu sınıflandırılmaktadır.

4.1.1.1. Linkow ve Chercheve Sınıflandırması

Linkow ve Chercheve, kemiğin farklı bölgelerinde, kemik dokusunun değiştiğini gözlemlemişlerdir. Bu farklılığın kemik dokusunun yoğunluğundan kaynaklı olduğunu tespit etmişlerdir. 1970 yılında kemik yoğunluğunu üç kategoride toplamışlardır.

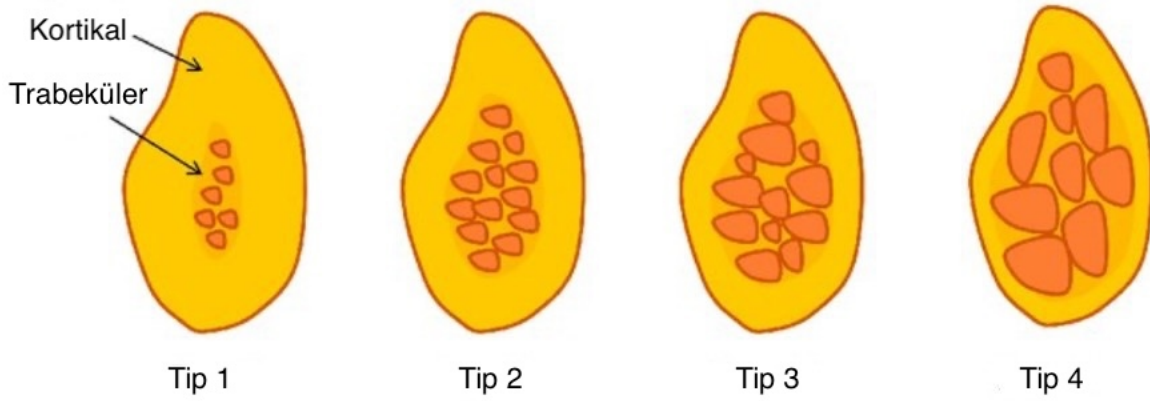
- Sınıf 1 küçük boşluklu süngerimsi kemik barındıran kemik,
- Sınıf 2 süngerimsi kemiklerin dağınık yerleştiği ve geniş aralıkları olan kemik,
- Sınıf 3 süngerimsi kemiklerin aralıklarının fazla olduğu kemik olarak tanımlanır (P. I. Branemark vd., 1985).

4.1.1.2. Lekholm ve Zarb Sınıflandırması

Lekholm ve Zarb'a göre kemik yoğunlukları dört kategoride toplanmalıdır.

- Tip 1 kemik, homojen kortikal kemik barındıran kemik tipidir.

- Tip 2 kemik, yoğun süngerimsi kemik çevresinde kalın kortikal kemik barındıran kemiktir.
- Tip 3 kemik, yoğun süngerimsi kemik çevresinde ince kortikal kemik barındıran kemiktir.
- Tip 4 kemik düşük yoğunlukta süngerimsi kemik çevresinde yok denecek kadar az kalınlıkta olan kortikal kemik barındıran kemiktir (C. E. Misch, 1999).

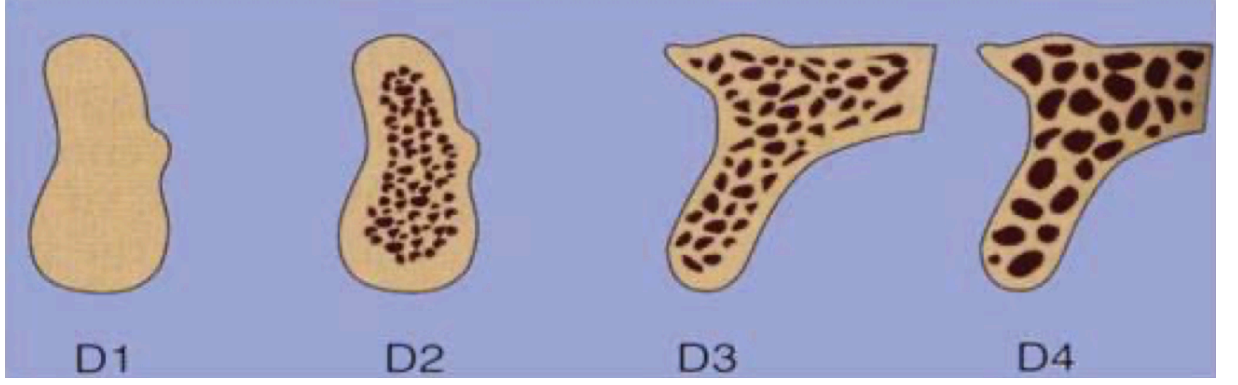


Şekil 7. Lekholm ve Zarb kemik sınıflandırması (Alghamdi, 2018)

4.1.1.3. Misch Sınıflandırması

Misch 1988 yılında kemik yapılarını beşe ayırmıştır. Bunlar;

- D1: Yoğun kortikal kemikten oluşan kemik.
- D2: Süngerimsi kemik etrafında kalın ve yoğun kortikal kemik barındıran kemik.
- D3: Dış katmanı ince ve gözenekli kortikal kemik, iç kısmı boşlukları fazla olan süngerimsi kemik.
- D4: Kortikal kemiğin yok denecek kadar az olduğu ya da hiç olmadığı süngerimsi kemiklerin arasında boşluklar olan kemik.
- D5: Gelişimini tamamlayamamış yumuşak kemiktir. İmplant tedavisi için uygun değildir (C. E. Misch, 1999).



Şekil 8. Misch kemik sınıflandırması (C. Misch, 1999)

4.1.2. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon, Latince’de kemik anlamına gelen “os” ve birleşmek anlamına gelen “integrate” kelimelerinden türetilmiştir. İlk kez 1969 yılında Branemark tarafından kullanılan bu terim, sağlıklı, canlı kemik ve yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmaktadır (P.-I. Branemark, 1983). Osseointegrasyon genelde klinik çalışmalarda biyolojik bir olgu olarak tanımlansa da aslında sürece verilen isimdir (Atsumi vd., 2007). Kısaca kemik ile implant yüzeyinin temas ettiği ana kadar geçirilen süreç olarak tanımlanabilir. Osseointegrasyon süreci üç fazda incelenebilir (Meyer vd., 2004):

- Osteofilik faz: İmplant uygulamasından sonraki ilk 1 aylık süreç,
- Osteokondüktif faz: 1 – 4 ay arasında geçen süreç,
- Osteoadaptif faz: 4. aydan itibaren başlayan ve implantın yük altında olduğu sürece kadar devam eden fazdır.

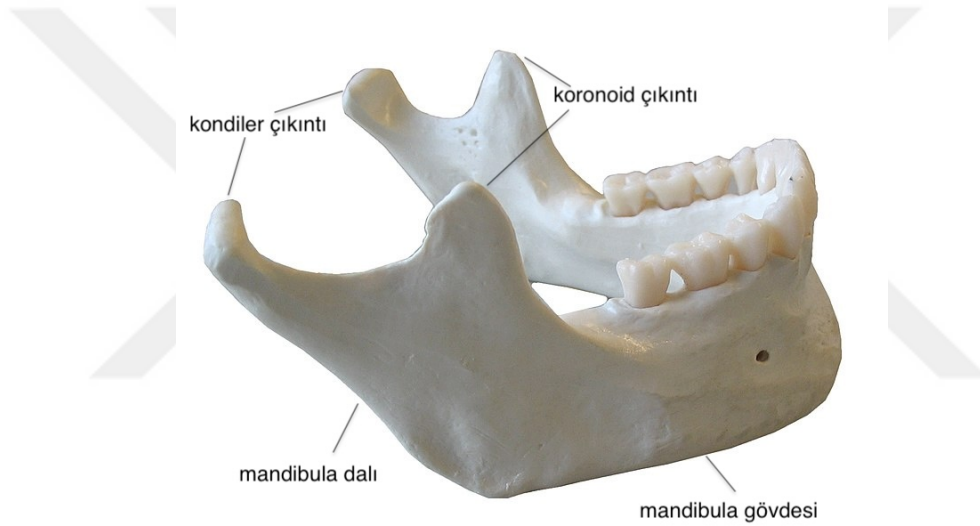
4.2. Çene Kemiği

Çene kemiğinin anatomisi diş hekimliğinde büyük öneme sahiptir. Çene kemiği, maksilla (üst çene) ve mandibula (alt çene) olmak üzere iki ana bölümden oluşur. Kemik yapısı alt çene ve üst çene için farklı özelliklere sahiptir. Bu iki yapı dişlerin yerleşmesi, konuşma, çiğneme fonksiyonu gibi gündelik yaşamda hayati önem taşıyan fonksiyonların kullanımında başrol oynarlar.

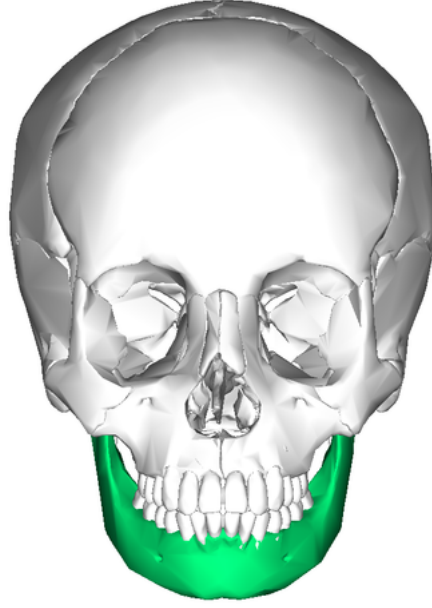
4.2.1. Alt Çene (Mandibula)

Mandibula, kafatasının en büyük kemiklerindendir. Yüz iskeletinde hareketli olan tek kemiktir kafatasına temporomandibular eklem (TME) ile bağlıdır. Hareketli olduğu için yutma, konuşma, çiğneme gibi hayati fonksiyonlar mandibula sayesinde oluşmaktadır. Anatomik olarak incelendiğinde mandibula dört yapıdan oluşur bunlar;

- Mandibula gövdesi (corpus mandibulae),
- Mandibula dalı (ramus mandibulae),
- Kondiler çıkıntı (condylar process)
- Koronoid çıkıntıdır (coronoid process) (G. Sarnat, 1986).



Şekil 9. Mandibula anatomisi (Mandible, t.y.)



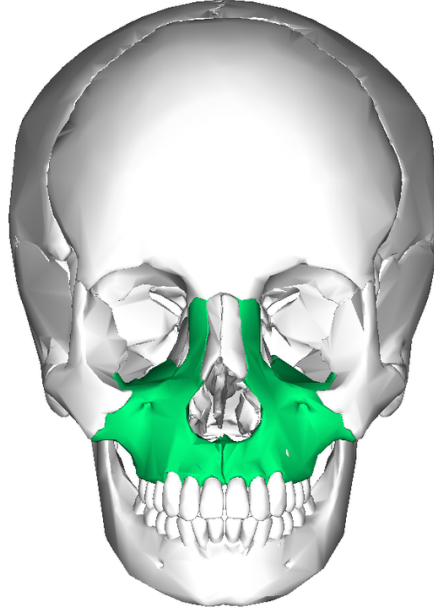
Şekil 10. Alt çene (Mandibula) (Mandible, *t.y.*)

4.2.2. Üst Çene (Maksilla)

Maksilla, yüz iskeletinin ortasında bulunur. Mandibula hareketli bir kemik iken maksillada hareket yoktur. Yüz iskeletinde mandibuladan sonraki en büyük kemiktir. Göz çukuru, ağız ve burun boşluğu maksillada yer alır.

- Maksillanın maksilla gövdesi (corpus maxille),
- alveolar çıkıntı (processus alveolaris),
- zigomatik çıkıntı (processus zygomaticus),
- frontal çıkıntı (processus frontalis),
- palatin çıkıntı (processus palatinus)

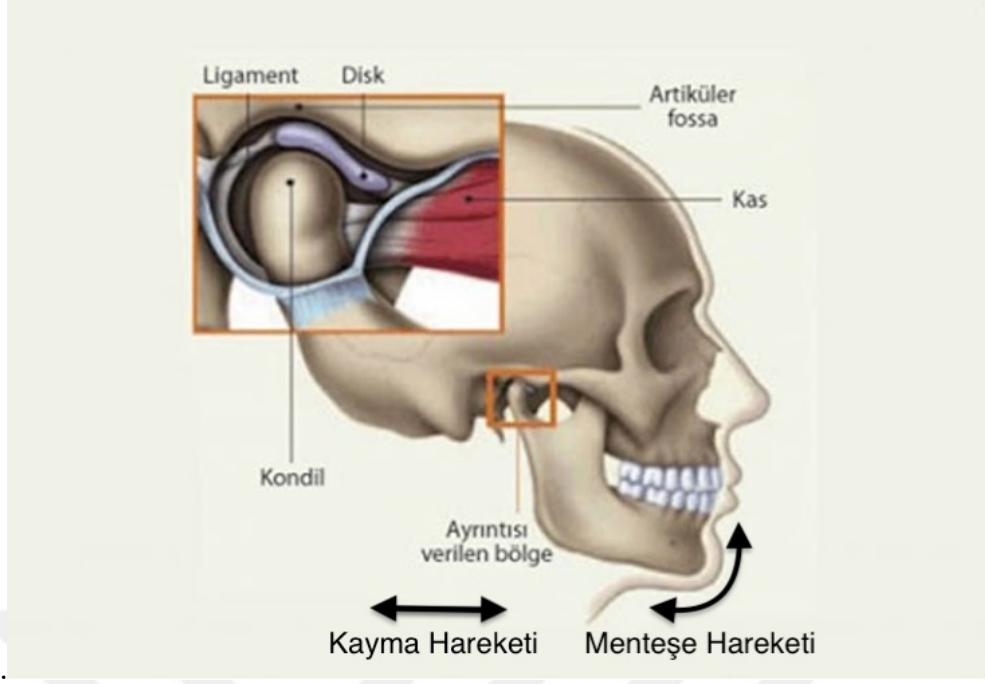
olmak üzere beş bölgesi bulunmaktadır. Maksillanın ana kısmı, maksilla gövdesidir. Üst dişler alveolar çıkıntıda yer alır, elmacık kemikleri ile maksilla, zigomatik çıkıntıda birleşirler. Damak kısmının ön kısmını palatin kısmı oluşturur. Maksillanın frontal kemik ile birleştiği kısım ise frontal çıkıntıdır (G. Sarnat, 1986).



Şekil 11. Üst çene (Maksilla) (Maxilla, t.y.)

4.2.3. Temporomandibular Eklem (TME)

Mandibulanın kafatasına bağlandığı eklem temporomandibular eklem denir. Mandibulanın hareketini sağlayan eklemdir. Mandibula üç eksenle hareket eder ve bu serbestliği temporomandibular eklem sağlar. Bu hareketler menteşe hareketi ve kayma hareketi olarak ikiye ayrılır. Menteşe hareketi mandibulanın açılıp kapanmasını sağlayan harekettir. Kayma hareketi ise mandibulayı ileri ve geri hareket ettirir bunun yanı sıra çok az da olsa sağa ve sola da hareket ettirir. Bu hareketleri, masseter, temporalis ve pterygoid kaslar ile birlikte oluştururlar (Su vd., 2024).



Şekil 12. Temporomandibular Eklem Anatomisi (Su vd., 2024)

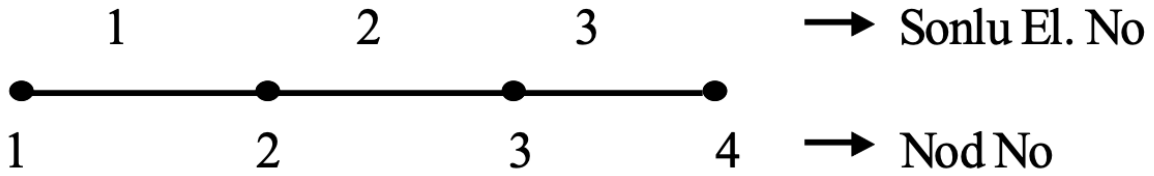
5. SONLU ELEMAN YÖNTEMİ

Sonlu eleman yöntemi, mühendislikteki karmaşık problemlerin çözümü için kullanılan bir analiz yöntemidir. Bu yöntemde analizi yapılacak olan model, belirli sayıda elemanlara bölünür. Bu işleme ağ oluşturma (meshing) adı verilir. Sonrasında model için gerekli olan sınır şartları tanımlanır. Her eleman için bir matematiksel denklem oluşturulur ve çözülür. Bu şekilde belirlenen sınır şartlarında, modelin bütünü hakkında yaklaşık bir sonuç ortaya çıkar. Yapısal analiz, termal analiz, akışkan analizi ve elektromanyetik analizi gibi çeşitli alanlardaki problemler sonlu eleman yöntemi ile çözülebilmektedir.

5.1. Eleman Çeşitleri

5.1.1. 1 Boyutlu Elemanlar (Çubuk Elemanlar)

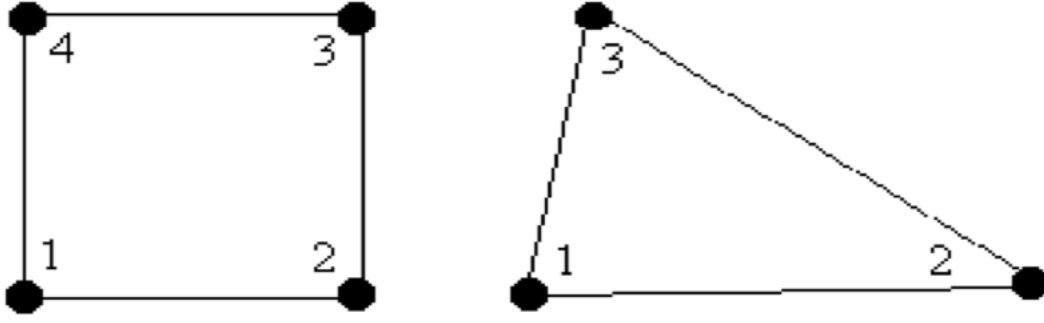
Çubuk veya kiriş eleman olarak da bilinen bu elemanlar, aksenal kuvvet, kesme kuvveti ve eğilme momenti gibi yüklemeler altındaki yapıların analizlerinin yapılması için kullanılan eleman tipleridir.



Şekil 13. 1 Boyutlu eleman (Güler & Şen, 2016)

5.1.2. 2 Boyutlu Elemanlar (Yüzey Elemanlar)

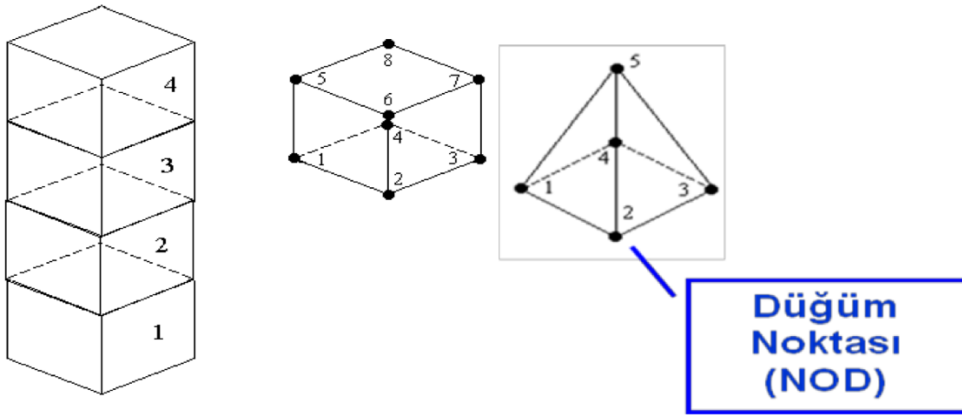
2 Boyutlu elemanlar genellikle üçgen eleman ve dörtgen eleman olarak kullanılır. Üçgen elemanlar düzgün olmayan geometrilerde kullanılır. Yaygın olarak gerilme ve şekil değiştirme analizlerinin yapılmasında kullanılan eleman tipidir. Dörtgen eleman, dikdörtgen veya kare olarak kullanılır. Düzgün geometrilerde kullanımı daha doğru sonuç vereceği için düzgün geometrilerde tercih edilir. Hata oranı düşüktür daha doğru sonuç verir (Asmussen & Peutzfeldt, 2008).



Şekil 14. 2 boyutlu eleman (Güler & Şen, 2016)

5.1.3. 3 Boyutlu Elemanlar (Hacim Elemanları)

Hacim elemanlar, karmaşık 3 boyutlu geometrilerde kullanılır. Geometri ne kadar düzgünse, kullanılan hacim elemanın yüzey sayısı o kadar fazladır. Karmaşık geometrilerde daha az yüzeye sahip hacim elemanlarının kullanılması daha doğru sonuç vermektedir. Hacim elemanları genellikle üç farklı şekilde kullanılır. Tetrahedral elemanlar, dört yüzlü elemanlardır. Hexahedral elemanlar, altı yüzlü elemanlardır. Pentahedral elemanlar, beş yüzlü elemanlardır. Geometriye göre daha fazla yüzeye sahip farklı elemanların da kullanıldığı durumlar olabilir (Cook, 1995).

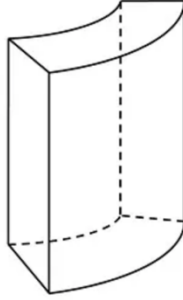


Şekil 15. 3 Boyutlu elemanlar (Güler & Şen, 2016)

5.1.4. Kabuk ve Plak Elemanlar

Kabuk ve plak elemanlar, kalınlığı ihmal edilecek kadar küçük olan 3 boyutlu elemanlara verilen isimdir. Genellikle havacılık, otomotiv ve denizcilik sektöründeki kavisli

yüzeylerin bulunduğu problemlerin çözümünde kabuk elemanlar kullanılır. Kabuk elemanlar ile yüzeydeki gerilmeler ve eğilme etkileri incelenir (Hughes, 2000). Plak elemanlar ise düzlemsel ve ince geometrilerin analizinde kullanılır. Plak elemanlar cismin, eğilme momenti ve kesme kuvvetine karşı olan direncini analiz etmek için kullanılır (Reddy, 2006). Kabuk ve plak elemanlar benzer özelliklere sahip olsalar da kabuk elemanlar daha çok karmaşık yüzeylerde, plak elemanlar ise daha düzgün yüzeylerde kullanılırlar.



Şekil 16. Kabuk eleman

5.2. Yapısal Analiz

Yapısal analiz, yapıların mekanik davranışlarının analizlerini yapmak için kullanılan analiz çeşididir. Mekanik, bir cismin kuvvet etkisi altındaki davranışlarını inceler. Kuvvet etkisi altında cisimlerin birden fazla tepkisi vardır. Bu tepkilere göre yapısal analiz modülünü sınıflandırılabilir. Yapısal analizde dört farklı analiz ele alınabilir. Bunlar; statik analiz, dinamik analiz, doğrusal analiz ve doğrusal olmayan analizdir. Bu durumlar, statik doğrusal olmayan analiz ve dinamik doğrusal olmayan analiz olarak da sınıflandırılabilir. Statik analizde, yük sabittir zamanla değişmez. Dinamik analizde ise yük zamanla değişir. Doğrusal analizde malzemelerin elastik davranışları doğrusal değişim gösterir. Doğrusal olmayan analizde malzeme davranışları doğrusal değildir. Yapısal analiz sonucunda, yük etkisi altında, yapıda oluşan gerilme ve şekil değiştirme değerleri ve bunların dağılımı gözlemlenmektedir.

5.2.1. Gerilme Kavramı

Dış kuvvet veya moment etkisi altındaki bir cismin, kesitlerinde iç kuvvetler meydana gelir. Birim alana etki eden iç kuvvete gerilme adı verilir. Gerilme bir tensördür. Tensör, fizik ve matematikte farklı yönlerdeki büyüklüklerin bir arada gösterilmesini sağlayan matematiksel ifadedir (Schutz, 1980). Gerilme tensörü, bir malzemenin her noktasındaki gerilmeyi

matematiksel olarak ifade eder. Gerilme tensöründe malzemeye uygulanan kuvvetlerin farklı yönlerdeki bileşenleri gösterilir. Bu tensör, cismin içinde oluşan gerilmeleri tanımlamak için kullanılır (Love, 1927).

Gerilme tensörü 3x3'lük matris şeklinde yazılır. Bu matrisin üç bileşeni normal gerilmeyi altı bileşeni kayma gerilmesini ifade eder. Gerilme tensörü denklem 1'de gösterilmiştir.

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \quad (1)$$

Denklem 1'de σ_{xx} , σ_{yy} ve σ_{zz} normal gerilmeleri temsil eder, σ_{xy} , σ_{xz} , σ_{yx} , σ_{yz} , σ_{zx} ve σ_{zy} kayma gerilmelerini temsil eder.

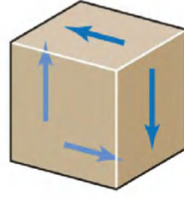
Gerilme = P/A formülü ile hesaplanır. P burada kuvveti (N), A ise yüzey alanını (m²) temsil eder. Birimi Pascal'dır (P). Temelde iki tip gerilme çeşidi vardır:

- Normal gerilme: Yüzeyde birim alana dik denk gelen iç kuvvet olarak tanımlanır. σ (sigma) işareti ile gösterilir. Gerilme tensöründeki σ_{xx} , σ_{yy} ve σ_{zz} elemanlarının fiziksel tanımıdır.



Şekil 17. Normal gerilme

- Kayma gerilmesi: Yüzey kesitine paralel olan iç kuvvet bileşeninin oluşturduğu gerilme çeşidine verilen isimdir. τ (Tau) ile gösterilir. Gerilme tensöründeki σ_{xy} , σ_{xz} , σ_{yx} , σ_{yz} , σ_{zx} ve σ_{zy} elemanlarının fiziksel karşılığıdır.



Şekil 18. Kayma gerilmesi

5.2.2. Hooke Yasası

Mühendislik yapıları tasarlanırken kullanılan malzemelerin karakteri büyük önem taşır. Yapının sınır koşulları altında göstereceği davranış hakkında bilgi edinmek için o yapının tasarımından önce kullanılan malzemenin gerilme – şekil değiştirme ilişkisine bakılması gerekir. Gerilme – birim şekil değiştirme eğrisi malzemenin üzerinde oluşan gerilmenin o malzemede nasıl bir etki (deformasyon) meydana getirebileceğini gösterir.

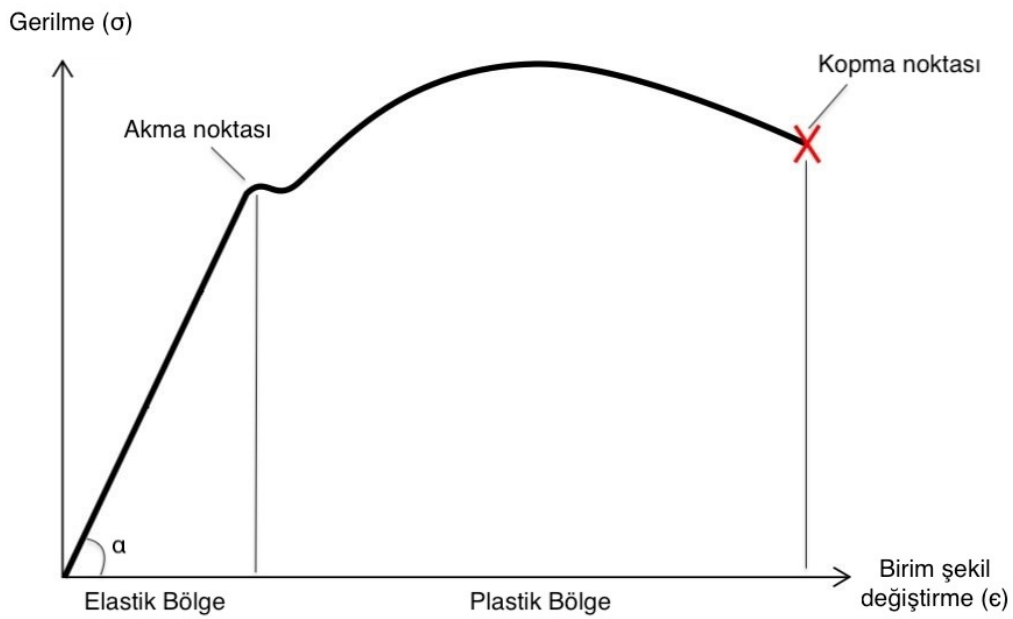
Mekanik biliminde ilk çalışmaları yapan filozoflardan birisi Aristoteles'tir. M.Ö. 400'lü yıllarda mekaniğin temellerinin atıldığı bilinmektedir (Clagett, 1959). Newton 1687 yılında hareketin üç temel yasasını tanımlayarak klasik mekaniğin kurulmasına öncü olmuştur (Westfall, 1980). 17. yüzyılda, mekaniğin ilk kurucularından olan Robert Hooke, malzemenin üzerinde oluşan gerilmenin, birim şekil değiştirme ile doğru orantılı olarak değiştiğini deneylerle destekleyip bu doğrusal bağımlılığı ifade eden ve Hooke kanunu olarak bilinen eşitliği ortaya koymuştur (Beer vd., 2014).

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (2)$$

Bu eşitlikte E , Elastisite modülünü (Young Modülü), ϵ , ise birim şekil değiştirmeyi ifade eder. Elastisite modülü, bir malzemenin direngenliğini ya da şekil değişmezlik mertebesini (rijitliğini) karakterize eden parametredir. Denklem 2'deki bağıntıya bakıldığında elastisite modülünün gerilmenin, birim şekil değiştirmeye oranı olduğu söylenebilir.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (3)$$

Elastisite modülü, malzemenin kimliği olarak da tanımlanabilir. Her malzemenin elastisite modülü farklıdır ve malzemenin elastik davranışını gösterir. Young modülü olarak da bilinen bu modül ismini İngiliz bilim insanı Thomas Young'dan (1773-1829) almıştır. Elastisite modülü çekme deneyi ile bulunur. Kullanılacak olan malzeme için çekme deneyine uygun numune hazırlanır ve çekme deneyine tabi tutulur. Çekme deneyi sonucu malzemenin elastik davranışı ile ilgili bir diyagram ortaya çıkar. Bu diyagrama gerilme – şekil değiştirme eğrisi denir (Timoshenko & Goodier, 1951).



Şekil 19. Gerilme - Birim Şekil Değiştirme Eğrisi

Bu eğride belirtilen akma noktası, malzemenin elastik şekil deformasyon sınırını göstermektedir. Elastik bölgede bulunan her gerilme değerinde malzeme elastik davranış göstermektedir yani yük etkisinden çıktığı durumlarda ilk haline geri gelmektedir. Akma noktasından itibaren malzeme plastik deformasyona uğramaktadır. Bu noktadan itibaren malzeme plastik şekil değişimine başlar ve yükleme durumu kaldırıldığında eski haline (şekline) gelemeyen bir başka deyişle kalıcı deformasyona uğramış olur. Diyagramın eğimi yani $\tan(\alpha)$, malzemenin Elastisite modülünü vermektedir.

$$\tan(\alpha) = E \quad (3)$$

6. MİNİ DENTAL İMPLANTIN MODELLENMESİ

Bu çalışmada, mini dental implantların yatay kuvvet etkisi altındaki davranışları hesaplamalı analiz olarak çalışılmıştır. Yatay kuvvet bir implant için olabilecek en tehlikeli kuvvet olarak değerlendirilmektedir. Hesaplamalı analiz için sonlu eleman yöntemi temelli ANSYS paket programı kullanılmıştır.

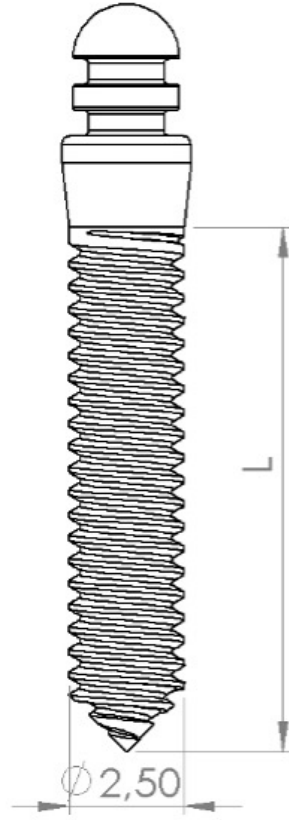
6.1. Katı Modellerin Oluşturulması

Mini dental implant modeli olarak çapı 2.5 mm olan boyları 10mm, 11,5mm ve 15mm olan üç farklı özgün mini implant modeli tasarlanmıştır.



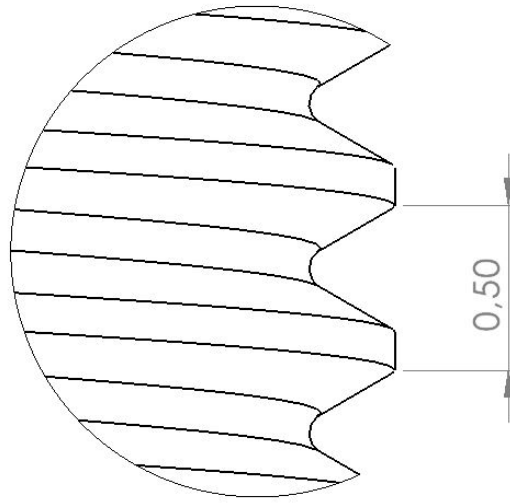
Şekil 20. Mini dental implant tasarımları

Şekil 20’ de görüldüğü gibi üç farklı implant tasarımı yapılmıştır.



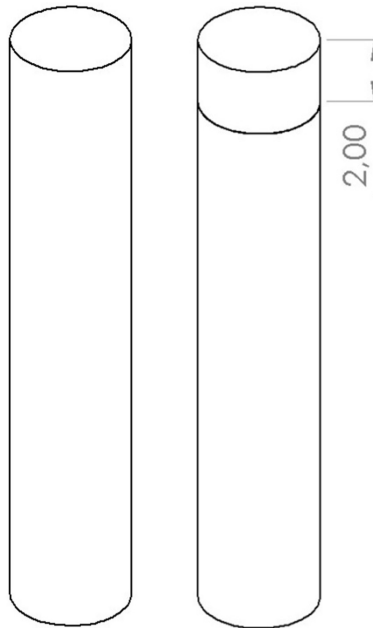
Şekil 21. Mini dental implant teknik resmi

Uzunluk ölçüleri, vidanın başlangıç kısmından uç kısmına kadar olan bölgenin ölçüsüdür (şekil 21). Şekilde L olarak belirtilen kısım implantın uzunluğunu göstermektedir. İmplant tasarımında en önemli parametrelerden birisi de diş profilidir. İmplant tipi, diş profilinin şekli ve hatve boyu gibi tasarım parametreleri, implantın kemik üzerindeki etkisini belirleyen başlıca unsurlardır (Ausiello vd., 2012; Sendax, 2013). V yiv şekline sahip dental implantların, diğer yiv şekillerine göre kemik üzerinde daha düşük gerilme oluşturduğu saptanmıştır (Abuhussein vd., 2010). İmplant tasarımlarında farklı hatve boyları kullanıldığı görülmektedir. Mini dental implantlarda hatve boyu kıyaslaması yapıldığında kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelere göre en düşük gerilmeyi 0,5 mm hatve boyuna sahip implantın meydana getirdiği gözlemlenmiştir (Hisam vd., 2019). Geçmiş çalışmalar göz önünde bulundurularak bu çalışmada tasarlanmış olan implant, vida tipli, V yiv şeklinde ve 0,5mm hatve boyuna sahiptir (şekil 22).



Şekil 22. Mini dental implant dış profili

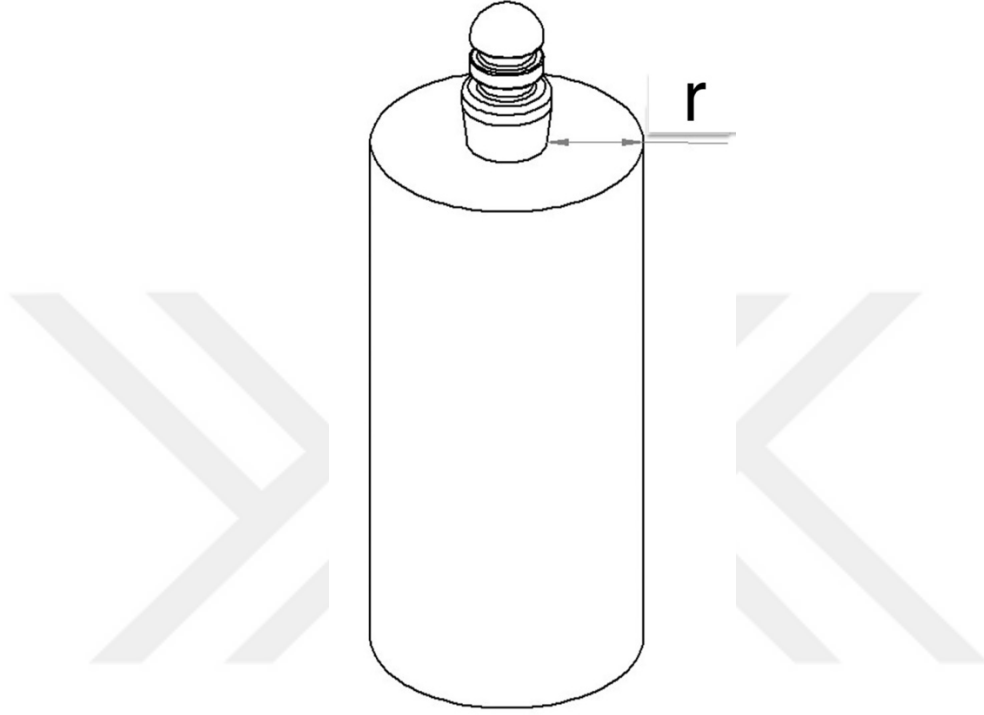
İmplant tasarımları tamamlandıktan sonra, kemik modellerinin tasarımlarına başlanmıştır. Kemik modelleri için silindirik modeller oluşturuldu. Kemik modellerinin çap değerleri, implantı çevreleyen kemik kalınlığına göre belirlendi. Çalışmada, implantı çevreleyen kemik kalınlığı 0,5mm, 1mm, 2mm ve 3mm olacak şekilde oluşturuldu. Kemiyi temsilen oluşturulan silindirik modelin yüksekliği 20mm olarak tasarlandı. Lekholm ve Zerb kemik sınıflandırmasına göre Tip 1 ve Tip 2 kemik yoğunluğu kullanıldı. Tip 2 kemik yoğunluğu için 2mm kortikal kalınlık verilerek kemik modeli tasarımı tamamlandı.



Şekil 23. Kemik modeli

Kemik modelinin teknik resmi şekil 23’de görüldüğü gibidir. Şekilde soldan sağa Tip 1 ve Tip 2 kemik modelleri görülmektedir. Kortikal kalınlık şekil üzerinde gösterilmiştir (şekil 23).

Tasarımları tamamlanan implant ve kemik modelleri, şekil 24’te görüldüğü gibi montajlanmıştır. Şekilde belirtilen r ölçüsü, implantı çevreleyen kalınlığı temsil etmektedir.



Şekil 24. İmplant - kemik uygulama modeli

Bütün katı modeller Solidworks programında oluşturulmuştur. İmplant – kemik montajı için de Solidworks programının montaj modülü kullanılmıştır. Montajı tamamlanan modeller .step uzantısına sahip STEP AP203 yapısında (formatında) kaydedilerek analiz için hazır hale getirildi.

6.2. Sonlu Eleman Modelinin Oluşturulması

İmplantların kuvvet etkisi altındaki davranışlarının incelenmesi için Ansys programının Statik Analiz (Static Structural) modülü kullanıldı. Kullanılacak olan .step uzantılı model dosyası Ansys programına aktarıldı. Analizi yapılacak olan modelde kullanılacak olan malzemeler, malzeme kütüphanesine (Engineering Data) eklendi. Bu çalışmada mini dental implant modeller için biyouyumluluğu yüksek ve biyomalzeme olarak yaygın kullanılan

Ti6Al4V alaşımasının mekanik özellikleri tanımlandı. Ti6Al4V malzemesinin izotropik elastik özellikleri, Tablo 1’ de verilmiştir.

Tablo 1. Ti6Al4V mekanik özellikleri (U.S. Titanium Industry Inc., 2002)

Yoğunluk	4510 kg/m ³
Akma Mukavemeti (σ_{ak})	1520 MPa
Elastisite Modülü (E)	110 GPa
Poisson Oranı (ν)	0.31

Çalışmada kullanılan Tip 1 kemik için tamamı kortikal kemikten oluşan model, Tip 2 kemik için kortikal kalınlığa sahip, trabeküler kemik malzemeleri kullanıldı. Biyolojik yapı olan kortikal ve trabeküler kemik için ortotropik elastik özellikler tanımlandı. Kemik malzemelerinin özellikleri tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Kemik malzemelerinin mekanik özellikleri (Liao vd., 2007)

	E_x	E_y	E_z	G_{xy}	G_{xz}	G_{yz}	ν_{xy}	ν_{xz}	ν_{yz}
Kortikal	17.9	12.5	26.6	4.5	5.3	7.1	0.18	0.31	0.28
Trabeküler	1.148	0.21	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322

Tablo 2’de E_i , Elastisite modülünü (GPa), G_{ij} , Kayma modülünü (GPa), ν_{ij} , Poisson oranını göstermektedir. Malzeme tanımlamaları tamamlandıktan sonra analiz için sınır şartları belirlendi. Öncelikle kemik ile implant arasındaki bağlantı, sürtünmeli bağlantı olarak tanımlandı ve aralarındaki sürtünme katsayısı 0,18 olarak girildi (Nuño vd., 2002). İmplantın üzerine etki eden kuvvet (Şekil 25), yatay ekseninde 50N, 100N, 150N ve 200N olarak tanımlandı. Kemik modellerinin dış yüzeyleri ankastre mesnet (fixed support) ile mesnetlendi (Şekil 25).

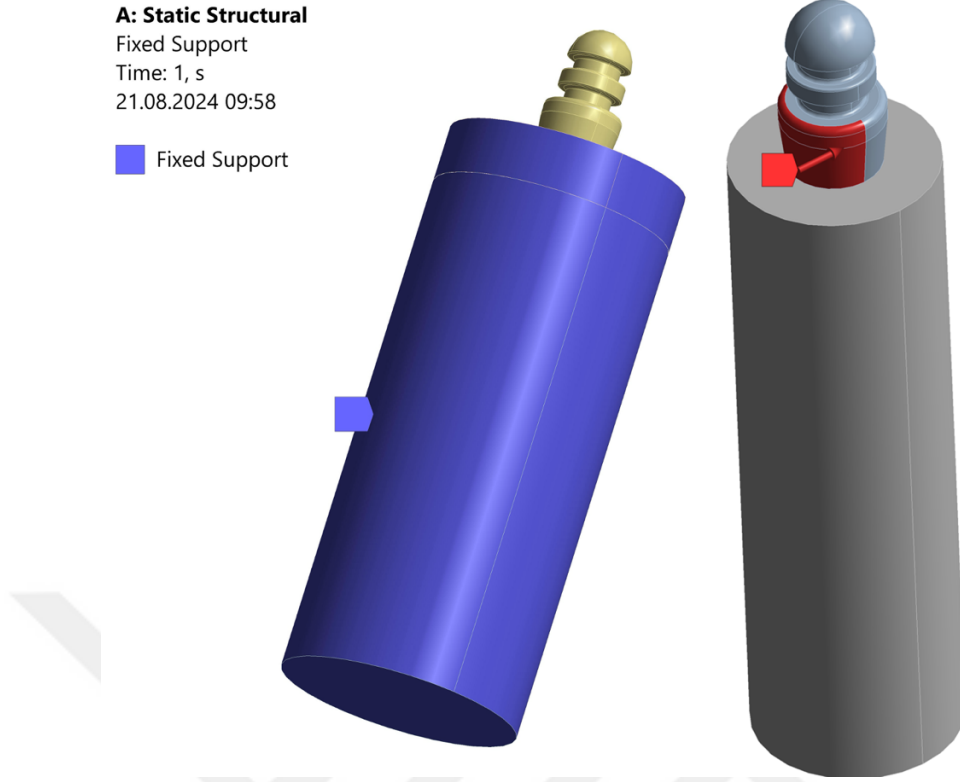
A: Static Structural

Fixed Support

Time: 1, s

21.08.2024 09:58

■ Fixed Support

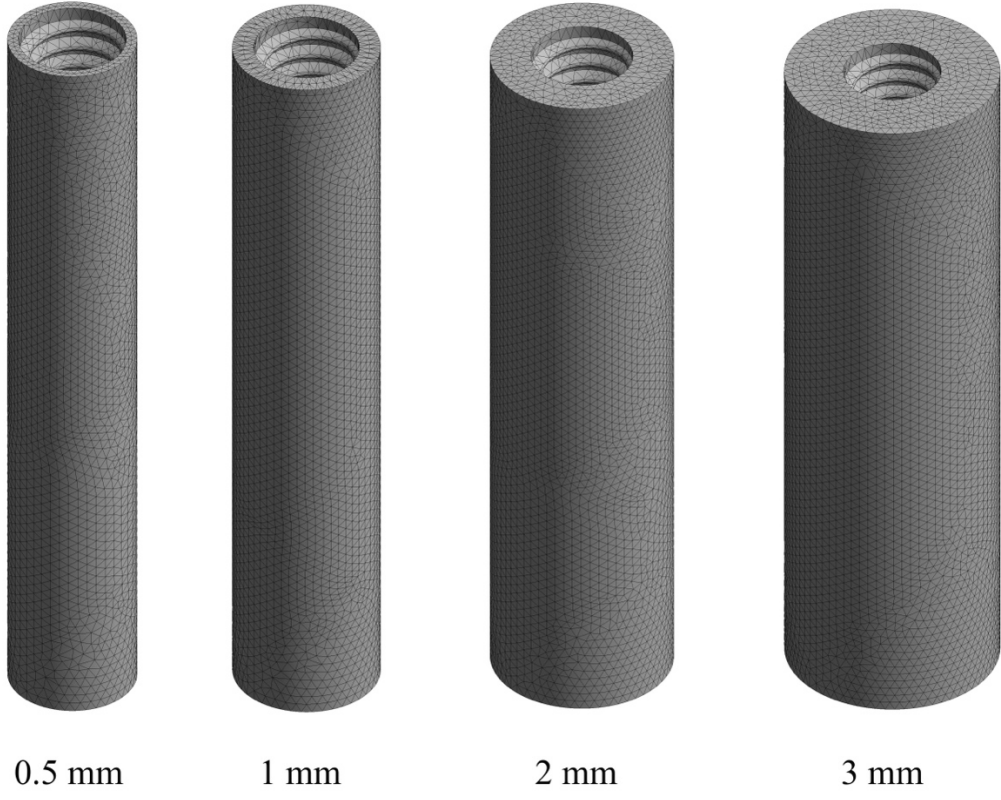


Şekil 25. Sınır koşulları (Lacivert bölge ankastre mesnet, kırmızı bölge kuvvet vektörü)

Sınır şartları tamamlandıktan sonra analizin yapılması için modellerin ağ yapısı oluşturuldu. Ağ yapısı, Ansys programında kullanılan eleman tiplerinden olan SOLID187, CONTAC174, TARGE170 ve SURF154 elemanlarından oluşmuştur. Bağlantı bölgelerinde CONTAC174 ve TARGE170 eleman tipleri bulunmaktadır. CONTAC174 8 düğüm noktasına, TARGE170 4 düğüm noktasına sahiptir. Dış yüzeylerde 8 düğüm noktasına sahip SURF154 elemanı kullanılmıştır. Modelin geri kalanında 10 düğüm noktasına sahip SOLID187 elemanı kullanılmıştır. Modellerin eleman sayıları ve düğüm noktaları Tablo 3'te gösterilmiştir. Kemik modellerinin ağ yapısı şekil 26'da implant modellerinin ağ yapısı şekil 27'de gösterildiği gibidir.

Tablo 3. Düğüm noktası ve eleman sayısı

	0,5 mm kalınlık 10mm implant	0,5 mm kalınlık 11,5mm implant	0,5 mm kalınlık 15mm implant
Düğüm	370013	409149	468637
Eleman	213351	238245	273725
	1 mm kalınlık 10mm implant	1 mm kalınlık 11,5 mm implant	1 mm kalınlık 15mm implant
Düğüm	442120	467297	499739
Eleman	258232	273028	292836
	2 mm kalınlık 10mm implant	2 mm kalınlık 11,5mm implant	2 mm kalınlık 15mm implant
Düğüm	577225	602752	635761
Eleman	337621	353324	373404
	3 mm kalınlık 10mm implant	3 mm kalınlık 11,5mm implant	3 mm kalınlık 15mm implant
Düğüm	723752	748873	757291
Eleman	424006	439192	445384



Şekil 26. Kemik modellerinin ağ yapısı



Şekil 27. İmplant modellerinin ağ yapısı

Hazırlanan modellerin analizi yapılmaya başlandı. Analiz sonucu olarak Von-Mises gerilmesi ve şekil değiştirme sonuçları incelendi.

7. ANALİZ SONUÇLARI

Bu çalışmada, 50N, 100N, 150N ve 200N kuvvet etkisi altında, implantı çevreleyen, 0,5mm, 1mm, 2mm ve 3mm kalınlıktaki kemiklere uygulanan 10mm, 11,5mm ve 15mm uzunluğundaki mini dental implantların Tip 1 ve Tip 2 yoğunluğundaki kemiklerle etkileşimindeki davranışları incelenmiştir. Tablo 4 ve Tablo 5’te modellerde oluşan en büyük (maksimum) gerilme ve şekil değiştirme değerleri sayısal olarak verilmiştir.

Tablo 4. 0,5mm ve 1mm kemik kalınlığı için maksimum gerilme (MPa) ve maksimum şekil değiştirme değerleri (mikrometre)

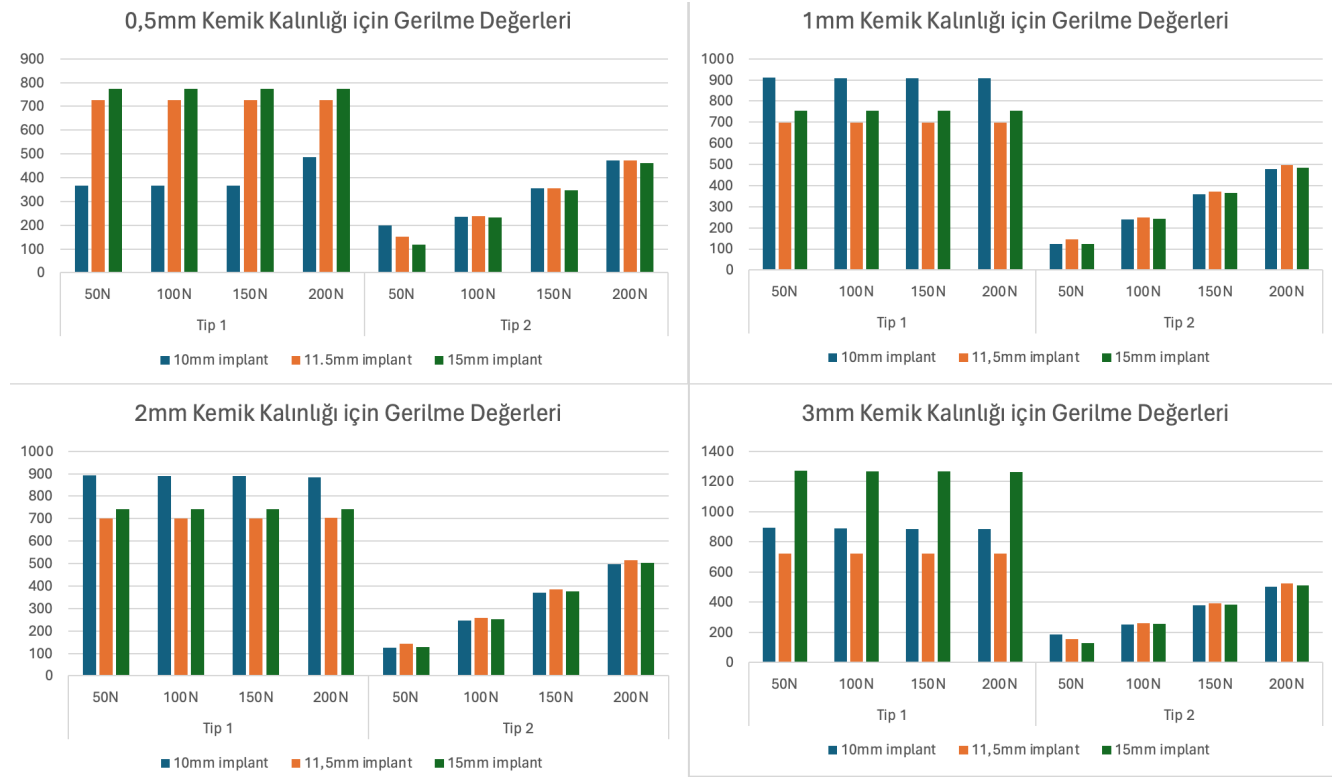
Kemik Tipi	Kuvvet	0,5 mm kalınlık 10mm implant		0,5 mm kalınlık 11,5mm implant		0,5 mm kalınlık 15mm implant	
		Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme
Tip 1	50N	366,907	0,006136655	725,803	0,006154058	774,882	0,006113054
	100N	366,875	0,012096172	725,784	0,012197513	774,932	0,01206942
	150N	366,834	0,018072747	725,769	0,018241327	774,691	0,018041698
	200N	487,218	0,024057730	725,738	0,02427051	774,537	0,024017581
Tip 2	50N	198,611	0,006591981	151,755	0,006560654	118,769	0,006476147
	100N	235,906	0,012943044	238,15	0,013010962	232,748	0,012801803
	150N	354,521	0,019312833	354,95	0,019459162	346,441	0,019152089
	200N	473,905	0,025684922	473,064	0,025870802	460,507	0,025500148
Kemik Tipi	Kuvvet	1 mm kalınlık 10mm implant		1 mm kalınlık 11,5 mm implant		1 mm kalınlık 15mm implant	
		Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme
Tip 1	50N	910,013	0,007411344	696,834	0,007393334	754,687	0,007353321
	100N	908,952	0,01463734	696,752	0,014676893	754,661	0,014540898
	150N	907,95	0,021876809	696,689	0,021963579	754,65	0,021755057
	200N	906,798	0,02911442	696,636	0,029219877	754,415	0,028956791
Tip 2	50N	123,233	0,008258057	146,983	0,008183313	124,913	0,008082057
	100N	239,64	0,016291544	249,936	0,016257745	244,179	0,016006866
	150N	358,052	0,024327229	372,4	0,024320252	363,646	0,02396192
	200N	479,044	0,032342469	497,018	0,032345409	483,888	0,031905095

Tablo 5. 2mm ve 3mm kemik kalınlığı için maksimum gerilme (MPa) ve maksimum şekil değiştirme değerleri (mikrometre)

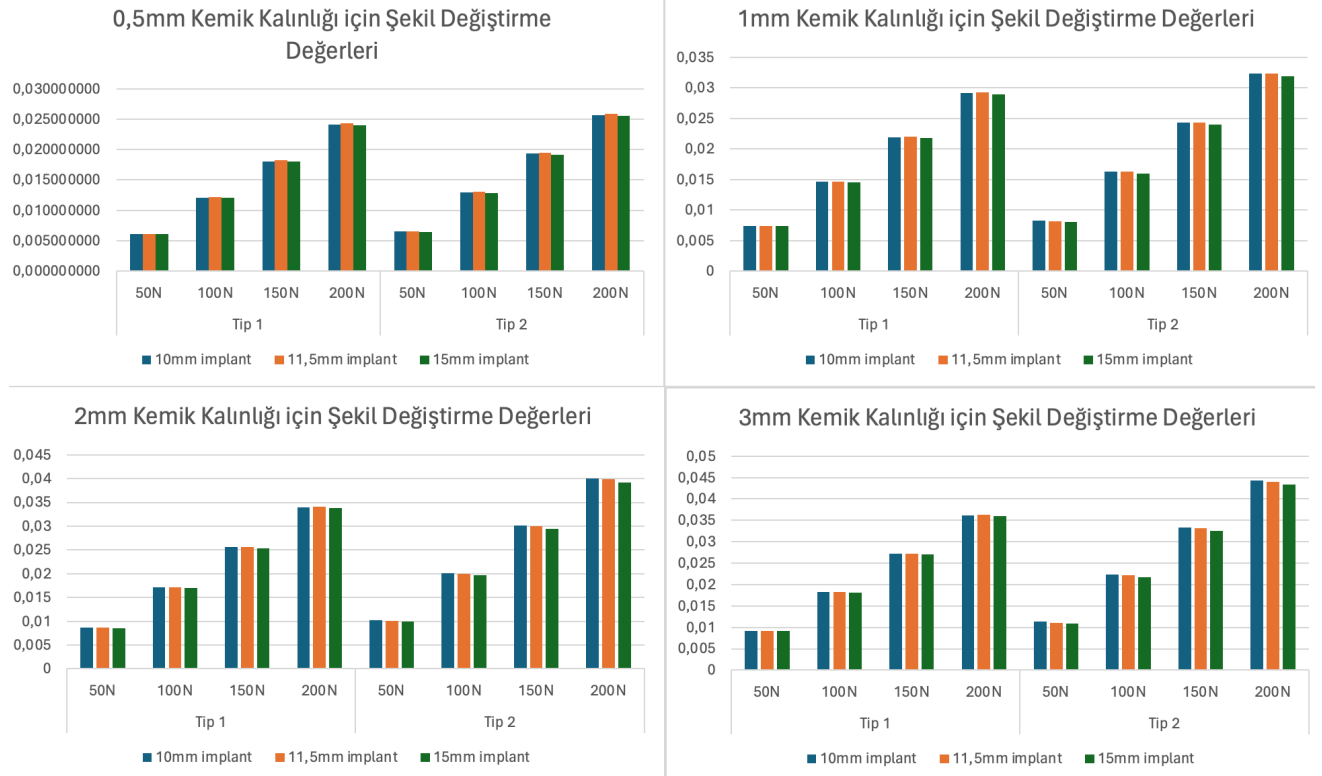
Kemik Tipi	Kuvvet	2 mm kalınlık 10mm implant		2 mm kalınlık 11,5mm implant		2 mm kalınlık 15mm implant	
		Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme
Tip 1	50N	893,264	0,008648536	702,001	0,008623969	742,934	0,008558753
	100N	890,992	0,017089223	702,069	0,017118758	742,581	0,016944161
	150N	888,567	0,025544979	702,324	0,025617298	741,626	0,025356046
	200N	885,027	0,033990139	702,602	0,034088233	741,136	0,03374985
Tip 2	50N	126,399	0,010204481	142,436	0,010077183	128,887	0,009905199
	100N	247,622	0,020160243	258,581	0,020029674	251,964	0,019655226
	150N	371,601	0,030113247	386,333	0,02996187	376,973	0,029429078
	200N	497,085	0,040057433	515,655	0,039859178	502,039	0,039191064
Kemik Tipi	Kuvvet	3 mm kalınlık 10mm implant		3 mm kalınlık 11,5mm implant		3 mm kalınlık 15mm implant	
		Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme	Gerilme	Şekil Değiştirme
Tip 1	50N	893,464	0,009209958	720,197	0,009165543	1269,59	0,009123225
	100N	890,063	0,018195944	720,45	0,018200127	1267,76	0,018061176
	150N	886,46	0,027192	720,965	0,027239624	1265,79	0,027029944
	200N	882,865	0,036172344	721,347	0,036250438	1263,77	0,035978382
Tip 2	50N	186,277	0,011289159	156,605	0,011110133	130,447	0,010942821
	100N	251,639	0,022326555	263,015	0,022111701	256,242	0,021724958
	150N	377,442	0,033356823	392,832	0,033090984	383,37	0,032532514
	200N	504,668	0,044382549	523,927	0,044034227	510,615	0,043331166

Sonuçlar incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin, 50N kuvvet etkisi altındaki Tip 1 kemik yoğunluğunda 3mm kemik kalınlığına uygulanmış olan 15mm implant modelinde 1269,59 MPa değerinde olduğu gözlemlenmiştir (Tablo 5). En düşük maksimum gerilme değerinin, 50N kuvvet etkisi altındaki Tip 2 kemik yoğunluğunda 0,5mm kemik kalınlığına uygulanmış olan 15mm implant modelinde 118,77 MPa değerindedir (Tablo 4). Şekil değiştirme değerleri incelendiğinde en yüksek şekil değiştirme değeri 44,38 mikrometre değerinde olup 200N yükleme durumunda Tip 2 kemik yoğunluğunda 3 mm kalınlıktaki kemiğe uygulanmış olan 10 mm implant modelinde gözlemlenmiştir (Tablo 5). En düşük şekil

değiştirme değeri ise 6,11 mikrometre değerindedir. Bu değer, 50N yükleme durumundaki Tip 1 kemik yoğunluğunda 0,5mm kemik kalınlığındaki 15mm implant modelinde oluşmuştur (Tablo 4). Maksimum gerilme ve maksimum şekil değiştirme değerlerini içeren grafikler aşağıda verilmiştir. Gerilme değerlerinin birimi megapascal (MPa), şekil değiştirme değerlerinin birimi milimetre (mm)'dir (şekil 28,29).



Şekil 28. Maksimum gerilme değeri grafikleri

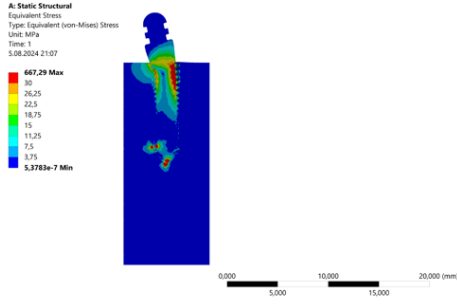


Şekil 29. Maksimum şekil değiştirme değeri grafikleri

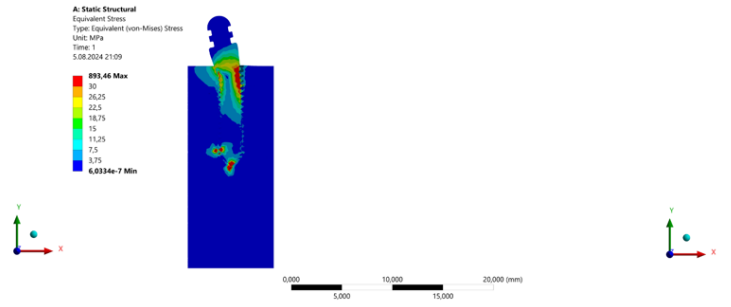
7.1. Gerilme Dağılımları

Analizleri tamamlanan modellerin, kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları her kemik kalınlığı için tek bir görselde toplanmıştır. Bu çalışmada ortotropik mekanik özelliklere sahip kemik modelleri kullanılmıştır. Literatürdeki birçok çalışmada izotropik kemik modelleri kullanılmıştır (Geramy vd., 2012; Kong vd., 2008; Marimuthu vd., 2015; Moreira De Melo & Francischone, 2020; Patil vd., 2021; Pisani vd., 2022; Ziaie & Khalili, 2021). 50 N kuvvet etkisi altındaki 10mm uzunluğundaki mini dental implantın, izotropik kemik modeli ile ortotropik kemik modeli arasındaki fark şekil 30’da gösterilmiştir. Şekil 31’de 50N kuvvet etkisi altındaki Tip 1 kemik yoğunluğuna sahip 10 mm implant-kemik modellerinin gerilme dağılımları gösterilmiştir.

İzotropik Kemik Modeli

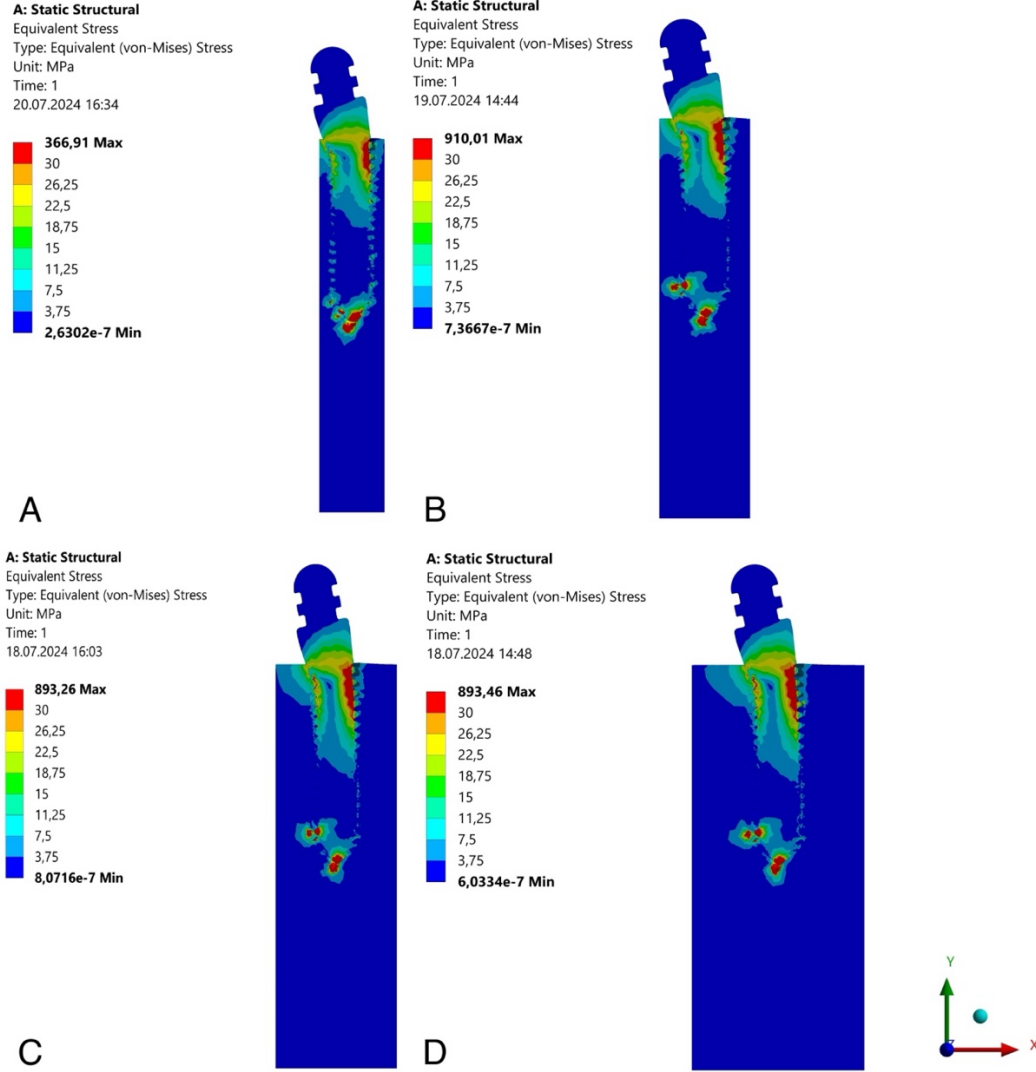


Ortotropik Kemik Modeli



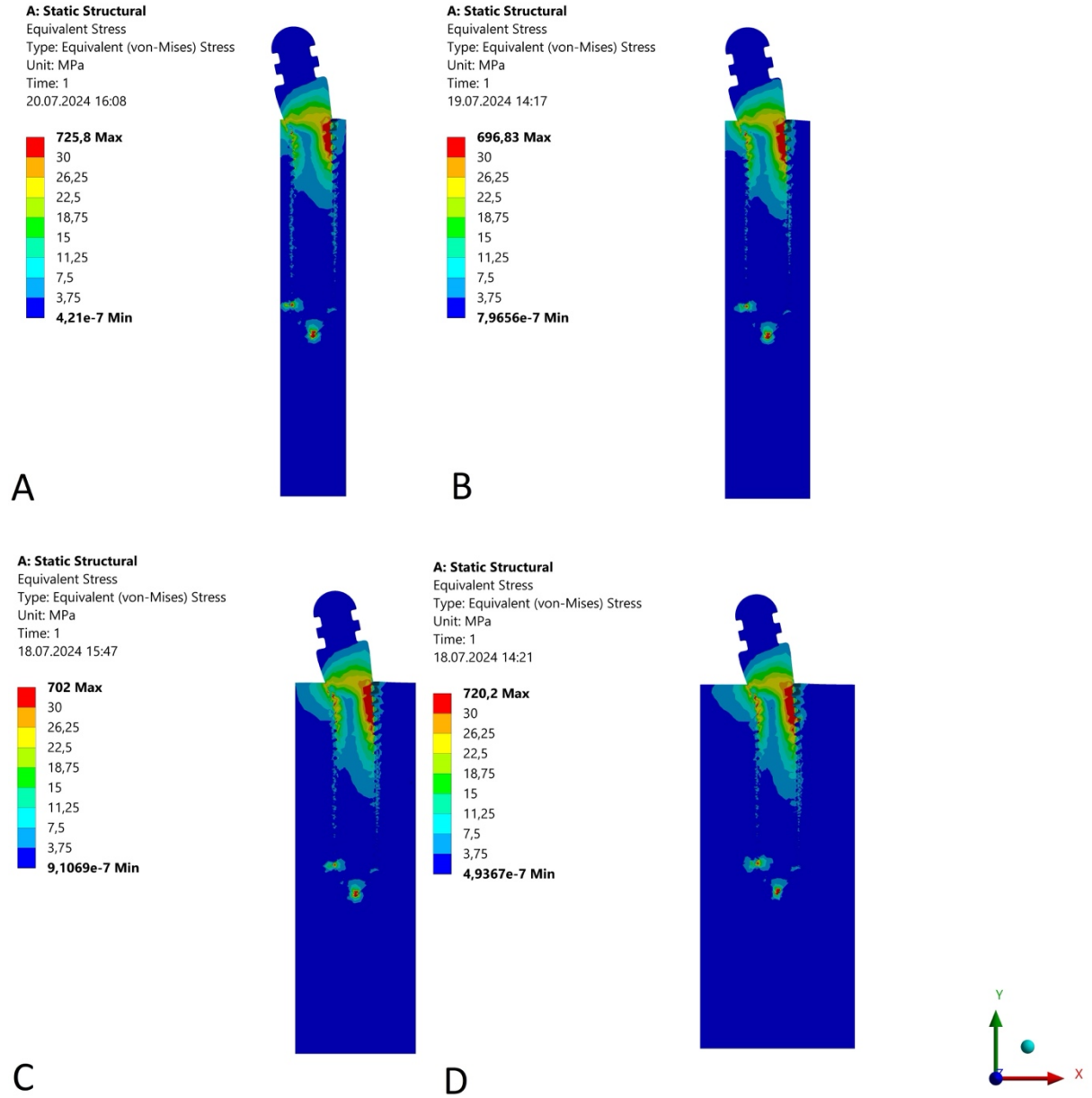
Şekil 30. İzotropik kemik modeli ve ortotropik kemik modelinin gerilme dağılımı açısından karşılaştırılması

İzotropik kemik modeline uygulanan mini dental implant modelinde maksimum gerilme değeri 667,29 MPa iken ortotropik kemik modeline uygulanan mini dental implant modelinde maksimum gerilme değeri 893,46 MPa'dır (şekil 30). Gerilme dağılımına bakıldığında iki model arasında anlamlı fark görülmesi de maksimum gerilme değerleri arasındaki farkın önemli olduğu düşünülmektedir. Bu yüzden çalışmanın devamında ortotropik mekanik özelliklere sahip kemik modelleri kullanılmıştır.



Şekil 31. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

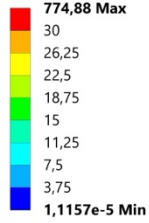
Şekilde de görüldüğü gibi, en yüksek maksimum gerilme değeri 910,01 MPa olarak 1mm kemik kalınlığının bulunduğu modelde oluşmuştur. 0,5mm kemik kalınlığında maksimum gerilme değeri 366,91 MPa, 2mm kemik kalınlığında, 893,26 MPa, 3mm kemik kalınlığında 893,46 MPa değerindedir. Gerilme dağılımına bakıldığında gerilmelerin implantın uç kısmı ve boyun kısmında toplandığı gözlemlenmektedir (şekil 31).



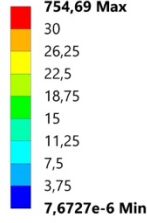
Şekil 32. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

11,5 mm implant modellerinin Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulandığı modellerde, 50N kuvvet etkisi altında en yüksek maksimum gerilmenin 725,8 MPa değerinde 0,5 mm kemik kalınlığında olduğu görülmektedir. Bu değer, 1 mm kemik kalınlığında 696,83 MPa, 2mm kemik kalınlığında 702 MPa ve 3mm kemik kalınlığında 720,2 MPa olarak gözlemlenmiştir. Gerilmelerin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 32).

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 15:16

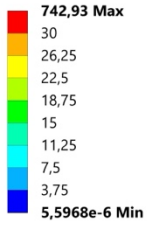


A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 13:39



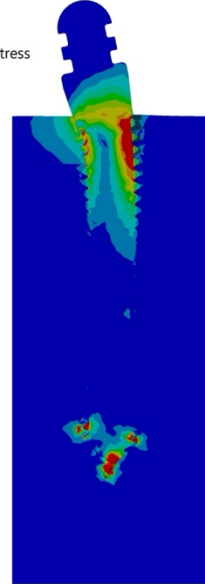
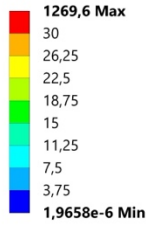
A

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 15:29



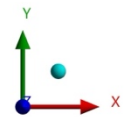
B

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 13:40



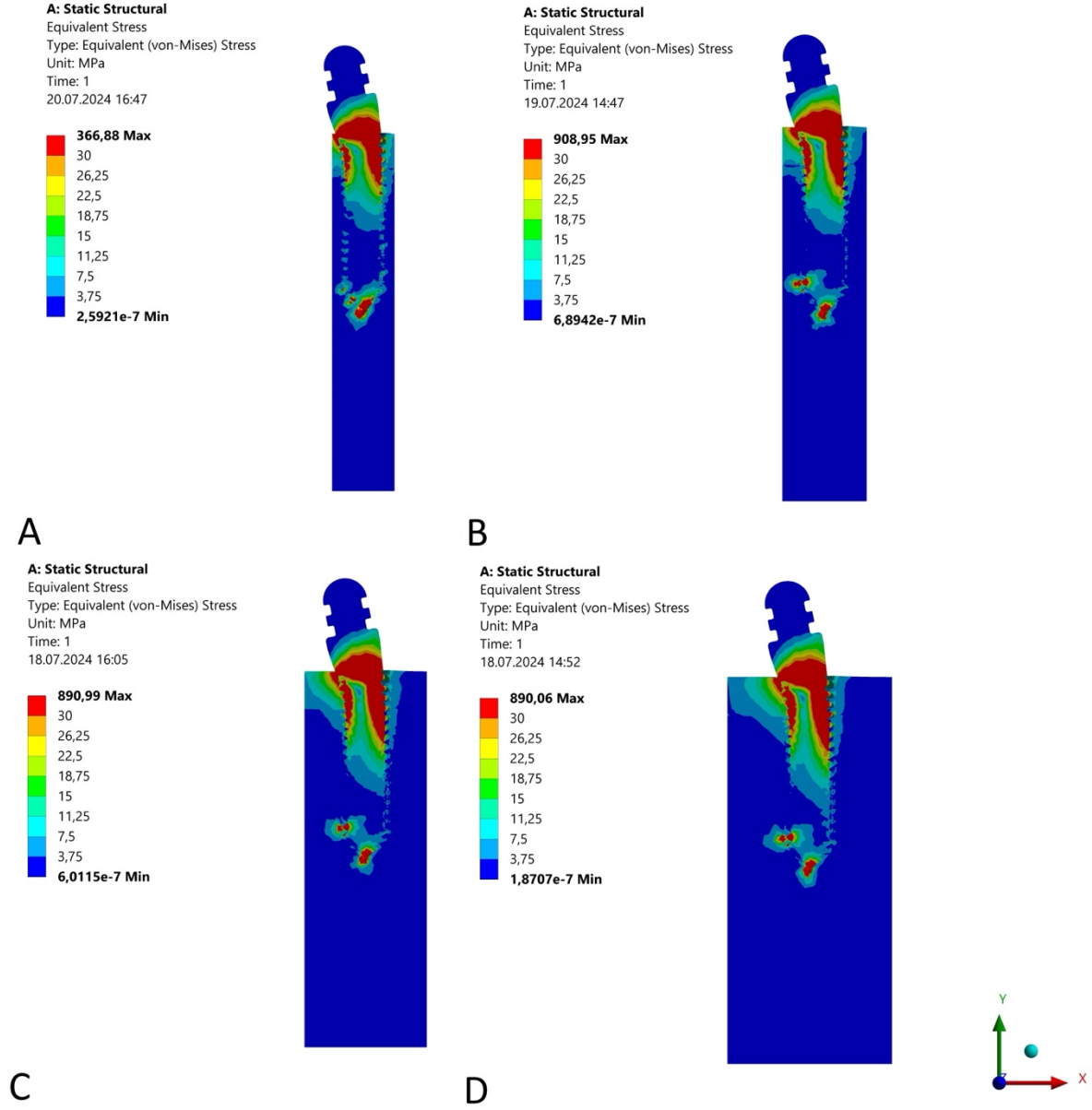
C

D



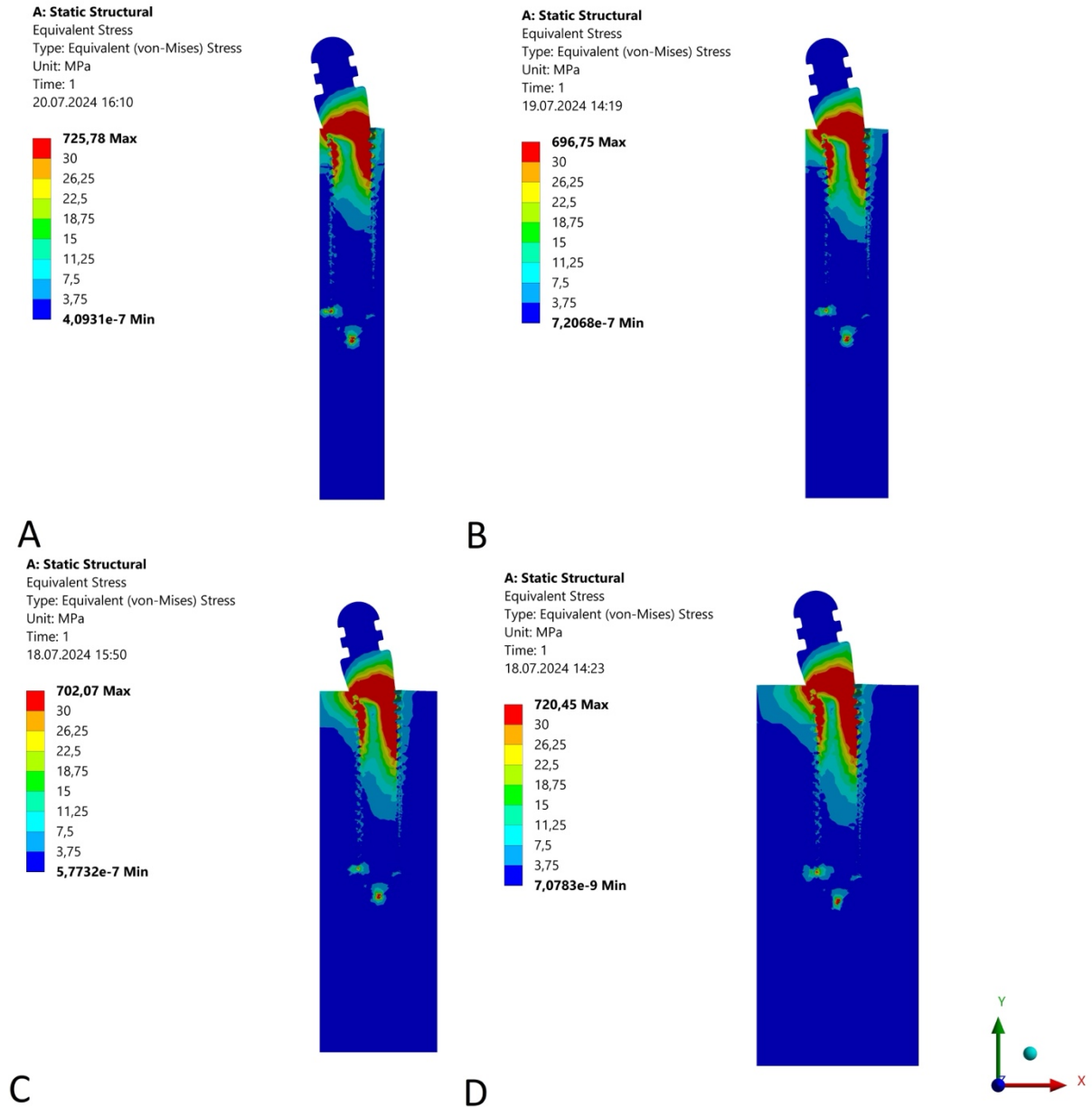
Şekil 33. Tip 1 kemik 15 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Şekil 33'te Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15 mm mini dental implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altında gerilme dağılımları gösterilmiştir. Gerilmelerin implant modellerinin boyun ve uç kısmında yoğunlaştığı gözlemlenmektedir. Bu koşullar altında en yüksek maksimum gerilme değeri 1296,6 MPa ile 3mm kemik kalınlığı modelinde meydana gelmiştir. 0,5 mm kemik kalınlığında bu değer, 774,88 MPa, 1mm kemik kalınlığında 754,69 MPa, 2mm kemik kalınlığında 742,93 MPa değerindedir.



Şekil 34. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

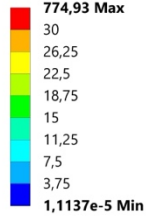
100N kuvvet etkisi altında Tip 1 kemiğe uygulanmış 10mm mini implant modellerinin gerilme dağılımları şekil 34’de görüldüğü gibidir. En yüksek maksimum gerilme 908,95 MPa değerinde olup 1mm kemik kalınlığında meydana gelmiştir. Maksimum gerilme değerleri, 0,5mm kalınlık için 366,88 MPa, 2mm kalınlık için 890,99 MPa ve 3 mm kalınlık için 890,06 MPa değerindedir. Gerilme dağılımları incelendiğinde gerilmelerin implantın boyun kısmı ve implantın dayandığı kemik yüzeyinde oluştuğu gözlemlenmektedir (şekil 34).



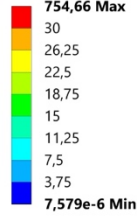
Şekil 35. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilme değerinin 725,78MPa olup, 0,5mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. 1mm kemik kalınlığı için bu değer, 696,75 MPa, 2mm kemik kalınlığı için 702,07MPa ve 3mm kemik kalınlığı için ise 720,45MPa'dır. Gerilmeler implantın boyun bölgesi ve dayandığı kemikte yoğunlaşmıştır (şekil 35).

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 15:19

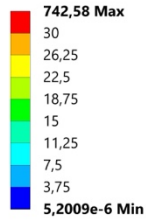


A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 13:42



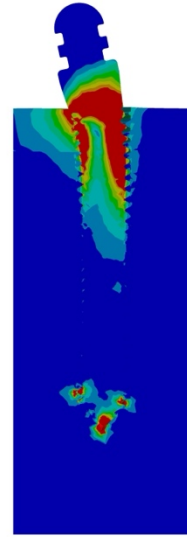
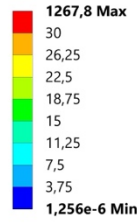
A

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 15:31



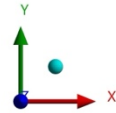
B

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 13:49



C

D

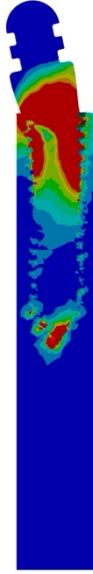


Şekil 36. Tip 1 kemik 15 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilmenin 1267,8 MPa değerinde olup 3mm kemik kalınlığına uygulanan modelde meydana geldiği gözlemlenmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 774,93MPa, 1mm kemik kalınlığında 754,66 MPa ve 2mm kemik kalınlığında 742,58MPa değerindedir (şekil 36).

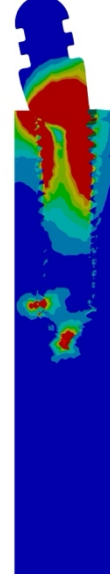
A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
20.07.2024 16:49

366,83 Max
30
26,25
22,5
18,75
15
11,25
7,5
3,75
2,5547e-7 Min



A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 14:48

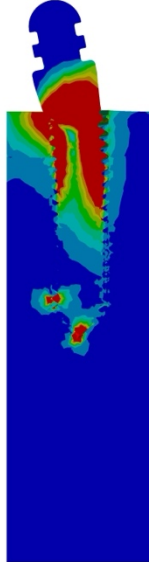
907,95 Max
30
26,25
22,5
18,75
15
11,25
7,5
3,75
6,4231e-7 Min



A

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 16:07

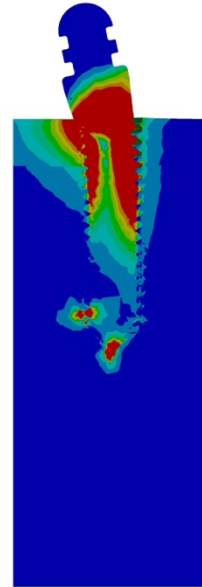
888,57 Max
30
26,25
22,5
18,75
15
11,25
7,5
3,75
3,9984e-7 Min



B

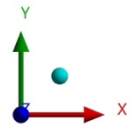
A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 14:55

886,46 Max
30
26,25
22,5
18,75
15
11,25
7,5
3,75
6,148e-8 Min



C

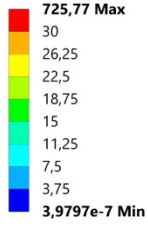
D



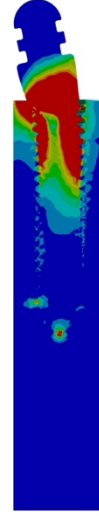
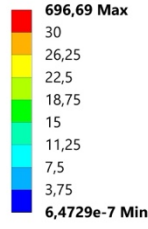
Şekil 37. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Şekil 36’da görüldüğü gibi Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki implantın 150N kuvvet etkisi altında en yüksek 907,95MPa gerilme oluşturduğu gözlenmiştir. Bu gerilme değeri 1mmlik kemik kalınlığında meydana gelmiştir. 0,5mm kemik kalınlığında bu değer, 366,83MPa, 2mm kemik kalınlığı için 888,57MPa ve 3mm kemik kalınlığı için 886,46MPa’dır (şekil 37).

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
20.07.2024 16:12

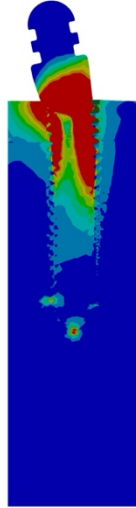
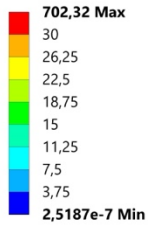


A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
19.07.2024 14:29



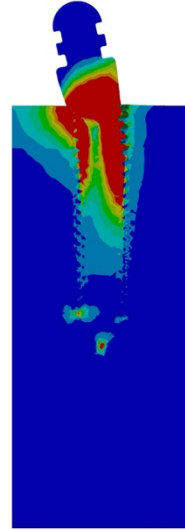
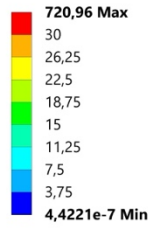
A

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 15:51



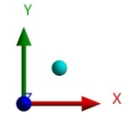
B

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
18.07.2024 14:29



C

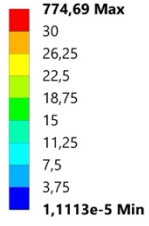
D



Şekil 38. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemiğe uygulanan 11,5mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilme değerinin 0,5mm kemik kalınlığında, 725,77MPa değerinde olduğu gözlemlenmektedir. Maksimum gerilme değeri 1mm kemik kalınlığında 696,69MPa, 2mm kemik kalınlığında 702,32MPa, 3mm kemik kalınlığında 720,96MPa'dır (şekil 38).

A: Static Structural
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 19.07.2024 15:20

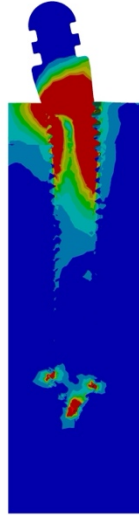
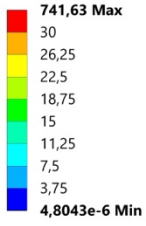


A: Static Structural
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 19.07.2024 13:46



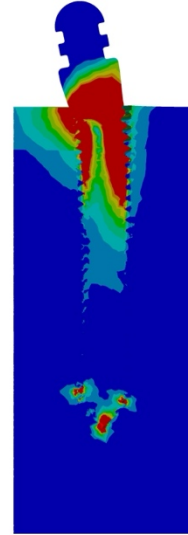
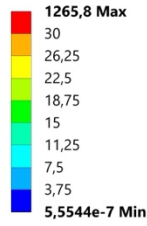
A

A: Static Structural
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 18.07.2024 15:34



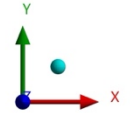
B

A: Static Structural
 Equivalent Stress
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 18.07.2024 14:01



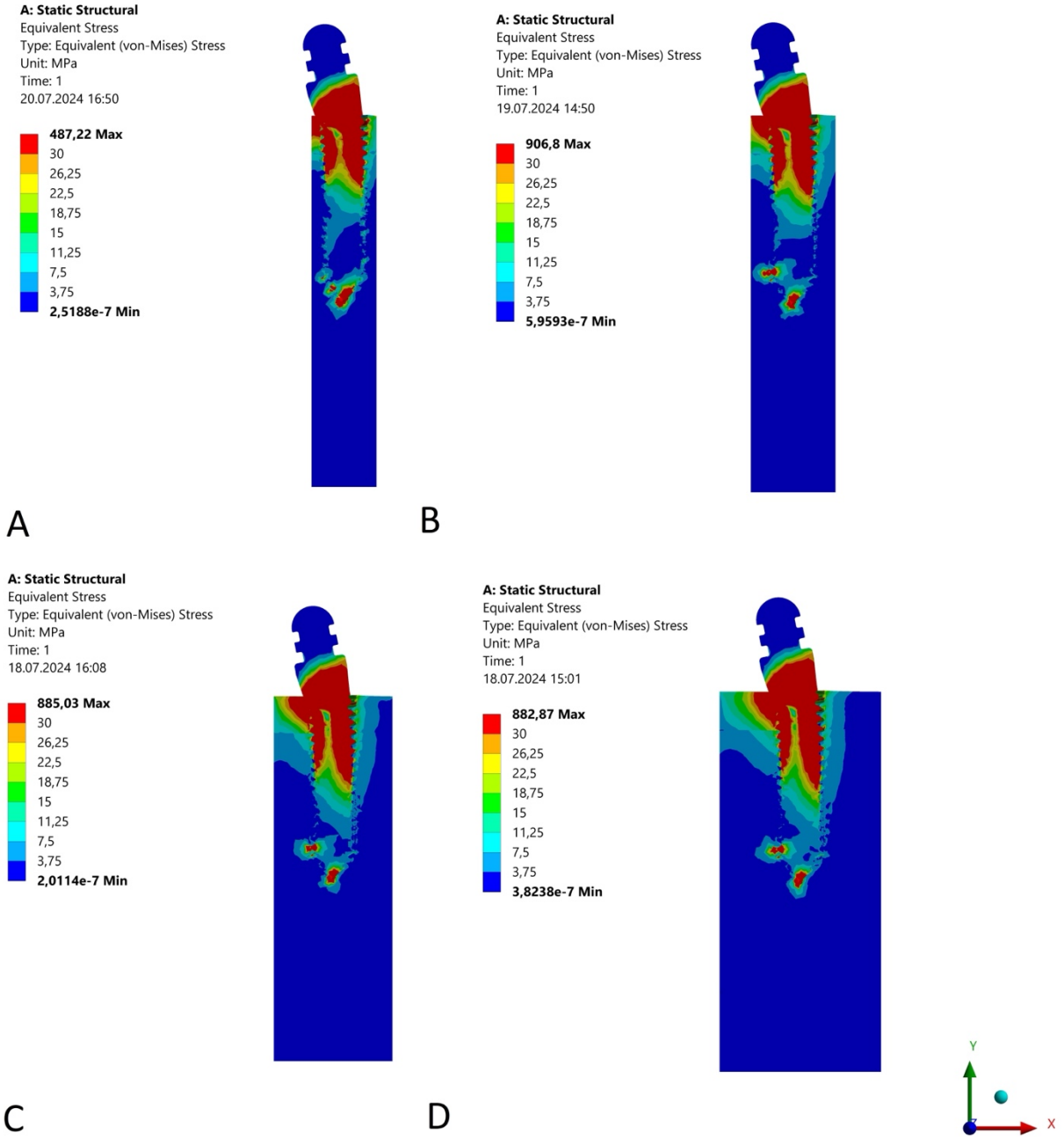
C

D



Şekil 39. Tip 1 kemik 15 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

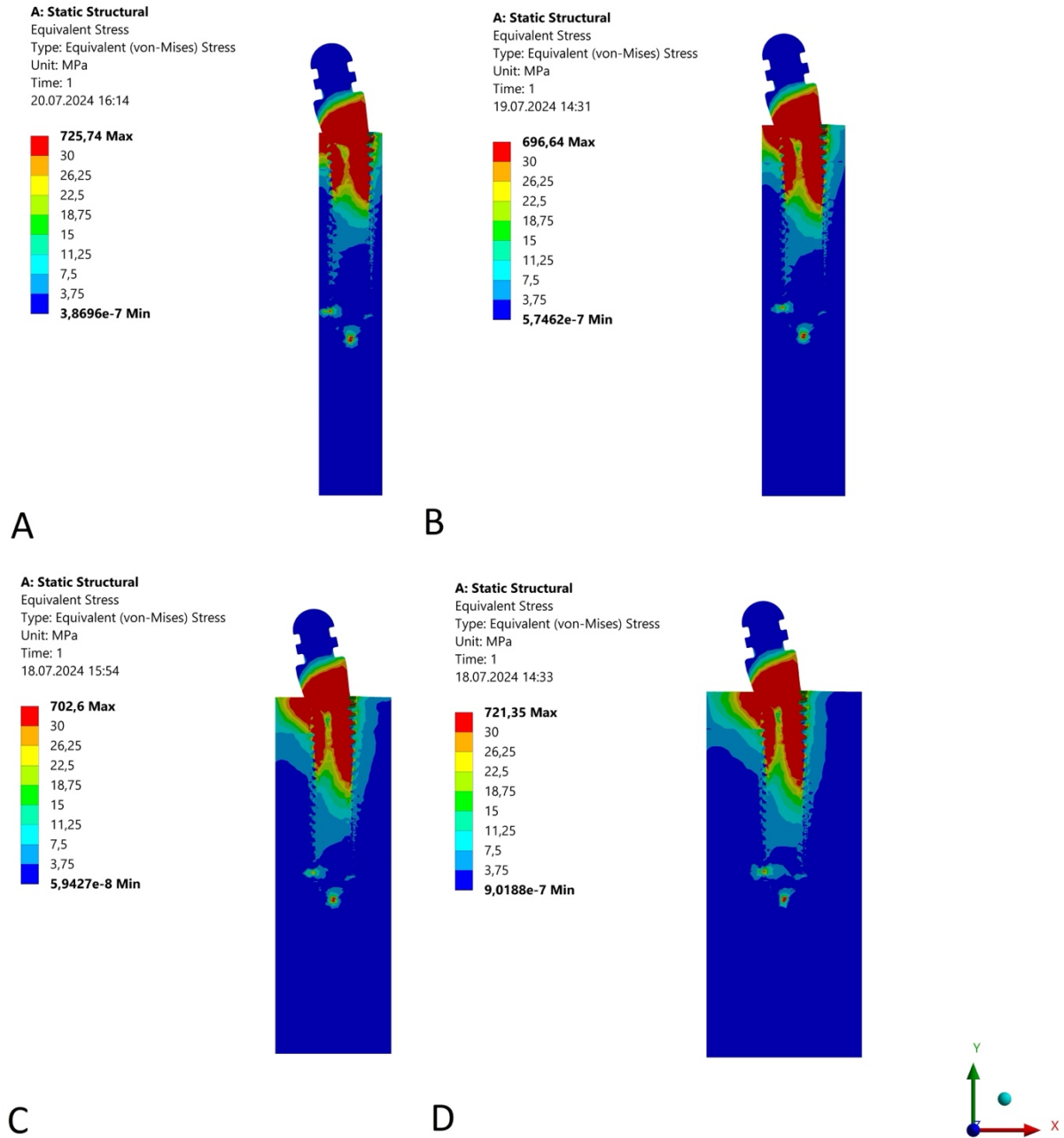
Tip 1 kemik 15mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilmenin 3mm kemik kalınlığında olduğu gözlemlenmiştir. Bu değer 1265,8MPa'dır. 0,5mm kemik kalınlığı için 774,69MPa, 1mm kemik kalınlığı için 754,65MPa, 2mm kemik kalınlığı için 741,63MPa'dır. Gerilmeler implantın boyun kısmında ve implantın vida kısmının üst bölgesinde yoğunlaşmıştır. Kemikteki gerilmeler ise implantın temas ettiği uç noktada ve implantın boyun kısmının dayandığı bölgelerde yoğunlaşmıştır (şekil 39).



Şekil 40. Tip 1 kemik 10 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek gerilmenin 1mm kemik kalınlığında 906,8MPa değerinde meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer 0,5mm kemik kalınlığı için 487,22MPa, 2mm kemik kalınlığı için 885,03MPa ve 3mm kemik kalınlığı için 882,87MPa'dır. Gerilmeler implantın boyun kısmından başlayıp implantın uç kısmına kadar olan bölgede

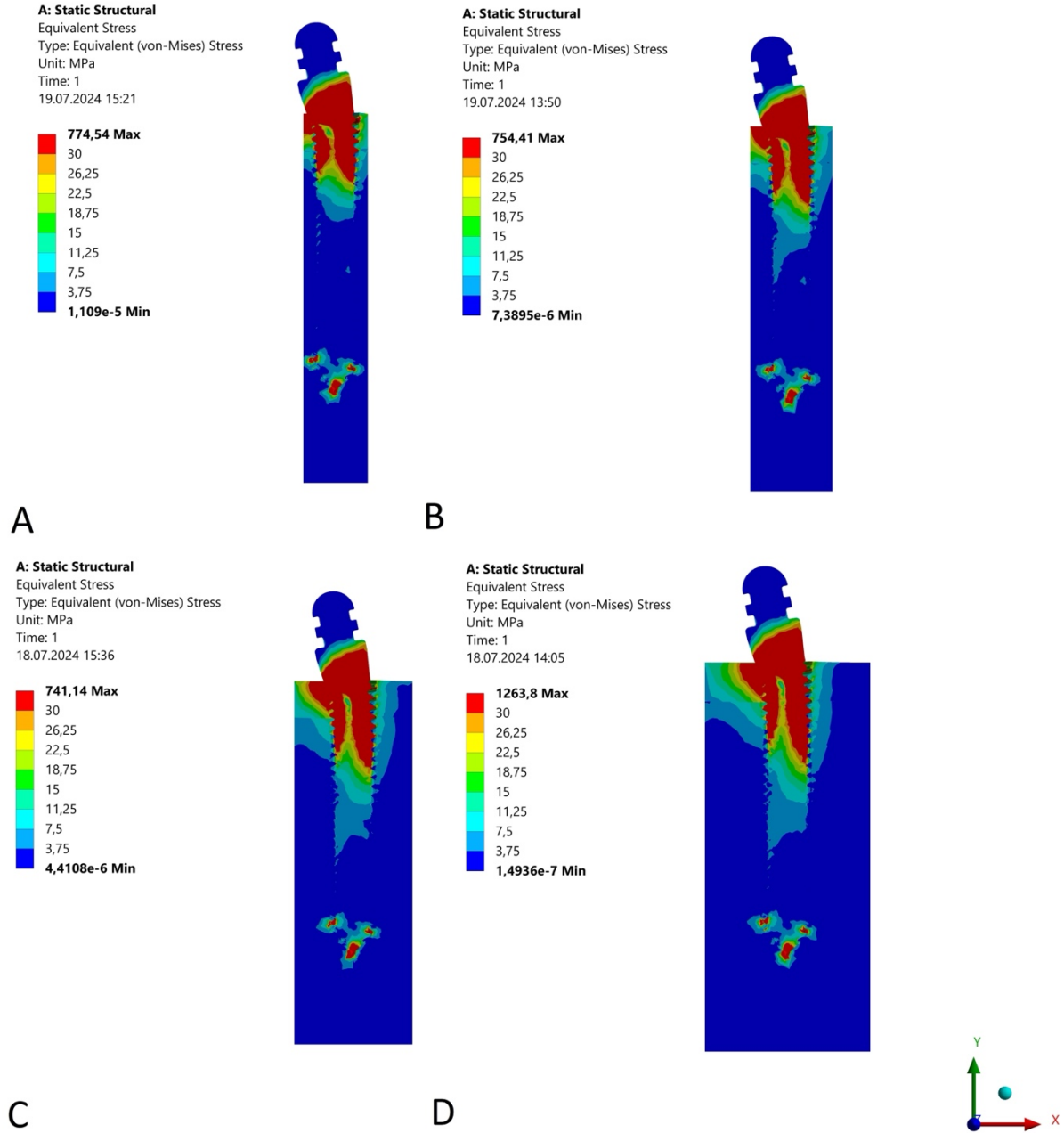
yoğunlaşmıştır. Kemik üzerinde ise implantın boyun kısmına dayanan bölgede yoğunlaştığı gözlemlenmektedir (şekil 40).



Şekil 41. Tip 1 kemik 11,5 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

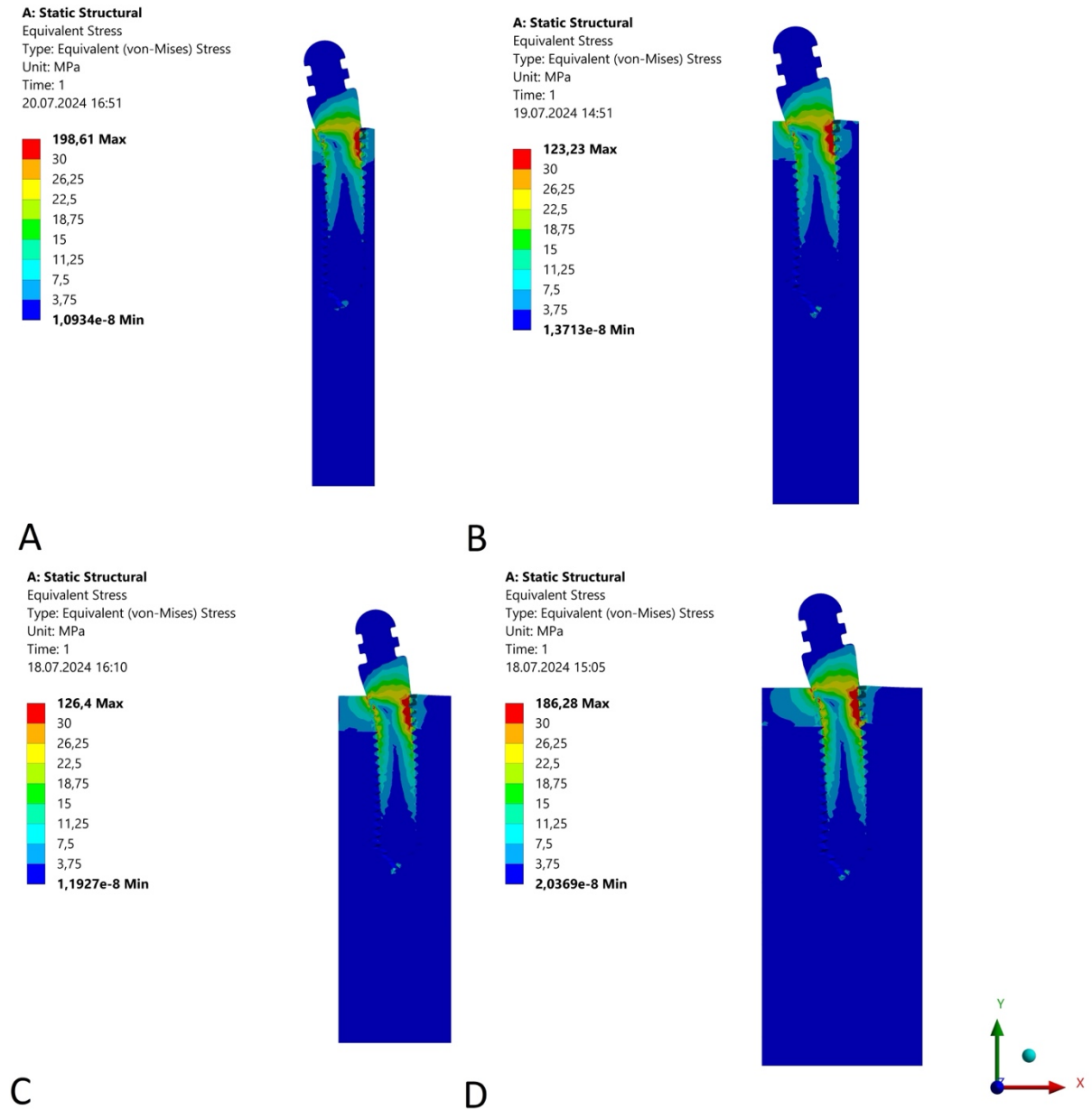
Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek gerilme değerinin 0,5mm kemik

kalınlığında meydana geldiği gözlenmektedir. Bu değer 725,74MPa'dır. 1mm kemik için 696,64MPa, 2mm kemik kalınlığı için 702,6MPa, 3mm kemik kalınlığı için ise 721,35MPa'dır. Gerilmeler implantın boyun ve diş kısmında yoğunlaşmıştır. Kemikte ise implantın boyun kısmının dayandığı bölgede ve implant dişlerinin temas ettiği yüzeylerde yoğunlaştığı gözlenmektedir (şekil 41).



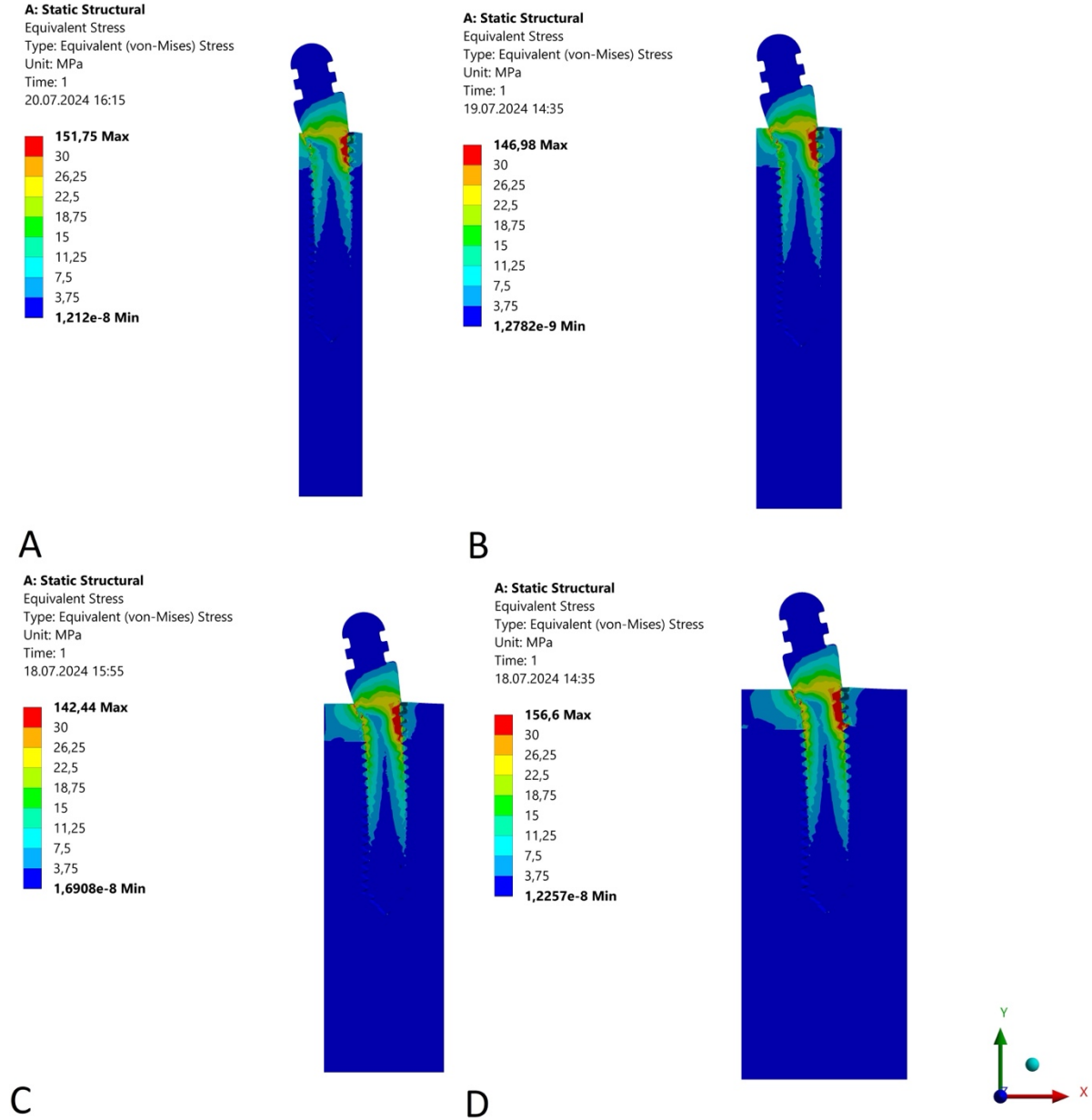
Şekil 42. Tip 1 kemik 15 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 1263,8MPa değerinde, 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği görülmüştür. Bu değer 0,5mm kemik kalınlığı için 774,54MPa, 1mm kemik kalınlığı için 754,41MPa, 2mm kemik kalınlığı için 741,14MPa'dır. Gerilmeler implantın boyun ve diş kısmında yoğunlaşmıştır. Kemikte ise implantın boyun kısmının dayandığı bölgede ve dişlerin temas ettiği bölgelerde yoğunlaşmıştır (şekil 42).



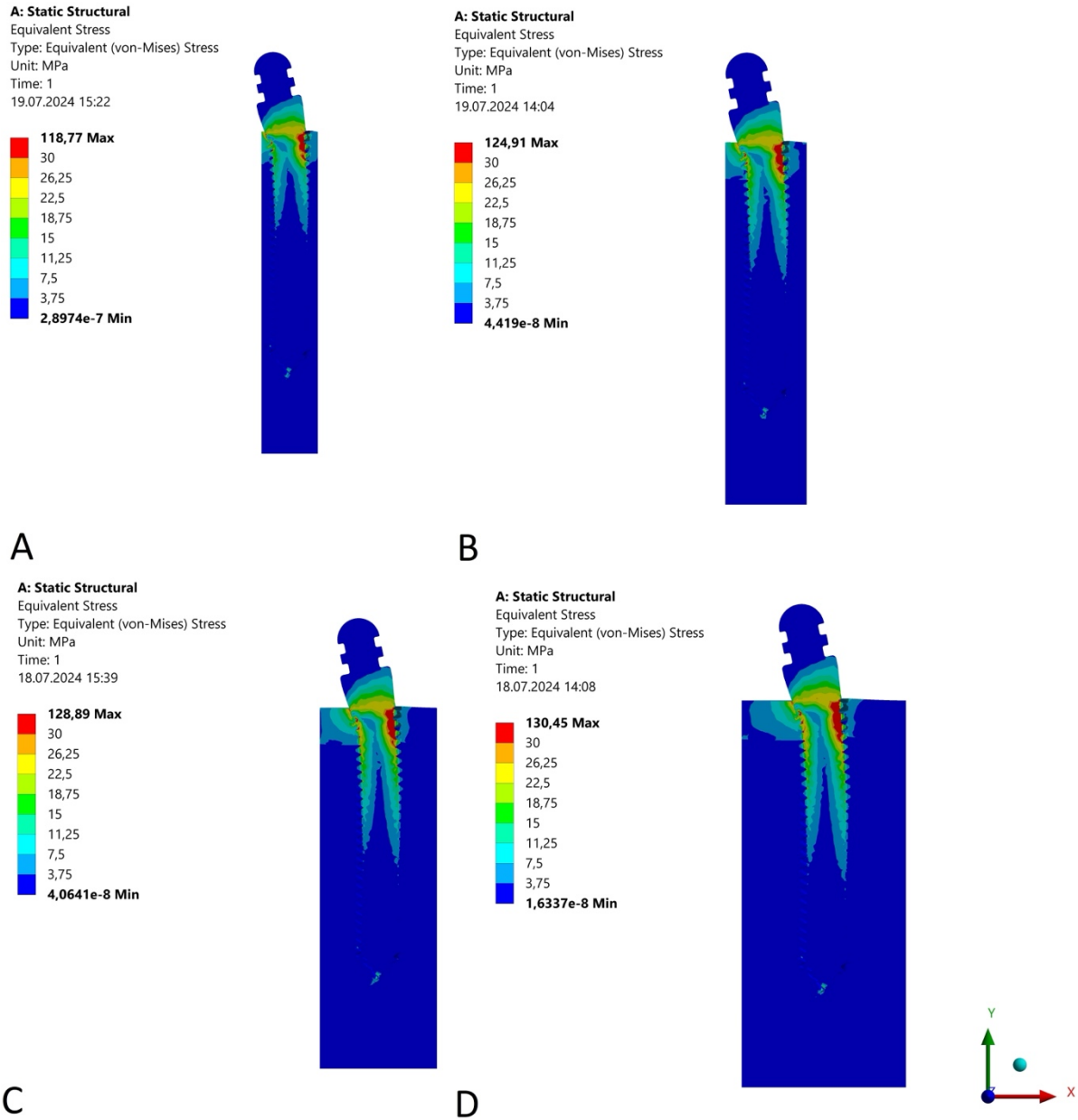
Şekil 43. Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilme değerinin 0,5mm kalınlıktaki kemikte 198,61MPa değerinde meydana geldiği görülmüştür. Bu değer, 1mm kemik kalınlığı için 123,23MPa, 2mm kemik kalınlığı için 126,4MPa, 3mm kemik kalınlığı için 186,28MPa'dır (şekil 43).



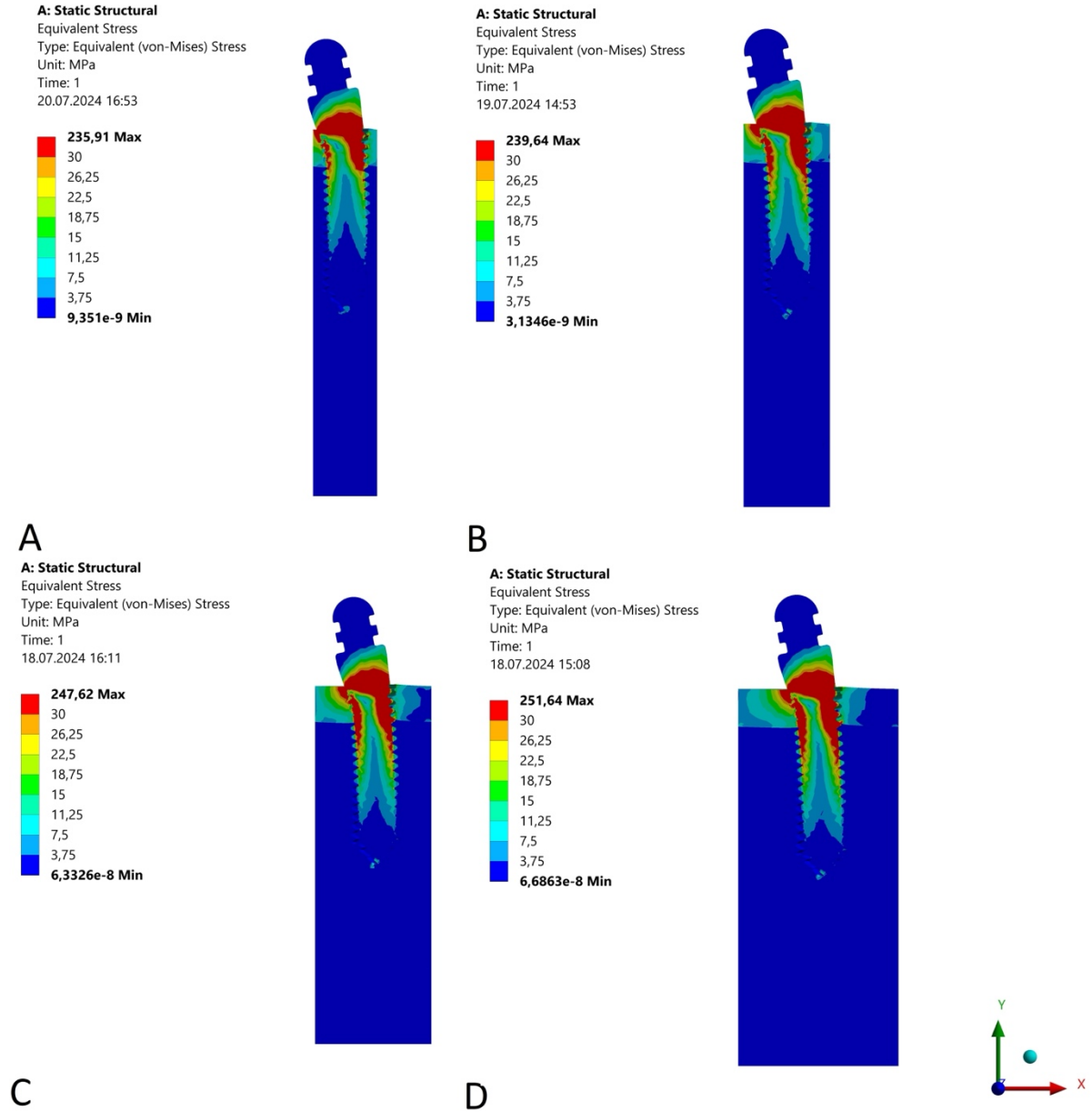
Şekil 44. Tip 2 kemik 11,5 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilmenin 3mm kemik kalınlığında 156,6MPa değerinde meydana geldiği gözlenmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 151,75MPa, 1mm kemik kalınlığında 146,98MPa, 2mm kemik kalınlığında ise 142,44MPa'dır (şekil 44).



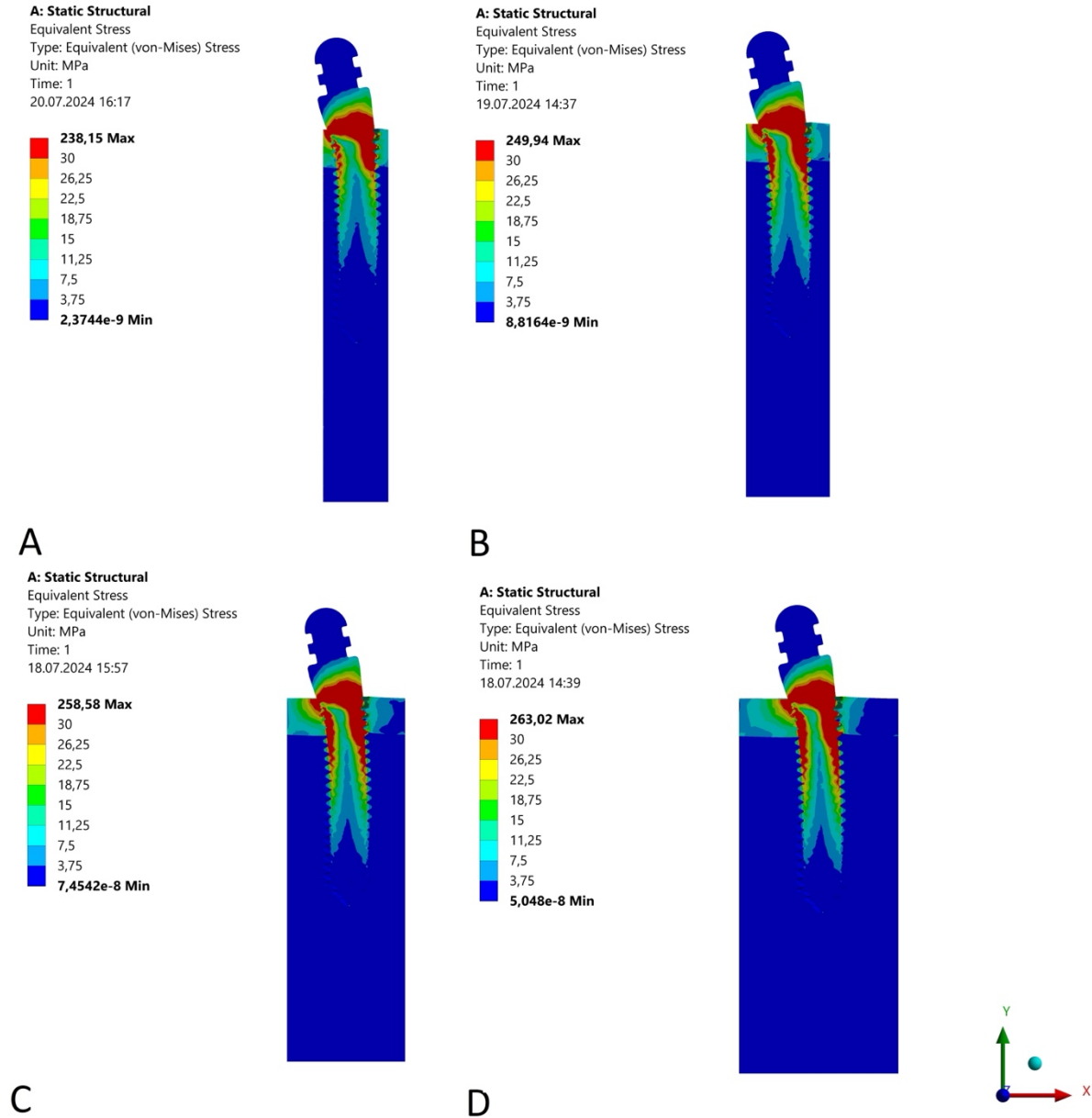
Şekil 45. Tip 2 kemik 15 mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm implant modellerinin 50N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 130,45MPa değerinde olduğu gözlemlenmiştir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 118,77MPa, 1mm kemik kalınlığında 124,91MPa, 2mm kemik kalınlığında 128,89MPa'dır (şekil 45).



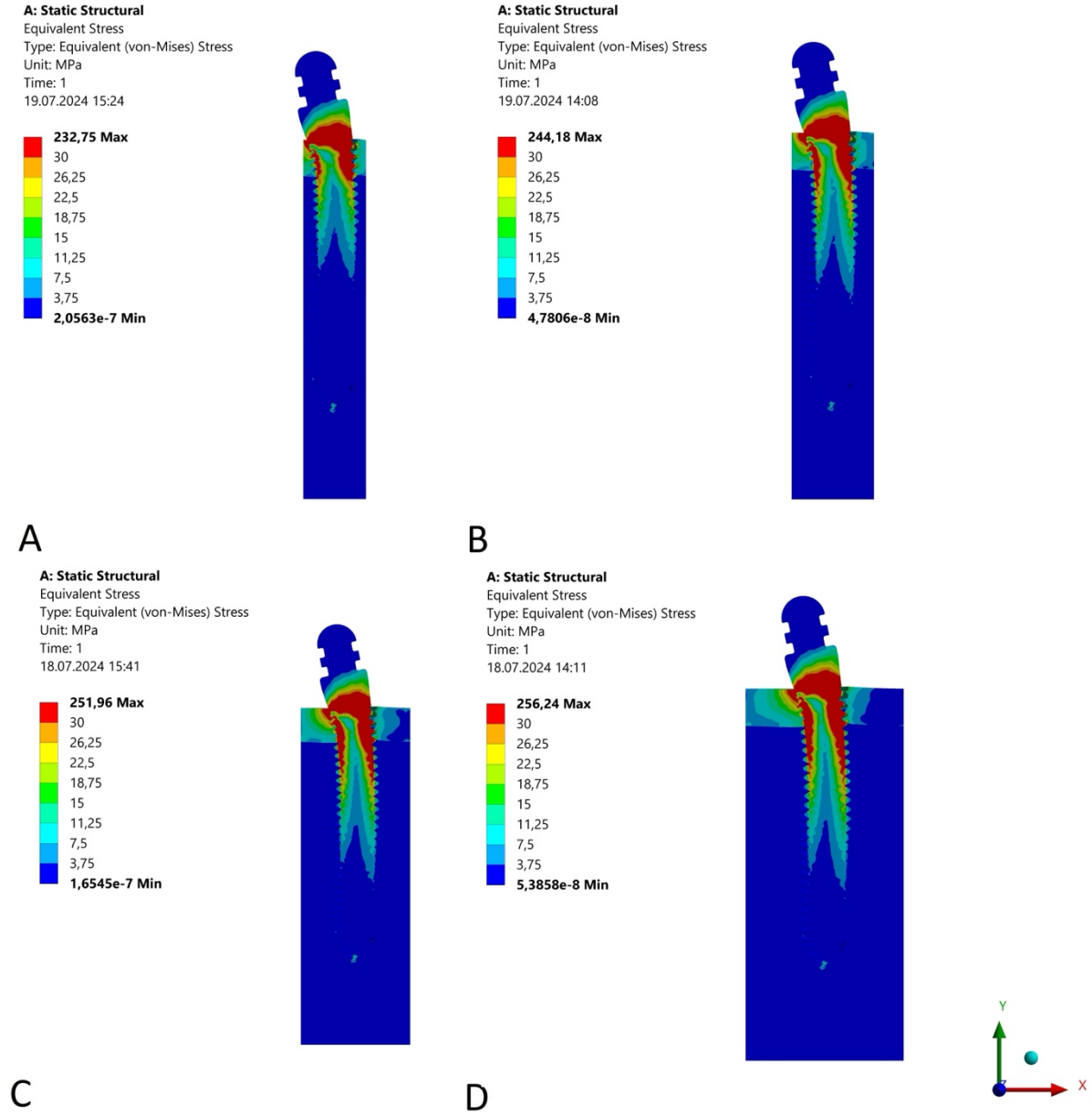
Şekil 46. Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde, en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 251,64MPa değerinde meydana geldiği görülmüştür. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 235,91MPa, 1mm kemik kalınlığında 239,64MPa ve 2mm kemik kalınlığında 247,62MPa'dır (şekil 46).



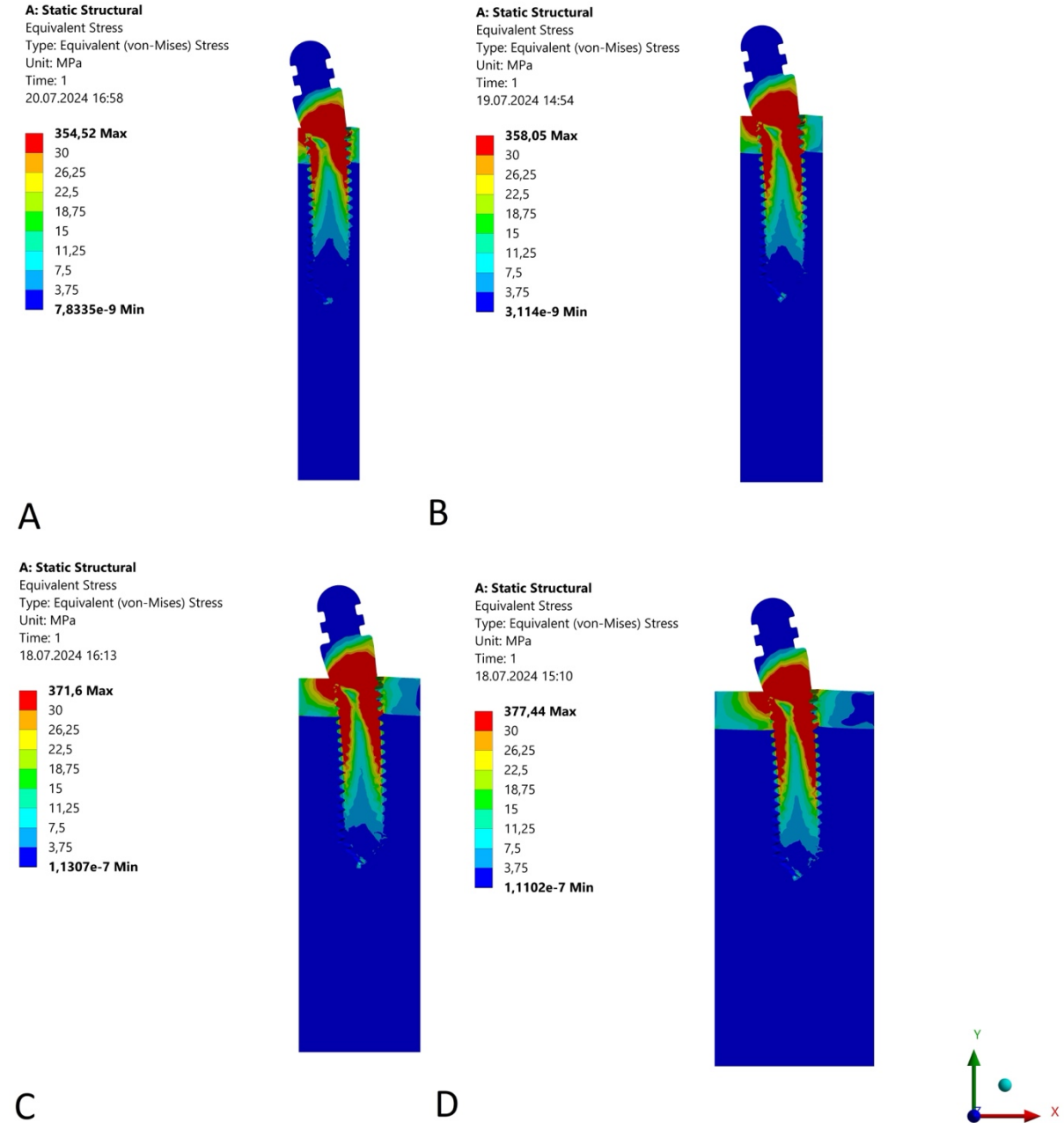
Şekil 47. Tip 2 kemik 11,5 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 263,02MPa değerinde olduğu gözükmemektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 238,15MPa, 1mm kemik kalınlığında 249,94MPa ve 2mm kemik kalınlığında 258,58MPa'dır (şekil 47).



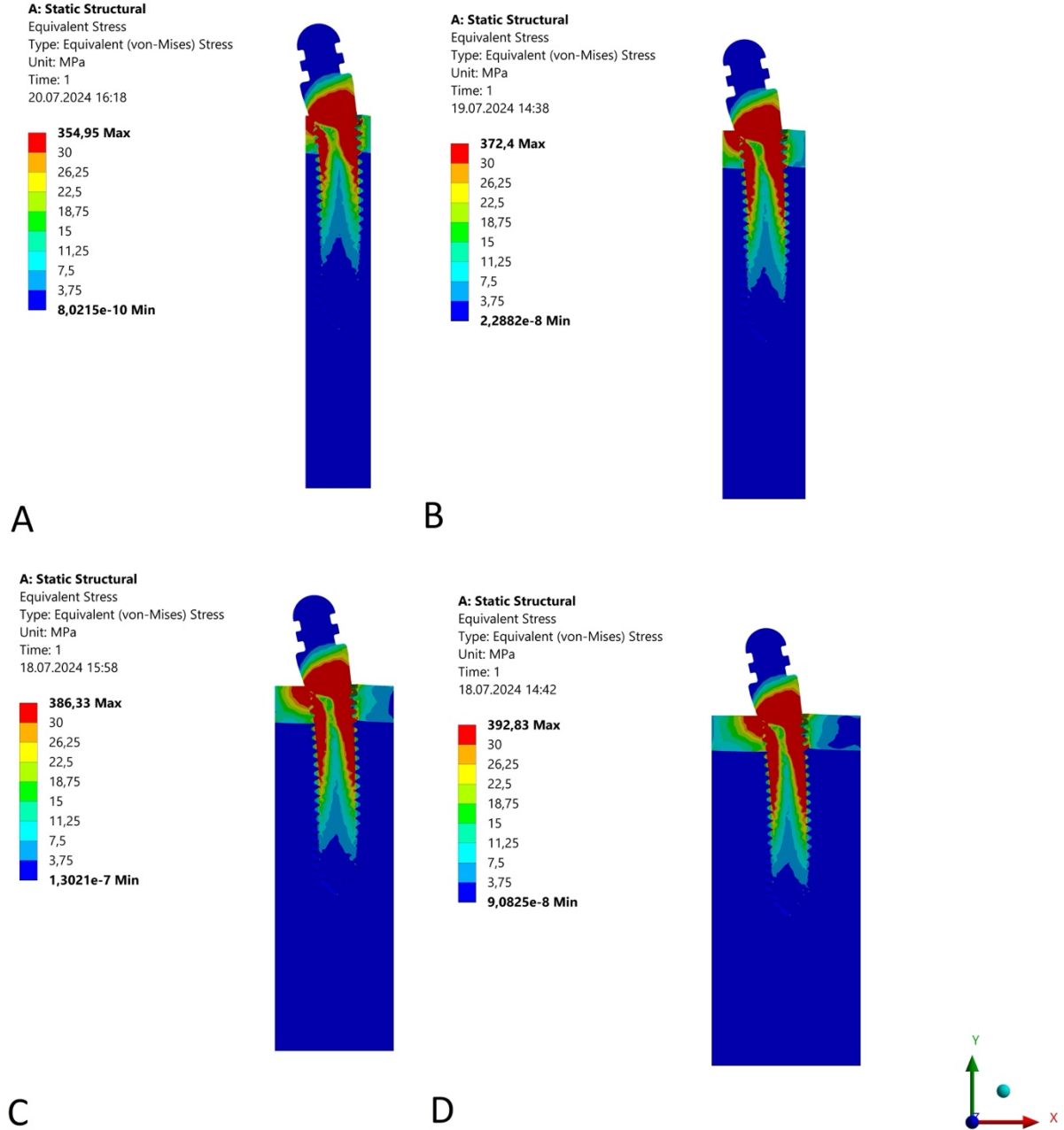
Şekil 48. Tip 2 kemik 15 mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna 15mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 256,24MPa değerinde meydana geldiği görülmüştür. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 232,75MPa, 1mm kemik kalınlığında 244,18MPa ve 2mm kemik kalınlığında 251,96MPa'dır (şekil 48).



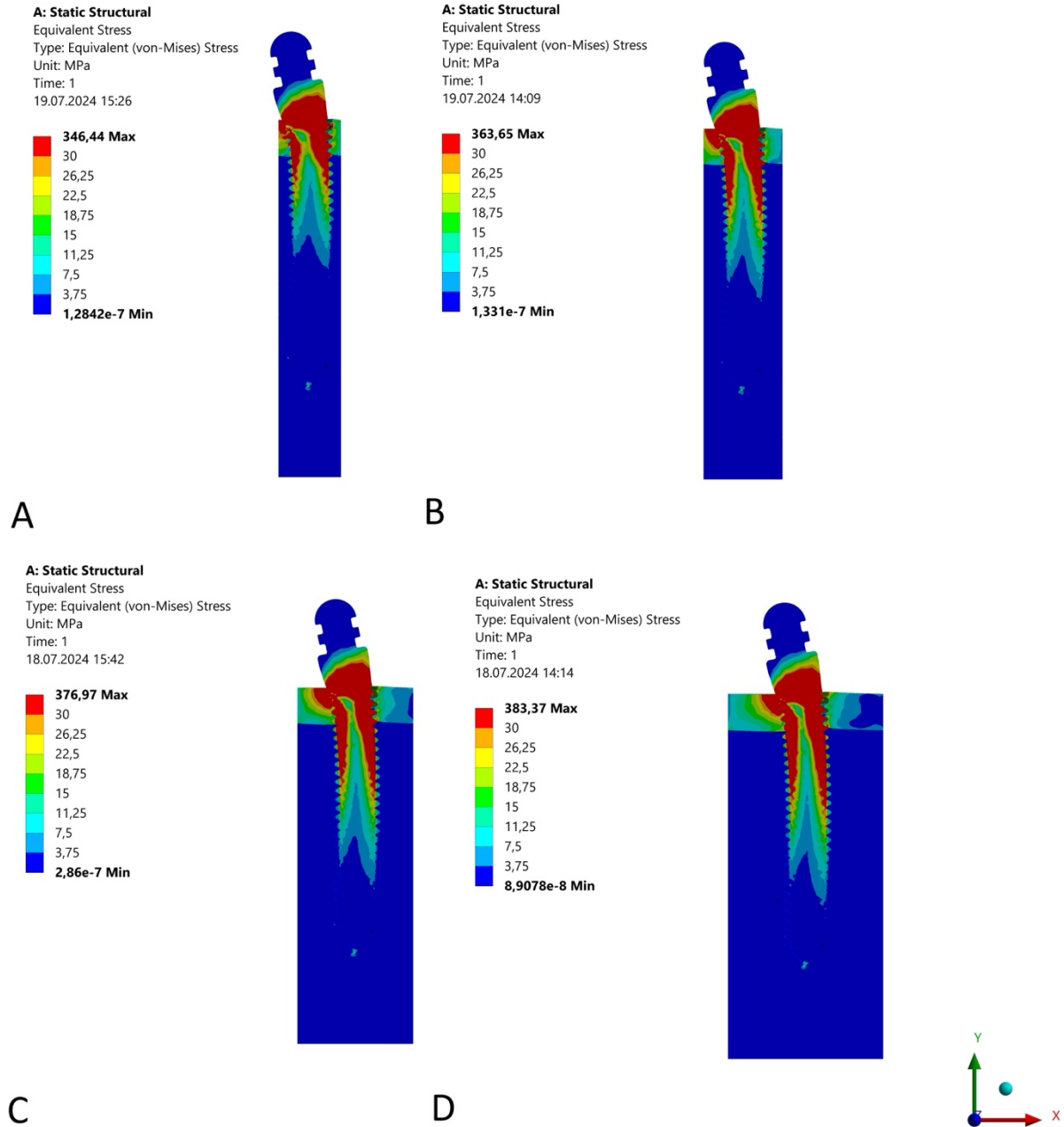
Şekil 49. Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilmenin 3mm kemik kalınlığında 377,44MPa değerinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 354,52MPa, 1mm kalınlıkta 358,05MPa ve 2mm kalınlıkta 371,6MPa'dır (şekil 49).



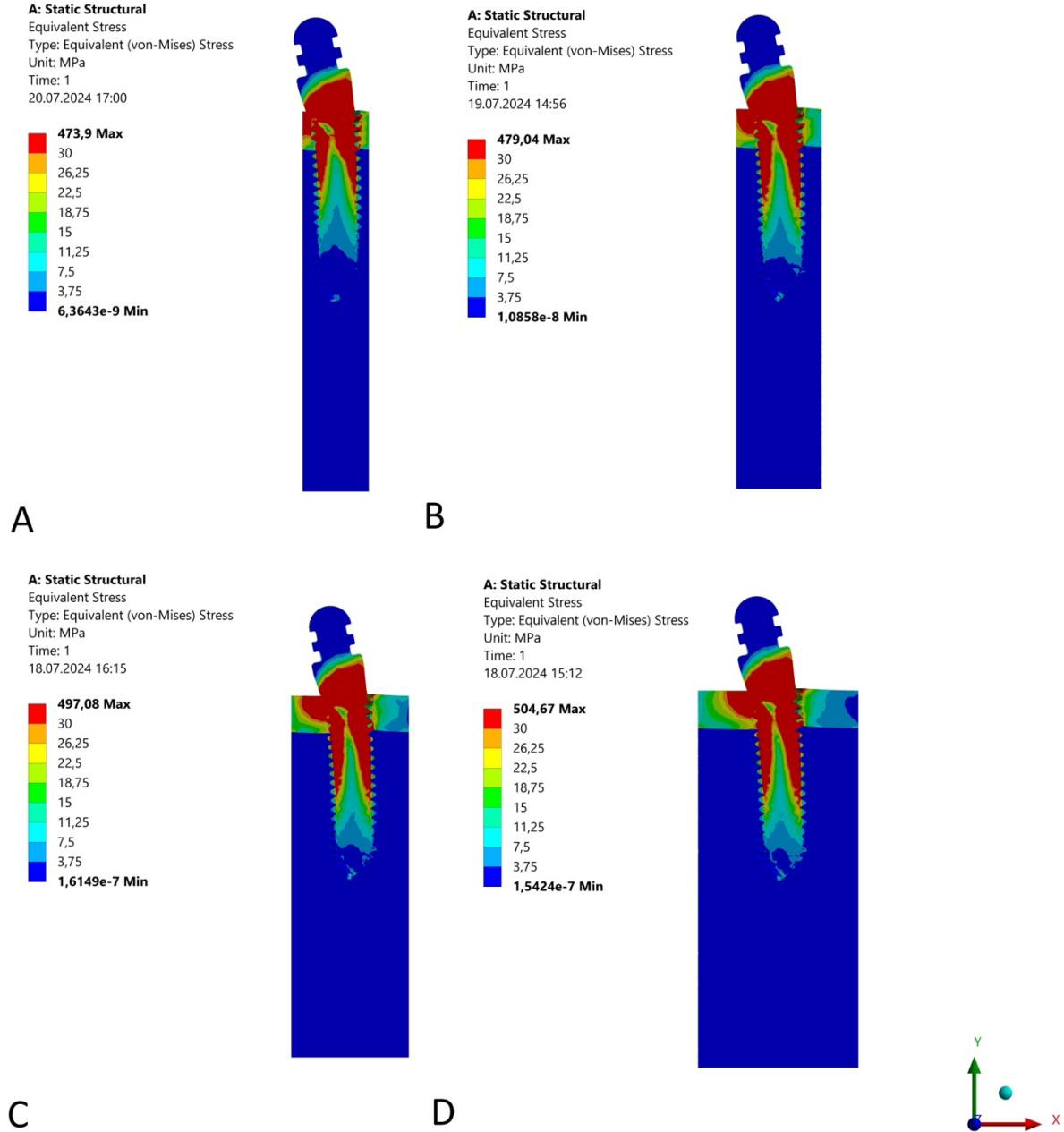
Şekil 50. Tip 2 kemik 11,5 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 392,83MPa değerinde meydana geldiği görülmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığı için 354,95MPa, 1mm kemik kalınlığı için 372,4MPa ve 2mm kemik kalınlığı 386,33MPa'dır (şekil 50).



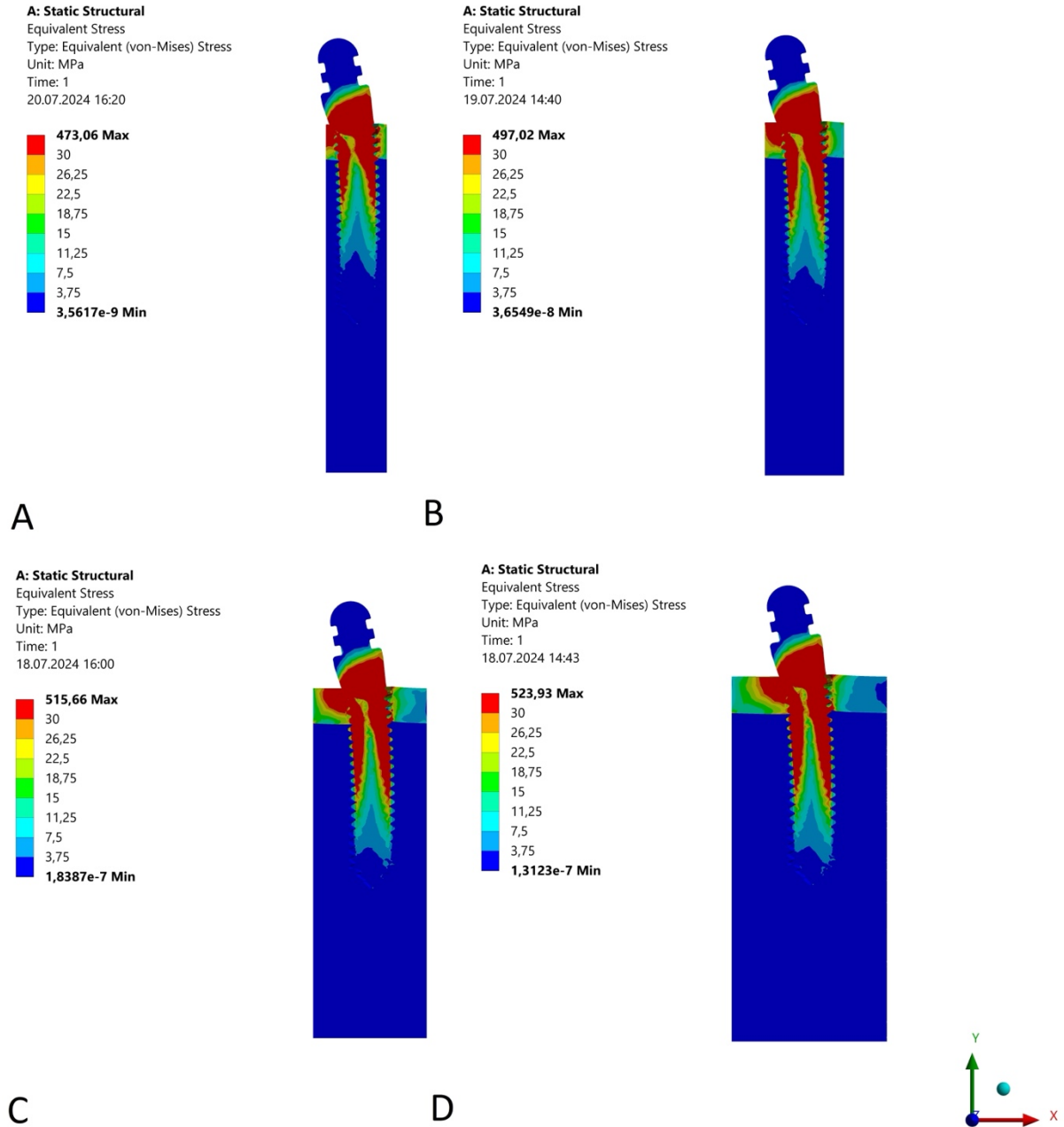
Şekil 51. Tip 2 kemik 15 mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm implant modellerinin 150N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 383,37MPa değerinde meydana geldiği görülmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığı için 346,44MPa, 1mm kemik kalınlığı için 363,65MPa ve 2mm kemik kalınlığı için 376,97MPa'dır (şekil 51).



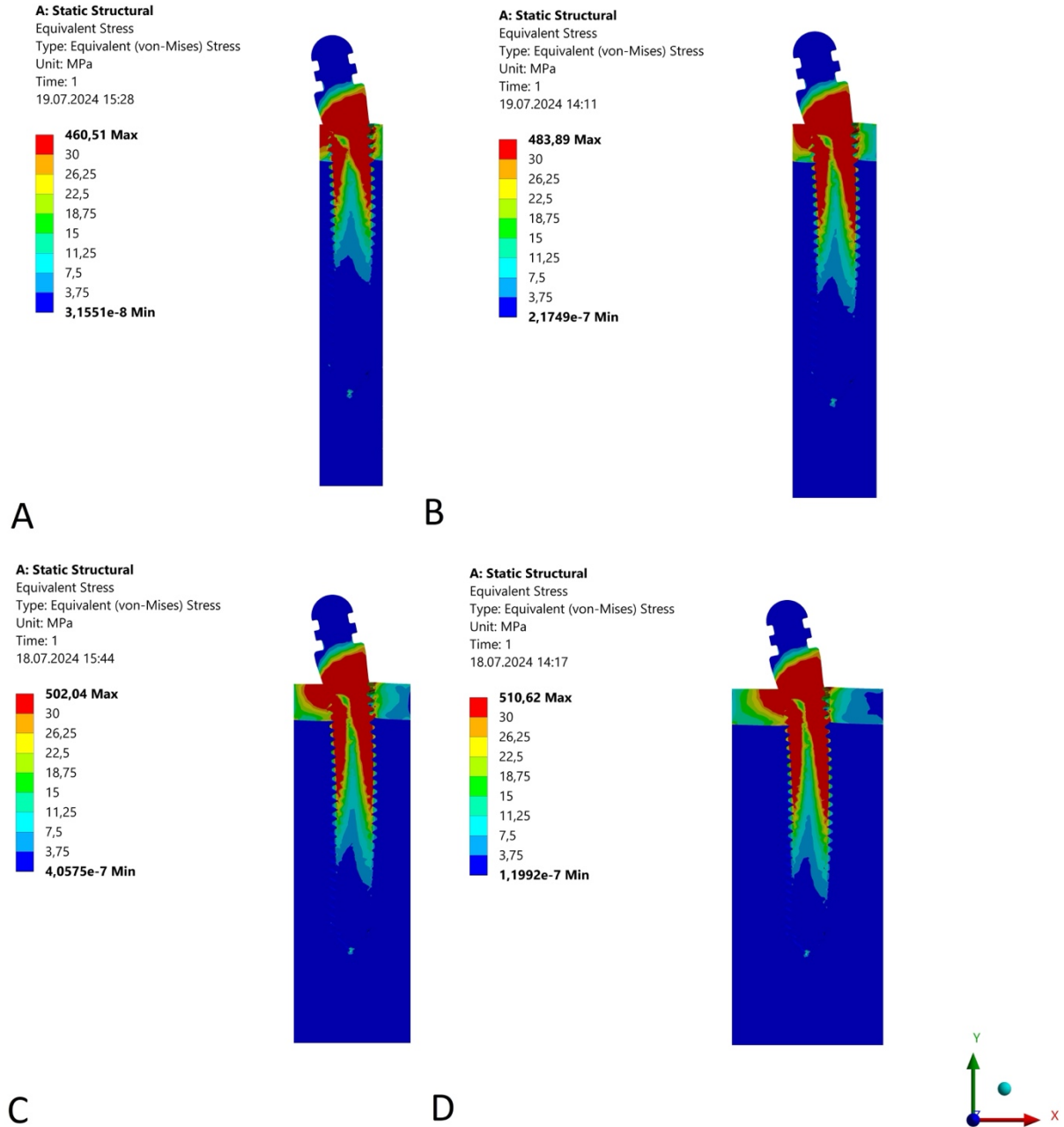
Şekil 52. Tip 2 kemik 10 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilme değerinin 3mm kemik kalınlığında 504,67MPa değerinde meydana geldiği görülmektedir. Bu değer 0,5mm kemik kalınlığında 473,9MPa, 1mm kemik kalınlığında 479,04MPa ve 2mm kemik kalınlığında 497,08MPa'dır (şekil 52).

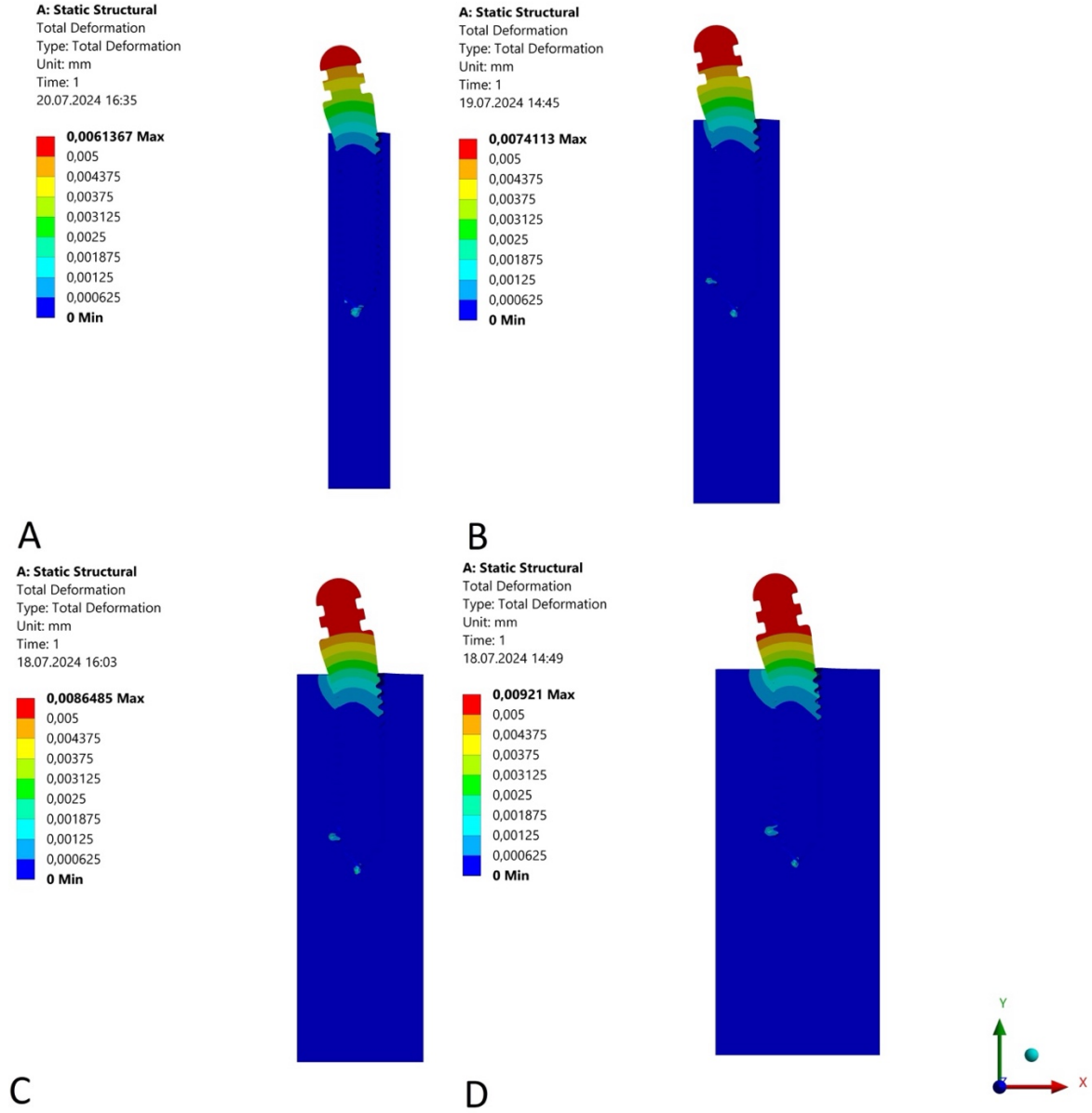


Şekil 53. Tip 2 kemik 11,5 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik kalınlığına uygulanan 11,5mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek maksimum gerilmenin 3mm kemik kalınlığında 523,93MPa değerinde meydana geldiğin görülmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 473,06MPa, 1mm kemik kalınlığında 497,02MPa ve 2mm kemik kalınlığında 515,66MPa'dır (şekil 53).



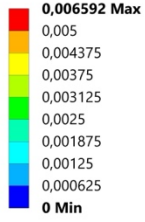
Şekil 54. Tip 2 kemik 15 mm implant modellerinin 200N kuvvet etkisi altındaki gerilme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı



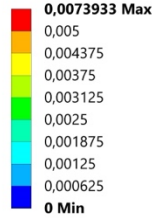
Şekil 56. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme (deformasyon) davranışları incelendiğinde, en yüksek deformasyon değerinin 9,2 mikrometre olduğu görülmektedir. Bu değer 3mm kemik kalınlığına uygulanan implant modelinde gözlenmiştir. 0,5mm kalınlıkta maksimum değer, 6,14 mikrometre, 1mm kalınlıkta 7,41 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 8,65 mikrometredir (şekil 56).

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
20.07.2024 16:52

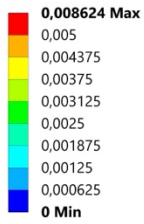


A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 14:17



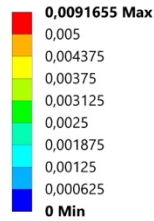
A

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 15:48



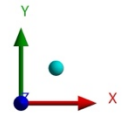
B

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 14:21



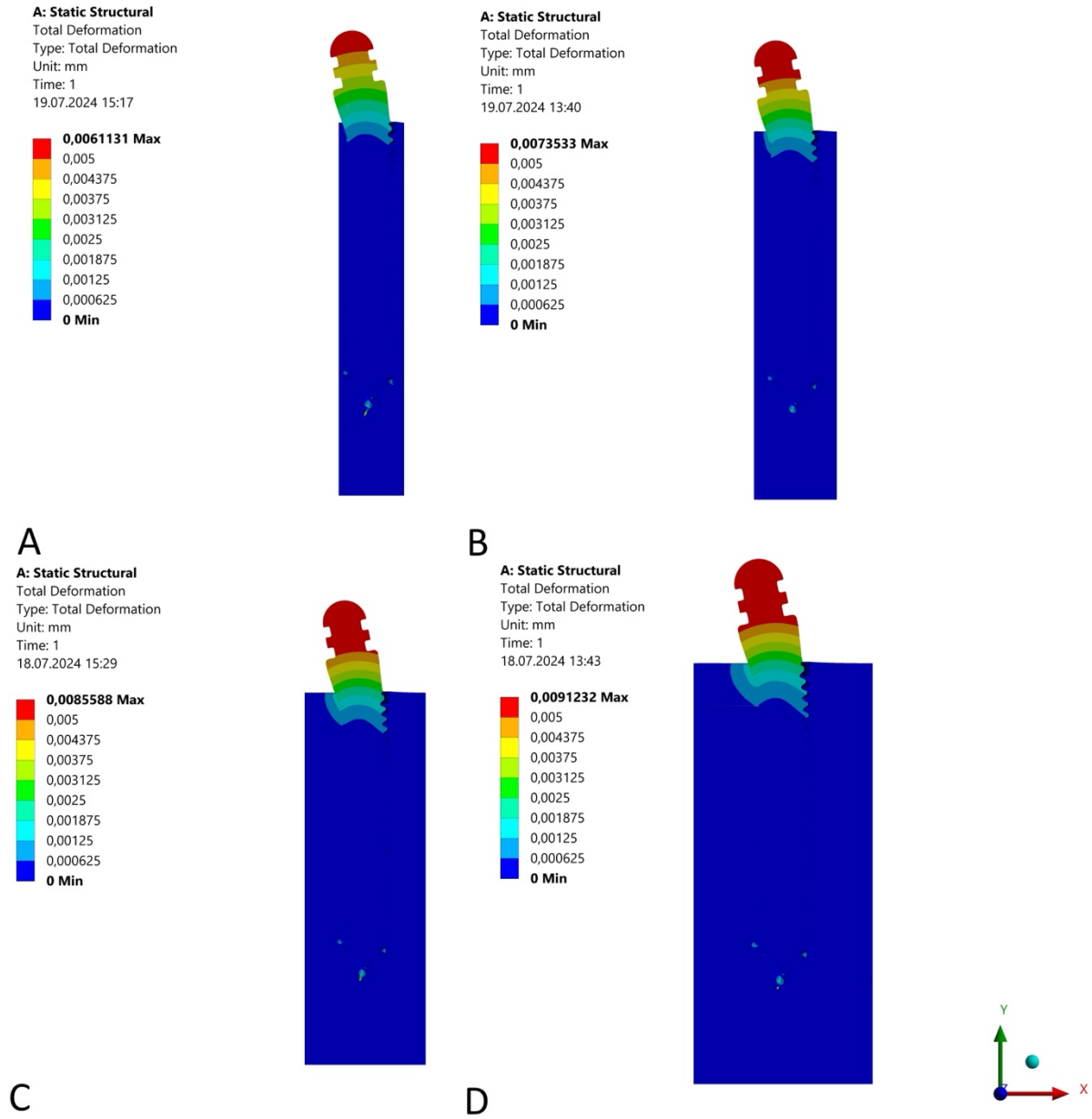
C

D



Şekil 57. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

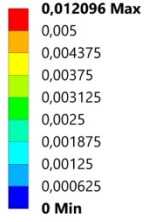
Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme (deformasyon) davranışları incelendiğinde, en yüksek deformasyon değerinin 9,17 mikrometre olduğu görülmektedir. Bu değer 3mm kemik kalınlığına uygulanan implant modelinde gözlenmiştir. 0,5mm kalınlıkta maksimum değer, 6,59 mikrometre, 1mm kalınlıkta 7,39 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 8,62 mikrometredir (şekil 57).



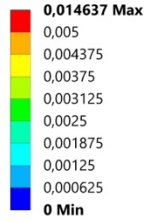
Şekil 58. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki implant modelinde en yüksek deformasyon 3mm kemik kalınlığına sahip modelde, 9,12 mikrometre değerinde meydana gelmiştir. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 6,11 mikrometre, 1mm kalınlıkta 7,35 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 8,56 mikrometre değerindedir (şekil 58).

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
20.07.2024 16:48

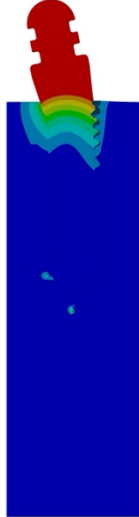
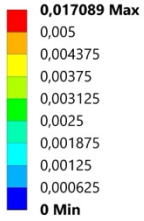


A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 14:47



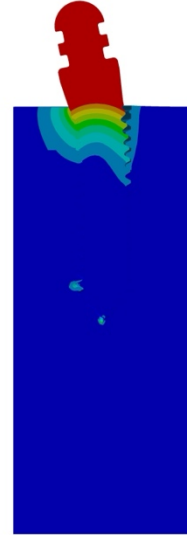
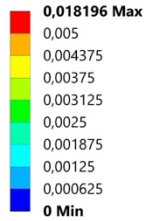
A

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 16:05



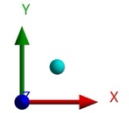
B

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 14:52



C

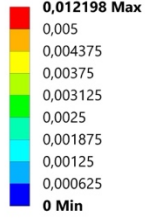
D



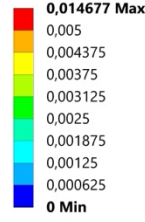
Şekil 59. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinin 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme davranışları incelendiğinde en yüksek deformasyon değerinin 18,2 mikrometre olduğu ve 3mm kemik kalınlığına uygulanan modelde olduğu gözükmemektedir. Bu değer 0,5mm kemik kalınlığı için 12,1 mikrometre, 1mm kalınlık için 14,64 mikrometre ve 2mm kalınlık için 17,01 mikrometredir (şekil 59).

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
20.07.2024 16:10

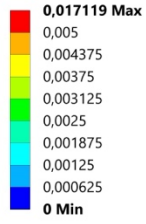


A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 14:20



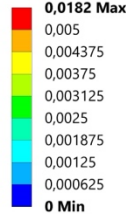
A

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 15:50



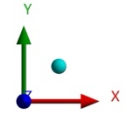
B

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 14:24



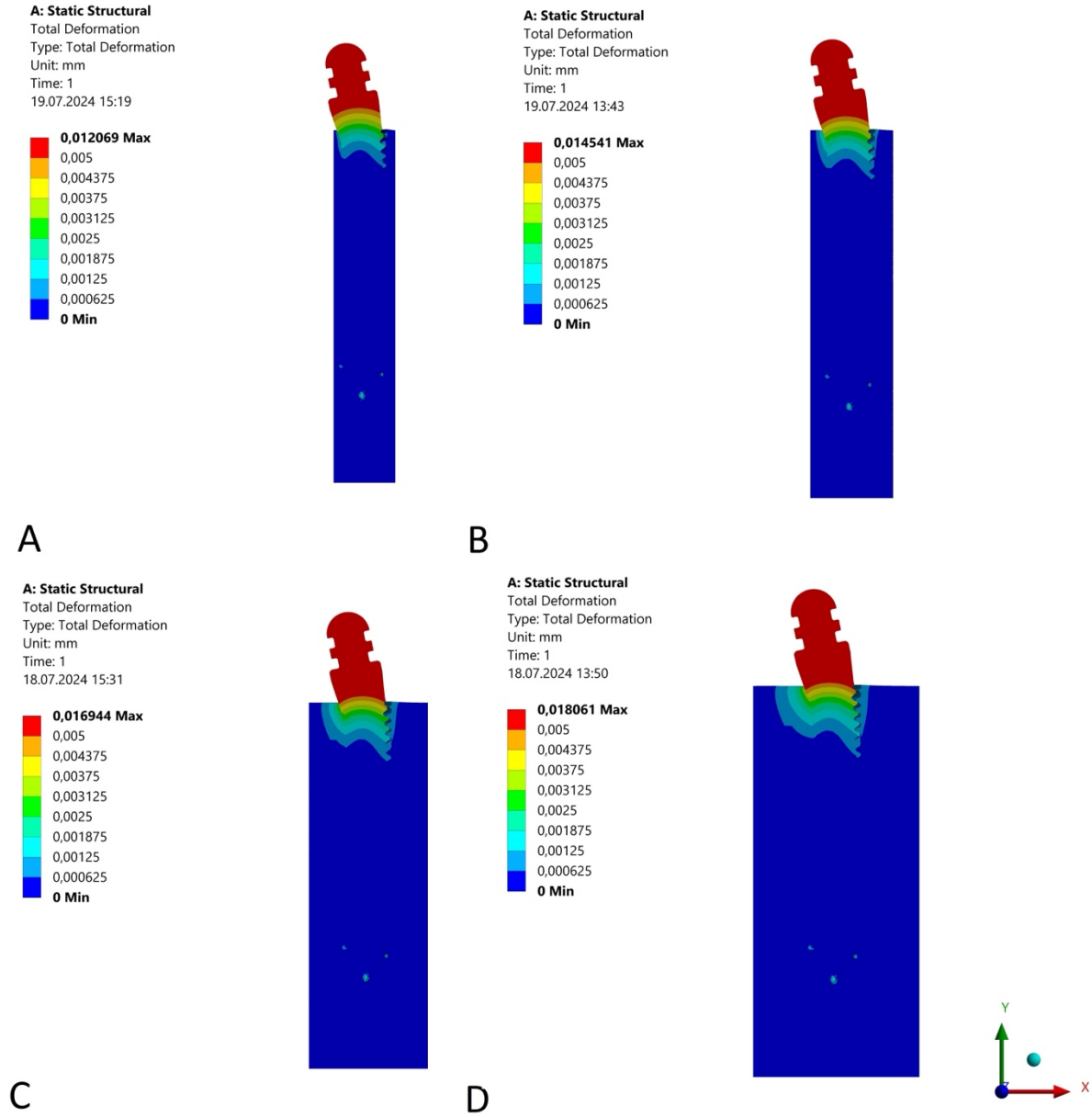
C

D



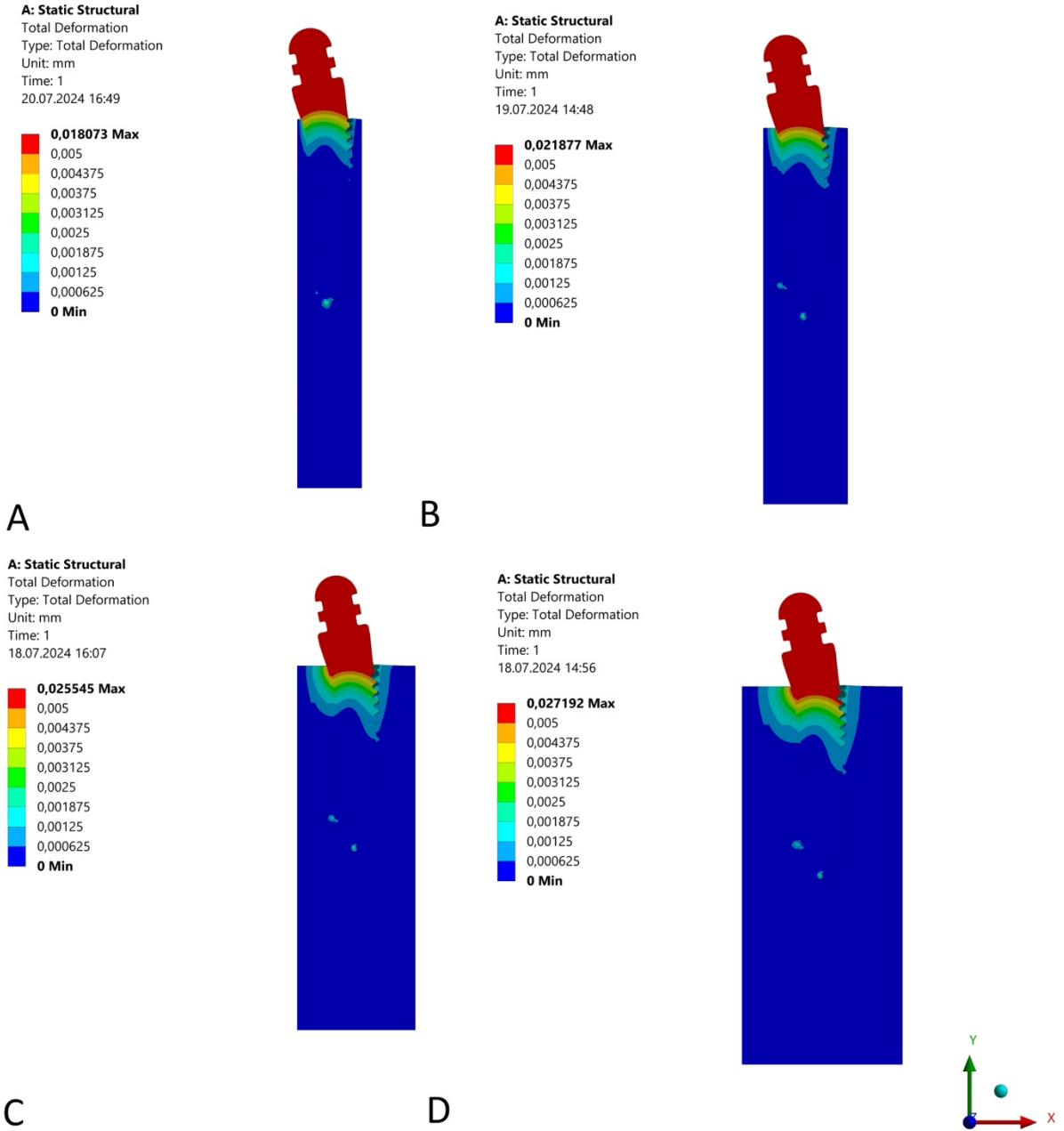
Şekil 60. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modelleri incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 18,2 mikrometre ile 3mm kemik kalınlığına sahip modelde olduğu gözükmemektedir. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 12,2 mikrometre, 1mm kalınlıkta 14,68 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 17,12 mikrometredir (şekil 60).



Şekil 61. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

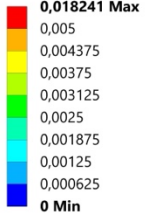
Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde en yüksek şekil değiştirme değerinin 18,06 mikrometre değerinde, 3mm kemik kalınlığına uygulanan modelde meydana geldiği görülmüştür. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 12,07 mikrometre, 1mm kalınlıkta 14,54 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 16,94 mikrometredir (şekil 61).



Şekil 62. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

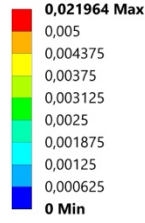
Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki implantların 150N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 27,19 mikrometre olup 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer 0,5mm kalınlık için 18,07 mikrometre, 1mm kalınlık için 21,88 mikrometre ve 2mm kalınlık için 25,55 mikrometredir (şekil 62).

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
20.07.2024 16:12



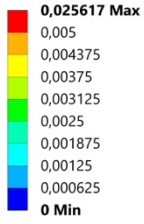
A

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 14:30



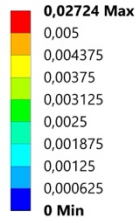
B

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 15:52

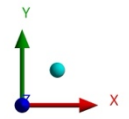


C

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 14:29



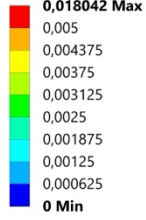
D



Şekil 63. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

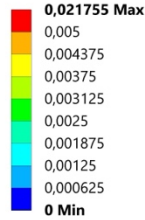
Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki implantların 150N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 27,24 mikrometre olup 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer 0,5mm kalınlık için 18,24 mikrometre, 1mm kalınlık için 21,96 mikrometre ve 2mm kalınlık için 25,62 mikrometredir (şekil 63).

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 15:20



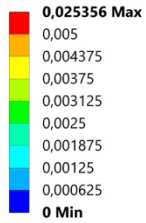
A

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
19.07.2024 13:46



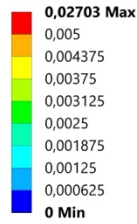
B

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 15:34

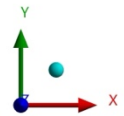


C

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
18.07.2024 14:02



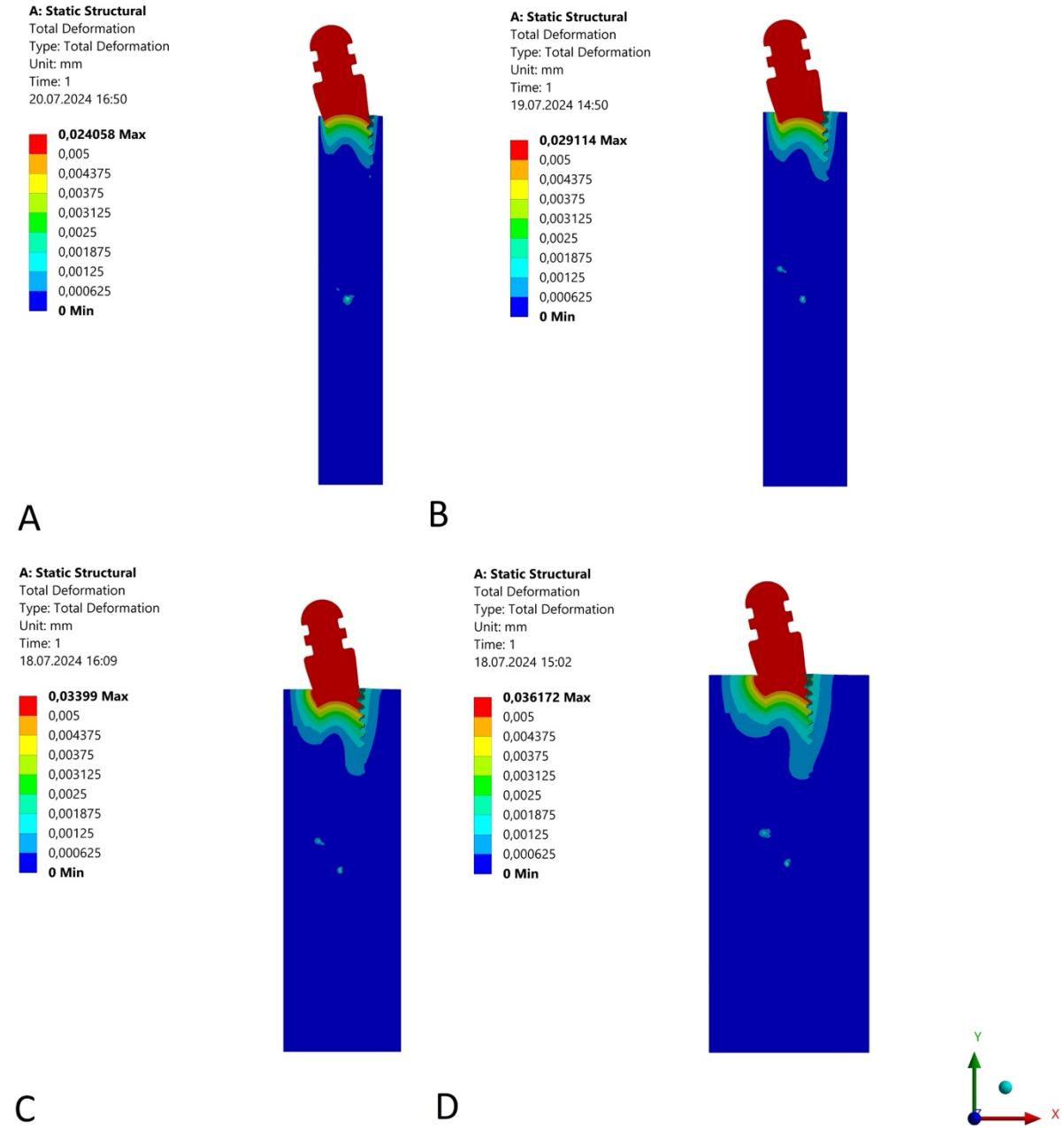
D



Şekil 64. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki implantların 150N kuvvet etkisi altında şekil değiştirme davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 3mm kemik kalınlığında 27,03 mikrometre değerinde olduğu görülmektedir. Bu değer 0,5mm

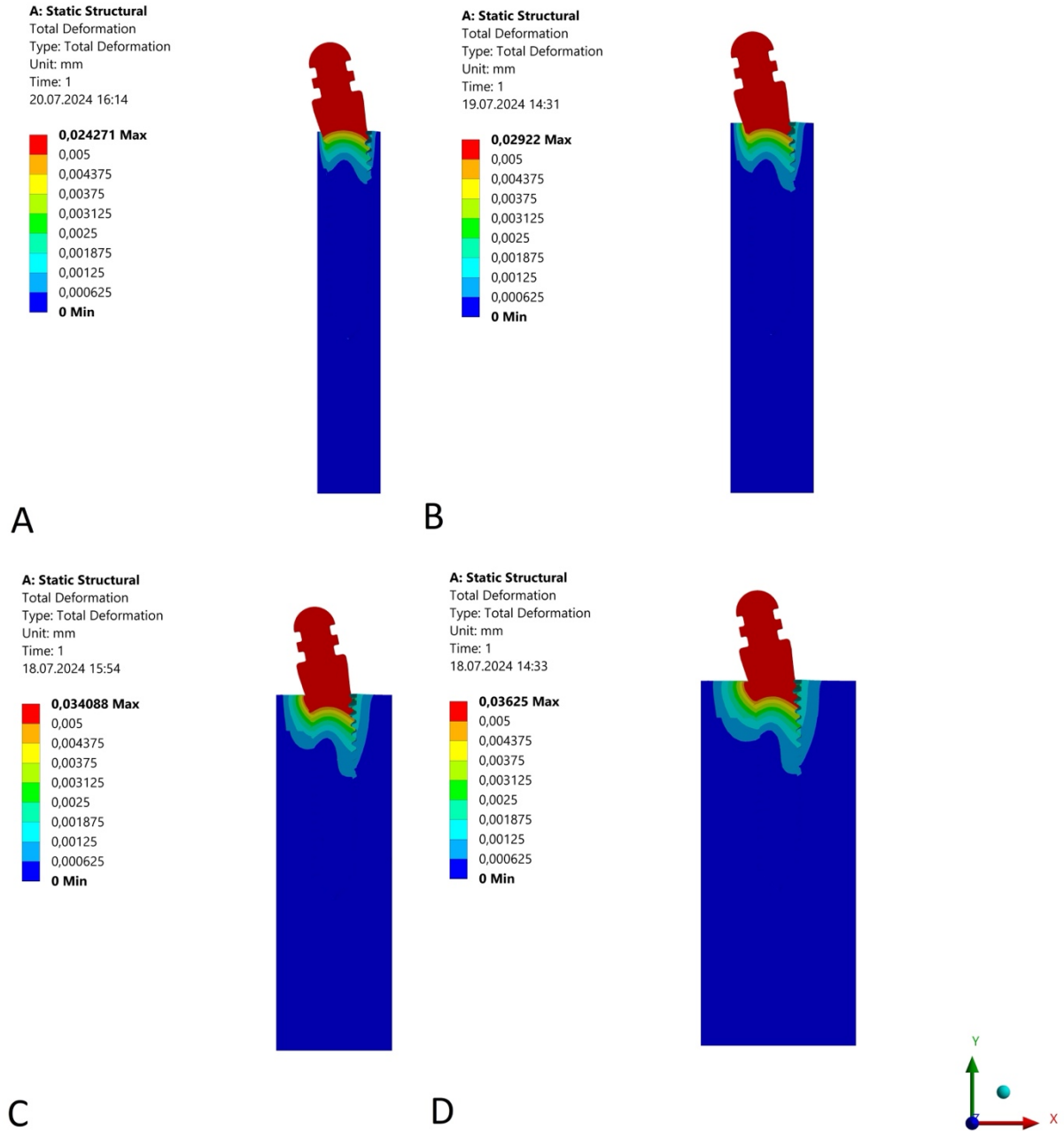
kalınlık için 18,04 mikrometre, 1mm kalınlık için 21,76 mikrometre ve 2mm kalınlık için 25,36 mikrometredir (şekil 64).



Şekil 65. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki implantların 200N kuvvet etkisi altında şekil değiştirme davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 3mm kemik kalınlığında 36,18 mikrometre değerinde olduğu gözükmektedir. Bu değer

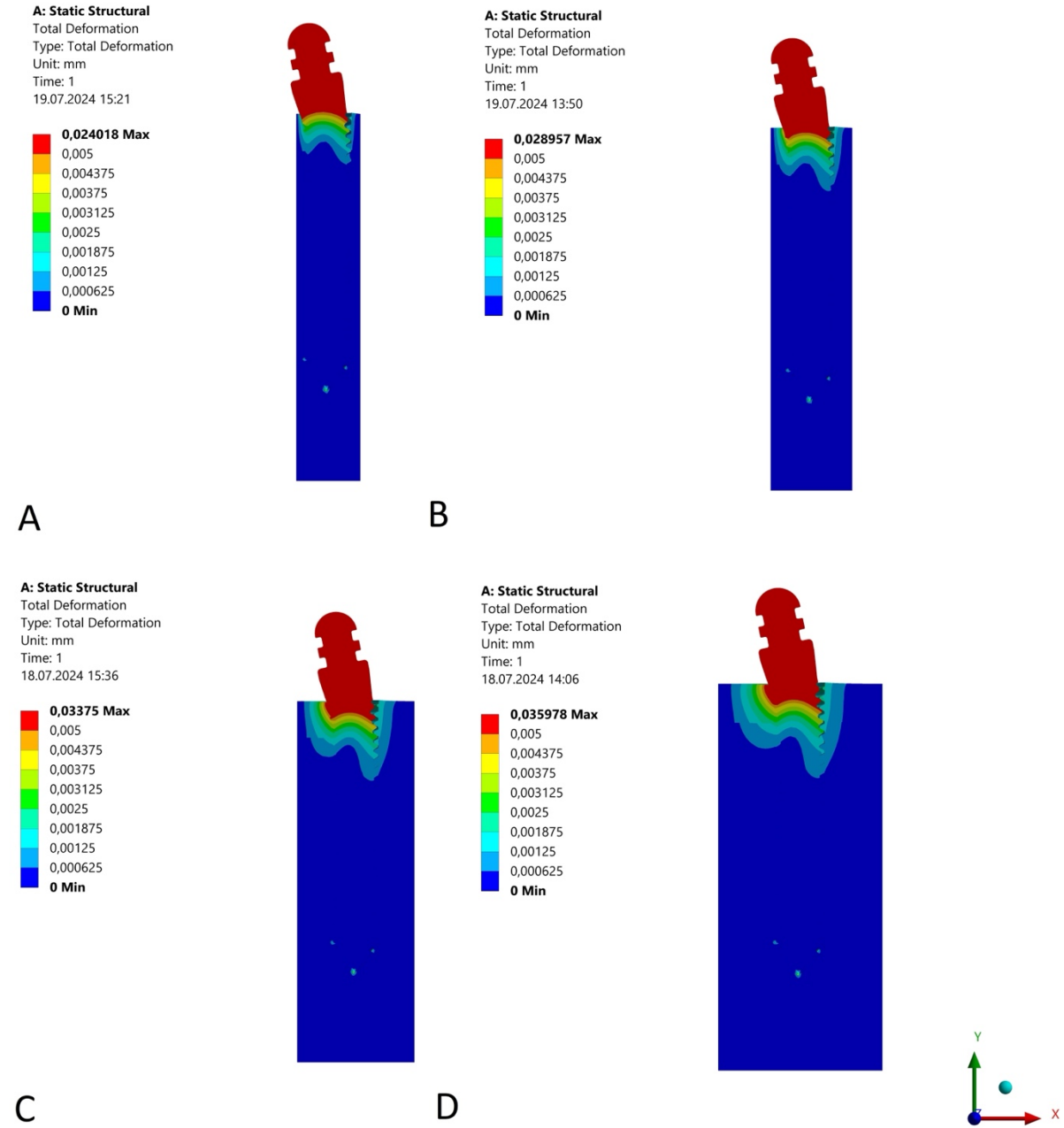
0,5mm kalınlık için 24,06 mikrometre, 1mm kalınlık için 29,11 mikrometre ve 2mm kalınlık için 33,99 mikrometredir (şekil 65).



Şekil 66. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant modellerinde, 200N kuvvet etkisi altında en yüksek şekil değiştirme değeri 36,25 mikrometre olup 3mm kemik kalınlığına sahip

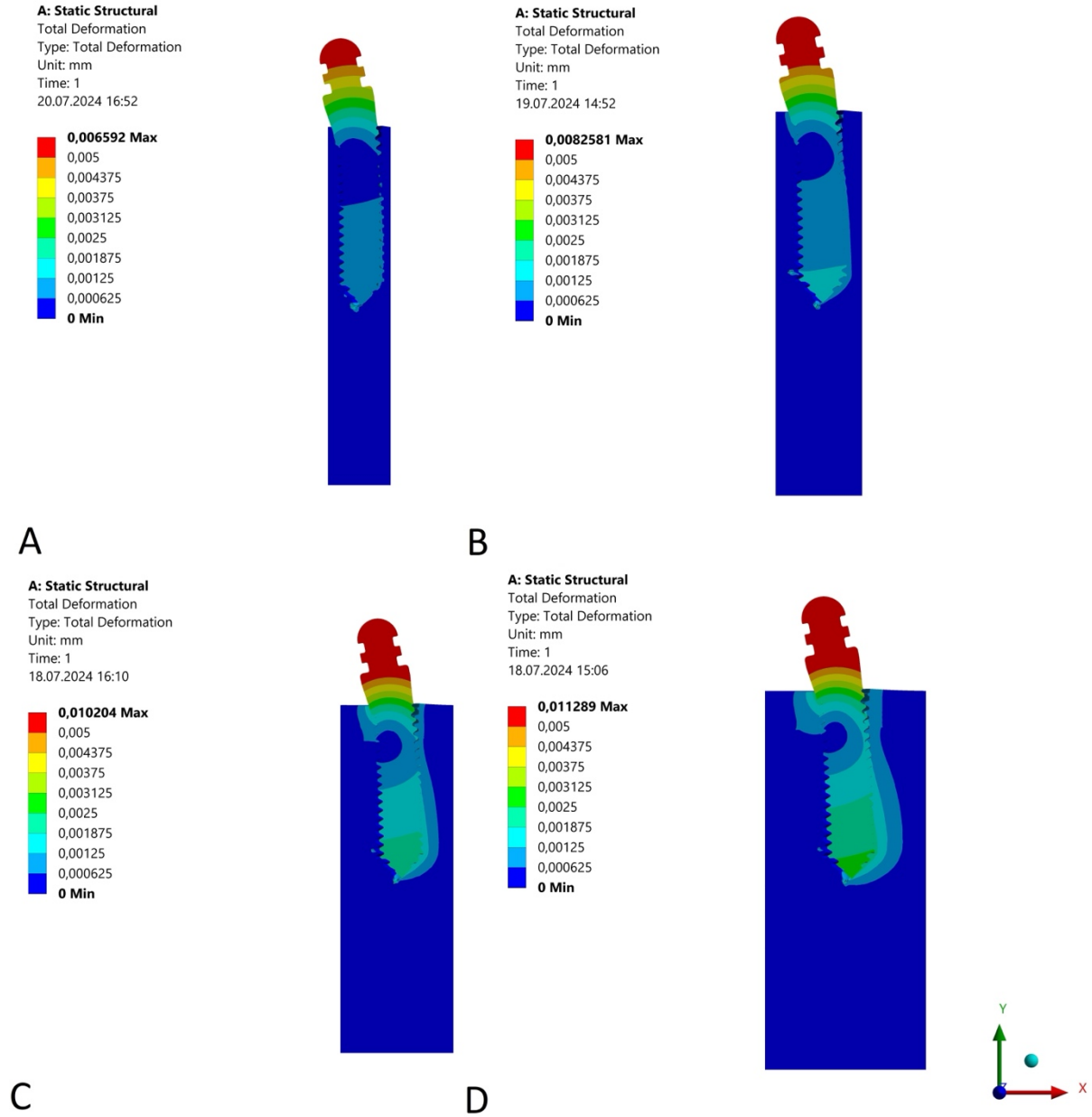
olan modelde meydana gelmiştir. Bu değer 0,5mm kalınlıkta 24,27 mikrometre, 1mm kalınlıkta 29,22 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 34,09 mikrometredir (şekil 66).



Şekil 67. Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm implant modellerinin şekil değiştirme dağılımı incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değeri 35,98 mikrometre olup 3mm kemik

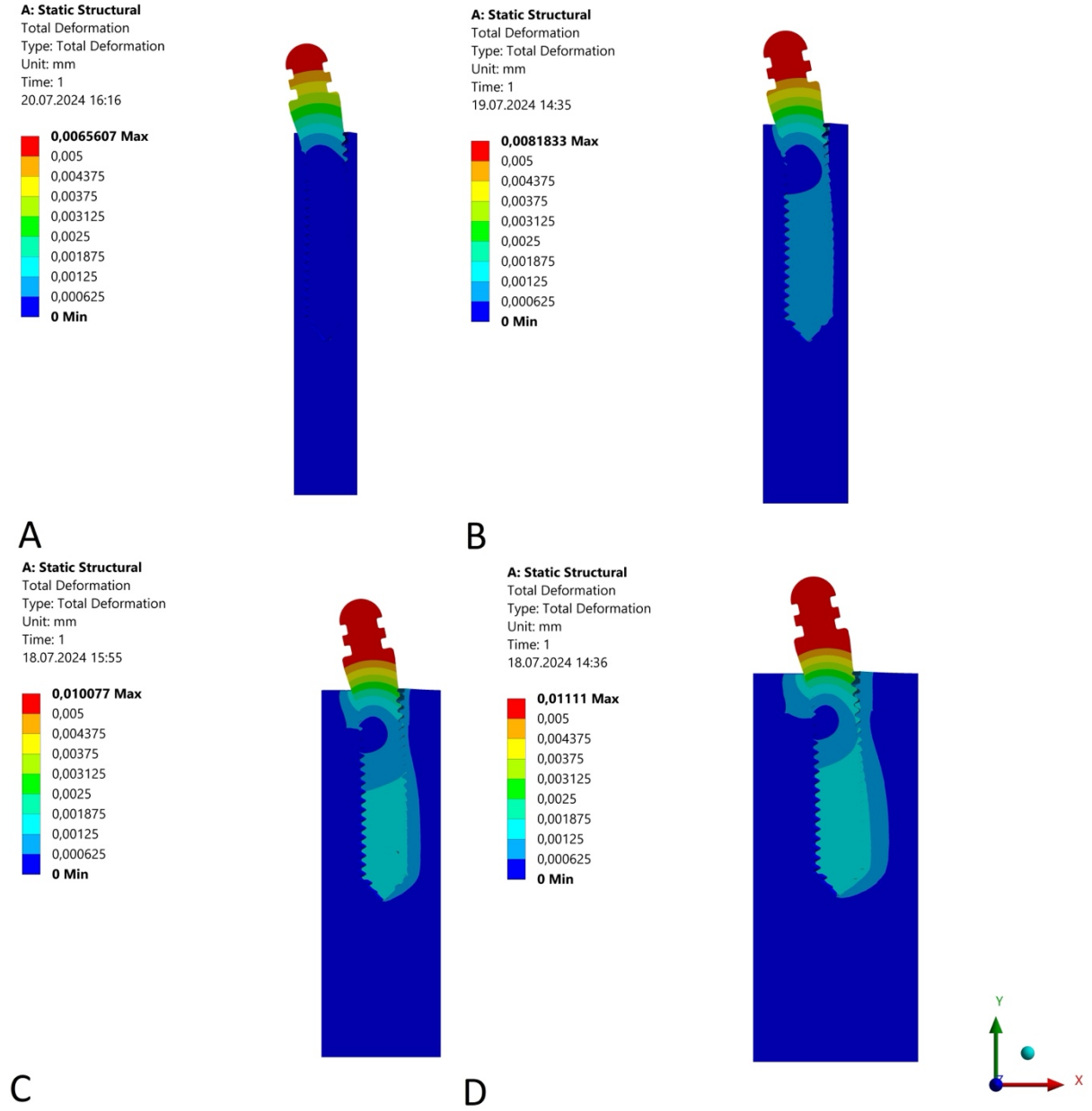
kalınlığına uygulanan modelde oluşmuştur. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 24,02 mikrometre, 1mm kalınlıkta 28,96 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 33,75 mikrometredir (şekil 67).



şekil 68. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki implant sistemlerinin 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme davranışları incelendiğinde en yüksek deformasyonun 3mm kemik kalınlığı modelinde, 11,29 mikrometre değerinde meydana geldiği gözükmektedir.

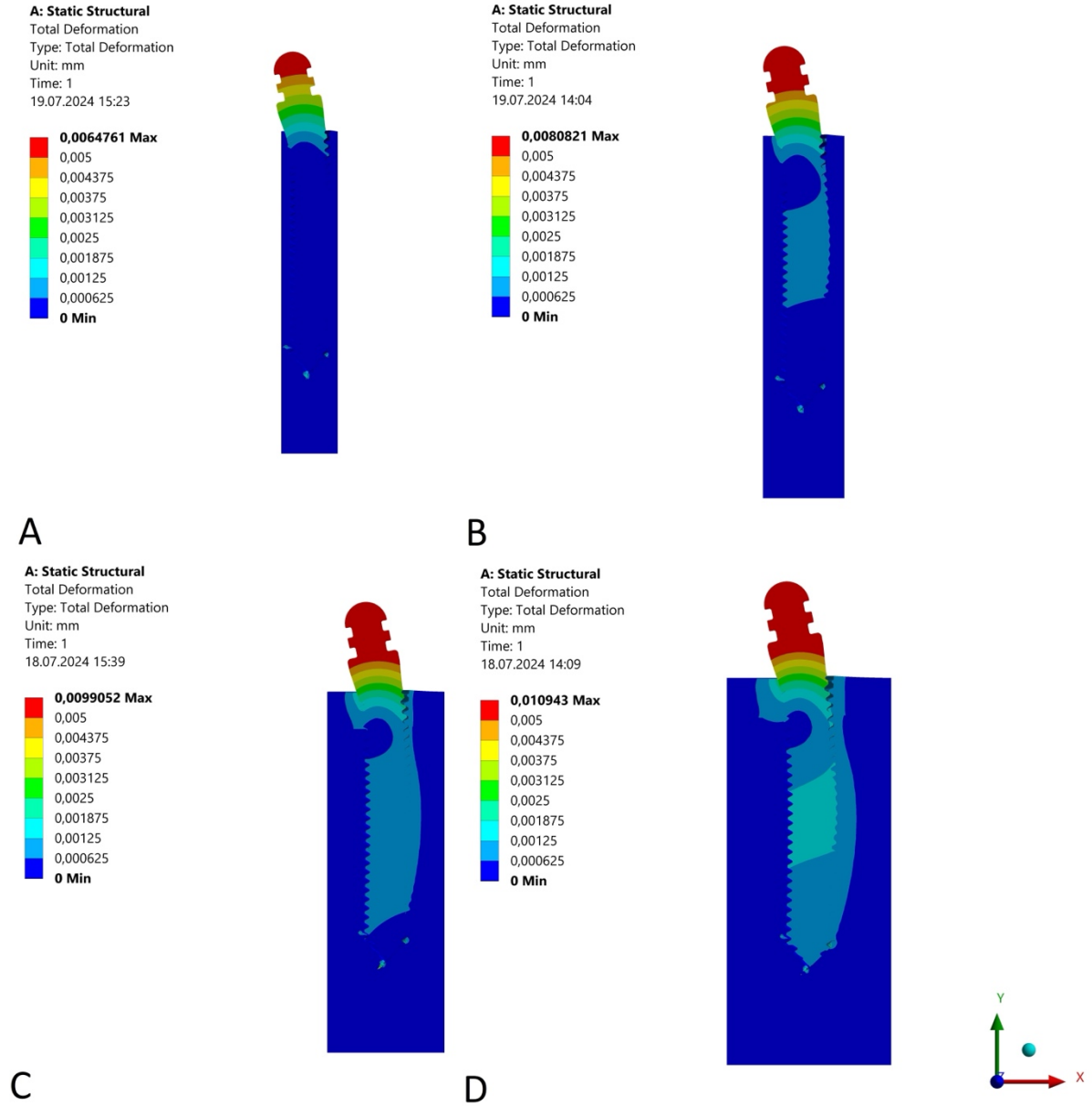
Bu değer 0,5mm kemik kalınlığında 6,6 mikrometre, 1mm kemik kalınlığında 8,26 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığında 10,2 mikrometredir (şekil 68).



Şekil 69. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm implant sistemlerinin 50N kuvvet etkisi altındaki davranışlarında en yüksek deformasyon değerinin 11,11 mikrometre olup 3mm kemik kalınlığına sahip modelde olduğu gözlemlenmiştir. Bu değer, 0,5mm kalınlığında 6,56

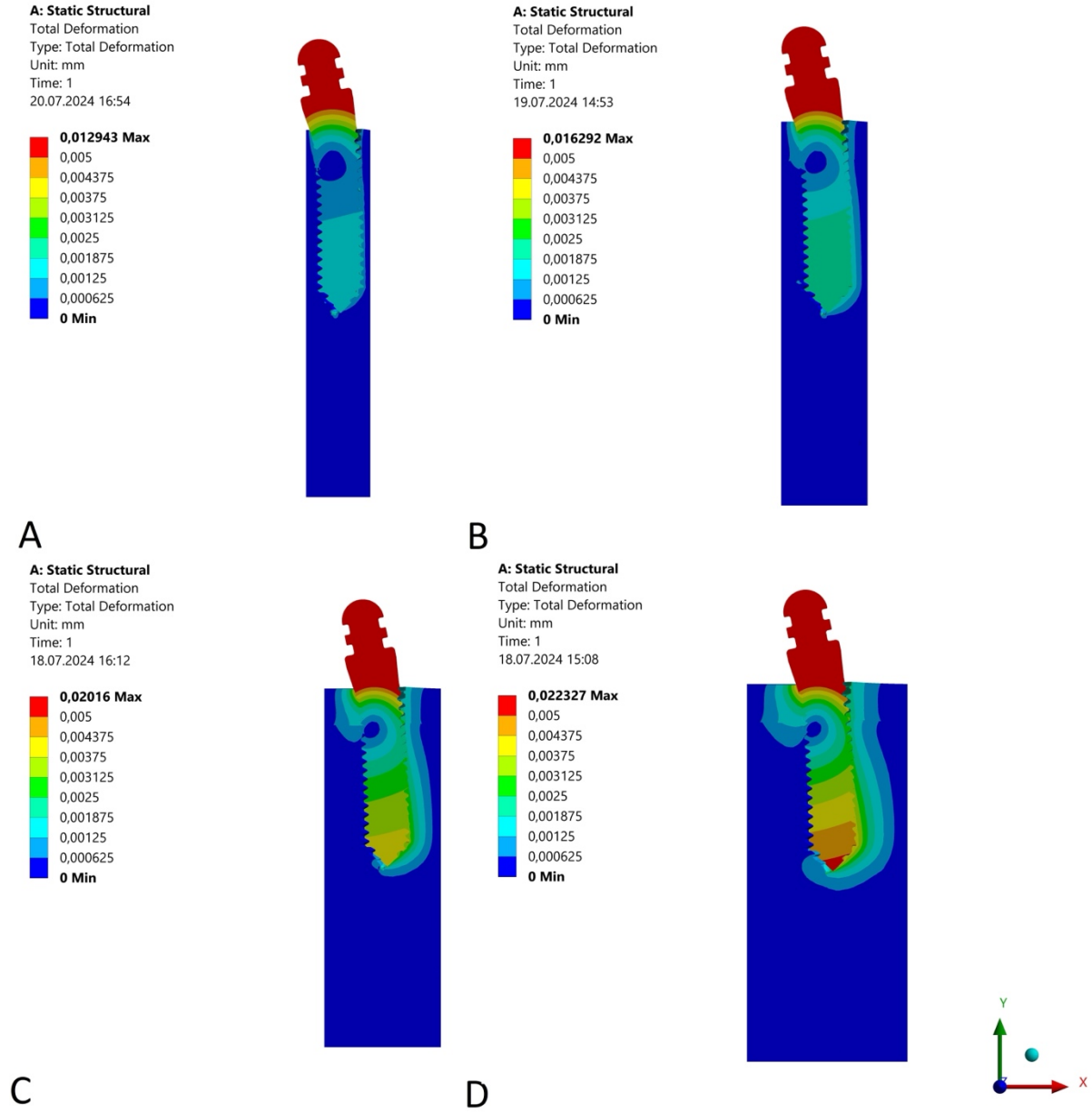
mikrometre, 1mm kemik kalınlığında 8,18 mikrometre ve 2mm kalınlığında 10,08 mikrometredir (şekil 69).



Şekil 70. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki implant sistemlerinin 50N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirmenin 10,94 mikrometre değerinde 3mm kemik kalınlığında olduğu görülmektedir.

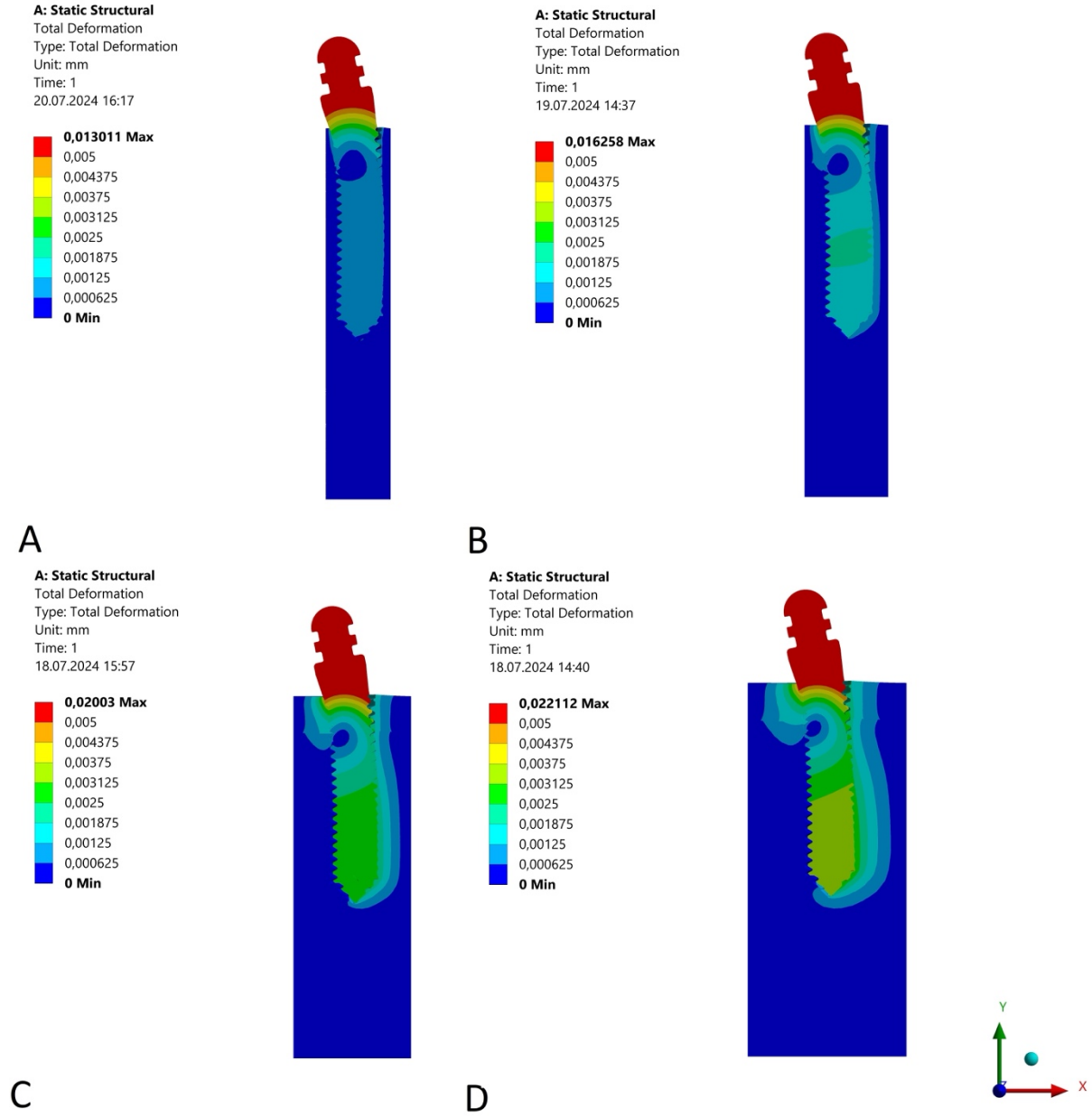
Bu değer 0,5mm kemik kalınlığı için 6,48 mikrometre, 1mm kemik kalınlığı için 8,08 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığı için 9,91 mikrometredir (şekil 70).



Şekil 71. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki implant sistemlerinde 100N kuvvet etkisi altında en yüksek deformasyon 3mm kemik kalınlığında 22,33 mikrometre

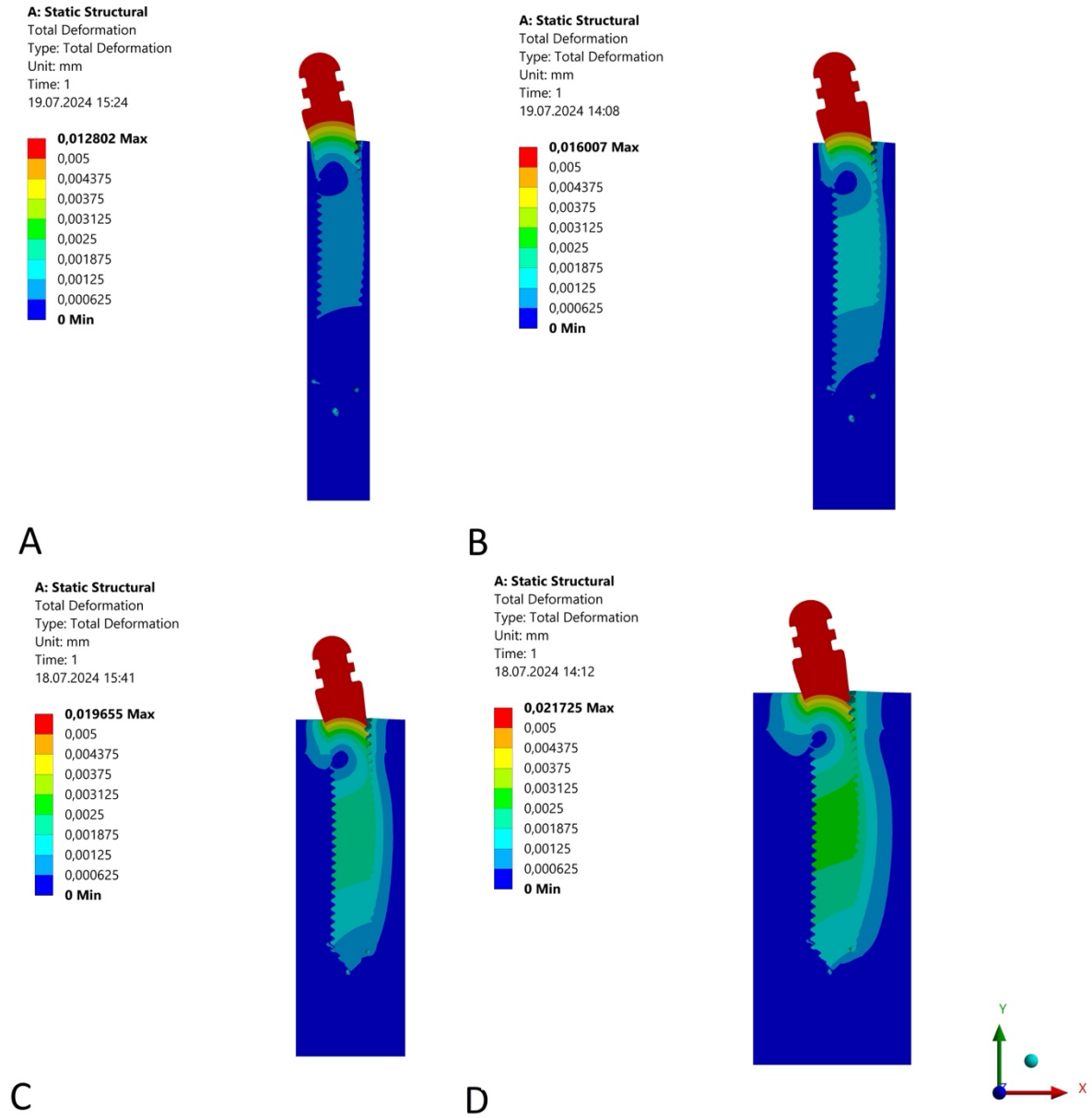
değerinde oluşmuştur. Bu değer 0,5mm kalınlıkta 12,94 mikrometre, 1mm kalınlıkta 16,29 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 20,16 mikrometredir (şekil 71).



Şekil 72. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 22,11 mikrometre değerinde, 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. Bu

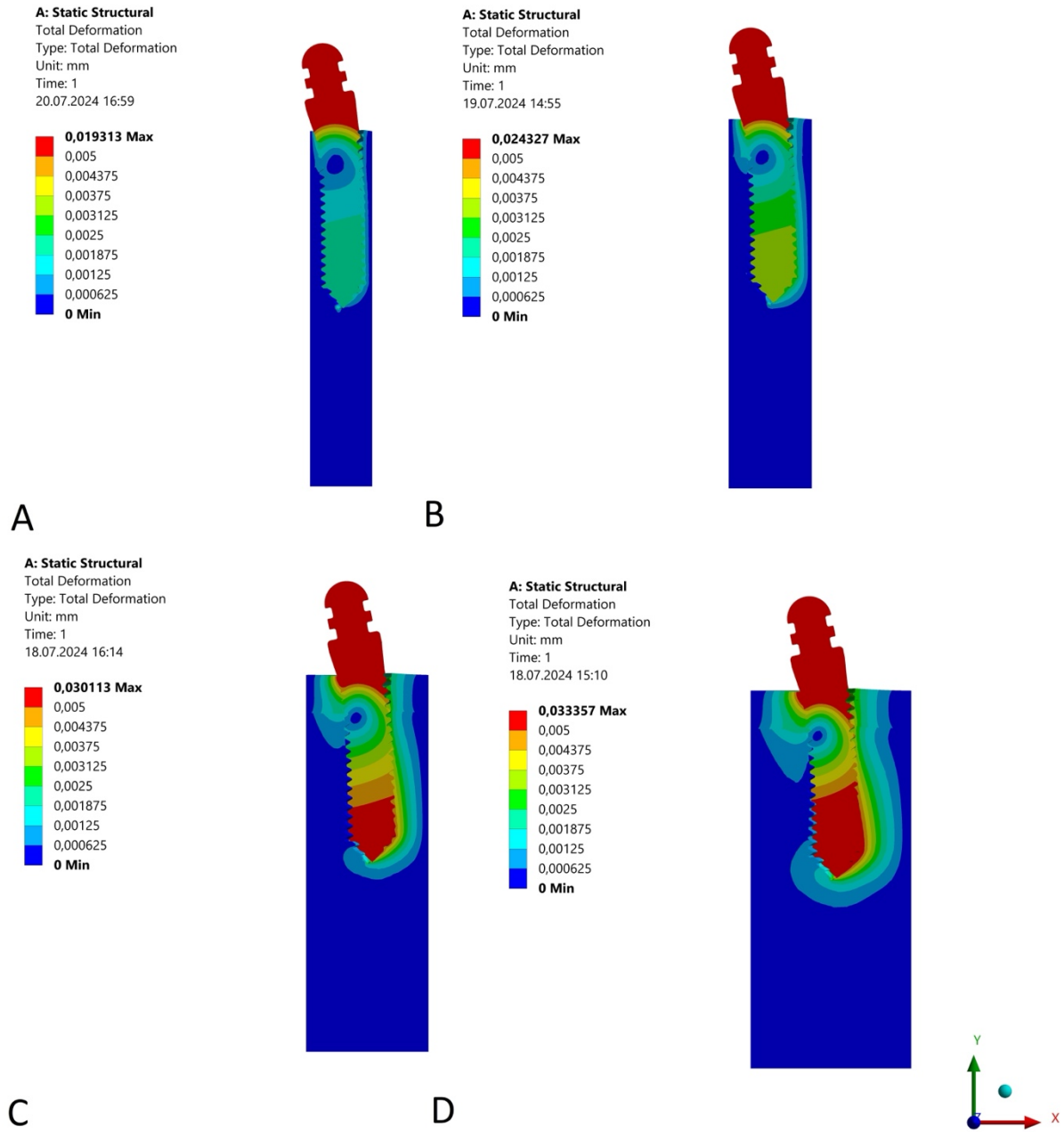
değer, 0,5mm kemik kalınlığında 13,01 mikrometre, 1mm kemik kalınlığında 16,26 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığında 20,03 mikrometredir (şekil 72).



Şekil 73. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 100N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme davranışları incelendiğinde en yüksek şekil değiştirme değerinin 3mm kalınlığındaki kemik kalınlığında olduğu görülmektedir. Bu değer, 21,73 mikrometredir. Maksimum şekil değiştirme değeri 0,5mm kemik kalınlığı için 12,8

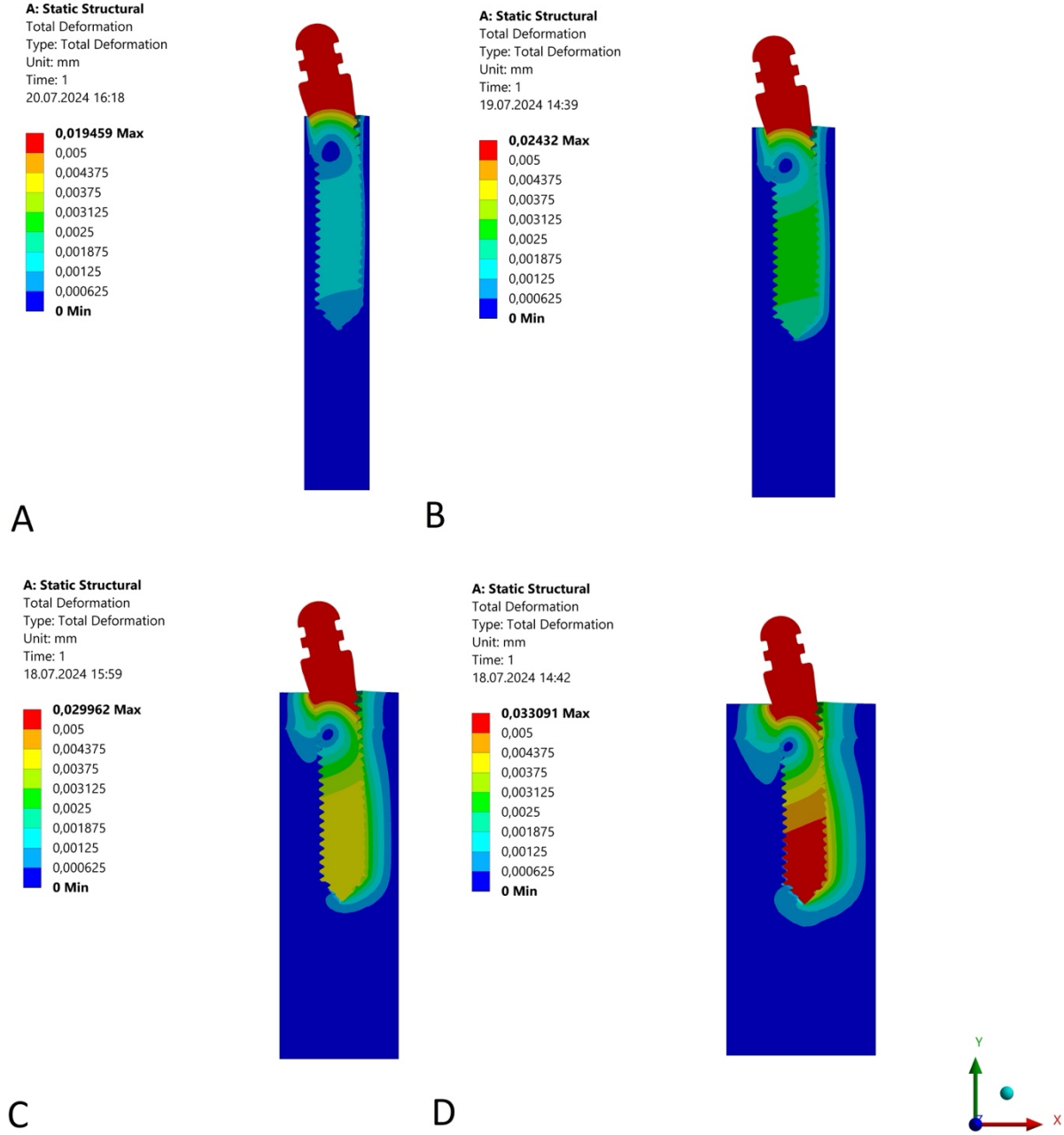
mikrometre, 1mm kemik kalınlığı için 16,01 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığı için 19,66 mikrometredir (şekil 73).



Şekil 74. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

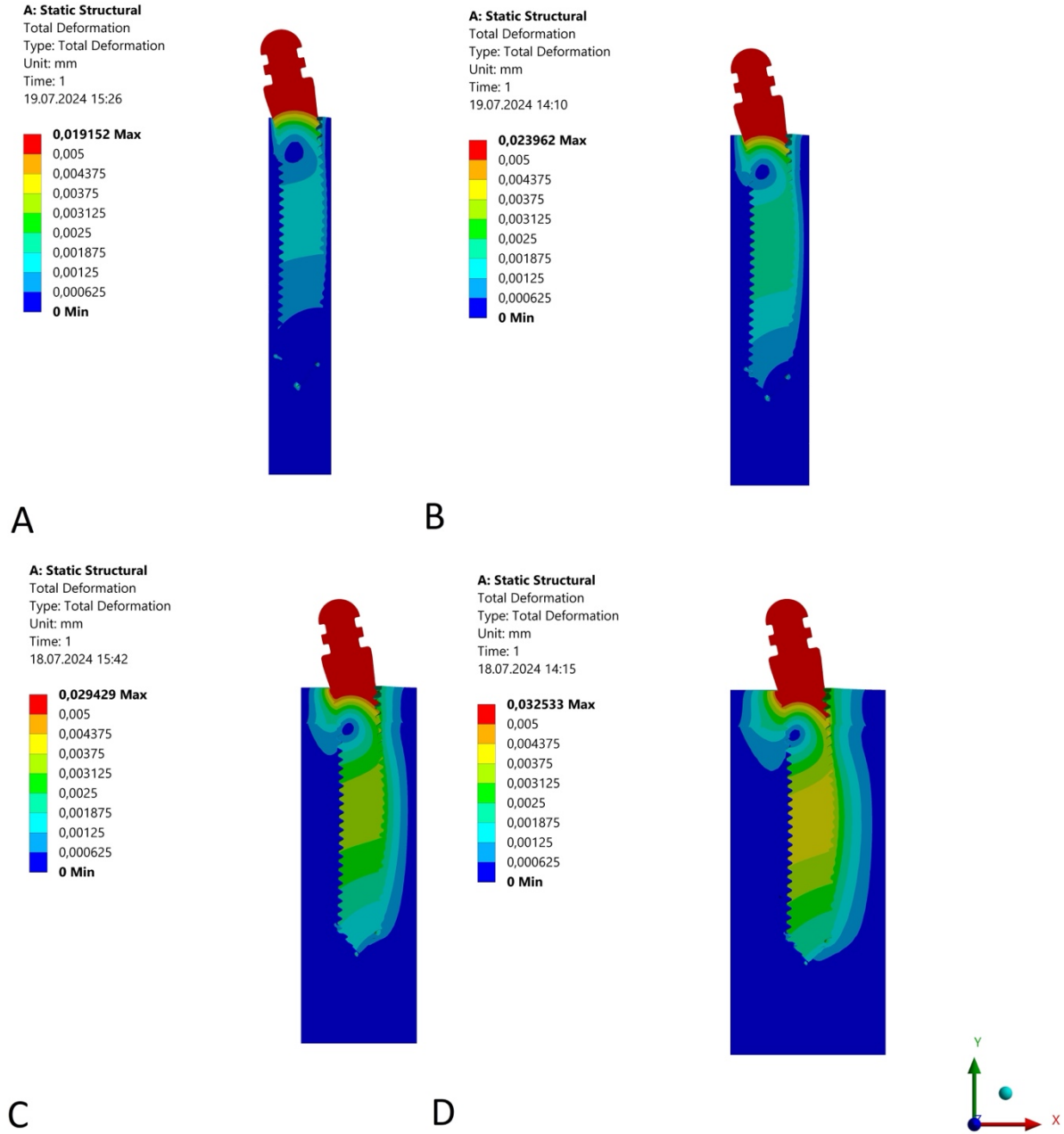
Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 33,36 mikrometre değerinde 3mm kemik kalınlığına ait modelde olduğu görülmektedir. Bu

değer, 0,5mm kalınlık için 19,31 mikrometre, 1mm kalınlık için 24,33 mikrometre ve 2mm kalınlık için 30,11 mikrometredir (şekil 74).



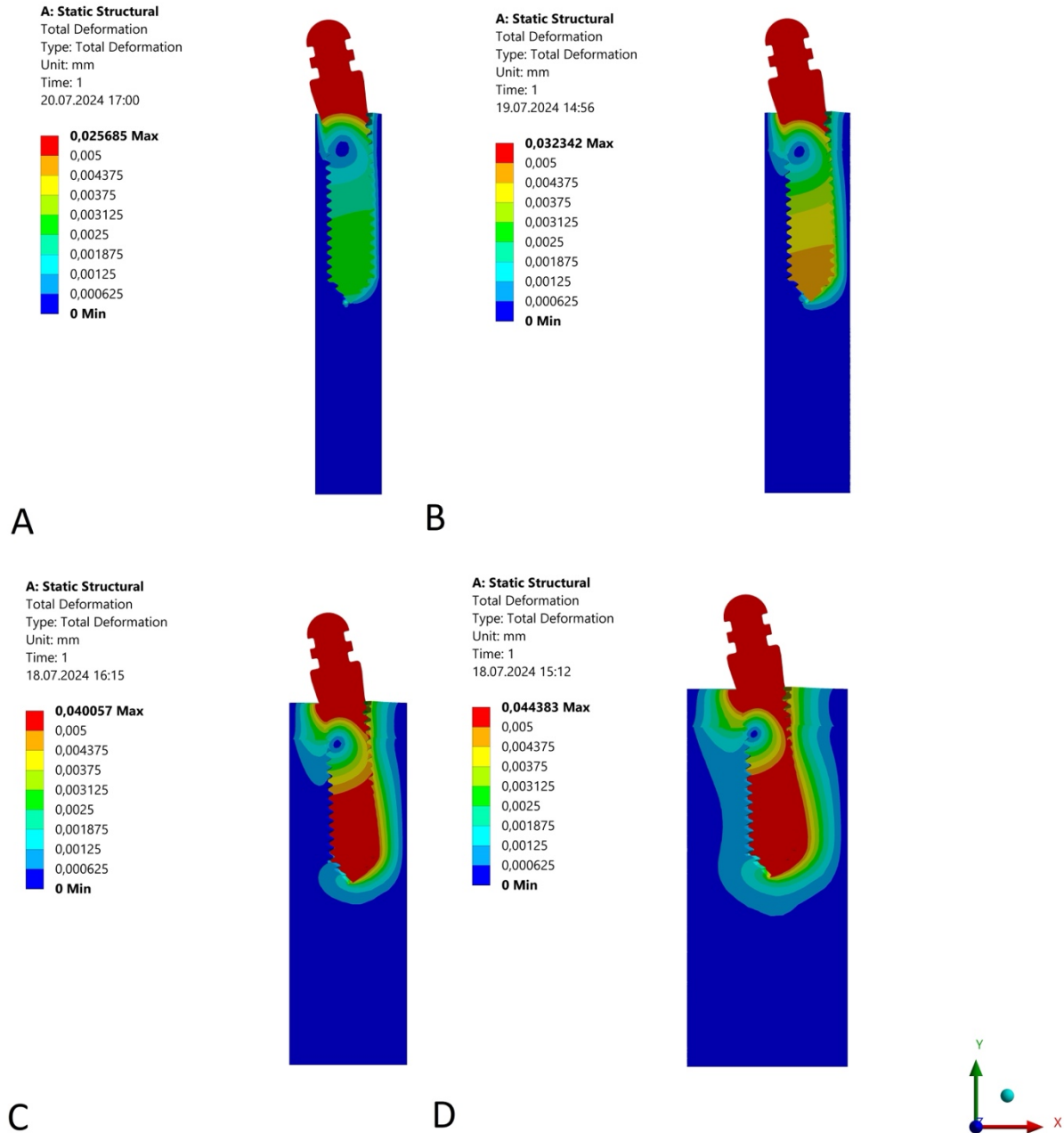
Şekil 75. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde en yüksek deformasyonun 3mm kemik kalınlığında 33,09 mikrometre değerinde meydana geldiği görülmektedir. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 19,46 mikrometre, 1mm kalınlıkta 24,32 mikrometre ve 2mm kalınlıkta 29,96 mikrometre değerindedir (şekil 75).



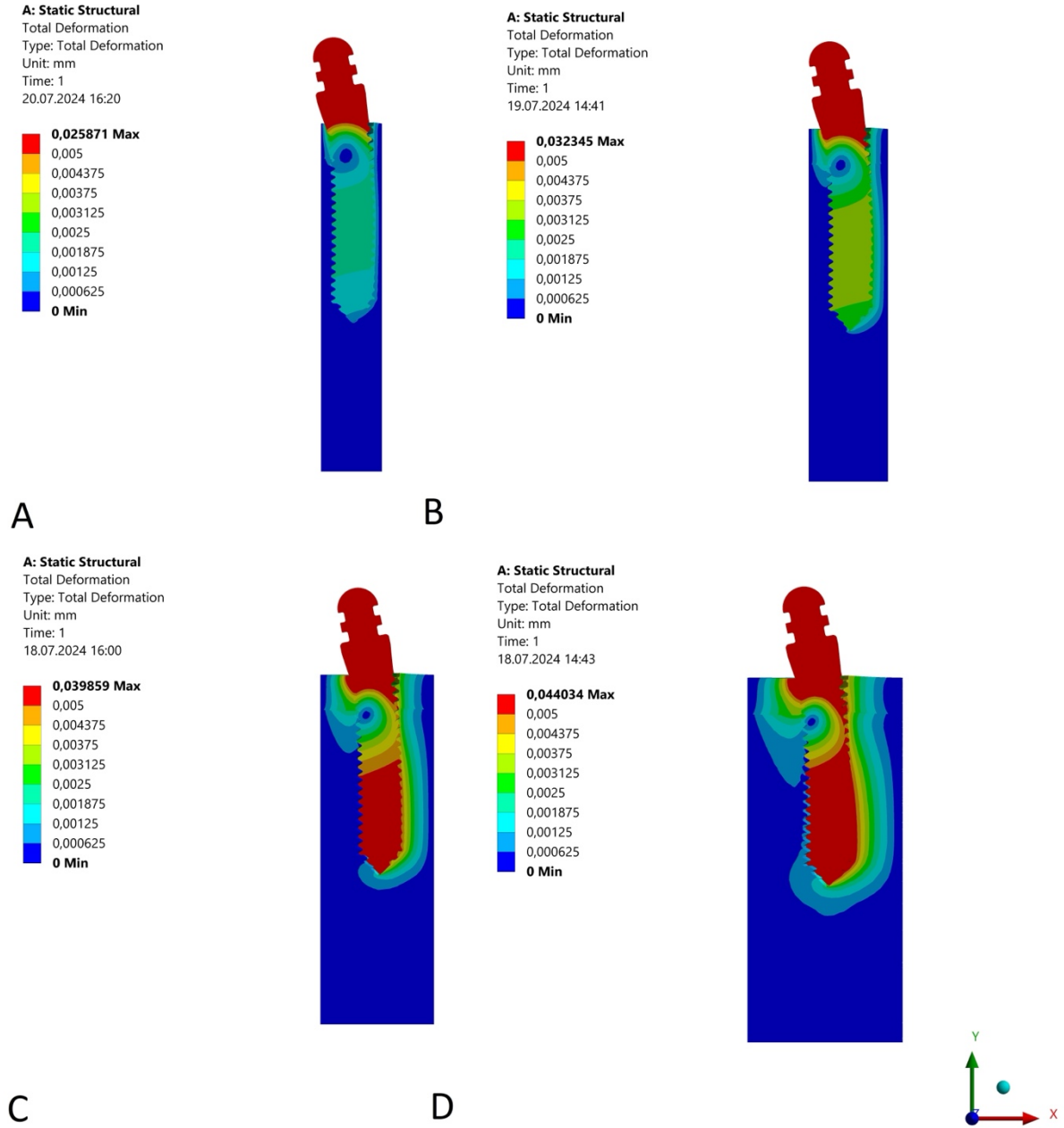
Şekil 76. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 150N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 32,53 mikrometre olarak 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığında 19,15 mikrometre, 1mm kemik kalınlığında 23,96 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığında 29,43 mikrometredir (şekil 76).



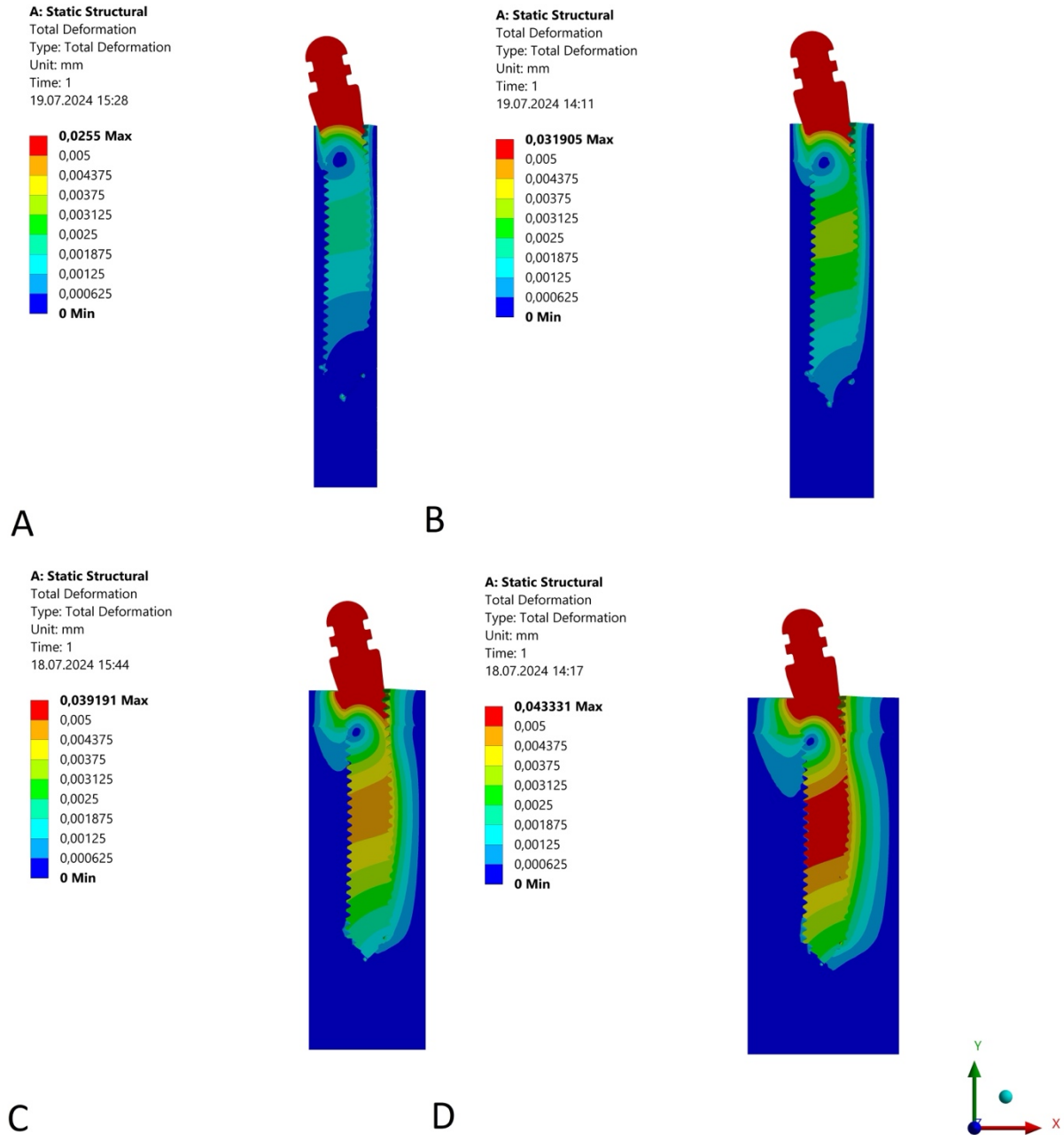
Şekil 77. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 10mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları incelendiğinde, en yüksek şekil değiştirme değerinin 3mm kemik kalınlığında 44,38 mikrometre değerinde meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer 0,5mm kalınlık için 25,69 mikrometre, 1mm kalınlık için 32,34 mikrometre, 2mm kalınlık için 40,06 mikrometredir (şekil 77).



Şekil 78. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 11,5mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde en yüksek şekil değiştirme değerinin 44,03 mikrometre ile 3mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözükmemektedir. Bu değer, 0,5mm kalınlıkta 25,87 mikrometre, 1mm kemik kalınlığında 32,35 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığında 39,86 mikrometredir (şekil 78).



Şekil 79. Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki şekil değiştirme dağılımları A, 0,5mm kemik kalınlığı, B, 1mm kemik kalınlığı, C, 2mm kemik kalınlığı, D, 3mm kemik kalınlığı

Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanan 15mm uzunluğundaki mini dental implantların 200N kuvvet etkisi altındaki davranışları incelendiğinde en yüksek şekil değiştirme değerinin 43,33 mikrometre olduğu ve 3 mm kemik kalınlığında meydana geldiği gözlenmektedir. Bu değer, 0,5mm kemik kalınlığı için 25,5 mikrometre, 1mm kemik kalınlığı için 31,91 mikrometre ve 2mm kemik kalınlığı için 39,19 mikrometredir (şekil 79).



8. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

Bu çalışmada farklı değerlerdeki implantı çevreleyen kemik kalınlıklarına uygulanan mini dental implantların yatay kuvvet etkisi altındaki davranışları, incelenmiştir. Mini dental implant uygulamaları Lekholm ve Zarb kemik sınıflandırmasına göre Tip 1 ve Tip 2 kemik yoğunluğuna uygulanmıştır. Tip 3 ve tip 4 kemiğe uygulanmasının güvenli olmadığı geçmişteki çalışmalarda belirtilmiştir (Flanagan, 2006, 2021; Flanagan vd., 2008; Geramy vd., 2012; Hisam vd., 2019; Kanie vd., 2004; Sana vd., 2020). Bu tez çalışması kapsamında yapılmış olan bildiride Tip 3 kemiğe uygulanan mini dental implantın da analizi yapılmış olup mini dental implantların Tip 3 kemikte uygun olmadığı sonucuna varılmıştır (Eren vd., t.y.). Sonlu eleman yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda kemik modellerinin elastik malzeme özellikleri izotropik kabul edilmiştir (Geramy vd., 2012; Kong vd., 2008; Marimuthu vd., 2015; Moreira De Melo & Francischone, 2020; Patil vd., 2021; Pisani vd., 2022; Ziaie & Khalili, 2021). Kemik anizotropik malzeme özelliğine sahip olduğu için bu kabulün doğru olmadığı düşünülmektedir. Kemik malzemesi olarak anizotropik elastik özelliklere yakın, kabul edilebilir ortotropik elastik özellikler tanımlanmıştır (Liao vd., 2007). Aradaki farkın kabul edilebilir olup olmadığını gözlemlemek için izotropik kemik modeli ve ortotropik kemik modelinin kuvvet etkisi altındaki tepkileri kıyaslanmıştır. Aradaki farkın anlamlı olduğu düşünülmektedir. Bu yüzden çalışmanın devamında yapılan analizlerde kemik için ortotropik elastik malzeme özellikleri kullanılmıştır.

Tip 1 kemik için sonuçlar incelendiğinde kemik içine uygulanan 10mm mini dental implantların gerilmeyi, implantın uç kısmı ile kemiğin temas ettiği bölgeye ilettiği gözlemlenmiştir. 11,5mm implant – kemik modelinde gerilmeler yine aynı bölgede toplansa da 10mm implantlara göre daha küçük bir bölgede gerilme meydana gelmiştir. Bu durum 15mm implant sisteminde yok denecek kadar azdır. Kemik kalınlıkları kıyaslandığında yatay kuvvetten dolayı implantın boyun bölgesindeki eğilmenin, kemik yüzeyinde gerilme meydana getirdiği gözlemlenmiştir. 0,5mm, 1mm ve 2mm kalınlıkta implantın baş kısmının, implantın dayandığı kemik yüzeyinin tamamında gerilme oluşturduğu gözlemlenmiştir. 3mm kemik kalınlığında, yüzeyde oluşan gerilmeler aynı yoğunlukta olmasına rağmen kemik yüzeyinin tamamında meydana gelmediği için daha güvenli olduğu söylenebilir. Şekil değiştirme değerlerine bakıldığında Tip 1 kemik için, kemikte oluşabilecek kabul edilebilir 5 mikrometrelik deformasyon değerinin yalnızca implantın baş kısmındaki eğilmeden kaynaklı

meydana geldiği, kemik içinde ise hiçbir durumda aşılmadığı gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda Tip 1 kemik yoğunluğuna uygulanacak olan mini dental implantların, kemikte, uygulama aralığının 3mm olmasının ve 15mm uzunluğundaki implantın kullanılmasının güvenli olacağı söylenebilir.

Tip 2 kemik için sonuçlar incelendiğinde gerilme dağılımlarında implantların gerilmeyi kemik içine dağıtmadığı gözlenmiştir. Gerilmeler yüzeyde ve kortikal kalınlıkta meydana gelmiştir. Tip 1 kemik ile benzer olarak yüzeydeki gerilmelerin 0,5mm, 1mm ve 2mm kemik kalınlığında yüzeyin tamamında meydana geldiği yalnızca 3mm kemik kalınlığında yüzeyin yalnızca bir kısmında gerilme meydana geldiği gözlenmiştir. 10mm ve 15mm uzunluğundaki implantlar kemik içinde, implantın uç noktasının kemik ile temas ettiği bölgede çok küçük bir alanda gerilme oluşturmuşlardır fakat bu değerler 7,5MPa değerinin üstünde olmadığı için kabul edilebilir değerlerdir. 11,5mm implant sisteminde ise kemik içinde neredeyse hiç gerilme oluşmadığı gözlemlenmiştir. Şekil değiştirme dağılımlarına bakıldığında kemik içinde 5 mikrometrenin üzerinde bir deformasyon gözlemlenmemiştir. İmplant sistemleri kıyaslandığında kemik içinde en yüksek şekil değiştirmeyi 10mm uzunluğundaki implant sistemi oluşturmuştur. Bu değer 3,75 mikrometrenin altında ve 1mm, 2mm ve 3mm kemik kalınlığında meydana gelmiştir. Kemik içerisindeki deformasyonun en az 0,5mm kemik kalınlığında 11,5mm ve 15mm implant uygulamalarında olduğu gözlemlenmiştir. İki implant sistemi için de kemik içerisindeki deformasyon neredeyse aynıdır. Sonuç olarak Tip 2 kemik yoğunluğu için 11,5mm implant sisteminin kullanılmasının daha güvenli olduğu söylenebilir.

Bu çalışmadaki sonuçlar, hesaplamalı analiz ile elde edilmiştir. İleride yapılacak klinik çalışmalarla da desteklenmelidir. Bu tezin devamı niteliğinde aşağıdaki çalışmalar yapılabilir:

- Ortaya konulan mini dental implant farklı geometrideki yivler kullanılarak analiz edilebilir.
- Bu çalışmada her ne kadar en güvensiz olarak değerlendirilen yatay yükleme durumunda analizler yapıldıysa da farklı açılarda yüklemeler ele alınabilir.
- Hesaplamalı analizlerde gerilmeye odaklanıldığında kompozit malzemeler için geçerli farklı hasar kriterleri ile analizler yapılabilir.
- Mini dental implant, kron destekli olarak modellenebilir.
- Kron destekli model çiğnemeyi temsil eden farklı açılardaki yükler ile analiz edilebilir.
- Mini dental implantların yorulma analizleri ortaya konulabilir.

KAYNAKÇA

- Abraham, C. (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The open dentistry journal*, 8, 50-55.
<https://doi.org/10.2174/1874210601408010050>
- Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., & Wang, H. L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clinical Oral Implants Research*, 21(2), 129-136. <https://doi.org/10.1111/J.1600-0501.2009.01800.X>
- Alghamdi, H. (2018). Methods to Improve Osseointegration of Dental Implants in Low Quality (Type-IV) Bone: An Overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9, 7.
<https://doi.org/10.3390/jfb9010007>
- Annibali, S., Cristalli, M., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short Dental Implants: A Systematic Review. *Journal of dental research*, 91, 25-32. <https://doi.org/10.1177/0022034511425675>
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2008). Class I and Class II restorations of resin composite: An FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24, 600-605.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.019>
- Atsumi, M., Park, S.-H., & Wang, H.-L. (2007). Methods used to assess implant stability: Current status. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22, 743-754.
- Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M., & Watts, D. C. (2012). Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials*, 28(8), 919-927.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.04.035>
- Bathe, K.-J., & Bolourchi, S. (1979). Large displacement analysis of three-dimensional beam structures. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 14(7), 961-986. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/nme.1620140703>
- Beer, F. P., Johnston, E. R., Dewolf, J. T., & Mazurek, D. F. (2014). *Mechanics of Materials - Sixth Edition* (6. bs).
- Borges, G. A., Presotto, A. G. C., Caldas, R. A., Pisani, M. X., & Mesquita, M. F. (2021). Is one dental mini-implant biomechanically appropriate for the retention of a mandibular overdenture? A comparison with Morse taper and external hexagon platforms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 491-499.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.038>
- Brånemark, P. I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lundkvist, S., & Rockler, B. (1983). Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, 4(1), 25-28. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0142-9612\(83\)90065-0](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0142-9612(83)90065-0)
- Branemark, P. I., Zarb, G. A., Albrektsson, T., & Rosen, H. M. (1985). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*.
<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:72027444>
- Branemark, P.-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399-410.
[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)
- Clagett, M. (1959). *The science of mechanics in the Middle Ages*. Madison: The University of Wisconsin Press.
- Clough, R. W. (1960). *The Finite Element Method in Plane Stress Analysis*.
<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:209965642>
- Cook, R. D. (1995). *Finite Element Modeling for Stress Analysis*.

- Courant, R. (1943). Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 49, 1-23.
<https://api.semanticscholar.org/CorpusID:16547277>
- Dörsam, I., Bauroth, A., Keilig, L., Bourauel, C., & Heinemann, F. (2020). Definition of a drilling protocol for mini dental implants in different bone qualities. *Annals of Anatomy*, 231. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2020.151511>
- Dummet, C. O. (1969). The Historical Background of Periodontology. *Journal of Periodontology*.
- Efeoglu A, E. D. A. Ö. Ö. (2001). *Başlangıçtan Günümüze Diş Hekimliği Tarihi*. Nobel Tıp Kitapevleri.
- Eren, A., Özhan, B. B., & Flanagan, D. (t.y.). *Farklı Kemik Tiplerine Uygulanan Mini Dental İmplantların Dikey Yük Etkisi Altındaki Davranışlarının İncelenmesi*.
- Fauchard, P. (1728). *Le Chirurgien Dentiste*.
- Flanagan, D. (2006). Implant-supported fixed prosthetic treatment using very small-diameter implants: a case report. *The Journal of oral implantology*, 32(1), 34-37.
<https://doi.org/10.1563/778.1>
- Flanagan, D. (2017). Bite force and dental implant treatment: A short review. İçinde *Medical Devices: Evidence and Research* (C. 10, ss. 141-148). Dove Medical Press Ltd. <https://doi.org/10.2147/MDER.S130314>
- Flanagan, D. (2021). Rationale for Mini Dental Implant Treatment. *The Journal of oral implantology*, 47(5), 437-444. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-19-00317>
- Flanagan, D., Ilies, H., McCullough, P., & McQuoid, S. (2008). Measurement of the fatigue life of mini dental implants: a pilot study. *The Journal of oral implantology*, 34(1), 7-11. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2008\)34\[7:MOTFLO\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2008)34[7:MOTFLO]2.0.CO;2)
- Fugazzotto, P. (2008). Shorter implants in clinical practice: Rationale and treatment results. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23, 487-496.
- G. Sarnat, B. (1986). Growth pattern of the mandible: Some reflections. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 90(3), 221-233.
[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0889-5406\(86\)90069-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0889-5406(86)90069-7)
- Garg, A. K. (2009). *Implant Dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Geramy, A., Retrouvey, J.-M., Jelodar, R., & Salehi, H. (2012). Mini-implant loosening: 3D analysis using the finite element method. *Orthodontics : the art and practice of dentofacial enhancement*, 13, e51-7.
- Güler, M., & Şen, S. (2016). SONLU ELEMENLER YÖNTEMİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66.
- Hisam, M. J., Zaman, I., Sharif, S., Kurniawan, D., & Nor, F. M. (2019). Finite element analysis of mini implant biomechanics on peri-implant bone. *Procedia Manufacturing*, 30, 308-314. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.02.044>
- Hughes, T. (2000). *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis* (C. 78).
- Hung, B. Q., Yu, W., Park, H. S., Kyung, H. M., & Hong, M. (2022). Correlation between insertion torque and peri-implant bone strain during placement of orthodontic mini-implants: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(2), 248-254.
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.07.042>
- Hyson, J. M. (2003). History of Development of Exodontia as a Specialty. *Journal of the California Dental Association*.

- Kanie, T., Nagata, M., & Ban, S. (2004). Comparison of the mechanical properties of 2 prosthetic mini-implants. *Implant Dentistry*, 13(3), 251-256.
<https://doi.org/10.1097/01.ID.0000136912.98138.C3>
- KELEŞ, H. G. (t.y.). *ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAKSİLLANIN DENTAL İMPLANT DESTEKLİ PROTETİK REHABİLİTASYONUNDA UYGULANAN SUBPERİOSTEAL İMPLANTLARIN VE ZİGOMATİK İMPLANTLARIN KONVANSİYONEL İNTRAOSSEAL DENTAL İMPLANTLAR İLE 3-BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ KULLANARAK KARŞILAŞTIRILMASI*.
- Kong, L., Sun, Y., Hu, K., Li, D., Hou, R., Yang, J., & Liu, B. (2008). Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 286-293.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00286.x>
- Küçükkurt, S. (2018). İLERİ DERECEDE ATROFİK POSTERİOR MANDİBULANIN EKSTRA KISA (4 MM) İMPLANTLARLA DESTEKLENEN SABİT PROTEZ İLE REHABİLİTASYONU: İKİ YILLIK TAKİP. *Aydın Dental*, 4(1), 9-16.
- Leissa, A. W. (2005). The Historical Bases of the Rayleigh and Ritz Methods. *Journal of Sound and Vibration*, 287, 961-978.
- Liao, S. H., Tong, R. F., & Dong, J. X. (2007). Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 88(3), 197-209. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2007.09.009>
- Linkow, L. I., Wagner, J. R., & Chanavaz, M. (1998). Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. *The Journal of oral implantology*, 24(1), 16—36. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(1998\)024<0016:tmsibs>2.3.co;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(1998)024<0016:tmsibs>2.3.co;2)
- Love, A. E. H. (1927). *A Treatise on the Mathematical Theory of Elasticity*. (C. 104). Cambridge University Press.
- Mandible. (t.y.). Geliş tarihi 12 Ağustos 2024, gönderen https://en.wikipedia.org/wiki/Mandible#cite_note-1
- Mangano, C., Bianchi, A., Mangano, F., Dana, J., Colombo, M., Solop, I., & Admakın, O. (2020). Custom-made 3D printed subperiosteal titanium implants for the prosthetic restoration of the atrophic posterior mandible of elderly patients: a case series. *3D Printing in Medicine*, 6. <https://doi.org/10.1186/s41205-019-0055-x>
- Marimuthu, V. K., Kumar, K., Sadhasivam, N., Arasappan, R., Jayamurugan, A., & Rathinasamy, R. (2015). Finite element analysis of stress and displacement around mini-implant using different insertion angles and various direction of orthodontic force in maxilla and mandible. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 49(2), 61-66. <https://doi.org/10.4103/0301-5742.162235>
- Maxilla. (t.y.). Wikipedia. Geliş tarihi 12 Ağustos 2024, gönderen <https://en.wikipedia.org/wiki/Maxilla>
- Mešić, E., Muratović, E., Redžepagić-Vražalica, L., Pervan, N., Muminović, A. J., Deliç, M., & Glušac, M. (2021). Experimental & fem analysis of orthodontic mini-implant design on primary stability. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(12). <https://doi.org/10.3390/app11125461>
- Meyer, U., Joos, U., Mythili, J., Stamm, T., Hohoff, A., Fillies, T., Stratmann, U., & Wiesmann, H. P. (2004). Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials*, 25(10), 1959-1967. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.08.070>
- Misch, C. (1999). Prosthetic options in implant dentistry. İçinde *Contemporary implant dentistry* (ss. 43-52).

- Misch, C. E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry*, 8(1).
https://journals.lww.com/implantdent/fulltext/1999/01000/contemporary_implant_dentistry.13.aspx
- Moreira De Melo, E. J., & Francischone, C. E. (2020). Three-dimensional finite element analysis of two angled narrow-diameter implant designs for an all-on-4 prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 477-484.
- Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., & Shimizu, N. (2006). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implant. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22, 779-784.
- Nunn, J. F. (1996). *Ancient Egyptian Medicine* (C. 113).
- Nuño, N., Amabili, M., Groppetti, R., & Rossi, A. (2002). Static coefficient of friction between Ti-6Al-4V and PMMA for cemented hip and knee implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 59(1), 191-200.
<https://doi.org/10.1002/JBM.1233>
- Oden, J. T. (1983). *Finite Elements of Nonlinear Continua*.
- Oden, J. T. (1991). *Applied Functional Analysis*. CRC Press.
- Patil, P. G., Lin Seow, L., Uddanwadikar, R., & Ukey, P. D. (2021). Biomechanical behavior of mandibular overdenture retained by two standard implants or 2 mini implants: A 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 138e1-138e8.
- Pisani, M. X., Gabriella, A., Presotto, C., Ferraz Mesquita, M., Adelino, V., Barão, R., Kemmoku, D. T., Antoninha, A., & Cury, D. B. (2022). Biomechanical behavior of 2-implante and single-implanteretained mandibular overdentures with conventional or mini implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 421-430.
- Reddy, J. N. (1984). *An Introduction to the Finite Element Method*.
- Reddy, J. N. (2006). *Theory and Analysis of Elastic Plates and Shells*. CRC Press.
- Sakal, A. N. (2023). *Bruksizimli Hastalarda PEEK, Zirkonyum ve Titanyum Dental İmplant Materyallerinin D1-D4 Kemik Densitelerinde Oluşturdukları Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Metodu ile İncelenmesi*. Karadeniz Teknik Üniversitesi.
- Sana, S., Reddy, R., Talapaneni, A. K., Hussain, A., Bangi, S. L., & Fatima, A. (2020). Evaluation of stability of three different mini-implants, based on thread shape factor and numerical analysis of stress around mini-implants with different insertion angle, with relation to en-masse retraction force. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 25(6), 59-68. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.25.6.059-068.oar>
- Schuez, I., & Alt, K. W. (2022). Leonardo da Vinci and Dental Anatomy. *Journal of Anatomy*, 240(2), 183-196. <https://doi.org/10.1111/joa.13561>
- Schutz, B. F. (1980). *Geometrical Methods of Mathematical Physics*. Cambridge University Press. <https://doi.org/DOI: 10.1017/CBO9781139171540>
- Sendax, V. I. (2013). *Mini dental implants : principles and practice*. Elsevier/Mosby.
- Sidhu, M., Chugh, V. K., Dmello, K., Mehta, A., Chugh, A., & Tandon, P. (2020). Evaluation of Stress Pattern Caused by Mini-Implant in Mandibular Alveolar Bone with Different Angulations and Retraction Forces: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Turkish Journal of Orthodontics*, 33(3), 150-156.
<https://doi.org/10.5152/TURKJORTHOD.2020.19109>
- Soğancı Ünsal, G., & Hasanoğlu Erbaşar, G. N. (2020). Dişsiz Rezorbe Mandibulaya Farklı İmplantlarla Yapılan Overdenture Protezlerde Gerilme Analizinin Değerlendirilmesi. *Journal of Dental Faculty of Ataturk University*, 30(3), 457-463.

- Stević, M., Tatić, Z., Biočanin, V., Đurić, D., & Đukić, I. (2021). History of implantology from the aspect of osseointegration and mucointegration. *Journal of Regional Section of Serbian Medical Association in Zajecar*, 46(1), 29-35.
- Su, T.-Y., Wu, J. C.-H., Chiu, W.-C., Chen, T.-J., Lo, W.-L., & Lu, H. H.-S. (2024). Automatic classification of temporomandibular joint disorders by magnetic resonance imaging and convolutional neural networks. *Journal of Dental Sciences*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jds.2024.06.001>
- Timoshenko, S., & Goodier, J. N. (1951). *Theory of Elasticity*.
- Töre, G. (2004). *Mini Dental İmplantlarda Başarı Durumu*. Yeditepe Üniversitesi.
- TURNER, M. J., CLOUGH, R. W., MARTIN, H. C., & TOPP, L. J. (1956). Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*, 23(9), 805-823. <https://doi.org/10.2514/8.3664>
- U.S. Titanium Industry Inc. (2002). *Titanium Alloys - Ti6Al4V Grade 5*. <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1547>
- Valente, M. L. C., Bolfarini, C., De Oliveira, D. P., & Dos Reis, A. C. (2021). Dental mini-implant designs to support overdentures: Development, biomechanical evaluation, and 3D digital image correlation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1-10.
- Westfall, R. S. (1980). *Never at rest. A biography of Isaac Newton*. Cambridge University Press.
- Yakıncı, C., Tanrıverdi, L. H., Erkurt, M. A., Altuntaş, F., & Yiğenoğlu, T. N. (2023). *Tıp Dallarının Tarihçesi*.
- YILMAZ, S. (t.y.). *DİŞ İMPLANTLARINDA ABUTMENT TASARIMININ DEFORMASYON VE GERİLMELERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ*.
- Zheng, L. W., Wang, J. Y., & Yu, R. Q. (2019). Biomaterials in Dentistry. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:80616749>
- Ziaie, B., & Khalili, S. M. R. (2021). Evaluation of Fatigue Life for Dental Implants Using FEM Analysis. *Prosthesis*, 3(4), 300-313. <https://doi.org/10.3390/prosthesis3040028>